



HAL
open science

Impacts balistiques crâniens osseux, l'expérimentation au service de l'enquête

Mikael Petit

► **To cite this version:**

Mikael Petit. Impacts balistiques crâniens osseux, l'expérimentation au service de l'enquête. Biomécanique [physics.med-ph]. Université de Strasbourg, 2016. Français. NNT : 2016STRAD030 . tel-01599248

HAL Id: tel-01599248

<https://theses.hal.science/tel-01599248>

Submitted on 2 Oct 2017

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.

*ÉCOLE DOCTORALE MATHÉMATIQUES,
SCIENCES DE L'INFORMATION
ET DE L'INGÉNIEUR*

Institut de mécanique des fluides et du solide

THÈSE présentée par :

Mikael PETIT

soutenue le : 15 Septembre 2016

pour obtenir le grade de : **Docteur de l'université de Strasbourg**

Discipline/ Spécialité : Sciences pour l'ingénieur / Mécanique-Biomécanique

**Impacts balistiques crâniens osseux,
l'expérimentation au service de l'enquête**

THÈSE dirigée par :

M. RAUL Jean-Sébastien

Professeur, université de Strasbourg

RAPPORTEURS :

M. SCHULIAR Yves

Directeur de l'enseignement et de la recherche,
Pôle Judiciaire de la gendarmerie Nationale

M. PAPY Alexandre

Professeur, Ecole Royale Militaire de Bruxelles

AUTRES MEMBRES DU JURY :

Mme CHAUSSAIN Catherine

Professeur, université Descartes PARIS

Mme DECK Caroline

HDR, université de Strasbourg

Remerciements

Je tiens à remercier le Professeur RAUL de m'avoir soumis ce sujet de recherche et de m'avoir encadré durant ces cinq années de doctorat. Son optimisme indéfectible et la confiance qu'il a su accorder à ce projet en ont permis l'aboutissement.

Je souhaite également remercier Caroline DECK en particulier et l'ensemble de l'équipe de recherche de l'IMFS en général pour leur soutien sans faille, leurs conseils techniques avertis et les discussions enrichissantes.

Je tenais à remercier l'équipe du CEA de Gramat et plus particulièrement Didier CAPDEVILLE qui a su par son génie de vidéaste être d'une aide précieuse dans le montage des différents setups expérimentaux ainsi que Nicolas LECYSYN qui a toujours su être de bons conseils.

Je tiens à remercier également le Colonel GADJENDRA Sarma qui s'est très rapidement intéressé à mes travaux et m'a permis de rencontrer des collaborateurs d'une aide précieuse pour cette recherche.

Je remercie la société PRIMIAL SODEM et son directeur M. BRUNET James qui ont su mettre à disposition tous les éléments nécessaires à la préparation des échantillons.

Je souhaite remercier Catherine CANNET pour les cours particuliers d'histologie qu'elle a bien voulu me donner, et le temps qu'elle a consacré pour que la partie histologie de cette thèse puisse voir le jour.

Je voudrais également remercier l'équipe de recherche de la faculté dentaire de Montrouge et plus particulièrement Catherine CHAUSSAIN et Jérémy SADOINE de leur patience et leur haute expertise et de la mise à disposition des outils de microtomographie.

Je remercie M. HELSTROFFER Stéphane, le « géo trouve tout » des semaines d'expérimentations qui a su proposer des solutions techniques pertinentes face à l'adversité des différentes manipulations.

Je tiens à formuler ma reconnaissance à ma famille et mes proches qui ont su m'épauler sans fléchir dans les moments difficiles et les moments de doutes.

Enfin, « the last but not the least », je tenais à remercier tout spécialement Cédric SAUTIER mon fidèle adjoint et ami qui a su être un vrai partenaire d'échanges scientifiques, un motivateur hors pair et un soutien permanent durant ce travail de recherche.

Table des matières

REMERCIEMENTS	3
TABLE DES MATIERES	5
TABLE DES FIGURES	9
INTRODUCTION	15
CHAPITRE I : REVUE BIBLIOGRAPHIQUE	19
1 Introduction	21
2 Epidémiologie Balistique	21
2.1 Introduction	21
2.2 Les homicides par armes à feu au niveau international	21
2.3 L'usage des armes à feu au niveau national	24
2.4 Analyse de l'homicide par arme à feu	28
2.5 Conclusion	30
3 Anatomie crânienne humaine et animale	31
3.1 Introduction	31
3.2 Anatomie crânienne humaine	31
3.3 La variabilité morphologique	34
3.4 Intravariabilité et variations d'épaisseur crânienne	37
3.5 Anatomie comparée inter-espèce	42
3.5.3.1 Le bœuf	43
3.5.3.2 Le porc	44
3.5.3.3 Le mouton	45
3.5.3.4 La chèvre	46
3.6 Conclusion	47
4 Expérimentations osseuses et/ou crâniennes	48
4.1 Introduction	48
4.2 Essais en quasi statique et dynamique moyenne	48
4.3 Les atteintes balistiques	57
4.4 Conclusion des expérimentations osseuses	68
5 Conclusion	69
CHAPITRE II : HISTOLOGIE COMPAREE	71
1 Introduction	73
2 L'os d'un point de vue histologique	73
2.1 L'os compact	74
2.2 L'os spongieux	75
2.3 L'os animal en histologie	75
3 Matériel et méthode	76

4	Données acquises pour le crâne humain	78
5	Résultats obtenus	79
5.1	Crâne de bœuf	79
5.2	Crâne de porc	80
5.3	Crâne de mouton	81
5.4	Crâne de chèvre	82
5.5	Conclusion	83
6	Conclusion	84
CHAPITRE III : MATERIEL ET METHODE / CAMPAGNES EXPERIMENTALES		85
1	Introduction	87
2	Tirs balistiques	87
2.1	Matériels	87
2.2	Setup	91
2.3	Montage de l'échantillon	93
2.4	Gammes de vitesses	96
2.5	Examens effectués lors des essais	96
3	Post-traitement	97
3.1	Analyse des dommages	97
3.3	Détermination des vitesses avant et après impact	100
3.4	Analyse des débris	101
4	Conclusion	103
CHAPITRE IV : RESULTATS		105
1	Introduction	107
2	Caractérisation des échantillons	107
2.1	Introduction	107
2.2	Résultats globaux	107
2.3	Comparaison avec les résultats sur le crâne humain	111
2.4	Conclusion	113
3	Relation entre vitesse d'impact et perforation	113
3.1	Introduction	113
3.2	Résultats bruts pour la perforation	114
3.3	Vérification du point de V_{LP}	115
3.4	Vérification du V_{LNP}	116
3.5	Conclusion	120
4	Vitesse d'impact, perte de vitesse et épaisseur crânienne	121
4.1	Introduction	121
4.2	Vitesse d'impact et vitesse résiduelle	121
4.3	Vitesse d'impact et perte de vitesse	123
4.4	Perte de vitesse et épaisseurs des couches crâniennes	125
4.5	Perte de vitesse et perte de masse	128
4.6	Conclusion	128
5	Relation entre énergie, vitesse d'impact et épaisseurs	129
5.1	Introduction	129
5.2	Perte d'énergie et vitesse d'impact	130

5.3	Energie perdue et énergie d'impact	131
5.4	Energie perdue et épaisseur de la cible	132
5.5	Energie et perte de masse	133
5.6	Conclusion	134
6	Quant aux débris expulsés	135
6.1	Introduction	135
6.2	Quant au cône d'expulsion des débris	135
6.3	Quant à la dimension des débris	137
6.4	Quant à la vitesse des débris	139
6.5	Quant à la détermination de l'énergie absorbée par le crâne	141
6.6	Conclusion	145
7	Etude du mécanisme lésionnel en sortie	146
7.1	Introduction	146
7.2	Chronologie du mécanisme lésionnel	146
7.3	Quant à la quantité des fractures radiales	150
7.4	Quant aux fractures concentriques	151
7.5	Quant à la compétition fractures radiales/ fractures concentriques	152
7.6	Quant à la progression d'une potentielle onde de pression dans le milieu	153
7.7	Quant au comportement de la table externe	153
7.8	Conclusion	155
8	Observations diverses	156
8.1	Introduction	156
8.2	Quant au cône osseux	156
8.3	Quant à la délamination de la table interne et la fracturation de la diploé	157
8.4	Quant à la vitesse de fracturation	159
8.5	Conclusion	160
9	Conditions limites	161
9.1	Introduction	161
9.2	Influence de l'inclinaison de la cible	161
9.3	Influence du support	164
9.4	Influence de la congélation	166
9.5	Influence de la taille du projectile	167
9.6	Conclusion	171
10	Conclusion	172
CHAPITRE V : APPORT DES RESULTATS POUR L'EXPLICATION DU MECANISME LESIONNEL OSSEUX		173
1	Introduction	175
2	Comparaison avec la littérature	175
2.1	Le « Plugging model »	175
2.2	Le « SELLIER's velocity profile »	176
2.3	Les essais réalisés par l'équipe de Huelke	176
2.4	Le modèle heuristique de Kieser	177
2.5	Conclusion partielle	178
3	Vers une proposition de mécanisme lésionnel	179
3.1	Le projectile	179
3.2	Les lésions	179
3.3	Mécanisme lésionnel proposable	181

CONCLUSION ET PERSPECTIVES	185
BIBLIOGRAPHIE	191
ANNEXE I : MESURES HISTOLOGIQUES	199
ANNEXE II : FABRICATION DES CANONS ET MUNITIONS	200
ANNEXE III : MESURES DES EPAISSEURS DES DIFFERENTES COUCHES OSSEUSES DES ECHANTILLONS	205
ANNEXE IV : DONNEES DE VITESSES, MASSES ET ENERGIES	209

Table des figures

Figure 1 : Nombre d'homicides pour 100 000 habitants (source UNODC)	22
Figure 2 : Répartition des moyens utilisés dans le cadre d'homicides (source UNODC) .	22
Figure 3 : Répartition par continent des moyens utilisés dans le cadre d'homicides	23
Figure 4 : Nombre d'homicides par arme à feu pour 100 000 habitants (source UNODC)	23
Figure 5 : Nombre d'armes détenues pour cent habitants (source THE GUARDIAN)	24
Figure 6 : Nature des décès par armes à feu (données extraites de l'article[1])	25
Figure 7 : Nature des décès par arme à feu selon le sexe (données extraites de l'article[1])	25
Figure 8 : répartitions des causes de décès selon le sexe (graphe extrait de l'article[1])	26
Figure 9 : Nombre de décès par arme à feu en fonction de l'âge et du sexe (graphe extrait de l'article[1])	26
Figure 10 : Nature du décès par arme à feu en fonction de l'âge (données extraites de l'article[1])	27
Figure 11 : Type d'arme à feu utilisé en fonction de la nature du décès (données extraites de l'article[1])	27
Figure 12 : Evolution du nombre de décès par arme à feu par année et par sexe (graphe extrait de l'article[1])	28
Figure 13 : Répartition du type d'arme utilisé dans les homicides et tentatives (données su 127 cas)	29
Figure 14 : Type de munitions utilisées avec les armes de chasse	29
Figure 15 : Répartition des atteintes par zones anatomiques	30
Figure 16 : Vue anatomique du crâne humain (coupe de profil à gauche et frontale à droite)	31
Figure 17 : Vue de l'intérieur de la calvaria (à gauche) et de la base du crâne (à droite)	32
Figure 18 : Vues des différents os du crâne (de face à gauche et de profil à droite)	32
Figure 19 : Vues de la structure de l'os crânien (en coupe horizontale passant au-dessus des orbites à gauche, en coupe sagittale passant entre les deux yeux au milieu, et dans le plan frontal passant par le vertex à droite)	33
Figure 20 : Vue de la différence entre un crâne adulte (à gauche) et d'enfant (à droite)	34
Figure 21 : Vues des différences morphologiques du crâne en fonction de l'ethnie	35
Figure 22 : Comparaison entre un crâne d'homme (en haut) et celui d'une femme (en bas) [26]	36
Figure 23 : Comparaison entre le crâne de singe (à gauche) et le crâne humain (à droite)	42
Figure 24 : Vue d'une coupe sagittale d'un crâne de boeuf	43
Figure 25 : Vue d'une coupe sagittale d'un crâne de porc	44
Figure 26 : Vue d'une coupe sagittale d'un crâne de mouton	45
Figure 27 : Vue de la structure crâne de chèvre	46
Figure 28 : Echelle de l' Abbreviated Injury Scale	49
Figure 29 : Représentation des différentes éprouvettes utilisées (à gauche) et module élastique en compression en fonction de la position (à droite)	51
Figure 30 : Vues des positions d'impacts	52
Figure 31 : Vue du système de sollicitation	55
Figure 32 : Tableau récapitulatif des essais statiques et dynamiques	56

Figure 33 : Description des différents types de lésions crâniennes observées [61]	58
Figure 34 : Relation entre la vitesse d'impact et l'énergie perdue en fonction du type d'os [69].....	60
Figure 35 : Vue de la traversée d'un os synthétique par un projectile d'arme d'épaule [73].....	61
Figure 36 : Vue du type de setup utilisé pour les essais	62
Figure 37 : Vue d'une lésion de type "Gutter Wound"	63
Figure 38 : Vue d'une lésion en "trou de serrure"	63
Figure 39 : Représentation schématique d'un orifice balistique[84]	64
Figure 40 : Vue de la forme conique d'une atteinte balistique crânienne	64
Figure 41 : Représentation schématique du "plugging model"	65
Figure 42 : Profil d'un projectile de 6,35 mm Browning passant à travers une tête d'après Sellier [66]	66
Figure 43 : Modèle heuristique de la pénétration d'un projectile déformable dans un os plat[84].....	66
Figure 44 : Vue de la tête hybride et du setup associé	67
Figure 45 : Vue d'un orifice de sortie dans un crâne synthétique	68
Figure 46 : Composition de la matrice extracellulaire[92].....	73
Figure 47 : Schéma des cellules du tissu osseux observées en microscopie électronique[93].....	74
Figure 48 : Os compact composé de systèmes de Havers ou ostéons présentant une organisation concentrique des lamelles osseuses centrées sur le canal de Havers[92]	74
Figure 49 : Os spongieux ou trabéculaire présentant une organisation parallèle des lamelles osseuses[92]	75
Figure 50 : Os de chèvre - Noter l'aspect sinusoïdal des fibres de collagène[92] (coloration PS et lumière polarisée).....	75
Figure 51 Os de poulet - Noter l'aspect en "bande d'ostéons" [92] (coloration PS et lumière polarisée)	75
Figure 52 : tableau récapitulatif des échantillons utilisés	76
Figure 53 : protocole utilisé pour l'étude histologique des crânes d'animaux.....	77
Figure 54 : Vue en coupe de l'os crânien humain (coloration PS sans lumière polarisée)	78
Figure 55 : Vue en coupe de la table externe (en haut) et interne (en bas) de l'homme (coloration PS et lumière polarisée).....	78
Figure 56 : Localisation macroscopique du prélèvement sur le crâne de bœuf.....	79
Figure 57 : Vue de la coupe de l'os crânien de bœuf coloration PS sans lumière polarisée	79
Figure 58 : Vue de la coupe de la table externe du bœuf (coloration PS et lumière polarisée).....	79
Figure 59 : Vue de la coupe de la table interne du bœuf (coloration PS et lumière polarisée).....	79
Figure 60 : Localisation macroscopique des prélèvements sur le crâne de porc.....	80
Figure 61 : Vue en coupe de l'os crânien de porc (coloration PS sans lumière polarisée)	80
Figure 62 : Vue de la coupe de la table externe du porc (coloration PS et lumière polarisée).....	80
Figure 63 : Vue de la coupe de la table interne du porc (coloration PS et lumière polarisée).....	80

Figure 64 : Localisation macroscopique des prélèvements sur le crâne de mouton	81
Figure 65 : Vue en coupe de l'os crânien de mouton (coloration PS sans lumière polarisée).....	81
Figure 66 : Vue en coupe de la table externe (en haut) et interne (en bas) du mouton (coloration PS et lumière polarisée).....	81
Figure 67 : Localisation macroscopique des prélèvements sur le crâne de chèvre	82
Figure 68 : Vue en coupe l'os crânien de la chèvre (coloration PS sans lumière polarisée)	82
Figure 69 : Vue en coupe de la table externe (en haut) et interne (en bas) de la chèvre (coloration PS et lumière polarisée).....	82
Figure 70 : tableau récapitulatifs des données histologiques obtenues.....	83
Figure 71 : Vues des différentes étapes de préparation de l'échantillon	88
Figure 72 Vue de la bille de 6 mm (à gauche) et celle de 8 mm (à droite)	88
Figure 73 : Cartouche standard (en haut) et cartouche à chambre réduite avec munition feuillette de propulsion (en bas).....	89
Figure 74 : vue de l'arme utilisée pour la première campagne d'essais.....	90
Figure 75 : Vue des canons utilisés pour la seconde campagne d'essais en 8 mm (en haut) et 6 mm (en bas)	90
Figure 76 : Vues planaires et photographies des montages (de haut en bas : setup à 90° et inclinaison de la première campagne, et setup de la seconde) (A étant la position du lanceur, B celle de l'échantillon, C la caméra latérale, D la caméra arrière et Ei les sources lumineuses).....	92
Figure 77 : Vue de l'étape de simbleautage.....	93
Figure 78 : Vue du système de fixation (à gauche) et de la vérification de l'inclinaison (à droite)	93
Figure 79 : Vues des résultats obtenus avant et après impact (42 images séparent les deux photographies)	94
Figure 80 : Vues des enregistrements in situ au niveau de la table externe (à gauche) et interne (à droite) de l'échantillon 12	96
Figure 81 : vue du microtomographe à rayons X utilisé.....	97
Figure 82 : vue de la stabilisation de l'échantillon avant acquisition	98
Figure 83 : vue du traitement et mesure en 3D MPR de l'échantillon A28.....	99
Figure 84 : vue de la reconstruction 3D en entrée (à gauche) et en sortie (à droite) de l'échantillon A28	99
Figure 85 : feuille de calcul des vitesses.....	100
Figure 86 : Etape de choix de la ROI.....	101
Figure 87 : image non filtrée (en haut) et après réduction du bruit de fond (en bas) ...	102
Figure 88 : vues des images avant (à gauche) et après détection des débris (à droite)	102
Figure 89 : vue de la détection de l'enveloppe convexe (en rouge) des directrices (en bleue) et de la bissectrice (en vert).....	103
Figure 90 : Schéma général du protocole expérimental.....	104
Figure 91 : vues du protocole de mesure en 8 points.....	108
Figure 92 : variation des épaisseurs intra échantillon	109
Figure 93 : illustration de l'intravariabilité.....	109
Figure 94 : vue de l'influence d'une suture sur la structure	110
Figure 95 : Illustration de l'intervariabilité.....	110
Figure 96 : illustration de la finesse de certaines tables interne (échantillon A24).....	111
Figure 97 : comparatif de l'épaisseur de la table externe des échantillons avec la bibliographie pour le crâne humain	111

Figure 98 : comparatif de l'épaisseur de la diploé des échantillons avec la bibliographie pour le crâne humain	112
Figure 99 : comparatif de l'épaisseur de la table interne des échantillons avec la bibliographie pour le crâne humain	112
Figure 100 : comparaison des épaisseurs des différentes couches des échantillons avec celles observée en zone pariétale humaine.....	113
Figure 101 : relation entre vitesse d'impact et perforation.....	114
Figure 102 : vue de la localisation et de la morphologie de l'échantillon 13.....	116
Figure 103 : vue de la localisation et de la morphologie de l'échantillon A22.....	116
Figure 104 : vue de la localisation de l'atteinte sur l'échantillon A22 au niveau de la table externe (à gauche) et interne (à droite).....	117
Figure 105 : vue de l'impact filmé en latéral	117
Figure 106 : vue de la localisation et de la morphologie de l'échantillon 16.....	118
Figure 107 : vue de la localisation de l'échantillon 16	118
Figure 108 : vue de la localisation et de la morphologie de l'échantillon A17.....	118
Figure 109 : vue de la localisation et de la morphologie de l'échantillon 104.....	119
Figure 110 : vue de la localisation de l'atteinte sur l'échantillon 104 au niveau de la table externe (à gauche) et interne (à droite).....	119
Figure 111 : vue de l'impact filmé en latéral	120
Figure 112 : perforation en fonction de la vitesse d'impact	120
Figure 113 : vitesse résiduelle en fonction de la vitesse d'impact.....	121
Figure 114 : perte de vitesse en fonction de la vitesse d'impact.....	123
Figure 115 : vue de la localisation et de la morphologie de l'échantillon A12.....	123
Figure 116 : perte de vitesse en fonction de l'épaisseur de la table externe.....	125
Figure 117 : perte de vitesse en fonction de l'épaisseur de la diploé	126
Figure 118 : perte de vitesse en fonction de l'épaisseur de la table interne.....	126
Figure 119 : perte de vitesse en fonction de l'épaisseur totale	127
Figure 120 : perte de vitesse en fonction de du ratio d'épaisseur de cortical et diploé	127
Figure 121 : perte de vitesse en fonction de la perte de masse.....	128
Figure 122 : énergie perdue en fonction de la vitesse d'impact.....	130
Figure 123 : énergie perdue en fonction de la vitesse d'impact et recherche d'une relation polynomiale	131
Figure 124 : perte d'énergie en fonction de l'énergie d'impact.....	131
Figure 125 : énergie perdue en fonction de l'épaisseur totale	132
Figure 126 : perte de vitesse en fonction des épaisseurs des différentes couches osseuses	133
Figure 127 : énergie perdue en fonction de la perte de masse.....	133
Figure 128 : vue du nuage de débris à différentes vitesses d'impact	136
Figure 129 : angle d'ouverture du cône de débris en fonction de la vitesse d'impact ...	136
Figure 130 : taille moyenne des débris en fonction de la vitesse d'impact.....	137
Figure 131 : taille maximale des débris en fonction de la vitesse d'impact.....	137
Figure 132 : vue de l'évolution des la taille des débris pour différentes vitesses d'impact	138
Figure 133 : vue du premier "rideau de débris"	139
Figure 134 : vitesse maximale des débris en fonction de la vitesse d'impact.....	140
Figure 135 : vitesse maximale des débris en fonction de la vitesse résiduelle	140
Figure 136 : visualisation des débris générés par l'impact.....	142
Figure 137 : énergie absorbée en fonction des épaisseurs des différentes couches osseuses	143

Figure 138 : vues de la structure des différents échantillons	144
Figure 139 : vue de l'état de la table interne avant impact (échantillon A1)	146
Figure 140 : vue de la création des premières fractures radiales	147
Figure 141 : vue de la propagation des fractures et soulèvement de la table interne....	147
Figure 142 : vue de la rupture de la table interne	148
Figure 143 : vue du soulèvement concentrique de la table interne	148
Figure 144 : vue de l'expulsion des débris	149
Figure 145 : vue du nombre de fractures radiales en fonction de la vitesse d'impact...	150
Figure 146 : vue du nombre de fractures concentriques en fonction de la vitesse d'impact (échantillon A13 à gauche et A39 à droite)	151
Figure 147 : vues de l'émiettement de la table interne.....	151
Figure 148 : vues de la compétition entre fractures radiales et concentriques.....	152
Figure 149 : vues de la progression de l'onde dans le milieu (échantillon A29)	153
Figure 150 : vue des lésions au niveau de la table externe en fonction de la vitesse d'impact.....	154
Figure 151 : vues des cônes en sortie en fonction de la vitesse d'impact.....	156
Figure 152 : vue de la propagation de la fracturation dans le plan normal à la surface osseuse (échantillon 3).....	157
Figure 153 : vue de l'écrasement de la diploé sans détachement de la table interne (en haut, échantillon 10) et avec détachement de la table (en bas, échantillon B15) ..	158
Figure 154 : vue de la propagation d'une fracture.....	159
Figure 155 : vue de la morphologie de l'atteinte osseuse pour un tir avec incidence....	161
Figure 156 : Influence de l'inclinaison sur la perte de vitesse	162
Figure 157 : Influence de l'inclinaison sur la perte d'énergie	162
Figure 158 : vues de la forme des nuages de débris en fonction de l'inclinaison.....	163
Figure 159 : vue du dispositif de suspension	164
Figure 160 : perte de vitesse en fonction de la vitesse d'impact pour les tirs avec pince et ceux pendulaires	165
Figure 161 : vues du mouvement de la cible lors de sa traversée par le projectile.....	165
Figure 162 : perte de vitesse en fonction de la vitesse d'impact et du temps de congélation	166
Figure 163 : vue de la structure de l'échantillon A53	167
Figure 164 : perte de vitesse en fonction de la vitesse d'impact et du diamètre de la bille	168
Figure 165 : perte de vitesse en fonction de l'énergie d'impact et du diamètre de la bille	168
Figure 166 : vues des dommages en fonction du diamètre de la bille et de la vitesse d'impact.....	170
Figure 167 : équation proposée par le « plugging model » (à gauche) et résultats obtenus lors de nos essais (à droite).....	175
Figure 168 : vue de la proposition schématique de la lésions crânienne balistique faite par Kieser (à gauche) vues en microtomographie d'orifices obtenus lors de nos essais (à 153m.s ⁻¹ au centre et 375 m.s ⁻¹ à droite).....	177
Figure 169 : modèle heuristique de la pénétration d'un projectile déformable dans un os plat[84]	177
Figure 170 : création de fractures coniques sous l'action d'une onde de pression suite au choc	181
Figure 171 : création d'un cavité temporaire lors de l'arrivée dans la diploé	182

Figure 172 : le volume de la cavité temporaire diminue sur le trajet et est contenu dans le cône de fracturation initiale	182
Figure 173 : le projectile sort de la table interne emmenant avec lui les débris dont certains sont expulsés sous l'effet de la cavitation.....	183

Introduction

La balistique lésionnelle, carrefour de l'expertise balistique et de la médecine légale, est fréquemment confrontée à l'évaluation et la caractérisation de plaies balistiques crâniennes. Il peut alors être demandé au balisticien et au médecin légiste de déterminer si l'atteinte observée est compatible avec un couple arme-munition particulier, avec une balle perdue, ou même si l'orifice constaté est bien d'origine balistique.

Le domaine des armes à feu, bien qu'une des sciences forensiques (sciences entourant la scène de crime) les plus anciennes, souffre d'un empirisme certain. Contrairement à ce que peut laisser croire le tumulte audiovisuel entourant ces « sciences criminelles » nombre de questions sont aujourd'hui sans réponse, ou basées sur des avis d'experts s'appuyant sur des recherches empiriques et lacunaires.

De nombreuses recherches ont été menées sur les traumatismes de l'extrémité cervico-céphaliques pour répondre aux besoins d'amélioration de sécurité automobile principalement.

Pour ce qui est de l'expérimentation balistique, elle s'est, elle aussi, essentiellement concentrée sur les systèmes de protection, tels que les casques et les effets arrière associés, mais très peu sur l'impact direct du crâne humain. Ce manque pourrait s'expliquer par le fait qu'une atteinte directe de la tête par balle laisse une chance de survie très faible et ne présenterait qu'un intérêt forensique, impactant donc un nombre très restreint de personnes.

C'est dans ce contexte que l'Institut de Mécanique des Fluides et du Solide (IMFS) et en particulier l'équipe MMB du laboratoire ICube de l'Université de Strasbourg (UDS), l'Institut Médico-Légal de Strasbourg et l'Institut de Recherches Criminelles de la Gendarmerie Nationale (IRCGN) ont allié leurs différentes compétences pour tenter de répondre à la problématique de l'impact balistique crânien.

Au regard du peu de recherches effectuées dans ce domaine, s'attaquer à l'impact balistique sur l'ensemble de la tête dans le cadre d'une thèse s'est vite avéré illusoire. Le rôle important joué par la barrière osseuse dans les autres mécanismes lésionnels connus et bien documentés a orienté notre travail de recherche vers l'étude des phénomènes entourant l'impact balistique osseux crânien.

Tournée vers l'expérimentation et l'observation, cette thèse aura pour objectif de proposer un modèle descriptif de la lésion balistique au niveau de l'os du crâne (chapitre 5).

Avant toute expérimentation, un état de l'art approfondi est réalisé dans la première phase de ce travail, portant sur l'anatomie du crâne humain, sa comparaison avec celui des animaux, les paramètres biomécaniques qui lui sont associés et les expérimentations balistiques existantes. En préambule à cet état de l'art, une épidémiologie balistique succincte est présentée afin de mieux cerner l'environnement dans lequel cette recherche évolue.

Les expérimentations menées dans le cadre de ce travail ne pouvant être faites sur des crânes humains, une étude histologique comparative est effectuée afin de déterminer l'animal présentant des caractéristiques crâniennes les plus proches de celles de l'homme (Chapitre 2). Deux campagnes d'essais ont été effectuées dans le cadre de cette thèse sur plus de 100 crânes de chèvres avec du matériel de pointe et des méthodes expliquées et documentées (chapitre 3). L'ensemble de ces essais ont permis d'avoir une base de données exploitable permettant d'établir des relations potentielles entre les différents éléments mesurés ou observés (chapitre 4). Toutes ces données ainsi acquises nous permettent de mieux appréhender le mécanisme lésionnel de

l'impact balistique osseux crânien et de faire des hypothèses argumentées quant à sa cinématique (chapitre 5).

Chapitre I : Revue bibliographique

1 Introduction

Ce chapitre rassemble un certain nombre d'éléments environnementaux ou bibliographiques se rapportant au sujet de cette recherche.

Une première partie est consacrée à l'épidémiologie balistique permettant de comprendre le contexte dans lequel s'inscrit ce travail, et l'importance du phénomène balistique.

Un deuxième volet sera consacré à l'anatomie crânienne avec pour objectif la description géométrique de cette partie du corps, sa composition et l'ensemble des paramètres pouvant les influencer.

Il sera également abordé une comparaison avec l'anatomie crânienne de plusieurs animaux.

Enfin une revue bibliographique des expérimentations osseuses et/ou crâniennes sera réalisée. Cette dernière partie abordera dans un premier temps les résultats de différents travaux de recherche portant sur la caractérisation quasi statique et dynamique de l'os crânien suivis d'une rapide présentation documentée des lésions balistiques puis des tests effectués sur l'os dans ce domaine.

2 Epidémiologie Balistique

2.1 Introduction

Au regard des différents cas rencontrés, nous replacerons l'impact osseux crânien dans l'environnement criminel général auquel sont confrontés les experts en balistique et les médecins légistes. Il s'agira dans un premier temps de présenter et analyser au niveau international puis national, les informations relatives aux homicides en général et ceux impliquant les armes à feu en particulier. Puis en s'appuyant sur les cas rencontrés au sein du département balistique de l'Institut de Recherche Criminelle de la Gendarmerie Nationale d'analyser les différentes données relatives aux homicides par armes à feu.

2.2 Les homicides par armes à feu au niveau international

A l'instar de ce qui est pratiqué sur toute scène de crime, notre observation s'effectuera du général au particulier. La cartographie suivante (figure 1) recense le nombre d'homicides par Etat rapporté au nombre d'habitants pour permettre la comparaison.

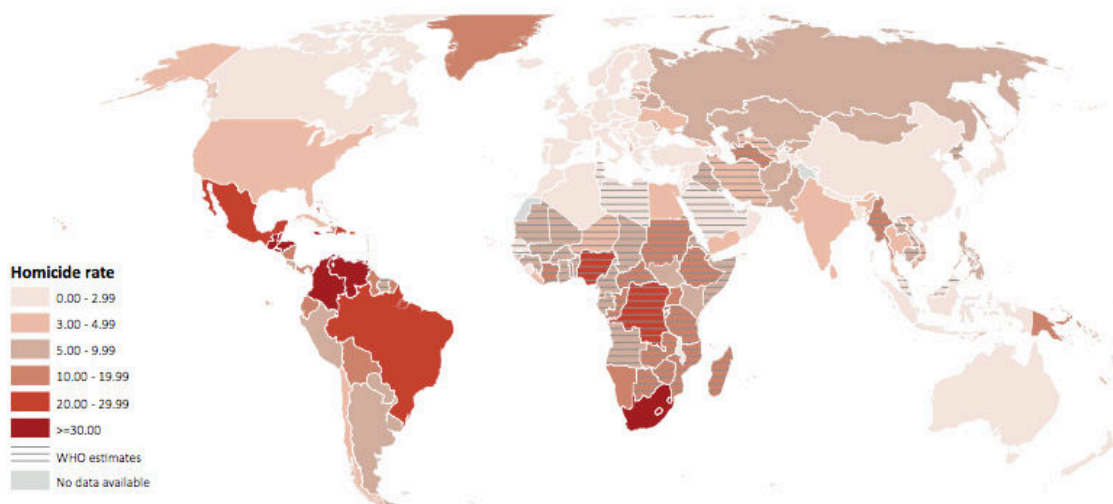


Figure 1 : Nombre d'homicides pour 100 000 habitants (source UNODC)

Ces données proviennent du bureau des Nations Unies sur les drogues et le crime (UNODC) qui a pour mission d'étudier le crime à l'échelle mondiale. Ces données peuvent être lacunaires ou parfois faussées par la non-participation de certains pays ou une participation partielle. Ces données peuvent également être complétées par l'Institut des hautes études internationales et du développement basé à Genève qui produit également tous les ans une enquête sur les armes légères à l'international appelée « small arms survey ».

L'analyse de l'ensemble de ces données permet d'établir une cartographie de la part des armes à feu dans les homicides au niveau international comme le montre la figure 2.



Figure 2 : Répartition des moyens utilisés dans le cadre d'homicides (source UNODC)

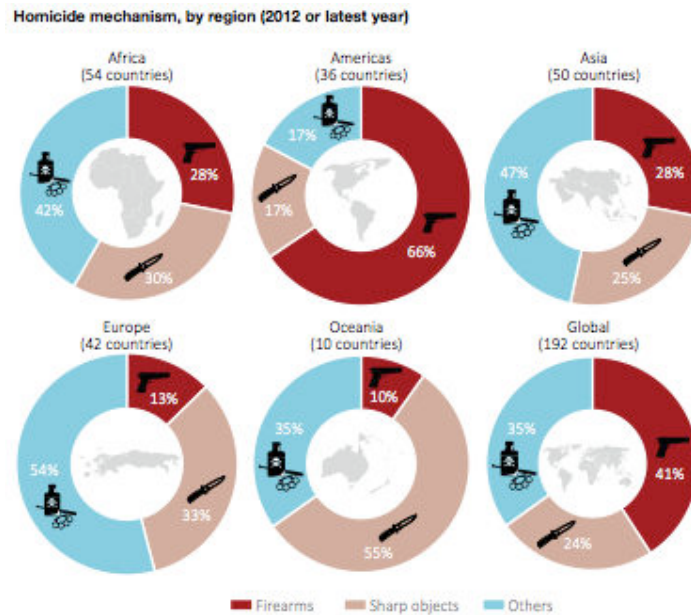


Figure 3 : Répartition par continent des moyens utilisés dans le cadre d'homicides

Ces données montrent une utilisation des armes à feu dans plus de 40% des affaires d'homicides au niveau international mais une très grande disparité existe entre continents (figure 3). En effet pour le continent américain, ce moyen est utilisé dans plus de 2/3 des cas alors qu'il l'est dans moins de 15% des cas sur le vieux continent. Les pays présentant le plus haut taux d'homicides par armes à feu sont le Honduras, le Salvador et la Jamaïque suivis de près par le Mexique et le Brésil dont le taux de mortalité par armes à feu peut être expliqué par une instabilité politique marquée et une guerre importante entre narcotrafiquants.

Cette différence reste très marquée même lorsque l'on ne compare que les pays développés (figure 4) avec un taux d'homicides par armes à feu pour 100 000 habitants presque 4 fois supérieur aux Etats Unis que sur le premier pays européen (Suisse) et près de 50 fois plus qu'en France (hors attentats).

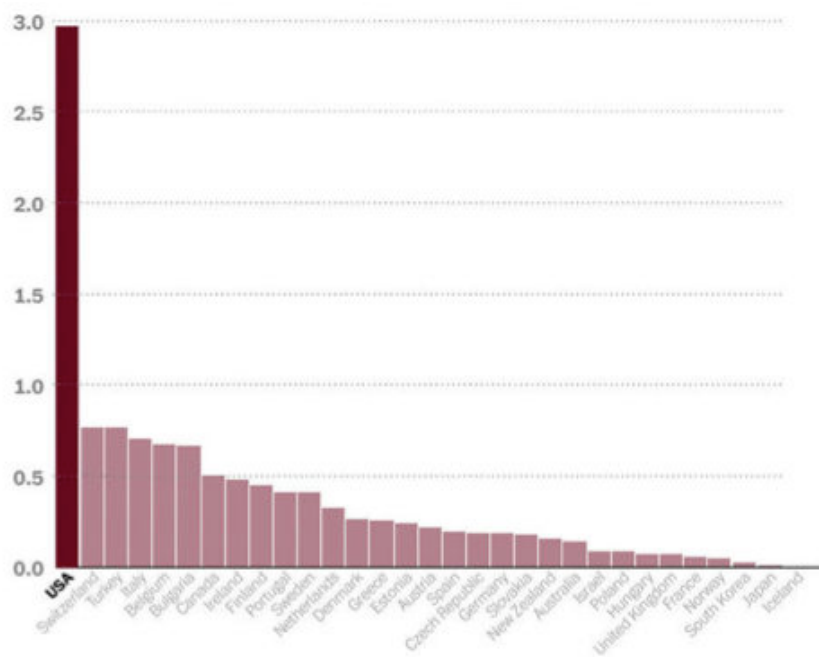


Figure 4 : Nombre d'homicides par arme à feu pour 100 000 habitants (source UNODC)

De telles disparités pourraient s'expliquer par le nombre d'armes détenues, les différences de législation, ou par une raison sociétale.

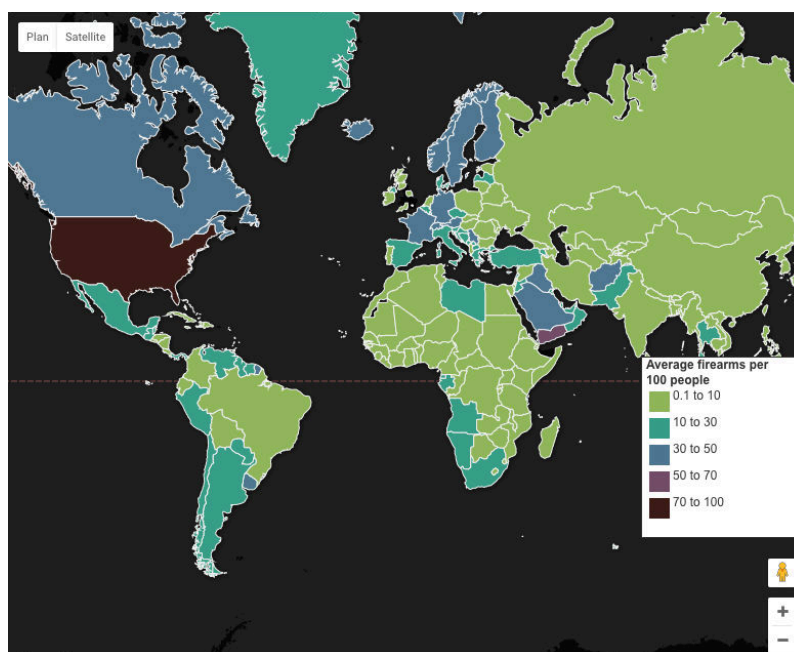


Figure 5 : Nombre d'armes détenues pour cent habitants (source THE GUARDIAN)

En ce qui concerne le nombre d'armes détenues par habitant dans les différents pays, il existe une adéquation toute relative entre le nombre d'armes détenues et le nombre d'homicides impliquant des armes à feu (figure 5).

Pour ce qui est de la législation sur les armes à feu au niveau international, les difficultés déjà rencontrées au seul échelon européen pour harmoniser ces dernières entre les différents états membres, associées aux débats récurrents lancés aux Etats Unis après chaque tuerie, montrent toute la complexité dans la caractérisation de son impact sur ces statistiques.

2.3 L'usage des armes à feu au niveau national

Les données statistiques précises et actualisées au niveau national sont parfois plus difficiles à avoir que les données générales au niveau international. La dernière étude précise sur la mortalité par armes à feu a été réalisée en 2004 par une équipe de l'INSERM à la demande de Direction Générale de la Santé[1]. Cette étude, s'appuie sur les statistiques nationales des causes médicales de décès entre 1979 et 1999. Elle a pour but de décrire le niveau de mortalité par armes à feu en France, en fonction des caractéristiques sociodémographiques habituellement utilisées en épidémiologie descriptive (sexe, âge,...) et d'en étudier l'évolution dans le temps. Les données sont issues des informations fournies par les certificats médicaux de décès.

Les décès par armes à feu sont classés en 4 catégories :

- Les accidents
- Les suicides
- Les homicides
- Les traumatismes causés d'une manière indéterminée quant à l'intention.

Cette dernière catégorie regroupe les décès pour lesquels le médecin certifiant le décès n'a pas été en mesure ou a omis d'indiquer la nature de ce dernier (accident, suicide ou homicide).

En 1999, il a été dénombré 100 accidents, 2026 suicides, 154 homicides et 327 décès suite à des traumatismes causés d'une manière indéterminée quant à l'intention sur le territoire français (figure 6).

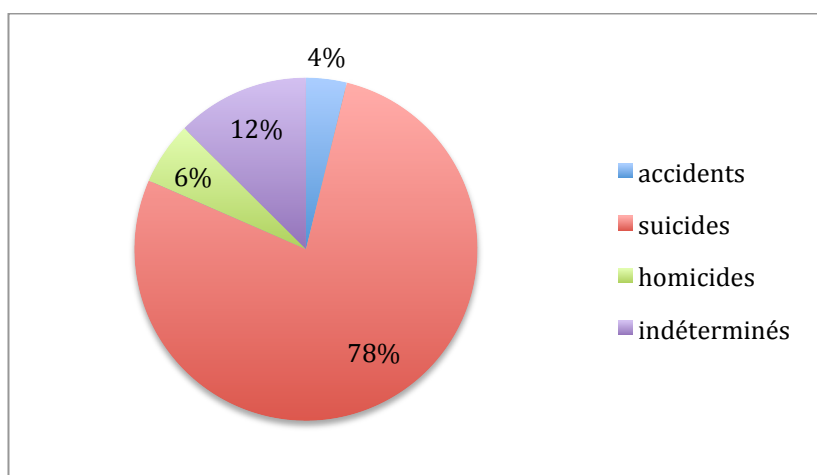


Figure 6 : Nature des décès par armes à feu (données extraites de l'article[1])

Ce taux de décès est beaucoup plus marqué chez les hommes que chez les femmes (2332 décès pour les hommes contre 275 pour les femmes) comme le montre la figure 7.

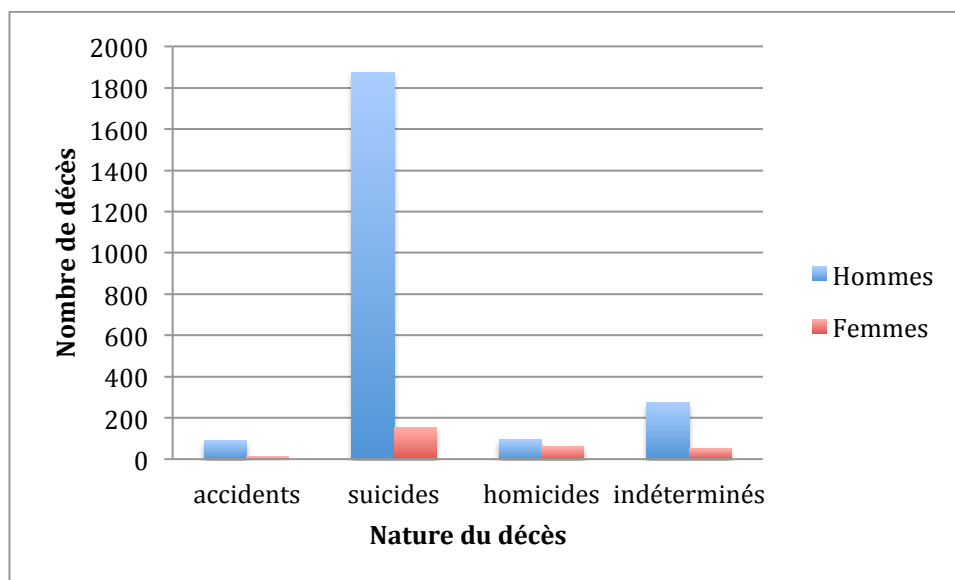


Figure 7 : Nature des décès par arme à feu selon le sexe (données extraites de l'article[1])

Le décès par mort violente est certes plus marqué chez les hommes que chez les femmes mais l'importance de la part de décès par armes à feu est sans commune mesure avec cette différence observée (figure 8).

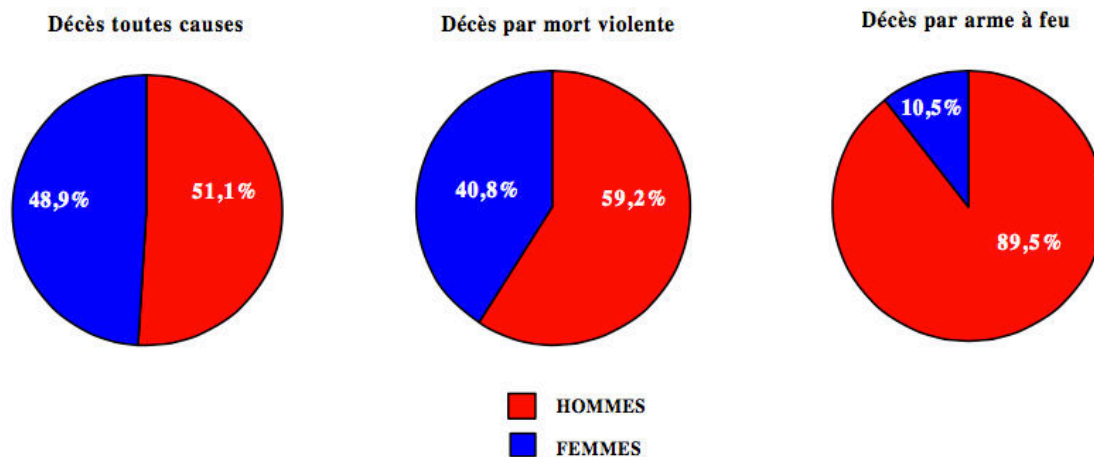


Figure 8 : répartitions des causes de décès selon le sexe (graphe extrait de l'article[1])

Les décès par armes à feu touchent tous les âges même ceux extrêmes avec 26 décès recensés pour les 1-14 ans et 120 au delà de 85 ans. Les pics de mortalité sont obtenus entre 45-49 ans et 70-74 ans comme le montre la figure 9.

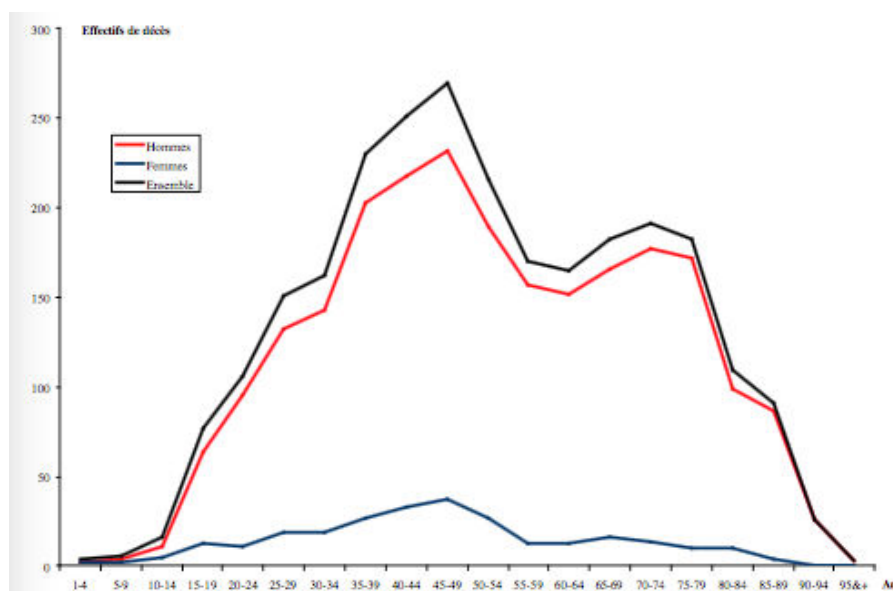


Figure 9 : Nombre de décès par arme à feu en fonction de l'âge et du sexe (graphe extrait de l'article[1])

Une étude plus fine en prenant en compte la nature du décès par arme à feu montre une part d'homicides plus importante pour la tranche d'âge 25-44 ans alors que celle des suicides atteint son maximum pour la tranche > 65 ans (figure 10).

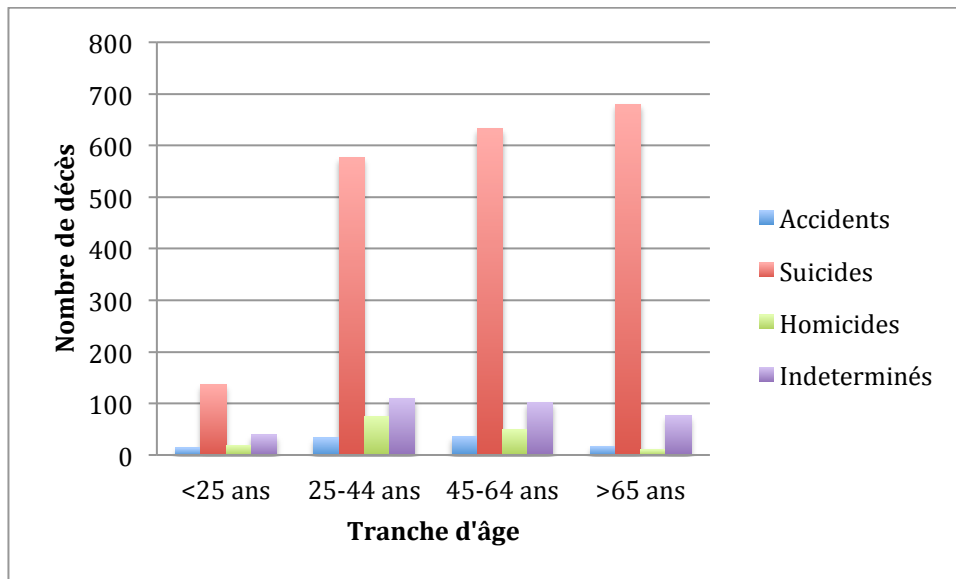


Figure 10 : Nature du décès par arme à feu en fonction de l'âge (données extraites de l'article[1])

En ce qui concerne le type d'arme utilisé, cette étude montre les lacunes importantes du système pour la collecte d'information dans ce domaine. En effet dans la très grande majorité des cas (plus de 90%), le type d'arme n'est pas renseigné (figure 11). L'ensemble des données étant extraites des certificats de décès rédigés par le médecin, il est possible que celui-ci n'est pas été formé pour intégrer de telles données.

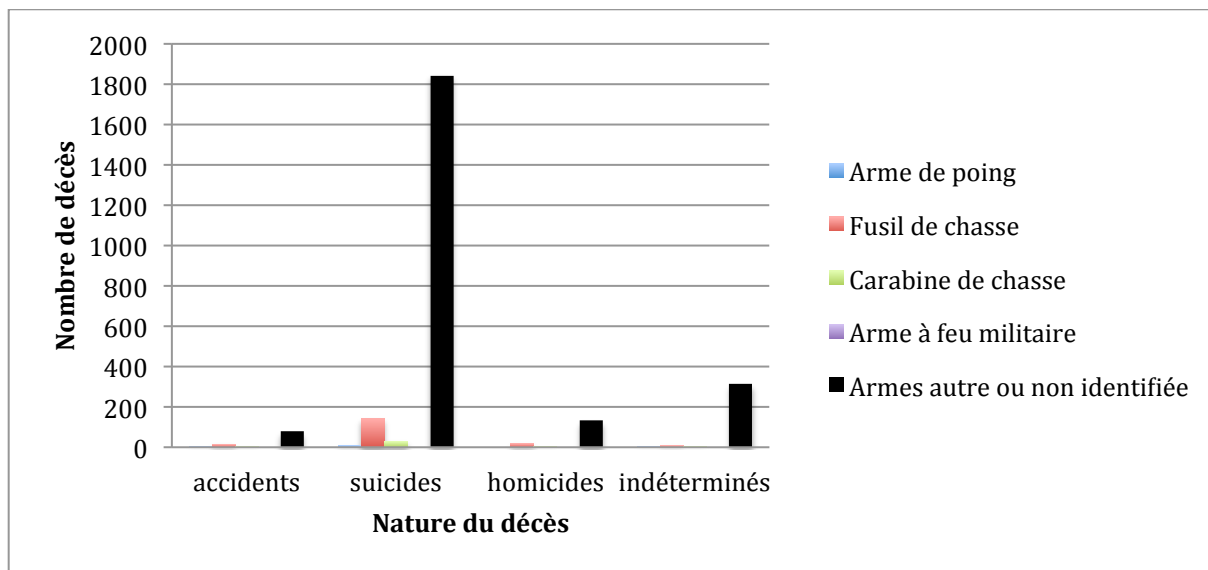


Figure 11 : Type d'arme à feu utilisé en fonction de la nature du décès (données extraites de l'article[1])

Sur la période considérée dans l'étude (1979-1999) L'évolution dans le temps de la mortalité par arme à feu montre une augmentation de celle-ci sur la période 79-85 puis une certaine stagnation jusqu'au début des années 90 pour décroître jusqu'en 1999 (figure 12).

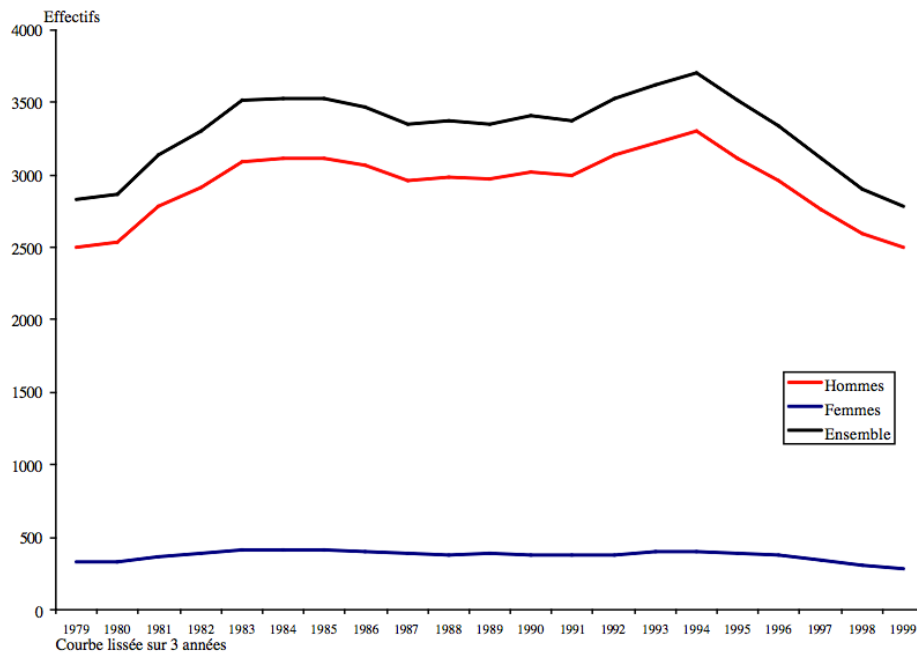


Figure 12 : Evolution du nombre de décès par arme à feu par année et par sexe (graphe extrait de l'article[1])

La courbe des homicides suit la même tendance que la courbe des décès par arme feu avec une diminution plus rapide depuis le début des années 90 pour atteindre son minimum en 1999 à 154 homicides. En 2014, le nombre d'homicides par arme à feu en France s'établissait à environ 140 pour un peu plus de 800 homicides au total (source ministère de l'intérieur).

Cette partie nous a permis de mieux cerner l'influence de certaines caractéristiques sociodémographiques sur la mortalité par arme à feu en général et celle des homicides en particulier. Elle a également exposé les fragilités de la collecte des données forensiques entourant ces décès. Ce sont ces lacunes que nous allons essayer de palier dans la partie suivante.

2.4 Analyse de l'homicide par arme à feu

Afin de mieux cerner la typologie, d'un point de vue forensique (type d'arme utilisé, type de projectile, nombre de tirs, distance de tir, zone atteinte), des homicides par armes à feu en France, nous nous appuyerons sur les cas recensés au sein de notre laboratoire (l'Institut de Recherche Criminelle de la Gendarmerie Nationale) sur la période 2012-2014. Seuls les cas présentant assez d'informations forensiques sont compilés. Cette base de données ainsi constituée ne se veut aucunement représentative de l'ensemble des homicides rencontrés sur le territoire national mais plus un retour d'expérience sur les missions qui ont pu être confiées à notre Institut.

Sur la période 2012-2014, 127 cas présentant assez d'informations ont été recensés. A l'instar de ce qui a été vu dans le paragraphe précédent, on constate une majorité de victimes de sexe masculin (18 victimes sont des femmes sur l'ensemble de cette série). Bien que cette série soit trop petite pour faire une répartition géographique des homicides, on note une importante part d'homicide sur l'arc Antilles-Guyane (36

cas) qui coïncide avec la forte criminalité observée sur ce secteur (entre 30 et 50% des homicides par armes à feu en France ont lieu sur ce secteur).

L'étude des armes utilisées montre une très forte prédominance des armes de chasse à canon lisse, présentes dans la majorité des cas, suivies des armes de poing puis des armes dites de guerre (figure 13).

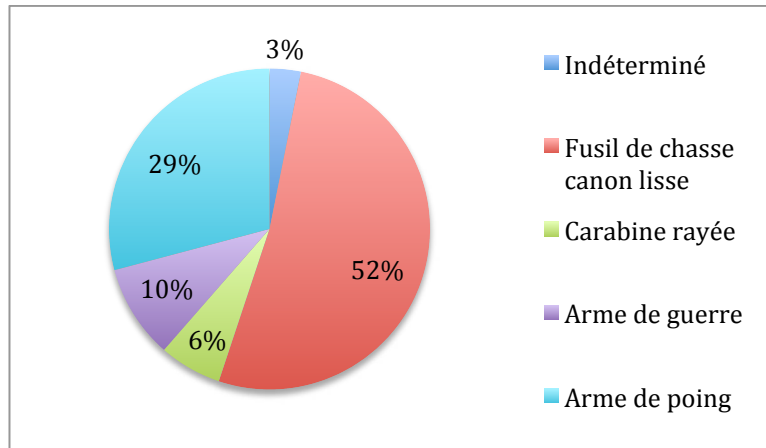


Figure 13 : Répartition du type d'arme utilisé dans les homicides et tentatives (données su 127 cas)

Les armes de chasse à canon lisse peuvent être utilisées avec plusieurs types de projectiles en fonction du gibier chassé.

Peuvent être rencontrés :

- des projectiles uniques appelés aussi balles dont le diamètre est supérieur à une quinzaine de millimètres,
- des projectiles multiples de type chevrotine ou grenaille, la différence se faisant sur le diamètre (supérieur à 5mm pour les premiers, inférieur pour les seconds).

Plus le diamètre du projectile est petit, plus grand est le nombre de ces derniers dans une même cartouche augmentant ainsi la probabilité d'atteinte mais diminuant la capacité lésionnelle. Dans les cas de notre série, il est observé une très forte utilisation des munitions présentant des chargements de grenailles (figure 14).

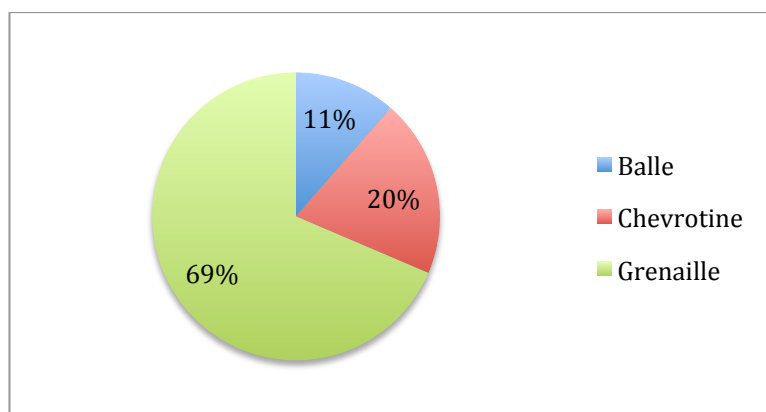


Figure 14 : Type de munitions utilisées avec les armes de chasse

Dans la majorité des cas traités, il n'est observé qu'un seul tir (76 cas), le maximum étant atteint avec 30 tirs sur une même personne. La distance de ces tirs est inférieure à 3 m dans plus de la moitié des homicides et tentatives recensés (67 cas).

La zone atteinte de la victime a été documentée en cinq zones principales d'atteintes que sont la tête, le cou, le thorax (pris pour l'ensemble abdomen et thorax), les jambes et les bras.

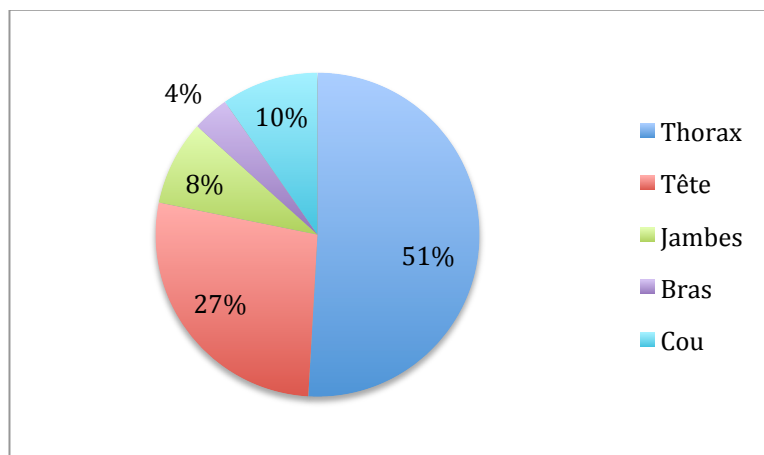


Figure 15 : Répartition des atteintes par zones anatomiques

La figure 15 montre une atteinte de la tête dans plus d'un quart des lésions (27%) par projectiles d'arme à feu réaffirmant ainsi l'intérêt de cette étude. La série étudiée ne permet pas une localisation plus précise de l'atteinte crânienne (zone frontale, temporale, pariétal, ou occipitale)

2.5 Conclusion

Ce paragraphe, entièrement consacré à l'étude épidémiologique, a permis de mieux comprendre l'impact des homicides par armes à feu au niveau international en général et en France en particulier, avec un taux d'homicides balistiques sans commune mesure outre Atlantique avec celui rencontré sur notre territoire national. L'étude socio-démographique entourant cette problématique démontre une propension beaucoup plus importante de l'usage des armes à feu chez l'homme. Toutes les tranches d'âges sont touchées par ce type de décès avec quelques disparités concernant les suicides et les homicides. L'analyse dans le temps montre une diminution du nombre d'homicides par arme à feu ces dernières années. Enfin l'étude des cas d'homicides ou tentatives rencontrés au sein de notre laboratoire montre une importante utilisation de fusil de chasse à canon lisse avec des projectiles de type grenaille, et une atteinte de la tête dans plus de 25% des cas.

3 Anatomie crânienne humaine et animale

3.1 Introduction

L'objet de cette thèse est intimement lié à la biomécanique du crâne humain, il nous faut donc avant de commencer toute démarche scientifique bien documenter l'anatomie de cette partie du corps. L'analyse fine de la structure de la voûte crânienne est un prérequis indispensable, ainsi que l'influence des différents paramètres tels que l'âge, le sexe ou l'ethnie. Il sera également nécessaire de déterminer si l'épaisseur des différentes couches osseuses présente une variabilité importante entre individu et au sein d'un même individu. Il conviendra ensuite de comparer cette structure à celle rencontrée chez les animaux afin de déterminer le ou lesquels seraient les plus à même d'être utilisés dans le cadre d'expérimentation balistique.

3.2 Anatomie crânienne humaine

3.2.1 Ostéologie du crâne

Le crâne humain peut être décomposé en deux grandes parties principales (figure 16):

- le crâne cérébral appelé également neurocrâne qui se caractérise par son aspect volumineux, son positionnement supérieur et son rôle protecteur.
- le crâne facial appelé également splanchnocrâne qui lui se caractérise par son positionnement antéro inférieur, son aspect très anfractueux et la multitude de loges abritant les organes des sens et les glandes.

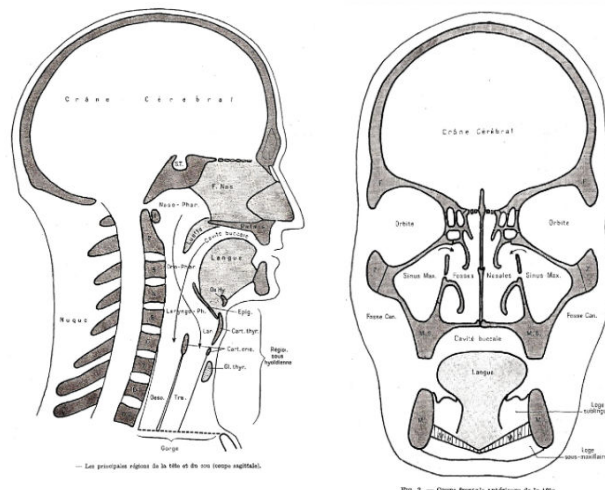


Figure 16 : Vue anatomique du crâne humain (coupe de profil à gauche et frontale à droite)

Au regard de l'épidémiologie des atteintes crâniennes cette thèse se concentrera sur la partie du crâne cérébral, le massif faciaux ne sera donc plus développé dans ce chapitre.

Grossièrement ovoïde, et réputé indéformable chez l'adulte, le neurocrâne peut être séparé en deux parties : la calvaria (autrement appelé la voûte) et la base (figure 17).

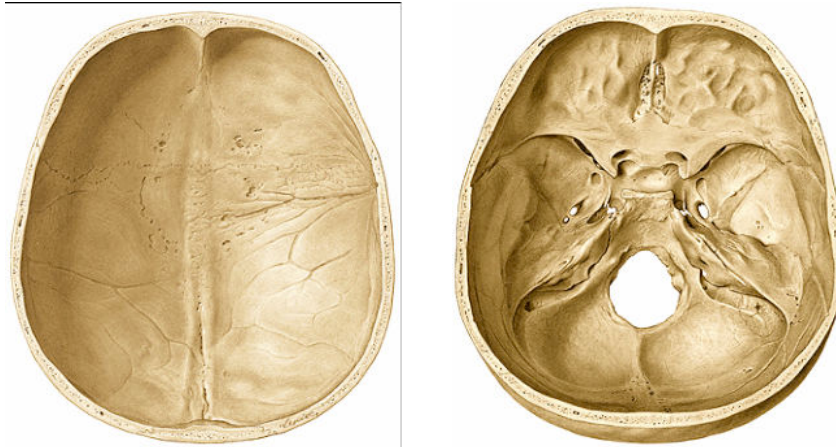


Figure 17 : Vue de l'intérieur de la calvaria (à gauche) et de la base du crâne (à droite)

La calvaria, partie accessible à travers les téguments et les parties molles qui la recouvrent est régulièrement convexe, lisse, formée d'os plats articulés de fines dentelures qui évoluent vers une véritable soudure (suture).

La base quant à elle est beaucoup plus irrégulière avec d'importantes variabilités d'épaisseurs. Cette partie est moulée sur la face inférieure de l'encéphale et présente un aspect très tourmenté percé de nombreux foramens pour le passage des nerfs et vaisseaux.

Le neurocrâne est composé de 8 os (figure 18).

Quatre sont impairs et médians. Nous avons d'avant en arrière :

- l'os frontal appartenant à la fois à la calvaria et à la base
- l'os ethmoïde appartenant à la base
- l'os sphénoïde appartenant à la calvaria par les grandes ailes et à la base
- l'os occipital appartenant à la calvaria et à la base

Et deux os pairs et symétriques que sont :

- l'os pariétal appartenement uniquement à la calvaria
- l'os temporal appartenement à la fois à la calvaria à la base.

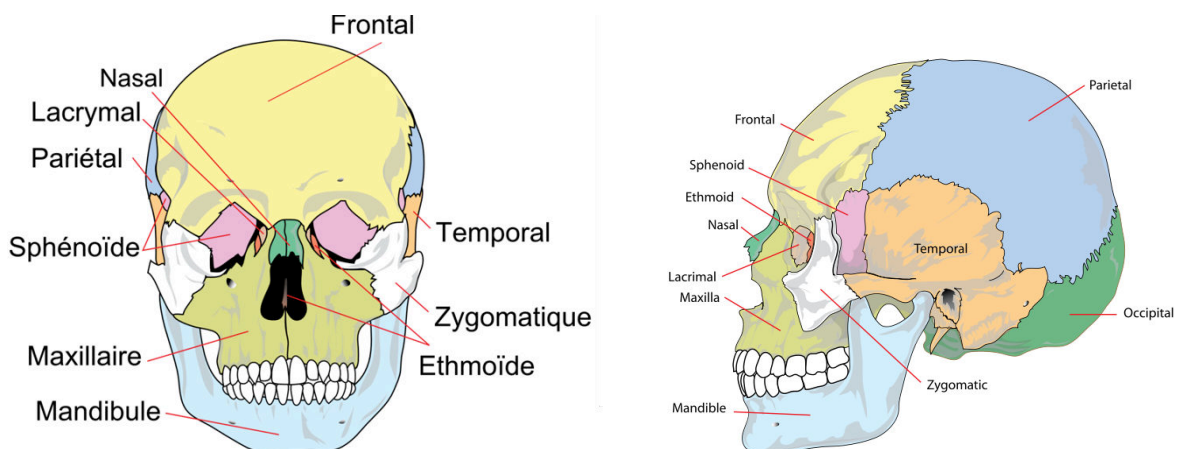


Figure 18 : Vues des différents os du crâne (de face à gauche et de profil à droite)

Au regard de la complexité de la structure de la base et de la difficulté de son atteinte primaire par un tir direct de projectile, le champ de notre étude se limitera aux os formant la calvaria, c'est-à-dire l'os frontal, occipital, pariétal, et temporal.

3.2.2 Composition de l'os crânien

En anatomie les os sont classés selon quatre grands types :

- les os longs pour lesquels une des dimensions prévaut nettement sur les deux autres (par exemple le fémur ou le tibia). Ils présentent un corps appelé diaphyse et deux extrémités appelées épiphyses.
- les os courts dont les trois dimensions sont sensiblement égales. Ils sont composés d'un noyau d'os spongieux entouré d'une corticale d'os compact (par exemple carpes et tarses)
- les os plats qui présentent une dimension nettement plus courte que les deux autres. Ils sont composés de deux couches d'os compacts dénommés tables externe et interne enfermant une couche d'os spongieux autrement appelée diploé. Dans cette catégorie se trouvent les os crâniens mais également le sternum et les côtes.
- Les os intermédiaires qui n'appartiennent à aucun autre type d'os précédemment cités (par exemple les vertèbres, les os de la face ...).

Les os crâniens présentent donc une structure en sandwich (figure 19) qui sera caractérisée d'un point de vue cellulaire dans une partie histologique ultérieure.



Figure 19 : Vues de la structure de l'os crânien (en coupe horizontale passant au-dessus des orbites à gauche, en coupe sagittale passant entre les deux yeux au milieu, et dans le plan frontal passant par le vertex à droite)

Il convient avant toute chose de déterminer si cette structure est homogène entre les différents os du crâne, et de déterminer les éventuelles intravariabilité et intervariabilité de ces os. Si les variations devaient se montrer importantes, nous listerons les paramètres les influençant.

3.3 La variabilité morphologique

3.3.1 Introduction

Cette partie a pour but de déterminer la variabilité morphologique de la structure crânienne au regard des facteurs que sont l'âge, le sexe et l'origine ethnique de l'individu.

3.3.2 L'influence de l'âge

Les changements inhérents à l'âge de l'os crânien restent un sujet très controversé.

À la naissance les os composant la voûte du crâne sont lisses et dépourvus de diploé. Ils sont séparés par des zones membraneuses de tissu fibreux dont les plus grandes se trouvent entre les angles des os plats. Le développement de la voûte crânienne s'effectue par un processus d'ossification intramembraneux, tandis que la base du crâne se développe par un processus d'ossification endochondrale. Vers l'âge de 18 mois les différents os fusionnent entre eux au niveau de ce que sont appelées les sutures.

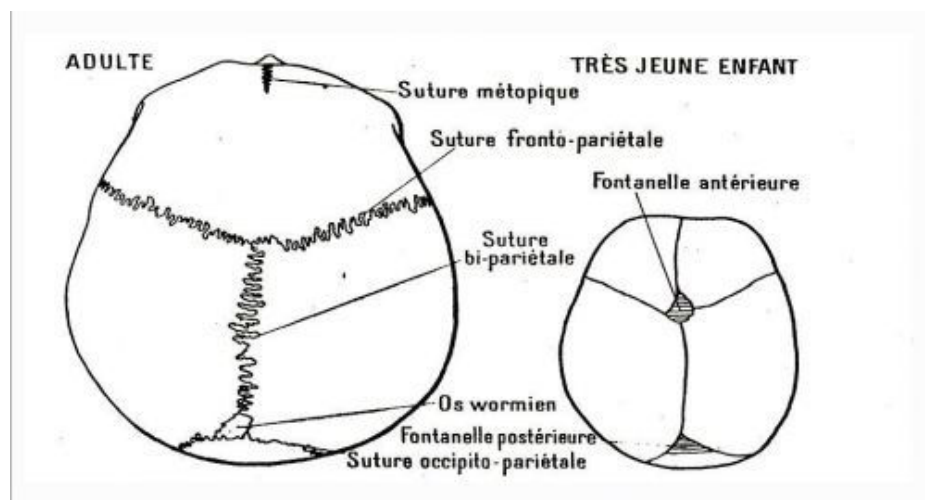
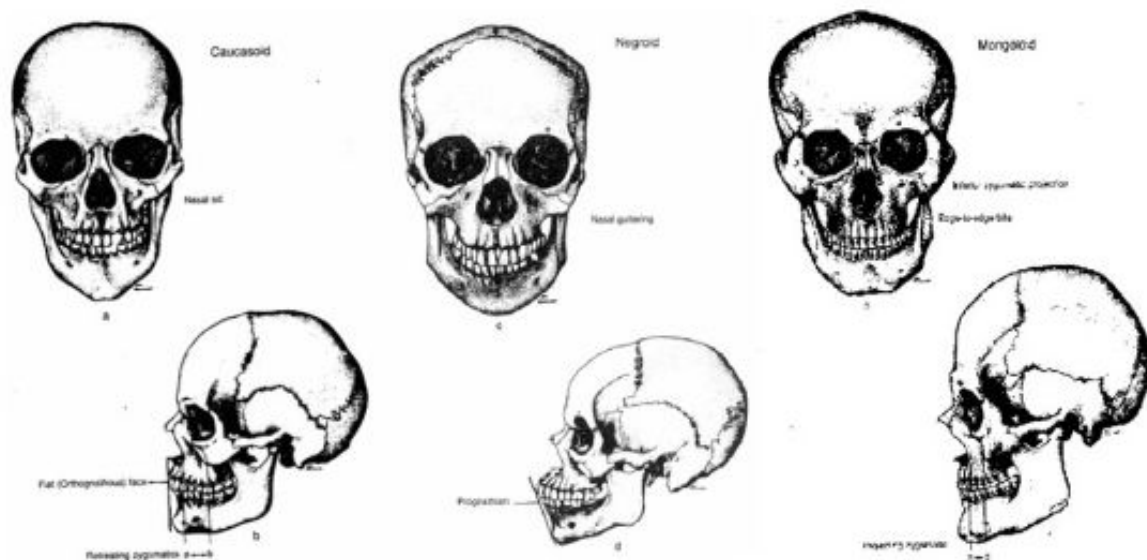


Figure 20 : Vue de la différence entre un crâne adulte (à gauche) et d'enfant (à droite)

Certains auteurs rapportent que le crâne humain atteint 75 à 80 % de son épaisseur à partir de l'âge de cinq ans pour atteindre sa taille quasi finale à huit ans [2]. Ensuite l'épaisseur de l'os augmente doucement jusqu'à se stabiliser à l'âge de 20 ans [3]. Certaines études [4], [5] n'ont ensuite trouvé aucune corrélation entre l'âge de l'individu et l'épaisseur crânienne alors que d'autres constatent un amincissement progressif de la table interne avec l'âge [6] ou une augmentation de l'épaisseur globale du crâne allant de 1% à 11% en fonction de la zone et une expansion de la boîte crânienne de quelques pourcents pour des sujets féminins entre 30 et 50 ans [7].

3.3.3 L'influence de l'origine ethnique sur les aspects morphologiques

Le lien entre l'origine ethnique et la forme ou les dimensions du crâne humain a été depuis longtemps recherché. Une étude américaine faite au début du XIXe siècle [8] montre des différences de dimensions entre les crânes caucasiens, négroïdes, et mongoloïdes, avec un volume cérébral décroissant entre caucasiens, mongoloïdes et négroïdes, décroissance remise en question par des études menées ultérieurement classant la masse des cerveaux de façon décroissante comme étant Mongoloïdes, caucasiens et négroïdes[9] [10]. De multiples autres études ont également démontré des différences significatives entre les crânes des populations blanches et noires aux Etats Unis [11]-[13] mais plusieurs de ces études ont été soumises à controverses et à revérifications [14]-[16]. Des différences entre sous-populations au niveau de la morphologie ont également été constatées [17] mais la classification en trois catégories ethniques semble la plus pertinente [18] (figure 21).



Original Source: Chimpmania

Figure 21 : Vues des différences morphologiques du crâne en fonction de l'ethnie

3.3.4 L'influence du sexe dans la morphologie

À l'instar de la différenciation raciale, les anthropologues se sont rapidement intéressés à un éventuel dimorphisme sexuel au niveau crânien, certains allant même au milieu du XIXème siècle à comparer le cerveau de la femme comme similaire à celui de l'animal[19]. Les recherches récentes montrent que si au début de leur vie les différences crâniennes entre hommes et femmes sont très légères, à l'âge adulte le crâne des hommes tend à devenir plus large et plus robuste que celui des femmes avec une capacité crânienne supérieure d'environ 10 % comme le montre la figure 22. D'autres paramètres anthropométriques comme la hauteur et la profondeur nasale, la longueur de l'os mastoïde peuvent être utilisées comme indicateurs du genre, en prenant en compte les données dans une population définie[20]. De nombreuses autres études ont été réalisées dans différentes sous populations qu'elles soient sud-africaine blanche [21], noire [22], indigènes [23], indienne [24] ou ouest-australienne [25] entre autres.

La majorité de ces recherches s'accorde à dire que la largeur bizygomatique est sans doute le dimorphisme sexuel le plus important avec une précision de discrimination comprise entre 80 et 90 % selon la sous population étudiée.

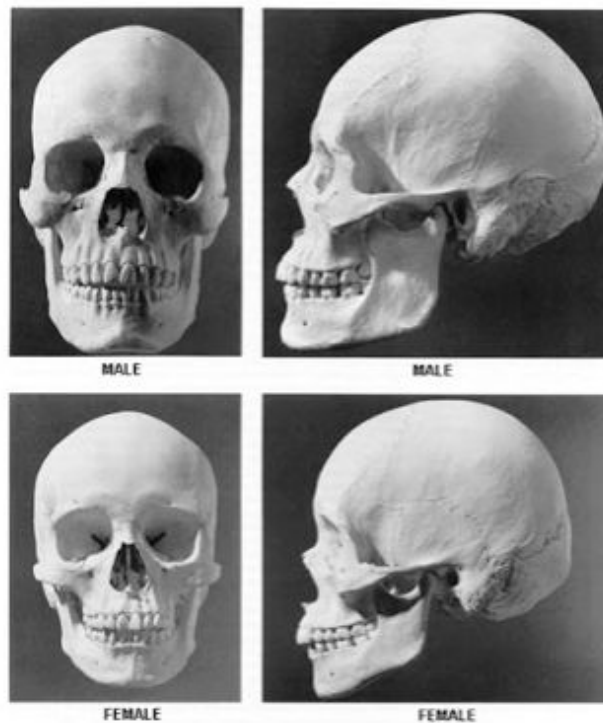


Figure 22 : Comparaison entre un crâne d'homme (en haut) et celui d'une femme (en bas) [26]

3.3.5 Conclusion

Cette revue bibliographique permet de mieux cerner dans quelle mesure l'âge, le sexe et l'origine ethnique interfèrent sur la morphologie crânienne. Considéré comme mature à partir de 20 ans, le crâne des hommes et des femmes présente des différences morphologiques mineures essentiellement établies en dehors de la voûte et un volume crânien supérieur de 10 % pour les hommes. Le dimorphisme ethnique est quant à lui plus marqué avec une classification en trois catégories ethniques. Une fois encore la capacité crânienne semble être le dimorphisme le plus important.

3.4 Intravariabilité et variations d'épaisseur crânienne

3.4.1 Introduction

En balistique terminale, l'épaisseur de la cible devant être traversée est une variable très importante. C'est pour cette raison que dans le cadre de notre recherche nous devons nous intéresser de près à la variabilité de l'épaisseur des différentes couches composant l'os crânien. Cette partie a donc pour but d'effectuer un recensement le plus pertinent possible des recherches réalisées sur l'épaisseur de la structure osseuse crânienne.

3.4.2 Revue bibliographique

J. RUAN et P.PRASAD [27] ont étudié l'épaisseur de l'os frontal sur sept cadavres. La mesure a été faite à l'aide de la technologie par ultrasons afin d'identifier le plus clairement possible les frontières entre le diploé et les tables internes et externes et d'éliminer les erreurs humaines dans les mesures. Sur l'ensemble des échantillons traités la moyenne des épaisseurs totales du crâne varie de 5,08 mm à 8,13 mm avec une variation pour la table interne allant de 0,68 mm jusqu'à 2,16 mm, pour la table externe de 0,62 mm jusqu'à 2,46 mm et pour le diploé une épaisseur allant de 1,98 mm jusqu'à 5,38 m. Dans cette étude il n'est spécifié ni le sexe, ni l'âge, ni l'appartenance raciale des différents cadavres étudiés. Elle permet cependant de mesurer à la fois l'intervariabilité et l'intravariabilité. Les auteurs ont également démontré qu'il existe une corrélation entre l'épaisseur totale du crâne et le pic d'accélération que la tête pouvait recevoir avant d'atteindre les limites de rupture.

Dans les années 70, une équipe du Michigan entreprit une recherche sur les capacités en flexion de l'os crânien[28]. Lors de leurs essais, l'épaisseur des différentes couches caractérisant l'os crânien furent mesurées. Huit échantillons provenant de la partie pariétale de quatre voûtes embaumées furent utilisés. Les mesures sont réalisées sous un microscope à un grossissement de 10 fois et un micromètre à cadran à 7 endroits différents pour chacun des échantillons. Les résultats varient pour la table interne de 1,17 mm à 1,73 mm, de 2,24 m à 4,50 mm pour le diploé, et de 1,30 mm à 1,88 mm pour ce qui est de la table externe. L'origine ethnique, le sexe et l'âge des spécimens utilisés ne sont pas spécifiés dans la publication. On constate cependant une forte variabilité quant à l'épaisseur des différentes couches crâniennes au sein de la seule zone pariétale.

Une étude fut menée par Peterson en 2003 [29] pour déterminer l'épaisseur de la corticale externe. Cette étude fut menée sur 15 cadavres, tous de type caucasien, sept étant de sexe féminin et huit de sexe masculin âgés de 27 à 100 ans. Les échantillons étudiés étaient des cercles de 4 mm de diamètre, cinq prélèvements sont réalisés en région occipitale, quatorze en région pariétale, neuf en région frontale et quatre en région temporale. Pour les besoins de cette étude la partie d'os spongieux est retirée et seule la table externe mesurée. Les résultats de cette étude montrent une épaisseur moyenne entre les différents sites variant de 2,2 mm à 2,9 mm pour la région pariétale, de 2,4 mm à 2,7 mm pour la région frontale, de 2,7 mm à 3,3 mm pour la région occipitale et enfin de 1,8 mm à 3 mm pour la région temporale. L'ensemble des mesures

réalisées sur les différents cadavres n'est pas disponible mais l'écart type pour chacun des sites mesurés montrent une très grande variabilité entre individus. Les différents prélèvements réalisés dans différentes zones crâniennes montrent également une très forte intravariabilité au sein d'une même région osseuse. Cette étude ne donne aucune information sur l'épaisseur totale des différentes zones crâniennes. Cette équipe de recherches avait déjà réalisé une précédente étude [30] dans laquelle elle mesurait l'épaisseur de la table interne et externe au niveau de la zone pariétal. Les mesures avaient été faites sur 14 sites différents de la zone pariétale prélevés sur cinq crânes secs et cinq crânes frais embaumés provenant d'individus de sexe féminin comme de sexe masculin âgés de 58 ans à 88 ans. L'origine ethnique des individus n'est pas spécifiée. L'ensemble des échantillons avait été stocké dans une solution de 95 % d'éthanol et de 5 % de solution saline. Les résultats trouvés montrent une épaisseur moyenne variant selon les sites de prélèvement de 1,4 mm à 2 mm pour ce qui est de la table externe et de 1,4 mm à 1,9 mm pour ce qui est de la table interne. Ces résultats montrent une intravariabilité forte au sein de la zone pariétale. Les écarts types mesurés entre les individus pour chacun des sites montrent une intervariabilité importante.

Une autre équipe a tenté de déterminer si l'épaisseur de la diploé pouvait être mise en relation avec l'âge et le sexe de l'individu [31]. L'étude portait sur 64 individus, 43 hommes âgés de 16 ans à 90 ans et 21 femmes âgées de 23 à 84 ans. Les prélèvements étaient effectués avec des trépan de 5 mm, un au niveau occipital, un au niveau frontal et un au niveau pariétal gauche et droit puis stockés dans une solution d'alcool à 97%. L'épaisseur totale de l'ensemble des échantillons a ensuite été mesurée [5] à l'aide d'un pied à coulisse électronique relié à un ordinateur[32]. La mesure de l'épaisseur du diploé était faite à l'aide d'imagerie à rayon X avec un échantillon perpendiculaire à la source. Les mesures effectuées montrent pour l'homme une épaisseur moyenne au niveau frontal de 2,954 mm, au niveau occipital de 3,573 mm, au niveau pariétal droit de 1,838 mm, et niveau pariétal gauche de 1,724 mm avec pour l'ensemble des mesures une variation inter individus très importante. Pour ce qui est des femmes l'épaisseur moyenne au niveau frontal est de 2,019 mm au niveau occipital, de 2,972 mm, au niveau pariétal gauche de 1,537 mm, et au niveau pariétal droit de 1,961 mm avec également une forte variation entre les individus. L'ensemble de ces études n'a pu montrer aucune corrélation significative autant pour l'épaisseur de la diploé que pour l'épaisseur totale crânienne avec le sexe, le poids et la stature des individus exception faite de l'épaisseur de diploé au niveau frontal qui est moins épaisse pour les hommes que pour les femmes. Cette étude a également montré que l'épaisseur du diploé covariait avec l'épaisseur totale de la structure crânienne.

Une autre étude a été menée sur la population coréenne[3] où les mesures de l'épaisseur totale, ainsi que celle de la corticale externe et interne, de la partie pariétale de la voûte crânienne ont été réalisées afin de déterminer le meilleur point de prélèvement de greffe osseuse. Ces mesures ont été faites sur des crânes secs de 47 cadavres adultes (33 hommes et 14 femmes âgés de 27 à 89 ans avec un âge moyen de 58 ans) à l'aide d'un pied à coulisse digital. Les valeurs moyennes observées sur 84 points de mesures différents oscillent entre 5,037 mm et 7,169 mm pour l'épaisseur totale, entre 1,311 mm et 2,377 mm pour ce qui est de l'épaisseur de la table externe et entre 1,274 mm et 1,805 mm pour ce qui est de celle de la table interne. Cette étude n'a observé aucune différence significative entre les mesures effectuées sur la zone pariétale droite et la zone pariétale gauche. Il est cependant dommage que les écarts

type de ces mesures ne soient pas spécifiés dans l'article et que la différenciation entre les mesures faites sur les crânes de sexe masculin et ceux de sexe féminin ne soient pas séparées.

Une recherche a été effectuée afin de déterminer le meilleur endroit au niveau du crâne où pouvait être prélevé un greffon d'os[33]. Cette étude a mesuré l'épaisseur à 135 endroits différents de la zone pariétale de 25 calottes crâniennes de Néo-Zélandais d'origine européenne dont la méthode de conservation n'est pas mentionnée. Sur 23 spécimens dont le sexe était connu 12 étaient de sexe féminin et 11 de sexe masculin. L'âge des sujets varie entre 62 ans et 97 ans avec un âge moyen de 85 ans. L'ensemble des mesures est réalisé à l'aide d'un pied à coulisse électronique doté d'une précision de 0,01 mm par deux personnes distinctes. Les épaisseurs mesurées varient de 2,55 mm et 13,1 mm selon la zone pour une épaisseur moyenne totale de 6,69 mm. Il n'est pas constaté de grandes variations entre la zone pariétale droite et gauche. La limite de cette étude réside dans la non différenciation des différentes couches constitutives de l'os crânien, l'absence de variations de la diversité ethnique et l'âge moyen des sujets.

Lors d'une étude sur l'influence du sexe sur les propriétés biomécaniques du crâne au sein de la population japonaise, un groupe de recherche fut amené à mesurer l'épaisseur crânienne des échantillons utilisés[34]. Les expérimentations furent réalisées sur le crâne de 94 Japonais lors d'autopsies, 54 hommes et 40 femmes (de 30 à 90 ans pour les hommes et de 28 à 95 ans pour les femmes). Les échantillons de 10 mm de large par 50 mm de long sont prélevés en zone pariétale, occipitale et temporale gauche et droite. L'épaisseur de chaque échantillon est mesurée en son centre, l'épaisseur du diploé est mesurée à l'aide d'un CT scan, et l'épaisseur de la partie corticale est déduite par la soustraction de l'épaisseur totale et du diploé. L'épaisseur moyenne de l'ensemble des zones est de 6,5 mm aussi bien pour l'homme que pour la femme avec cependant une épaisseur de diploé plus importante chez la femme que chez l'homme (3,8 mm en moyenne contre 3,1 mm). Il est constaté une forte variabilité entre les zones, allant de 5,5 mm moyenne au niveau de la zone pariétale droite à 8 mm pour la zone occipitale, ainsi qu'une forte variabilité au sein d'une même zone. Cette étude montre une différence d'épaisseur dans les différentes couches en fonction du sexe, il est cependant dommage qu'aucune différence ne soit faite entre l'épaisseur de la table interne et de la table externe.

Une étude plus récente menée par Lillie[35] a étudié l'épaisseur des corticales crâniennes. Les mesures ont été faites sur les crânes de deux cadavres de sexe masculin âgé de 49 ans et 56 ans. Les échantillons étaient des cylindres de 3 cm de diamètre qui ont été conservés congelés. Des échantillons ont été pris au niveau frontal (2), pariétal (2), occipital (4) et temporal (2) pour les deux cadavres. Ces échantillons ont ensuite été scannés à l'aide d'un micro CT scan avec une résolution de 25 microns reconstruits ensuite avec une résolution de 50 microns isotropiques. Cette méthode de scan haute résolution permet de définir, selon l'auteur, de façon très précise les frontières entre les zones trabéculaires et les zones corticales. Les épaisseurs obtenues pour la table interne de l'os frontal varient de 1,05 mm à 2,58 mm, pour le pariétal de 0,62 mm à 1,68 mm, et pour l'occipital de 0,66 mm à 0,76 mm. Pour la table externe les épaisseurs moyennes obtenues varient pour l'os frontal de 1,76 mm à 3,75 mm, pour l'os pariétal de 1,05 mm à 1,42 mm, et pour l'os occipital de 0,70 mm à 1,31 mm. En l'absence de diploé au niveau de la zone temporale il ne peut être fait de distinguer entre la table externe et la table

interne. Cette étude ne spécifie cependant pas l'épaisseur totale des différents échantillons il est donc impossible de déterminer l'épaisseur de diploé. Elle ne spécifie pas non plus l'origine ethnique des individus étudiés.

3.4.3 Conclusion

Cette revue de bibliographie montre une hétérogénéité de méthode très importante dans la mesure des différentes couches osseuses crâniennes. Les données quant à l'origine ethnique et le sexe sont parfois manquantes. Malgré cela l'ensemble de ces recherches a permis de démontrer une forte intervariabilité de l'épaisseur des différentes couches osseuses. Au delà d'une différence très marquée entre individus il est également souligné une forte variabilité au sein d'un même individu entre les différentes régions osseuses du crâne et au sein même de ces régions. Une compilation sous forme de tableau synthétisant l'ensemble des publications précédemment présentées est ainsi proposée pour permettre au lecteur une comparaison plus aisée.

EPAISSEUR TOTALE en mm												
	HODGSON 1970		HUBBARD 1971		RUAN 2001		JUNG 2003		CHOI 2013		TORIMITSU 2014	
zone osseuse	moyenne	écart type	moyenne	écart type	moyenne	écart type	moyenne	écart type	moyenne	écart type	moyenne	écart type
frontale	5,97	1,24			6,51	1,01						
pariétale			6,51	0,66			5,82	0,39	6,69	0,22	6,49	1,74
occipitale											7,66	1,62
temporale											5,92	1,40

Tableau 1 : Récapitulatif des épaisseurs totales issues de la littérature

EPAISSEUR TABLE EXTERNE en mm														
	HODGSON 1970		HUBBARD 1971		RUAN 2001		PETERSON 2002		PETERSON 2003		JUNG 2003		LILLIE 2015	
zone osseuse	moyenne	écart type	moyenne	écart type	moyenne	écart type	moyenne	écart type	moyenne	écart type	moyenne	écart type	moyenne	écart type
frontale	1,96	0,46			1,53	0,44			2,51	0,56			2,26	0,41
pariétale			1,38	0,2			1,81	0,29	2,56	0,66	1,57	0,21	1,24	0,39
occipitale									3	0,95			1,31	0,38
temporale									2,28	0,61			2,83	0,77

Tableau 2 : Récapitulatif des épaisseurs de tables externes issues de la littérature

EPAISSEUR DIPOLE en mm												
	HODGSON 1970		HUBBARD 1971		RUAN 2001		JUNG 2003		LYNNERUP 2004		TORIMITSU 2014	
zone osseuse	moyenne	écart type	Moyenne	écart type	moyenne	écart type	moyenne	écart type	moyenne	écart type	moyenne	écart type
frontale	2,18	0,89			3,58	1,03			2,64	1,08		
pariétale			3,46	0,84			2,76	0,38	1,77	1,12	3,47	1,14
occipitale									3,38	1,47	3,51	1,34
temporale											3,39	1,24

Tableau 3 : Récapitulatif des épaisseurs de diploé issues de la littérature

EPAISSEUR TABLE INTERNE en mm												
	HODGSON 1970		HUBBARD 1971		RUAN 2001		PETERSON 2002		JUNG 2003		LILLIE 2015	
zone osseuse	moyenne	écart type	moyenne	écart type	moyenne	écart type	moyenne	écart type	moyenne	écart type	moyenne	écart type
frontale	1,83	0,44			1,47	0,44					1,82	0,4
pariétale			1,64	0,19			1,67	0,3	1,49	0,09	1,15	0,5
occipitale											0,71	0,35
temporale											2,78	0,82

Tableau 4 : Récapitulatif des épaisseurs de table internes issues de la littérature

3.5 Anatomie comparée inter-espèce

3.5.1 Introduction

Lorsque l'on parle de comparer l'homme à un autre animal, le premier venant le plus naturellement à l'esprit reste le singe. Bien que difficile d'accès pour une éventuelle expérimentation, nous ne pouvons nous priver de cette comparaison anatomique, avant de comparer l'anatomie crânienne humaine avec celle des animaux d'abattoirs plus facilement disponibles pour des tests.

3.5.2 Anatomie comparée homme/singe

Les différences principales entre la boîte crânienne du singe et celle de l'homme sont une capacité de 650 cm³ pour le primate à comparer aux 1200 à 1500 cm³ chez l'être humain, une élévation de voûte crânienne par redressement de l'os frontal et augmentation de la partie occipitale. On constate également un déplacement corrélatif du trou occipital vers l'avant chez l'homme et la disparition de la forte arcade sourcilière (figure 23). La structure osseuse de la paroi crânienne reste similaire à celle de l'homme avec la présence de deux tables corticales et d'un diploé. Une étude réalisée sur les singes rhésus[36] a permis de montrer que l'épaisseur moyenne de la table externe de la voûte crânienne oscillait entre 1,47 mm et 2,47 mm selon l'endroit de prélèvement à comparer aux valeurs moyennes comprises entre 1,38 mm e 3 mm chez l'homme.



Figure 23 : Comparaison entre le crâne de singe (à gauche) et le crâne humain (à droite)

3.5.3 Animaux d'abattoirs [37]

La tête de ces mammifères domestiques présente l'aspect d'une pyramide quadrifacée dont la pointe est dirigée en avant et en bas. La partie crânienne est constituée en principe par les os pariétaux et inter pariétal, complétée caudalement par la bordure de l'écaille occipitale, latéralement par l'écaille temporale et en avant par l'écaille de l'os frontal.

3.5.3.1 Le bœuf

La tête de bœuf (figure 24) présente un extrême développement d'os frontal portant les cornes et envahissant la partie nuchale. La région crânienne paraît ainsi très large avec une tête présentant une forme très pyramidale. L'os frontal très imposant présente une forme de quadrilatère, avec de nettes bosses frontales. La partie crânienne contient une fosse temporale étroite et profonde comprenant l'os pariétal et l'os temporal et limitée dorsalement par une crête saillante. La partie nuchale est plus large que haute et contient les os pariétaux et occipitaux. La cavité crânienne est beaucoup moins vaste que ce qui pourrait être attendu au regard des dimensions extérieures. La capacité crânienne moyenne est d'environ 550 ml. Aucune mesure quant à l'épaisseur des différentes couches de la structure osseuse n'a été trouvée.

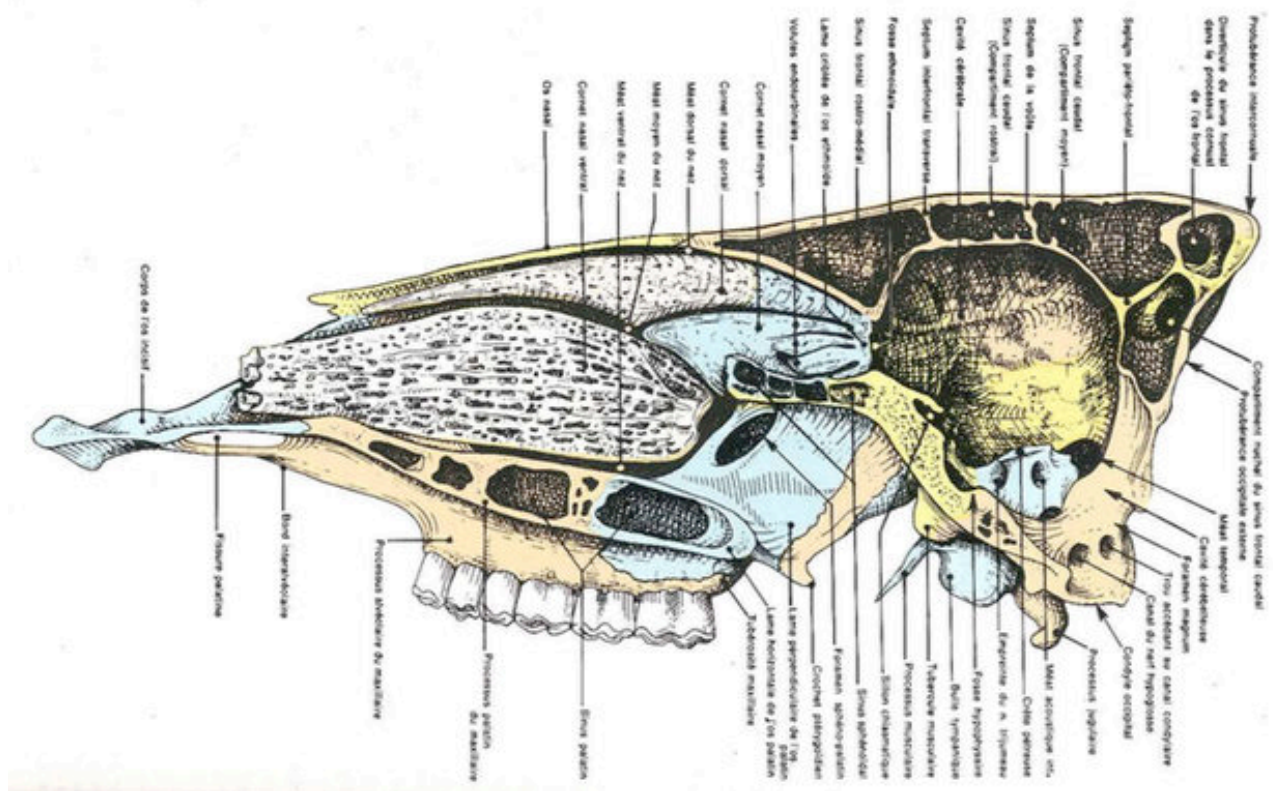


Figure 24 : Vue d'une coupe sagittale d'un crâne de bœuf

3.5.3.2 Le porc

La tête de porc (figure 25) présente un grand développement de sa face nuchale et un redressement du crâne sur la face qui lui donne un profil plus ou moins concave. De grandes variations sont constatées en fonction de l'âge et de la race. La partie crânienne présente une forte protubérance occipitale donnant une face latérale presque deux fois plus haute que large. La planum pariétale est en forme de X. La partie frontale présente une grande largeur transversale au niveau des orbites et se rétrécit vers le nez. La face nuchale est extrêmement haute et présente un rétrécissement à mi hauteur. A l'instar du boeuf, la cavité crânienne présente un volume très petit au regard des dimensions extérieures, avec un volume compris entre 150 ml et 180 ml et une forme beaucoup plus longue que haute. Aucune mesure quant à l'épaisseur des différentes couches de la structure osseuse n'a été trouvée.

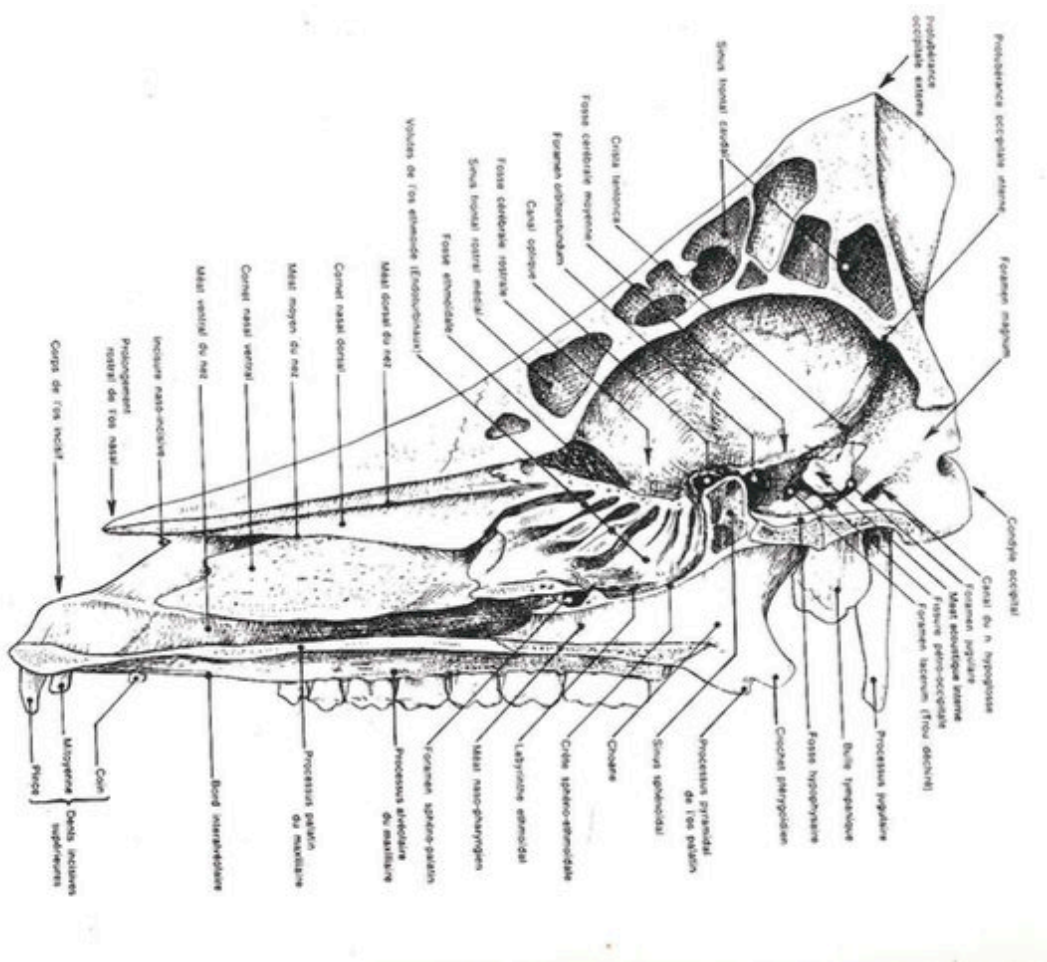


Figure 25 : Vue d'une coupe sagittale d'un crâne de porc

3.5.3.3 Le mouton

La tête du mouton (figure 26) est caractérisée par l'angle accusé que forme le crâne par rapport à la face. Le crâne est proportionnellement plus long que chez le bœuf. L'os frontal est beaucoup moins étendu et la partie crânienne de la face dorsale est partiellement occupée par les fosses temporales. Les lignes temporales sont en outre beaucoup moins saillantes que chez le bœuf. La face nuchale est beaucoup plus réduite que chez le bœuf, elle est convexe d'un côté à l'autre et presque deux fois plus large que haute. La cavité crânienne est proportionnellement plus longue est plus surbaissée que chez le bœuf avec un rocher peu saillant à l'intérieur du crâne et une capacité voisine de 150 ml. La région pariétale semble à première vue structurellement proche de celle de l'homme. Aucune mesure quant à l'épaisseur des différentes couches de la structure osseuse n'a été trouvée.

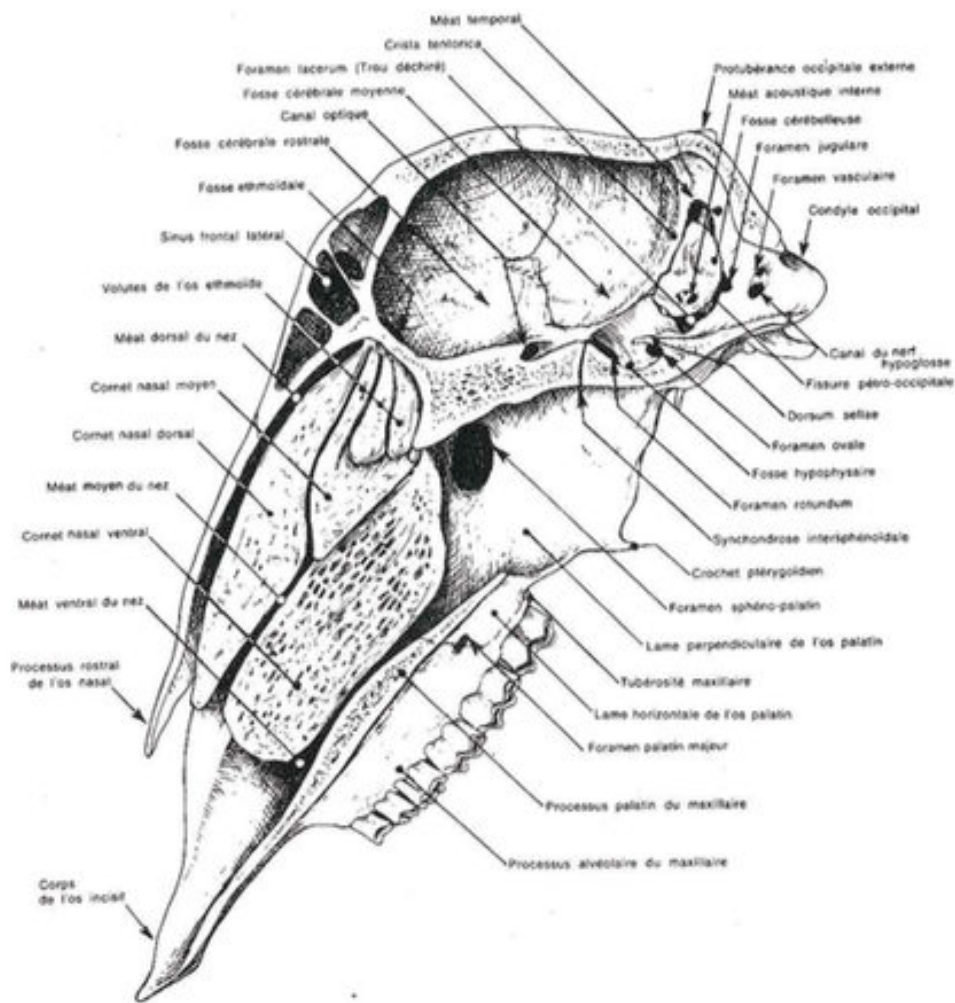


Figure 26 : Vue d'une coupe sagittale d'un crâne de mouton

3.5.3.4 La chèvre

La tête de chèvre (figure 27) se différencie de celle du mouton sur plusieurs caractères de détails. La suture des os pariétaux avec l'os frontal forme chez le mouton un angle saillant en avant alors qu'il est rectiligne chez la chèvre. Les fosses temporales sont plus étendues chez la chèvre et les processus corniaux sont insérés plus près l'un de l'autre. Dans son ensemble la tête de chèvre présente un crâne plus long par rapport à la face que celle du mouton. A l'instar du mouton, la région pariétale semble à première vue structurellement proche de celle de l'homme. Aucune mesure quant à l'épaisseur des différentes couches de la structure osseuse n'a été trouvée.

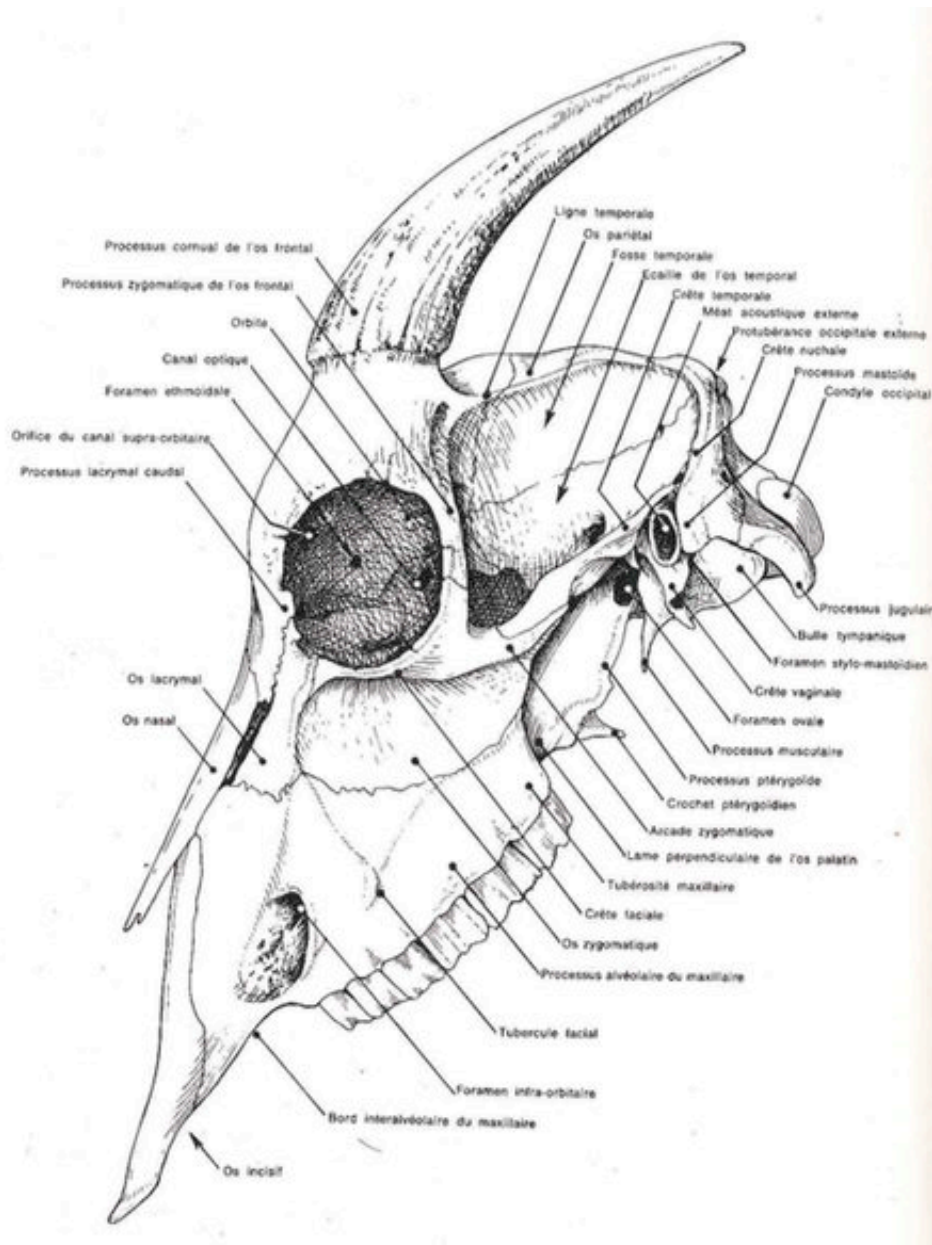


Figure 27 : Vue de la structure crâne de chèvre

3.5.4 Conclusion anatomie comparée

Cette partie de comparaison anatomique entre le crâne humain et celui des animaux montre comme nous nous y attendions une plus forte similitude avec le singe comparé aux autres animaux. La morphologie des crânes de bœuf et de porc est fortement éloignée de celle humaine. Le mouton et la chèvre quant à eux, bien que présentant un volume crânien très en dessous de celui humain, semblent posséder une structure au niveau de la région pariétale comparable à celle retrouvée chez l'homme. Cet état montre un manque flagrant de données macroscopiques et histologiques quant à la composition de la structure crânienne de ces animaux. Il semble donc indispensable dans le cadre de cette étude de procéder à une coupe histologique de ces crânes d'animaux pour remédier à ce manque (chapitre 3).

3.6 Conclusion

Cette partie a permis de mieux cerner la structure du crâne humain et de se rendre compte de la forte intra et intervariabilité qui lui sont attachées. Des différences notables quant à l'épaisseur des différentes couches osseuses en fonction des zones crâniennes mais également à l'intérieur même de ces zones ont pu être établies. L'influence de l'âge, du sexe et de l'origine ethnique a été documentée avec des différences essentiellement morphologiques et mineures. L'anatomie comparée montre bien une forme générale de la boîte crânienne des animaux très différentes globalement de celle de l'homme, néanmoins il manque souvent des informations sur la structure fine de la voûte crânienne. Face à ce manque, il faudra dans le cadre de cette thèse pouvoir comparer structurellement la composition des parties crâniennes des voûtes provenant d'animaux d'abattoir pour voir si une partie est proche d'une des zones du crâne humain.

4 Expérimentations osseuses et/ou crâniennes

4.1 Introduction

Selon Yoganandan, les informations quant aux tolérances biomécaniques du crâne peuvent être classées en 4 catégories distinctes [38] :

- l'analyse de cas réels mais dont la connaissance des paramètres biomécaniques intéressants tels que la force d'impact sont souvent inconnus ;
- les essais sur volontaires humains dont les forces sont limitées les blessures infligées ne pouvant être importantes ;
- les tests sur les animaux fournissant des données physiologiques des blessures très intéressantes mais nécessitant des lois de conversion non existantes pour une application à l'humain. L'auteur classe l'expérimentation sur cadavre humain dans cette catégorie ;
- la simulation mathématique, outil efficace pour les études paramétriques mais dont la validation doit être faite à partir de données expérimentales.

Au regard de cette classification et de l'éthique entourant les tests sur l'homme on constate les difficultés rencontrées par les essais sur le crâne humain. Celles-ci expliquent que la simulation numérique et les tests sur animaux soient privilégiés. Cette partie comportera une rapide revue bibliographique des recherches sur les propriétés du crâne humain dans le domaine quasi statique et dynamique. Nous présenterons ensuite différentes recherches réalisées sur les surfaces osseuses dans le domaine de la balistique après avoir présenté la morphologie particulière de ce type d'atteinte. Enfin les simulants proposés pour l'expérimentation balistique seront abordés.

4.2 Essais en quasi statique et dynamique moyenne

4.2.1 Introduction

De nombreuses recherches ont été effectuées sur le crâne humain, centre de commande de l'homme, mais les propriétés de l'os crânien changeant en fonction de la dynamique de l'impact[39], il convient de différencier les essais en fonction des vitesses mises en jeu. Une revue rapide des données trouvées en quasi statique sera donc faite avant de les comparer aux données trouvées en dynamique. Enfin un état des expérimentations balistiques sur l'os en général et le crâne en particulier sera réalisé. Il convient avant toute chose de faire un état rapide des paramètres mesurés lors de ces différentes expérimentations.

4.2.2 Critères de blessures

Les critères de blessures s'appuient sur les lésions observées. Les plus rencontrés sont la force et l'accélération maximales ainsi que la déflexion engendrant des fractures.

Des index ayant pour but de quantifier les lésions ont ensuite été établis à partir des différentes expérimentations effectuées comme l'Abbreviated Injury Scale (AIS), l'Head Injury Criterion (HIC), le Severity Index (SI, également appelé Gadd Severity Index) et le Skull Fracture Correlate (SFC).

L'Abbreviated Injury Scale a été créé en 1969 avec une première échelle publiée en 1971[40] remise à jour plusieurs fois, la dernière révision datant de 2008. Cette échelle classe les blessures de 1 à 6 selon leur sévérité et la probabilité de survie, en prenant en compte le type et la localisation de blessures entre autres.

Abbreviated injury Score			
AIS-Code ^	Injury ⇄	Example ⇄	AIS % prob. of death ⇄
1	Minor	superficial laceration	0
2	Moderate	fractured sternum	1 – 2
3	Serious	open fracture of humerus	8 – 10
4	Severe	perforated trachea	5 – 50
5	Critical	ruptured liver with tissue loss	5 - 50
6	Maximum	total severance of aorta	100
9	Not further specified (NFS)		

Figure 28 : Echelle de l' Abbreviated Injury Scale

L'Head Injury Criterion est très fréquemment utilisé et s'appuie essentiellement sur les différences d'accélération subies par la tête. Cet index a rapidement remplacé le Severity Index précédemment utilisé[41].

$$SI = \int [a(t)]^{2.5} dt$$

$$HIC = \text{Max} \left[\frac{1}{(t_2 - t_1)} \int_{t_1}^{t_2} a(t) dt \right]^{2.5} (t_2 - t_1)$$

Le Skull Fracture Correlate (SFC), index plus récent proposé pour les impacts frontaux[42], s'appuie sur le fait que les fractures crâniennes soient dépendantes des efforts de traction appliqués sur la table externe du crâne. Utilisé comme un bon critère de protection, cet index s'appuie sur la résultante de l'accélération au centre de gravité de la tête et est applicable aux impacts sur surfaces dures ou non.

$$SFC = \left[\frac{\int_{t_1}^{t_2} a(t) dt}{(t_2 - t_1)} \right]$$

Les paramètres usuellement rencontrés dans l'étude de résistance des matériaux, comprennent le module de Young, le coefficient de Poisson et la contrainte maximale à la rupture entre autres. La grande particularité des biomatériaux repose sur leur importante anisotropie. En effet les propriétés mécaniques du tissu vivant diffèrent selon l'orientation à cause de l'hétérogénéité du matériau.

4.2.3 Essais en quasi statique

Cette gamme de vitesse de sollicitation, de quelques millimètres par seconde, étant éloignée de celle du domaine de la balistique, seuls quelques exemples parlants au regard de leur histoire ou de leur complétude, utilisés à titre de référence, seront développés ici. Notre étude ayant pour sujet les impacts balistiques, cette partie s'intéressera essentiellement aux essais en compression, certains essais en flexion ou traction ne seront donnés qu'à titre de comparaison.

Les premières expérimentations concernant les traumatismes crâniens remontent au milieu du XIX^{ème} siècle. En 1880, Messerer[38], [43] mena une étude en compression quasi statique sur la partie latérale et frontale du crâne de 13 cadavres non embaumés (7 hommes âgés de 18 à 83 ans et 6 femmes âgées de 22 à 82 ans). Il rapporta que pour ce qui est de la partie latérale, les fractures apparaissent chez l'homme pour une force appliquée de 489 kg +/- 84 kg et de 562 kg +/- 177 kg pour les femmes. Pour la partie frontale les forces faisant apparaître les fractures sont de 686 kg +/- 303 kg pour les hommes et de 610 kg +/- 143 kg pour les femmes. Pour ce qui est de la déflexion engendrant des fractures elle est mesurée pour ce qui est de la partie latérale à 4,3 mm +/- 1,9 pour les hommes et 5,7 mm +/- 1,8 pour les femmes. Les différences sont moins marquées pour ce qui est de la partie frontale avec une déflexion fracturante mesurée à 2,8 mm +/- 1, pour les hommes et 2,8 mm +/- 0,9 pour les femmes. Cette étude montre donc une plus grande résistance de la partie frontale que de la partie latérale.

Une des premières études conséquentes, ayant pour but de mesurer les propriétés biomécaniques de l'os crânien, fut entreprise en 1970[39], [44]. Ces essais furent réalisés sur des crânes humains provenant de trois sources différentes : cadavres embaumés (17 crânes de cadavres de sexe indéterminé âgé de 56 à 73 ans), craniotomie, et autopsie (40 donneurs de sexe et âge non spécifiés). Dans une étude antérieure le même auteur avait montré que les propriétés mécaniques des os embaumés n'étaient pas significativement différentes de celles des os prélevés immédiatement après la mort [40], [45]. Différents types d'éprouvettes osseuses (figure 29) sont réalisés afin d'effectuer des tests en compression, en traction, en torsion, et en cisaillement dans différentes directions (radiale et tangentielle), ainsi que des tests de dureté des tables internes et externes. Les tests sont réalisés sous un changement quasi statique de 0,25 mm/min. Les essais réalisés montrent un module de Young concernant la compression tangentielle deux fois supérieure à celui pour la compression radiale ($2,1 \cdot 10^3$ MPa avec un écart type de $1,4 \cdot 10^3$ MPa pour ce qui est du module de Young en compression radiale et $5,5 \cdot 10^3$ MPa avec un écart type de $2,8 \cdot 10^3$ MPa pour ce qui est du module de Young en compression tangentielle). Le coefficient de Poisson en compression radiale est mesuré à 0,19 avec un écart type de 0,08 et de 0,22 avec un écart type de 0,11 pour ce qui est de la compression tangentielle. La contrainte à rupture en compression radiale est de 73,8 MPa (écart type de 35,2 MPa) et de 96,5 MPa (écart type de 35,9 MPa) en compression tangentielle.

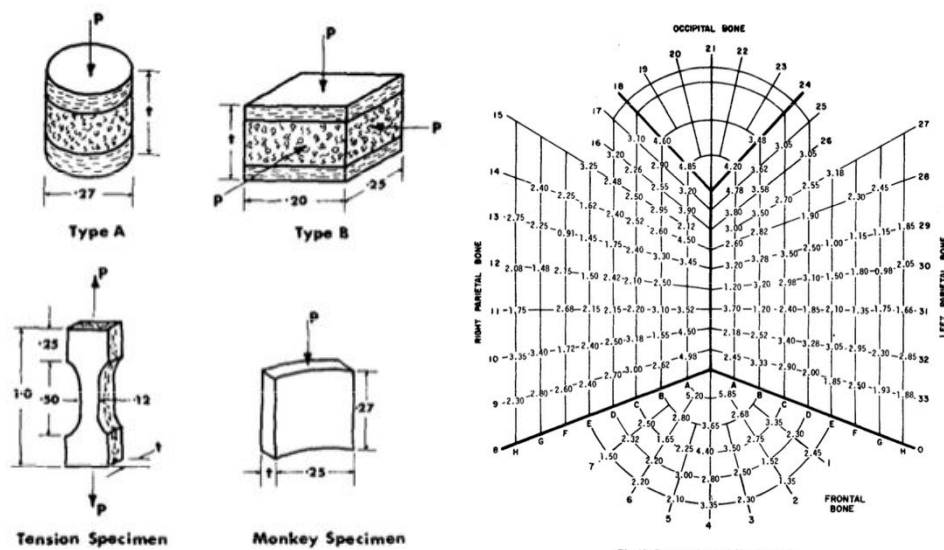


Figure 29 : Représentation des différentes éprouvettes utilisées (à gauche) et module élastique en compression en fonction de la position (à droite)

Une autre étude en compression avait été précédemment réalisée[41], [46] à partir de crânes provenant d'autopsies, conservés congelés. L'âge et le sexe des individus n'est pas connu ni le nombre d'échantillons testés. Des tests effectués en compression vraisemblablement radiale sur des échantillons rectangulaires, permettent de déterminer un module de Young moyen de $1,39 \cdot 10^3$ MPa (avec une valeur minimale mesurée de 71 MPa et une valeur maximale de $3,65 \cdot 10^3$ MPa). La contrainte à rupture moyenne en compression est de 36,5 MPa (avec une valeur minimale mesurée de 5,3 MPa et maximale de 108,2 MPa). Ces résultats montrent une très grande hétérogénéité dans les valeurs de module de Young mesurées, l'auteur ne discute pas des raisons de cette grande variabilité.

Au regard de la structure en sandwich de l'os crânien et de la composition alvéolée de la diploé, une équipe de recherche effectua des tests en compression sur cette partie sans corticale[42], [47] afin de déterminer ces propriétés mécaniques. L'expérience comporte 52 tests effectués sur des échantillons extraits de 5 crânes congelés provenant d'autopsie (de sexe féminin et masculin et âge variant de 13 à 76 ans et d'origine ethnique caucasienne et négroïde). La moitié des tests sont réalisés à une vitesse de 5 cm/min et l'autre moitié à 50 cm/min. Les auteurs concluent à une variabilité importante de son module élastique en adéquation avec sa variabilité biologique, essentiellement fonction de sa densité et de sa porosité. Il n'est observé aucune différence notable entre les deux vitesses de compression. Le module élastique du diploé varie de 393 Mpa à 3000 Mpa. Ils soulignent également que la structure trabéculaire du diploé conditionne son mode de rupture.

Une étude plus récente fut menée par une équipe américaine[48] sur 12 cadavres embaumés, 5 de sexe masculin et 7 de sexe féminin, âgés de 50 à 76 ans. Des tests sont réalisés à l'aide d'une enclume présentant un diamètre de 48 mm avec une vitesse de sollicitation de $2,54 \text{ mm}\cdot\text{s}^{-1}$. Les tests sont réalisés au niveau du vertex, au niveau pariétal droit, temporal droit, frontal et occipital dans les conditions illustrées en figure 30. Les courbes représentant la force en fonction de la déformation montrent des caractéristiques linéaires typiques des matériaux biologiques. La raideur calculée oscille entre 467 N/mm et 1290 N/mm, la force de rupture oscille elle entre 4,5 kN et 11,9 kN

avec un déplacement de rupture allant de 7,8 à 16,6 mm. Au regard de la nature hémisphérique de l'impacteur il est impossible de déterminer la valeur de la contrainte à rupture. Les auteurs ont également mesuré l'énergie absorbée lors des tests qui oscille entre 14,1 J et 68,5 J. Les auteurs observent une raideur croissante entre l'os frontal (467 N/mm), l'os temporal (487 N/mm), l'os pariétal (valeur oscillant entre 695 N/mm et 1143 N/mm) et enfin l'os occipital (1290N/mm).

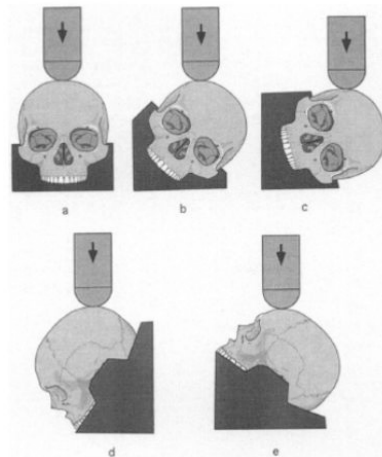


Figure 30 : Vues des positions d'impacts

Après avoir fait une rapide synthèse des essais de caractérisations des propriétés biomécaniques de l'os crânien en quasi statique, nous allons maintenant nous intéresser aux essais en dynamique moyenne qui est plus proche du domaine de sollicitation de la balistique.

4.2.4 Essais en dynamique moyenne

Cette partie comprend les tests dont la vitesse de sollicitations est de l'ordre de quelques mètres par seconde. L'ensemble des expérimentations réalisées a pour but de déterminer les mécanismes des lésions crâniennes rencontrés principalement dans les accidents de la voie publique. Nous ne développerons dans cette partie que les tests prenants en compte plusieurs zones anatomiques de la voûte crânienne.

Les premiers tests d'ampleur remontent au milieu du XIXe siècle et sont menés par Gurdjian et son équipe de recherche [49]-[55]. Les tests sont effectués sur des têtes de cadavres humains intacts embaumés, dont la surface crânienne a été recouverte d'un vernis sensible aux sollicitations d'étirements. En effet les auteurs déterminent que les fractures linéaires sont consécutives à un étirement local causé par une flexion du crâne sous l'impact. Les têtes sont lâchées à différentes hauteurs et angle sur une table en acier poli. La masse des têtes et la hauteur de lancer étant connues, l'énergie à l'impact peut être déterminée. Les tests sont effectués sur les différentes régions de la voûte crânienne à des vitesses oscillant entre $4,1 \text{ m.s}^{-1}$ et $6,95 \text{ m.s}^{-1}$. L'énergie moyenne nécessaire à la création d'une seule fracture en zone frontale et de 774 J (valeur minimale de 576 J et maximale de 1088 J), en zone temporale de 963 J (valeur oscillant entre 824 J et 1223 J), en zone occipitale de 701 J (valeur allant de 681 J à 721 J) et en zone pariétale de 833 J (valeur oscillant entre 785 J et 880 J). Ces résultats indiquent une plus grande résistance de l'os temporal, suivi des os pariétal, frontal puis occipital. La très grande variabilité des résultats obtenus entre les sujets peut être expliquée, selon

les auteurs, par les différences observées quant à l'épaisseur du scalpe, du crâne, de sa forme, ainsi que de la position lors de l'impact.

Une série de nouveaux tests fut entreprise par Hodgson et son groupe de recherche [56], [57]. 35 essais de chute furent effectués à l'aide de 7 corps embaumés de sexe masculin âgés de 45 à 83 ans. Deux accéléromètres sont collés sur le crâne afin d'enregistrer les accélérations transverses et antéro-postérieures, un capteur placé sur la table de chute enregistre la force. Les corps sont lancés à des hauteurs allant de 12,7 cm à 114,3 cm par tranche de 12,7 cm. Les vitesses d'impact sont alors comprises entre 1,6 et 4,7 m.s⁻¹, et les impacts sont réalisés sur une surface plate ou sur des impacteurs cylindriques et hémisphériques. Pour ce qui est des impacts sur surface plate la force de rupture moyenne constatée est de 15902 N pour la partie occipitale, 10 151 N pour la partie pariétale et 7636 N pour la partie frontale. Les tests effectués sur un impacteur cylindrique de 2,54 cm de rayon amène une force de rupture moyenne de 8718 N pour la partie frontale, cette force de rupture diminue à 6183 N lorsque l'impact a lieu sur une surface hémisphérique de 20 cm de rayon et continue de diminuer pour atteindre 4604 N pour un impacteur hémisphérique d'un rayon de 7,6 cm. Cet article a pour avantage de mettre en exergue l'importance de la forme de l'impacteur dans la force nécessaire pour engendrer une fracture crânienne à des vitesses de sollicitations équivalentes.

Une recherche conjointe entre General Motors et un hôpital universitaire [58] s'intéressa à la réponse du crâne humain sous sollicitation dynamique. 106 tests furent effectués sur 17 crânes humains dont 8 embaumés. L'échantillon est composé de 6 femmes âgées de 45 à 75 ans et 9 hommes âgés de 51 à 80 ans. Les impacts sont administrés sur les cadavres intacts couchés sur le dos avec des masses allant de 1,08 kg à 3,82 kg lâchées à des hauteurs définies pour avoir des vitesses allant de 2,99 m.s⁻¹ à 5,97 m.s⁻¹ et impactant une interface circulaire de 6,45 cm². Un capteur de force est placé sur l'impacteur. Un seul impact est réalisé sur chaque zone. Une dissection est réalisée après chaque impact afin de détecter et documenter les fractures éventuelles rehaussées à l'aide d'encre de Chine. Les auteurs concluent à une force minimale de fracturation pour la partie frontale autour de 4000 N (force moyenne mesurée de 5784 N avec un écart type de 1620N) et de 2000 N (force moyenne mesurée de 3630 N avec un écart type de 970 N) pour la partie temporo-pariétale. Les femmes semblent avoir une tolérance à la force appliquée inférieure à celle des hommes. Aucune différence notable n'est observée entre les corps embaumés et les corps frais. Dans la gamme de fréquence étudiée il n'est constaté aucune tendance de diminution de la résistance osseuse lorsque la fréquence de sollicitation augmente.

Les tests réalisés par l'équipe de Yoganandan en quasi statique présentés dans la sous partie précédente ont également été réalisés en dynamique moyenne. Les objets d'essais, et le type d'impacteur sont les mêmes que ceux précédemment cités, les vitesses d'impact allant de 7,1 à 8,0 m.s⁻¹. Les essais ne sont réalisés qu'au niveau du vertex, de l'os frontal et de l'os occipital. Les raideurs calculées oscillent entre 2462 N/mm et 5867 N/mm (allant de 2540 N/mm à 4798 N/mm pour le vertex, 5867 N/mm pour la partie frontale et 2462 N/mm pour la partie occipitale). Les forces de rupture quant à elles oscillent entre 8809 N et 14034 N pour un déplacement de rupture allant de 4,01 mm à 9,74 mm. L'énergie absorbée, pour sa part, va de 14,06 J à 43,48 J. L'ensemble de ces résultats peut être aisément comparé à ceux obtenus lors des tests quasi statiques. Il en ressort une raideur beaucoup plus importante en dynamique

moyenne ainsi qu'une force de rupture beaucoup plus grande. Le déplacement de rupture est quant à lui beaucoup moins élevé. En ce qui concerne l'énergie dissipée, aucune tendance nette n'est observée rejoignant les constatations d'autres auteurs[39].

Une série d'expérimentations, bien qu'étant en traction, méritent d'être abordées ici car mettant en jeu des vitesses de sollicitation évolutives[39]. Les essais sont réalisés sur des échantillons de crânes frais provenant de 30 cadavres âgés de 5 à 95 ans (27 hommes et 3 femmes). Les échantillons, prélevés au niveau pariétal (89 échantillons), frontal (27) et temporal (9), sont découpés en éprouvettes, conservés à -20°C et instrumentés. Seules les parties corticales, 108 tables externes et 17 tables internes, sont étudiées. Les éprouvettes sont ensuite soumises à des sollicitations dont la fréquence varie de 0,005 à 50 Hz. Cette étude a permis de montrer que le module élastique des différentes éprouvettes augmente avec la fréquence de sollicitation, que les tables externe et interne sont transversalement isotropiques. Les ruptures en contraintes et tractions sont également dépendantes de la fréquence de sollicitation mais semblent non affectées par l'âge, le côté de prélèvement ou la localisation. L'énergie absorbée lors de la rupture n'est quant à elle pas dépendante de la fréquence de sollicitation.

Loin d'avoir récapitulé l'intégralité des études en dynamique moyenne, il semble cependant intéressant de faire état d'une recherche plus récente menée par une équipe européenne[59]. Cette étude a pour but de mesurer les effets de la vitesse de sollicitations et de l'endroit du crâne testé sur les propriétés mécaniques. Les tests sont réalisés sur 63 spécimens rectangulaires de 6 cm par 1 cm extrait des régions pariétales et frontales de 8 crânes de cadavres frais (4 de sexe masculin et 4 de sexe féminin âgé de 62 à 97 ans). Les échantillons sont conservés congelés jusqu'à leur utilisation. Les tests sont effectués en flexion dynamique à 3 points à trois vitesses différentes ($0,5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, $1 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, et $2,5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) comme le montre la figure 31. Les auteurs observent une différence significative pour ce qui est du module de Young, de la force de rupture ainsi que de la contrainte de rupture entre les essais menés à $0,5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ et $2,5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. Le module de Young moyen à $0,5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ est de 10 330 MPa pour la zone pariétale droite, 5700 MPa pour la zone pariétale gauche et 4350 MPa pour la partie frontale. Ces chiffres sont à comparer à ceux obtenus à $2,5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ MBA, qui sont dans l'ordre de 12 800 MPa, 18 120 MPa, et 16340 MPa. La force de rupture moyenne pour la zone pariétale à $0,5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ est de 728 N, valeurs portées à 1196 N à $2,5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, et pour la zone frontale, les chiffres sont respectivement de 1062 N et 1316 N. La contrainte de rupture moyenne pour la zone pariétale à $0,5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ est de 83,5 MPa et 129 MPa à $2,5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, tandis que pour la zone frontale, ces valeurs sont respectivement de 90,8 MPa et 127 MPa. Les auteurs notent également une forte inter variabilité des valeurs observées entre les différents individus.

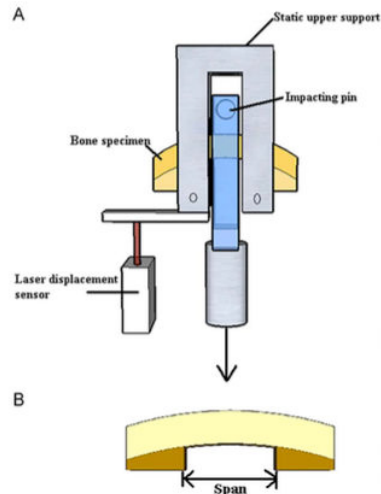


Figure 31 : Vue du système de sollicitation

4.2.5 Conclusion

Cet échantillon de publications montre une forte variabilité des propriétés biomécaniques de l'os crânien :

- entre les individus, l'épaisseur crânienne semblant jouer un rôle important, surtout la variation de l'épaisseur du diploé
- en fonction de la partie de la calotte crânienne au sein d'un même individu
- en fonction de la vitesse de sollicitation : plus la vitesse de sollicitation augmente, plus le module de Young (ou la raideur selon le type de mesure) semble être important
- en fonction du type de test effectué : test en traction, en compression et du type d'éprouvette utilisé.

Cette revue bibliographique montre également un manque de cohérence flagrant autant au niveau des setups expérimentaux que des valeurs mesurées rendant difficile la comparaison directe des données obtenues.

La forte différence des propriétés mécaniques observées entre le domaine quasi statique et en dynamique moyenne augure d'une non application possible de ces dernières au domaine de la balistique. En effet le simple passage d'une vitesse de sollicitation de quelques millimètres par seconde à quelques mètres par seconde engendre des variations de la force de rupture et du module d'Young très importantes alors que le domaine de sollicitation rencontré en balistique est de plusieurs centaines de mètres par seconde.

Le tableau suivant, récapitulatif des valeurs observées dans la littérature, permet de mieux visualiser les variations observées.

Auteur	Année	Type de test	Vitesse de sollicitation	Type d'impacteur	Région du crâne	Force de fracturation en n (écart type)	Energie en j (min-max)	Module d'young en mpa (écart type)
Messerer	1880	Test en compression	Statique	NA	Latérale	3971 N à 7247 N		
Gurdjian	1947	Essais en chute	4,1 m.s ⁻¹ à 6,95 m.s ⁻¹	NA	Frontale		774 (576-1088)	
Gurdjian	1947	Essais en chute	4,1 m.s ⁻¹ à 6,95 m.s ⁻¹	NA	Temporale		963 (824-1223)	
Gurdjian	1947	Essais en chute	4,1 m.s ⁻¹ à 6,95 m.s ⁻¹	NA	Occipitale		701 (681-721)	
Gurdjian	1947	Essais en chute	4,1 m.s ⁻¹ à 6,95 m.s ⁻¹	NA	Pariétale		833 (785-880)	
Nahum et al	1968	Impacteur lâché	Non mesurée	Poids en acier de 1,1 kg à 3,8 kg	Temporo-pariétale	2215 à 5930		
Robbins	1969	Test en compression radiale	Nc	NA	Calotte crânienne			1390
Melvin et al	1969	Test en compression	5 à 50 cm/min	NA	Pariétale			393 à 3000
McElhaney	1970	Test en compression radiale	0,4 mm.s ⁻¹	NA	Frontale			1760 (510)
McElhaney	1970	Test en compression radiale	0,4 mm.s ⁻¹	NA	Pariétale			1670 (460)
Hodgson	1971	Essais en chute	1,6 m.s ⁻¹ à 4,7 m.s ⁻¹	Surface plate	Occipitale	15902		
Hodgson	1971	Essais en chute	1,6 m.s ⁻¹ à 4,7 m.s ⁻¹	Surface plate	Pariétale	10151		
Hodgson	1971	Essais en chute	1,6 m.s ⁻¹ à 4,7 m.s ⁻¹	Surface plate	Frontale	7636		
Hodgson	1971	Essais en chute	1,6 m.s ⁻¹ à 4,7 m.s ⁻¹	Impacteur cylindrique de 2,54 cm de diamètre	Frontale	8718		
Hodgson	1971	Essais en chute	1,6 m.s ⁻¹ à 4,7 m.s ⁻¹	Impacteur hémisphérique de 20 cm de rayon	Frontale	6183		
Hodgson	1971	Essais en chute	1,6 m.s ⁻¹ à 4,7 m.s ⁻¹	Impacteur hémisphérique de 7,6 cm de rayon	Frontale	4604		
Hubbard et al	1971	Essai en compression		NA	Pariétale			7790 à 15300
Schneider	1972	Impacteur lâché sur corps allongé	2,99 m.s ⁻¹ à 5,97 m.s ⁻¹	Masse allant de 1,08 kg à 3,82 kg	Frontale	5784 (1620)		
Schneider	1972	Impacteur lâché sur corps allongé		Masse allant de 1,08 kg à 3,82 kg	Temporo-pariétale	3630 (970)		
Stalnaker et al	1977	Impacteur lâché	6m.s ⁻¹ à 9m.s ⁻¹	Piston de 15,2 cm de diamètre et de 10 kg	Pariétale	7150 à 9600		
Got et al	1978	Essais en chute	5,9 m.s ⁻¹ à 7m.s ⁻¹	Surface plate en acier	Temporo-pariétale	12200 à 12500		
Yoganandan	1995	Impacteur propulsé	2,54 mm.s ⁻¹	Impacteur de 48 mm de diamètre	Pariétale	5292 à 6182		
Yoganandan	1995	Impacteur propulsé	2,54 mm.s ⁻¹	Impacteur de 48 mm de diamètre	Frontale	4642		
Yoganandan	1995	Impacteur propulsé	2,54 mm.s ⁻¹	Impacteur de 48 mm de diamètre	Occipitale	11898		
Yoganandan	1995	Impacteur propulsé	2,54 mm.s ⁻¹	Impacteur de 48 mm de diamètre	Vertex	4464		
Yoganandan	1995	Impacteur propulsé	7,1 m.s ⁻¹ à 8 m.s ⁻¹	Impacteur de 48 mm de diamètre	Frontal	13600		
Yoganandan	1995	Impacteur propulsé	7,1 m.s ⁻¹ à 8 m.s ⁻¹	Impacteur de 48 mm de diamètre	Occipitale	10009		
Yoganandan	1995	Impacteur propulsé	7,1 m.s ⁻¹ à 8 m.s ⁻¹	Impacteur de 48 mm de diamètre	Vertex	de 8809 à 14034		
Motherway	2009	Test en flexion	0,5 m.s ⁻¹	NA	Pariétale droite	734,6 (323,7)		10330 (7040)
Motherway	2009	Test en flexion	0,5 m.s ⁻¹	NA	Pariétale gauche	721,7 (379,3)		5700 (1730)
Motherway	2009	Test en flexion	0,5 m.s ⁻¹	NA	Frontale	1062,3 (275,6)		4350 (1710)
Motherway	2009	Test en flexion	2,5 m.s ⁻¹	NA	Pariétale droite	1161,9 (565,1)		12800 (5500)
Motherway	2009	Test en flexion	2,5 m.s ⁻¹	NA	Pariétale gauche	1228,6 (461,8)		18120 (14360)
Motherway	2009	Test en flexion	2,5 m.s ⁻¹	NA	Frontale	1315,9 (643,8)		16340 (10180)
Raymond et al	2009	Impacteur propulsé	20m.s ⁻¹	Projectile en aluminium de 38 mm de diamètre pour 0,103 kg	Temporo-pariétale	3376 à 6347		
Raymond et al	2009	Impacteur propulsé	35m.s ⁻¹	Projectile en aluminium de 38 mm de diamètre pour 0,103 kg	Temporo-pariétale	3547 à 9529		

Figure 32 : Tableau récapitulatif des essais statiques et dynamiques

4.3 Les atteintes balistiques

4.3.1 Un temps d'observation

La première guerre mondiale fut un des premiers conflits avec une utilisation massive d'armes à feu et de bombes. Le nombre important de morts et de blessés, engendré par ce conflit, fut grandement documenté par les chirurgiens de guerre de l'époque. Certains médecins[60] décrivent les lésions balistiques du crâne comme étant une petite perforation de l'os entourée de petites fractures associées à de multiples petits fragments provenant de la table interne emmenés à différentes distances à l'intérieur du cerveau. S'appuyant sur une série de 250 atteintes de la tête traité par son équipe chirurgicale entre juillet et octobre 1917, le docteur CUSHING [61] présente sa classification des blessures de la tête en neuf catégories, allant de la simple lésion du scalp crânien jusqu'à une fracture complète du crâne en passant par des perforations simples ou des transfixions complètes crâniennes (figure 33). Cette classification fut utilisée par de nombreux auteurs par la suite [62], [63] pour documenter les séries observées. Les divers schémas illustrant les lésions crâniennes, réalisés par CUSHING (figure 33), sont d'une remarquable précision pour l'époque et ne seront pas en remis en question par les auteurs futurs. Des protocoles ont été depuis mis en place pour documenter les lésions balistiques lors d'autopsies[64].

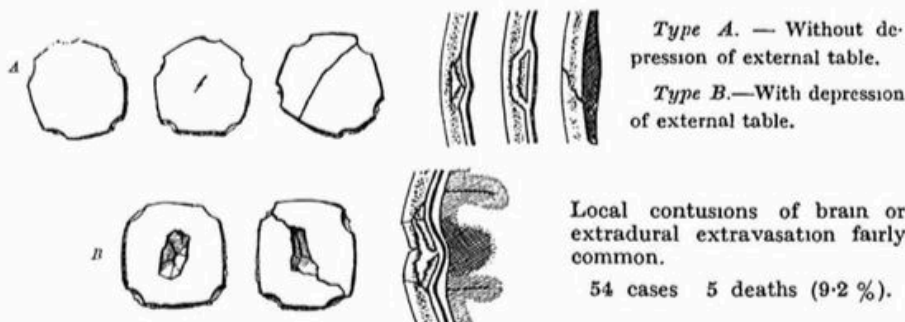
HEAD INJURIES GRADED ACCORDING TO THEIR SEVERITY.

With mortality figures for each group under the condition recorded.

Grade I.—WOUNDS OF THE SCALP, WITH INTACT CRANIUM AND DURA.

Occasional underlying cerebral contusion. 22 cases 1 death (4.5 %).

Grade II.—WOUNDS PRODUCING LOCAL FRACTURES OF VARIABLE TYPES, WITH THE DURA INTACT.



Grade III.—LOCAL DEPRESSED FRACTURES OF VARIOUS TYPES, WITH THE DURA PUNCTURED.



Grade IV.—WOUNDS, USUALLY OF GUTTER TYPE, WITH DETACHED BONE FRAGMENTS DRIVEN INTO BRAIN.



Grade V.—WOUNDS OF PENETRATING TYPE, WITH LODGEMENT BOTH OF PROJECTILE AND BONE FRAGMENTS.



Brain often extruding contusion along track. Symptoms depend on size and course of missile. Common sequels early compression, late abscess.

41 cases · 15 deaths (36·6 %).

Grade VI.—WOUNDS WITH VENTRICLES PENETRATED OR TRAVERSED (A) BY BONE FRAGMENTS, (B) BY PROJECTILE.



Cerebral lesion as in Grades IV and V, with cerebrospinal fluid escape. Haemorrhage into, or subsequent infection of ventricle common.

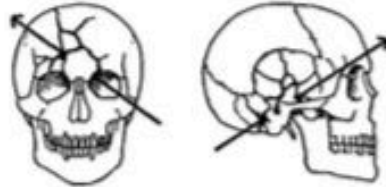
Type A.—

14 cases 6 deaths (42·8 %).

Type B.—

16 cases 16 deaths (100 %).

Grade VII.—WOUNDS OF CRANIO-CEREBRAL TYPE INVOLVING (A) ORBITAL-NASAL, (B) AURO-PETROSAL REGION.



Brain commonly exposed and extruding, radiating fractures, nasal or petrosal cavities opened, meningitis common.

15 cases 11 deaths (73·3) %.

Grade VIII.—WOUNDS WITH CRANIO-CEREBRAL PERFORATION.



Extensive cranial and cerebral damage common. Death usually due to intracranial haemorrhage and compression.

5 cases 4 deaths (80 %).

Grade IX.—CRANIO-CEREBRAL INJURIES WITH MASSIVE FRACTURE OF SKULL.



Widespread cerebral contusion. Compression phenomena common.

10 cases : 5 deaths (50 %).

Figure 33 : Description des différents types de lésions crâniennes observées [61]

4.3.2 L'expérimentation osseuse

La littérature est assez pauvre en essais balistiques sur les pièces osseuses, la majorité des publications ne faisant qu'observer à posteriori les résultats des atteintes par projectiles d'armes à feu ou s'intéressant plus volontiers aux tissus mous.

Au milieu du XXème siècle, GRUNDFEST[65] conduisit un nombre important de tirs sur des os de vaches avec des billes d'acier de différents diamètres (3,18 mm, 4,74 mm et 6,35 mm). Cette recherche amena à l'établissement d'une relation entre la profondeur de pénétration et la vitesse d'impact initialement en unité anglo-saxonne,

ces données furent reprises par le prof. Kneubuehl[66] en unité SI sous l'équation suivante :

$$(eq. I.4.3.1.1) \quad s = 0,863.10^{-4} * k^2 * (V_a - V_{gr})^2$$

s étant la profondeur de pénétration en mm, k le diamètre de la sphère en mm, v_a la vitesse d'impact et v_{gr} la vitesse seuil de pénétration osseuse établie à 60 m.s⁻¹ par Journée[67] (sans précision du calibre utilisé). Cette relation n'est cependant qu'applicable aux billes d'acier et ne peut être étendue aux autres projectiles.

Une recherche assez complète fut réalisée en 1967 par HUELKE et son équipe au sein de son laboratoire d'anatomie du Michigan. Ces tests furent réalisés sur 122 fémurs humains embaumés (sur la partie distale) sur lesquels étaient tirés des sphères d'acier de 6,35 mm de diamètre pour une masse de 1,04 g. Ces billes sont tirées à l'aide d'un propulseur à l'hélium spécialement conçu pour les tests, les vitesses moyennes allant de 155 m.s⁻¹ à 518 m.s⁻¹. La mesure de la vitesse d'entrée est faite par la traversée de deux feuilles électroniques, la vitesse de sortie quant à elle est mesurée à l'aide d'une caméra à très haute vitesse permettant l'enregistrement de 26 000 images par seconde. Les données mesurées montrent que lorsque la vitesse d'impact augmente, l'énergie dissipée pour créer la fracture est plus importante, trouvant même une relation linéaire entre ces deux valeurs. Pour des vitesses d'entrée de l'ordre de 150 m.s⁻¹, les auteurs constatent une perforation non systématique du fémur. À partir de 430 m.s⁻¹, les orifices de sortie sont très élargis, et l'on note une dislocation du fémur dans plus de la moitié des cas qui devient systématique pour des vitesses d'entrée supérieure à 518 m.s⁻¹. S'appuyant sur les travaux de Callender et French [68], selon lesquels un projectile traversant un tissu transmet une vitesse radiale dans le milieu environnant, et l'appliquant à l'os pour lequel l'élasticité limitée est connue, les auteurs expliquent qu'après la pénétration de l'os cortical externe, cette cavitation se diffuse dans l'os poreux dont les fines parois trabéculaires rompent. L'ensemble est ensuite projeté faisant rompre la fine couche de l'os corticale interne. Les auteurs notent aussi un orifice de sortie dont le diamètre est plus important, élargissement expliqué par la cavitation dans l'os poreux. Cette équipe continua ces tests selon les mêmes protocoles en faisant varier la taille ou la masse des billes (utilisations de billes d'acier de 10,31 mm pour 4,48 g et de bille en alliage d'un diamètre de 6,35 mm mais d'une masse de 2,27 g), en prenant en compte le taux d'ostéoporosité des os et le lieu du tir sur le fémur[69]-[71]. Ces tests permirent d'établir une relation entre la vitesse d'impact et l'énergie perdue par les équations du second degré suivantes, dépendantes de la taille de la bille utilisée :

$$(eq. I.4.3.1.2) \quad \Delta E = -16,175 + 1,312 V_i + 0,0094 V_i^2 \text{ pour les billes de 6,35 mm}$$

$$(eq. I.4.3.1.3) \quad \Delta E = -9,283 + 3,343 V_i + 0,0208 V_i^2 \text{ pour les billes de 10,31 mm}$$

Avec ΔE (perte d'énergie) en ft/lbs et en V_i (vitesse d'impact) en ft/s

Les auteurs constatent une perte d'énergie dans la cible plus importante si la bille est plus grosse avec cependant un pourcentage d'énergie perdue moindre. Ils notent également une influence de la calcification osseuse sur les résultats obtenus, une perte d'énergie plus importante lorsque la partie de la diaphyse fémorale est touchée par rapport à la partie distale du fémur pouvant s'expliquer par un os cortical plus dur à cet endroit. La variation de la masse de la bille tout en gardant le même diamètre n'amène aucun changement par rapport aux résultats précédents. Ils affirment également ne pas

trouver de différence significative entre les os embaumés et frais. Les courbes suivantes résument les résultats obtenus par les auteurs.

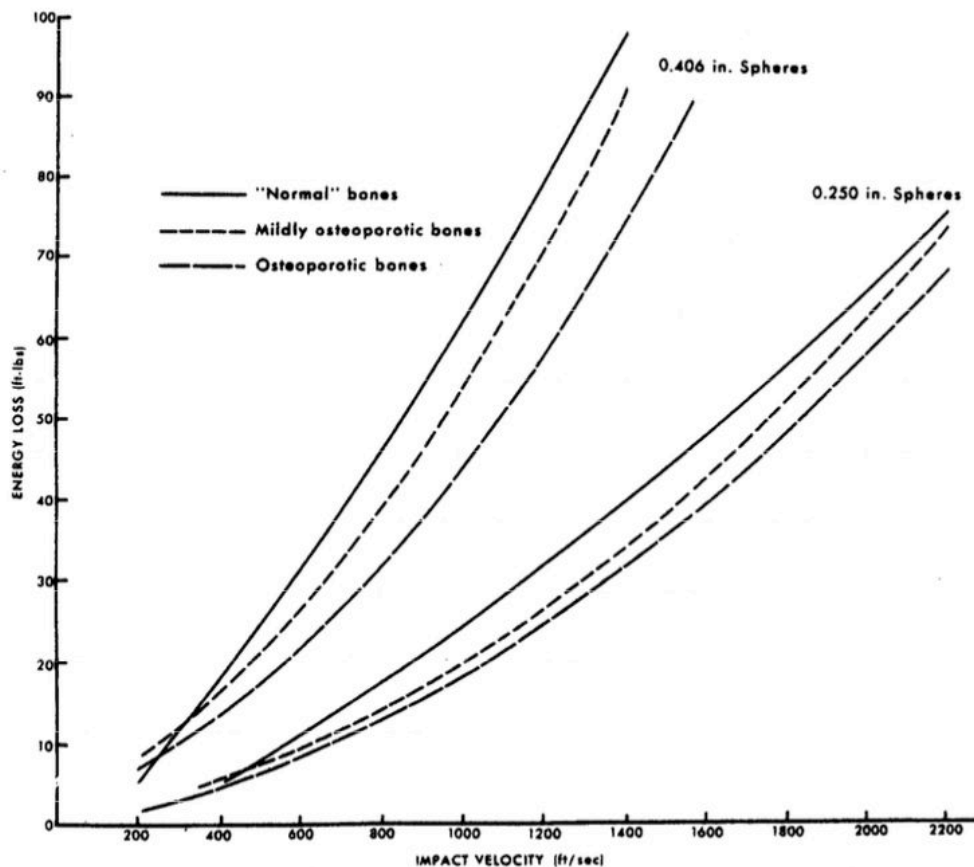


Figure 34 : Relation entre la vitesse d'impact et l'énergie perdue en fonction du type d'os [69]

Kneubuehl[66] repris les résultats bruts obtenus par l'équipe d'Huelke et proposa les équations suivantes :

Pour les billes de 6,35 mm : (eq. I.4.3.1.4) $\Delta E = 6,6 + 0,416 E_a$ (r=0,993)

Pour les billes de 10,31 mm : (eq. I.4.3.1.5) $\Delta E = 14,9 + 0,262 E_a$ (r=0,993)

avec l'énergie exprimée en joules et E_a étant l'énergie à l'impact.

On peut légitimement s'interroger sur les réalités physiques du passage de l'équation proposée par Huelke et celle proposée par Kneubuehl. Aucun lien n'existant entre un terme quadratique de la vitesse d'impact et l'énergie à l'impact. Au-delà d'une proposition de meilleure corrélation mathématique il ne faut pas en oublier la réalité physique.

Di Maio[72], effectua quant à lui des essais sur des crânes humains frais avec des projectiles de 9mm Parabellum d'une masse de 8,1 g tirés avec une arme de poing. Malheureusement, le nombre de tirs, l'âge et le sexe des sujets utilisés ne sont pas spécifiés. Il en conclut que pour les voutes crâniennes dont l'épaisseur est comprise entre 4 et 6 mm la perforation osseuse se produit à partir de 76 m.s⁻¹ et devient systématique à partir de 90m.s⁻¹. Pour les voutes dont l'épaisseur est de 7 à 9 mm, la perforation commence à partir de 105 m.s⁻¹ environ et pour celle dont l'épaisseur est de

10 mm aucune perforation n'est constatée jusqu'à 140 m.s⁻¹. Il réalisa ces mêmes tests sur huit fémurs humains et ne constata aucune transfixion jusqu'à une vitesse de 170 m.s⁻¹. Il insiste cependant sur le fait que ces chiffres doivent être pris avec précaution au regard du peu de tests réalisés.

Une série de tests fut plus récemment menée par une équipe suisse[73] sur des tibias et fémurs de porc, ces essais ayant pour but de comparer ces résultats avec ceux observés sur les os synthétiques qu'ils proposent comme simulants potentiellement biofidèles. Les tirs sont effectués avec des munitions militaires ayant des projectiles chemisés (7,62 mm X 51 mm et 7,62 mm X 39 mm) et les os sont mis à l'intérieur d'un bloc de gélatine sensé représenter le muscle. Les vitesses à la sortie de la bouche du canon sont respectivement de 830 m.s⁻¹ et 710 m.s⁻¹ pour les munitions précédemment citées. Les expérimentations sont filmées à l'aide d'une caméra très haute vitesse afin de déterminer la vitesse de projectile après impact et par conséquent l'énergie perdue lors de la traversée de l'os. Les résultats sont très peu détaillés par les auteurs, seule une perte d'énergie d'environ 225 J pour la traversée de l'os du porc est mentionnée. Il est également fait mention de projections de fragment osseux à la fois dans le sens de progression du projectile et dans le sens opposé, le sens opposé résultant des effets hydrodynamiques causés par la moelle. Ces chercheurs concluent également que l'énergie transférée lors de l'impact est insuffisante pour accélérer les fragments osseux à une vitesse assez importante pour qu'ils puissent provoquer leurs propres tunnels lésionnels.

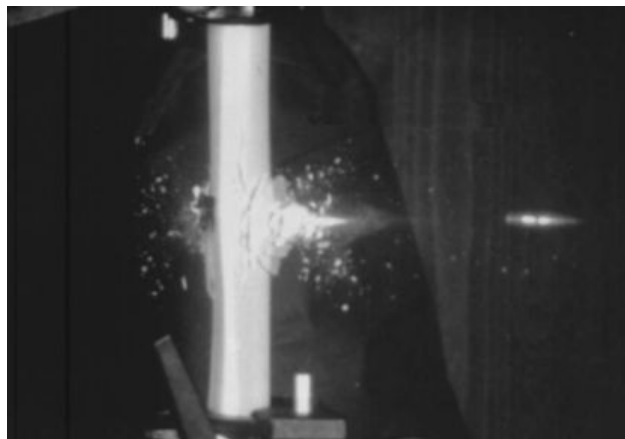


Figure 35 : Vue de la traversée d'un os synthétique par un projectile d'arme d'épaule [73]

Face à l'utilisation de plus en plus importante d'armes dites à létalité réduite par les forces de l'ordre[74], des expérimentations balistiques sur corps humain instrumenté (PMHS pour Post Mortem Human Subject) ont été entreprises. Les premiers tests ont été entrepris dès le début des années 2000 au niveau thoracique[75] et abdominal [76]. Bien que ces munitions ne soient pas prévues pour être utilisées au niveau de la tête, cette zone est parfois atteinte et des cas de décès ont été observés. Face à cette problématique des essais sur six cadavres humains[77] (trois hommes et trois femmes) âgés de 54 à 84 ans furent réalisés au niveau frontal de la mandibule et de l'os zygomatique. Des projectiles instrumentés de 38 mm de diamètre dans la masse varie de 25 à 35 g sont lancés à l'aide d'un canon pneumatique à des vitesses allant de 28 m.s⁻¹ à 69 m.s⁻¹. Les essais ainsi menés montrent une force de rupture moyenne niveau frontale de 3000 N avec une déflexion moyenne de 11,8 mm et une raideur moyenne de

360 N/mm. L'inconvénient principal des tests effectués avec les armes à létalité réduite est que bien que considérée comme une problématique balistique, les vitesses d'impact sont de l'ordre de quelques dizaines de mètres par seconde. Celles-ci ne sont donc pas représentatives de la balistique « classique » dont les vitesses d'impact sont de plusieurs centaines de mètres par seconde.

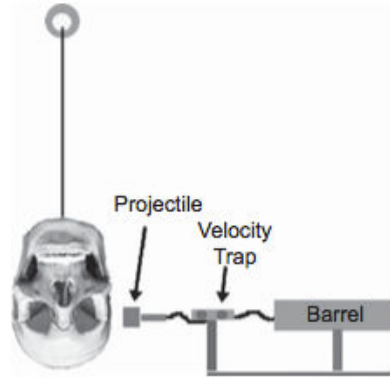


Figure 36 : Vue du type de setup utilisé pour les essais

Cette équipe continua ses recherches afin de déterminer la tolérance du crâne au niveau de la zone temporo-pariétale pour ce type d'atteinte balistique [78]. Ces essais portèrent sur 7 têtes humaines non embaumées (3 hommes et 4 femmes âgées de 55 ans à 75 ans). Les têtes (comprenant la peau, le crâne et le cerveau) sont suspendues par leur base et frappées par un impacteur rigide de 38,1 mm de diamètre et dont la vitesse d'impact est soit de 20 m.s⁻¹ soit de 35 m.s⁻¹ (figure 36). Les fractures ne sont pas constatées à tous les essais (2 essais sur 7 à 20m.s⁻¹ et 5 essais sur 7 à 35 m.s⁻¹). La force de facture moyenne est mesurée à 5633 N (+/-2095 N) associée à une déformation moyenne de 7,8 mm (+/- 3,2 mm). Au vu du nombre limité d'essais, il n'est pas possible de déterminer avec précision l'influence de la vitesse de l'impact. Une nouvelle série d'essais fut réalisée dans les mêmes conditions que précédemment avec pour seule différence l'enlèvement de la partie cutanée[79]. Les têtes utilisées sont celles n'ayant pas été fracturées lors des essais précédents, et les impacts sont réalisés à une vitesse de 20 m.s⁻¹. Les fractures sont systématiques, la force de fracture moyenne est de 3870 N (avec un écart type de 862 N), associé à une raideur calculée 1210 N/mm et une déformation moyenne de 3,2 mm (avec un écart type de 0,4 mm). Lors de leurs différents essais les auteurs ont également observé que l'énergie à l'impact jouait un rôle important dans le type de fracture, en effet des fractures linéaires sont constatées à basses énergies (environ 27 J) alors qu'à hautes énergies (environ 58 J) les fractures sont comminutives avec de nombreux fragments. Ces essais démontrent l'importance de la barrière cutanée dans le phénomène de fracturation de l'os crânien.

4.3.3 La morphologie des atteintes

Les atteintes balistiques au niveau de l'os du crâne présente une morphologie qui leur est propre et dépendant de l'angle d'incidence d'arrivée du projectile.

Les atteintes tangentielles du crâne causent ce qui est communément appelé une blessure de type « gutter wound »[80]. Dans ce cas le projectile est non pénétrant, il glisse le long de la table externe provoquant son effondrement et pouvant emporter

avec lui des fragments de cette dernière comme le montre la figure 37. Des ondes de pression sont transmises jusqu'à la table interne pouvant provoquer sa fracture voire l'expulsion de fragments dans le cerveau potentiellement mortels.



Figure 37 : Vue d'une lésion de type "Gutter Wound"

Pour ce qui est des projectiles arrivant avec un faible angle d'attaque, l'orifice qu'ils génèrent est communément appelé « keyhole » autrement dit en trou de serrure. Cet orifice consiste en un bord d'attaque évasé sur la table externe et net sur la table interne alors que le bord de fuite est net sur la table externe évasé sur la table interne (figure 38). Il est donc possible à partir de ces orifices de déterminer la direction de tir[81]. Le projectile quant à lui, soumis à de très fortes contraintes de cisaillement, à une forte tendance à se briser en deux parties, une partie rentrant dans la boîte crânienne et une autre continuant sa route sous le scalp ou en sortant.

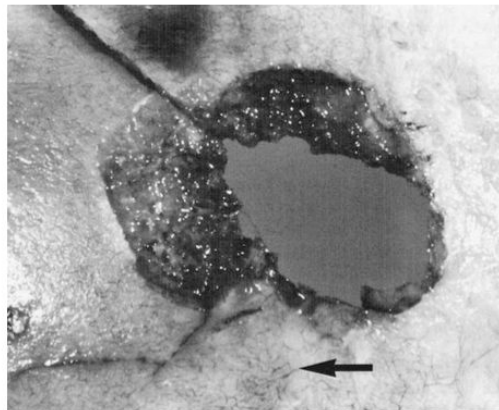


Figure 38 : Vue d'une lésion en "trou de serrure"

Pour ce qui concerne les tirs sans incidence, la forme générale des orifices est conique avec un évasement allant dans le sens de progression du projectile (figure 39). Un orifice d'entrée crânien présentera donc un évasement au niveau de la table interne (figure 40) alors que l'orifice de sortie présentera un évasement niveau de la table externe. Cette forme est commune à tous les os plats et reste très caractéristique des impacts balistiques[82], [83]. Certains auteurs décrivent même une forme en 2 parties, une première cylindrique puis une seconde conique[84].

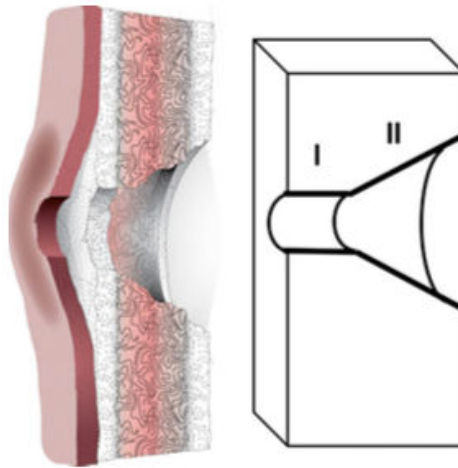


Figure 39 : Représentation schématique d'un orifice balistique[84]

Cette forme peut varier en fonction de la localisation de l'orifice[85], et de nombreuses exceptions ont été constatées par différents auteurs[86]-[89] tant au niveau des orifices de sortie que des orifices d'entrée. Les exceptions pour les orifices d'entrée semblent trouver leur explication dans les effets de pressions arrière associés à la cavité temporaire créée à l'intérieur du crâne. Les exceptions concernant les orifices de sortie, elles, ne trouvent aucune explication pour l'instant.

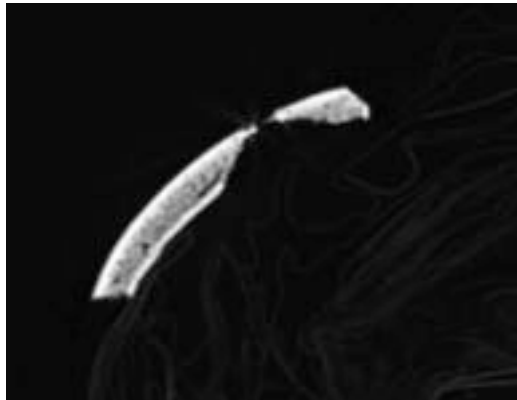


Figure 40 : Vue de la forme conique d'une atteinte balistique crânienne

4.3.4 Proposition de modèles descriptifs de l'interaction os-projectile

Les parties précédentes ont permis de comprendre la typologie des atteintes balistiques osseuses. Les essais réalisés ont permis pour certains auteurs de déterminer des relations entre les différentes données mesurées avant et après impact. S'appuyant sur l'ensemble de ces données plusieurs modèles ont ainsi été proposés pour expliquer l'interaction entre l'os et le projectile.

Au regard de la nature de l'os crânien et de la forme de la lésion balistique, le « plugging model » peut être proposé. Ce modèle est utilisé en balistique terminale pour la traversée de fine couche de matériaux où le projectile passe à travers en causant un minimum de déformation. Dans ce cas le projectile retire juste un disque ou un cône du matériel traversé (figure 41).

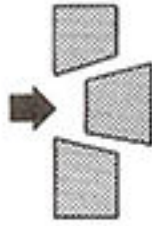


Figure 41 : Représentation schématique du "plugging model"

Ce modèle permet de calculer l'énergie perdue par le projectile lors de la traversée en s'appuyant sur les efforts de cisaillement dans le milieu impacté. L'équation suivante est ainsi obtenue :

$$(eq. I.4.3.4.1) \quad E_s = C_s * k * D^2 \quad [J]$$

(Avec k étant le calibre du projectile en m, D l'épaisseur de matériau traversé en m et C_s les propriétés de cisaillement spécifiques au matériau en $kg.m^{-1}.s^{-2}$)

Ce type de modèle montre une indépendance entre l'énergie perdue dans le milieu et la vitesse d'impact. Les seuls éléments influençant la perte d'énergie étant l'épaisseur de la cible et le diamètre du projectile.

Cette idée d'indépendance entre l'énergie perdue et la vitesse d'impact est indirectement défendue par Kneubuehl[66] lorsqu'il parle des armes de poing. En effet il considère la décélération dans le milieu osseux comme indépendant de la vitesse d'impact proposant l'équation suivante pour l'accélération dans ce milieu :

$$(eq. I.4.3.4.2) \quad a = -c_0 \quad [m.s^{-2}]$$

(Avec C_0 une constante de décélération dépendante du milieu traversé en $m.s^{-2}$)

L'application des différentes lois de la mécanique engendrerait une dépendance de la perte d'énergie aux seules caractéristiques du projectile et à l'épaisseur du milieu traversé à l'instar du « plugging model ».

Les deux précédents modèles semblent pouvoir être applicables théoriquement à une surface osseuse simple comme une seule couche d'os cortical, mais la structure complexe de l'os crânien en trois couches hétérogènes devrait invalider ces modèles dans le cas de notre étude.

Un autre modèle, s'appuyant cette fois sur l'aspect vitesse du projectile fut proposé au début des années 80 par Sellier et cité par Kneubhul[66]. Le « SELLIER's velocity profile » est un modèle unidimensionnel dans lequel la perte de vitesse est calculée pour chaque couche de tissu traversée. Dans ce modèle chaque couche de tissu est considérée comme homogène. Une relation entre la vitesse d'entrée et de sortie des différentes couches est ainsi établie comme suit :

$$(eq. I.4.3.4.3) \quad V_e = V_a * e^{-R*d} \quad [m.s^{-1}]$$

Avec V_a la vitesse d'impact ou d'entrée en $m.s^{-1}$, V_e la vitesse de sortie en $m.s^{-1}$, d l'épaisseur de tissu traversée en m et R un coefficient de retardation dépendant de la nature du tissu en m^{-1} .

L'application de cette équation permet de tracer un profil de vitesse pour un projectile déterminé traversant une cible humaine telle que la tête (figure 42).

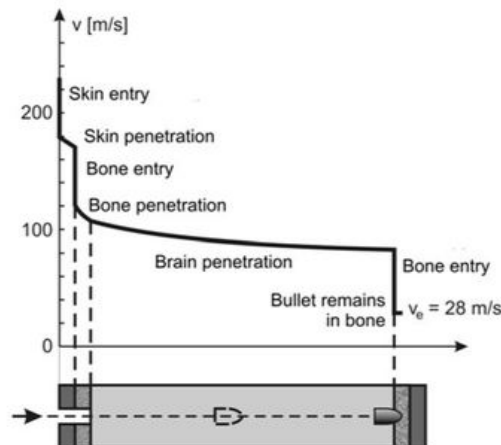


Figure 42 : Profil d'un projectile de 6,35 mm Browning passant à travers une tête d'après Sellier [66]

Les limitations d'un tel modèle résident dans le fait qu'il ne prend en compte qu'une seule dimension spatiale (excluant tout phénomène de déviation ou tir oblique et qu'il considère lui aussi l'os crânien comme une couche unique et homogène. Il est cependant intéressant de noter que contrairement aux modèles précédents, la relation entre la vitesse d'entrée et celle de sortie ne devrait pas rendre indépendant la vitesse d'impact et l'énergie dissipée dans le milieu.

S'appuyant sur des tirs effectués sur des côtes de porc, et l'étude des lésions à la fois en microtomographie et en microscopie électronique à balayage, Kieser[84] propose un modèle heuristique permettant d'expliquer le mécanisme lésionnel balistique des os plats.

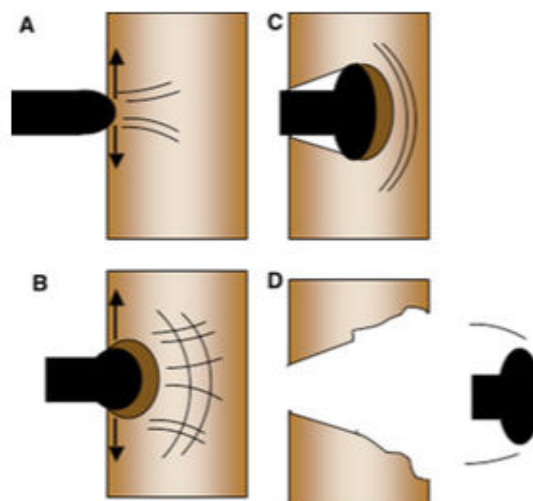


Figure 43 : Modèle heuristique de la pénétration d'un projectile déformable dans un os plat[84]

Cet auteur fait l'hypothèse que le projectile, lors de l'impact, initie des courants de contraintes en traction dans le milieu cible (image A de la figure 43). Au même moment le projectile se déforme sous l'impact. Cette déformation provoque alors deux effets : le premier est la formation d'un bouchon à partir des tissus comprimés sur son front et le second la dissipation d'onde de compression dans le milieu impacté (image

B). Avec l'augmentation de la pénétration, les forces de cisaillement entre le projectile et le bouchon formé sur son front d'une part et le milieu dans son ensemble d'autre part, créent un tunnel cylindrique. L'accumulation graduelle de matériau sur la partie frontale du projectile et les ondes de contraintes induites par l'avancée de cet ensemble (image C), engendre une rupture friable de la structure en forme de cône (image D).

Ce modèle simple semble pouvoir expliquer efficacement le possible mécanisme lésionnel entourant les atteintes balistiques osseuses. Cependant, il souffre cruellement de la non prise en compte de la structure en sandwich des os plats laissant croire au lecteur à la traversée d'un milieu homogène. Le bouchon de matière bloqué en avant du projectile déformable semble jouer un rôle important dans ce mécanisme. Nous pouvons cependant nous interroger sur le fait que ce bouchon soit à même de rester en avant du projectile et si ce dernier existe pour les projectiles non déformables.

4.3.5 La recherche de simulant pour des essais balistiques

Face à la difficulté de mener des expérimentations balistiques sur des corps humains, expérimentations interdites dans certains pays, de nombreux groupes de chercheurs ont rapidement tenté de trouver des stimulants de remplacement. Des études comparatives furent menées sur des surrogates déjà développés pour l'industrie automobile. Le « Modified Hybrid III Head and Neck » représenté en figure 44 et testé par Viano [77] montre des différences de raideur beaucoup trop importantes avec celles mesurées sur les essais réalisés à partir de crânes humains.

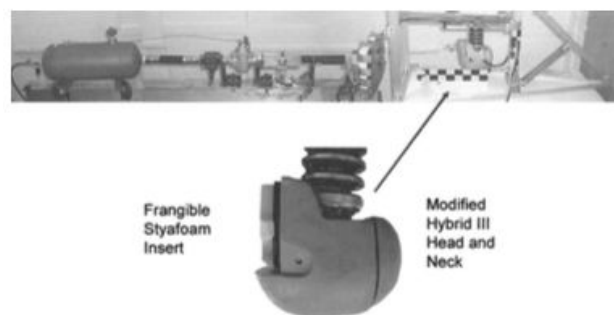


Figure 44 : Vue de la tête hybride et du setup associé

Une société suisse, appelé Synbone, produit des simulants d'os de différentes formes initialement prévus pour l'enseignement anatomique et orthopédique. Pour ce qui est des os longs, ce simulant est composé d'un tube vide en polyuréthane, rempli de gélatine d'ordonnance à 10 %, simulant la moelle, et recouvert d'une couche de latex simulant le périoste. Les tests comparatifs effectués sur des fémurs de porcs et sur ce simulant par une équipe suisse[73] semble montrer des similitudes quant à la perte de vitesse et d'énergie après impact (autour de 225 J pour des vitesses d'impact de 710 m.s⁻¹ et 830 m.s⁻¹). Le tunnel lésionnel, la déformation des projectiles ainsi que la fragmentation sont décrits comme absolument comparables par les auteurs. D'autres chercheurs pointent cependant du doigt une fragmentation non comparable de ce simulant avec le fémur humain[90].

Cette même équipe suisse propose également un simulant de tête appelé « Skin Skull Brain » pour l'étude des atteintes balistiques[91]. La peau est simulée à l'aide d'une nappe de silicone contenant des fibres synthétiques (simulant les fibres de

collagène), l'os du crâne est simulé par une sphère de polyuréthane en 3 couches (les couches extérieures compactes et la couche du centre poreuse), le périoste est simulé à l'aide de latex et le cerveau avec de la gélatine à 10% et 4°C. Cette tête artificielle simule un crâne dont le diamètre est de 19 cm et une épaisseur de 5, 6 ou 7 mm. Des tirs avec des munitions de divers calibres sont effectués et comparés à des cas réels. Les auteurs soulignent une grande fidélité des lésions au niveau des parties simulant la peau, l'os et le cerveau pour les tirs avec ou sans incidence. La fracturation osseuse, ainsi que la morphologie des orifices d'entrée et de sortie (conicité de l'orifice) sont considérées comme fidèles aux cas réels selon les auteurs (figure 45). Cette étude n'est cependant que comparative et s'appuie sur des cas réels dont les conditions initiales sont peu maîtrisées, de plus certains auteurs pointent du doigt l'absence de considération biomécanique de cette recherche[79].

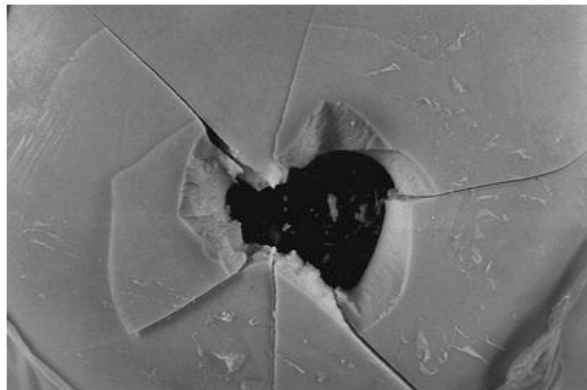


Figure 45 : Vue d'un orifice de sortie dans un crâne synthétique

Les récents essais sont réalisés par Raymond[79] avec des sphères de polyuréthane de 6 mm d'épaisseur et de 190 mm de diamètre recouvert d'une fine couche latex simulant le périoste, d'une peau de chamois pour la surface cutanée et remplie de gélatine à 10 %, d'eau ou de styrofoam® pour simuler le cerveau. Les résultats montrent que ces simulants sont loin d'être des candidats efficaces pour évaluer les risques de fracture et remettent donc en cause les conclusions faites par Thali et son équipe[91].

4.4 Conclusion des expérimentations osseuses

Cette partie collationne les propriétés mécaniques de l'os crânien, mais surtout permet de se rendre compte du manque de cohérence autant en ce qui concerne les expérimentations que les éléments mesurés. Les valeurs des forces de fracturation oscillent entre environ 4000 N[43] et 12 000 N[48] en fonction des publications et de la zone atteinte en quasi statique et de 730 N[59] à 16 000 N[56] en dynamique moyenne avec des écarts type importants constatés au sein de chacune des publications. Le module d'Young quant à lui semble fortement augmenter lorsque l'on passe d'une sollicitation quasi statique à une sollicitation dynamique (passant d'environ 1500 Mpa[44] à une valeur comprise entre 4000 et 18 000 Mpa[59]). Il n'est pas possible au regard de l'ensemble de ces données de déterminer une quelconque corrélation entre la force moyenne de rupture et la vitesse de sollicitation.

Le champ de la balistique lésionnelle au niveau du crâne n'est encore que très peu exploré et les expérimentations déjà réalisées pour d'autres études tel que l'accidentologie ne semblent pas d'un grand secours au regard de la différence trop importante des vitesses de sollicitation mises en jeu. Les quelques recherches

balistiques existantes proposent des corrélations entre vitesse d'impact, de sortie, énergie dissipée et énergie d'impact parfois contradictoires d'une publication à une autre. Le pan de balistique le plus documenté est celui des armes à létalité réduite mais la vitesse de sollicitation est bien inférieure à celle de la balistique « classique » limitant fortement son extension à notre travail de recherche.

La morphologie en entonnoir des atteintes balistiques crâniennes est bien documentée et largement utilisée par l'ensemble des experts en balistique et des médecins légistes. Plusieurs modèles à même d'expliquer cette forme résiduelle sont proposés dans la littérature. Il conviendra par la suite, et au regard de nos expérimentations de discuter de la validité de ces derniers.

5 Conclusion

Ce chapitre a permis de comprendre l'environnement de ce travail de recherche. L'étude épidémiologique des atteintes balistiques a montré une implication des armes à feu dans plus de 10 % des homicides sur le territoire national, taux très inférieur à ce qui est observé outre atlantique. L'utilisation de ce moyen touche toutes les tranches d'âge et est beaucoup plus fréquemment employé par les hommes que par les femmes. L'étude détaillée des homicides expertisés au sein de notre laboratoire entre 2012 et 2014 montre une utilisation très majoritaire des fusils de chasse avec des projectiles de type grenaille. La tête est quant à elle touchée dans plus d'un quart des homicides ainsi recensés démontrant tout l'intérêt de ce travail de recherche.

L'étude anatomique du crâne osseux a permis de mieux comprendre sa structure complexe en trois couches : deux parties corticales entourant une partie d'os trabéculaire appelée diploé. Considéré comme mature à partir de 20 ans, le crâne présente quelques variations au niveau de sa morphologie en fonction du sexe et de l'appartenance ethnique de l'individu. Les épaisseurs des différentes couches osseuses présentent quant à elles une très forte variabilité entre individus mais également entre régions crâniennes et au sein même de ces régions chez un même individu. L'étude de l'anatomie des crânes d'animaux a permis de déterminer celui du singe comme le plus proche de celui de l'homme. En ce qui concerne les autres animaux étudiés, bien que les différences morphologiques soient importantes, la partie pariétale de la tête de mouton et de chèvre semble devoir être étudiées avec une attention particulière. Face au manque d'informations précises quant à la structure de ces crânes, une étude histologique des crânes de bœuf, porc, mouton et chèvre sera entreprise dans le chapitre suivant.

La revue bibliographique concernant les propriétés mécaniques de l'os crânien montre une très forte disparité des méthodes utilisées et des paramètres mesurés. Au-delà de cette problématique de cohérence expérimentale, les résultats trouvés montrent une très forte variabilité que ce soit entre individu ou entre régions crâniennes d'un même individu et une différence nette entre ceux obtenus lors des essais quasi statiques et ceux en dynamique. Cette variabilité de résultats est en adéquation avec la variabilité de structure constatée précédemment. Au regard des vitesses de sollicitation en quasi statique et en dynamique et de l'importance des différences de résultats observés dans ces deux domaines, le fait que la vitesse de sollicitation intéressant la balistique soit plus de dix fois supérieure à celle des essais dynamiques documentés rend inexploitable l'ensemble de ces résultats dans le cadre de notre travail.

L'étude de la morphologie des atteintes par projectile d'arme à feu a souligné une forme en entonnoir très caractéristique du sens de progression du projectile. Quelques expérimentations balistiques sur des structures osseuses ont amené à des propositions de relations entre les valeurs de vitesse et d'énergie parfois contradictoires. Enfin plusieurs modèles quant au mécanisme de création des lésions osseuses balistiques sont proposés et seront discutés au regard des résultats de notre expérimentation.

Chapitre II : Histologie comparée

1 Introduction

L'histologie se situe au carrefour de la biologie cellulaire, de l'anatomie, de la biochimie et de la physiologie. Elle étudie la structure des tissus biologiques au niveau microscopique et permet ainsi de comprendre leur fonctionnement normal ou pathologique. Cette partie s'attachera à une brève caractérisation d'un point de vue histologique de l'os humain et des différences observées chez les animaux. Le protocole suivi pour étudier d'un point de vue histologique les os des crânes de bœuf, porc, mouton et chèvre sera ensuite détaillé. Les résultats ainsi obtenus seront ensuite présentés et comparés à des coupes de crânes humains.

2 L'os d'un point de vue histologique

L'os est constitué de tissu osseux, qui lui assure sa dureté et sa résistance, de moelle hématogène au centre, et d'un périoste sur sa périphérie.

Le tissu osseux est un tissu conjonctif spécialisé comportant un ensemble de cellules et de matrice extracellulaire dans laquelle se trouvent une matrice organique essentiellement composée de fibres collagènes de type I servant de site d'initiation à la minéralisation et une phase minérale constituée de sels de calcium et de phosphore formant une réserve pour l'organisme (figure 46). Ces deux composantes sont essentielles, si la matière organique fait défaut l'os devient cassant comme du verre et si la phase minérale ne se forme pas normalement les os deviennent mous et flexibles.

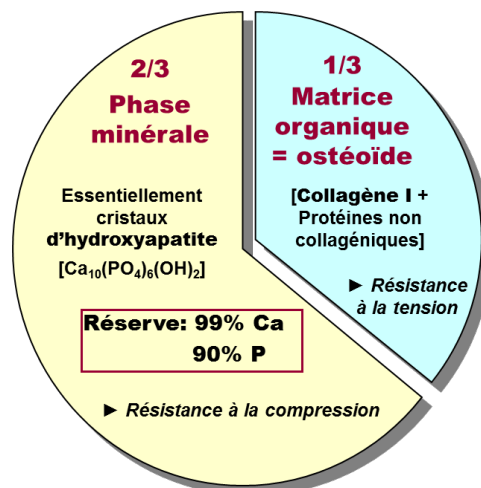


Figure 46 : Composition de la matrice extracellulaire[92]

Les cellules constitutives sont de quatre types différents (figure 47): les cellules bordantes, les ostéoblastes, les ostéocytes, et les ostéoclastes. Les trois premières sont des cellules ostéoformatrices, alors que la dernière est ostéorésorbante.

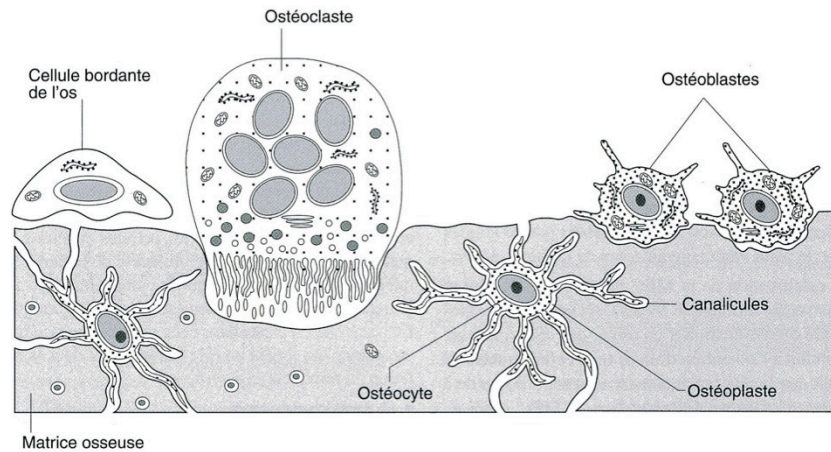


Figure 47 : Schéma des cellules du tissu osseux observées en microscopie électronique[93]

Quelle que soit sa forme, le tissu osseux adulte se compose de deux types de structures :

- **l'os compact** qui recouvre tous les os. C'est le principal constituant de la diaphyse des os longs. Il représente 80 % de la masse squelettique.
- **l'os spongieux** ou **trabéculaire** qui occupe l'intérieur des vertèbres, du bassin, des os plats et des extrémités des os longs. Il constitue 20 % du squelette.

2.1 L'os compact

Partie osseuse dense, dure et très résistante, il est composé d'unités appelées ostéons ou système de Havers. Chaque unité est centrée par un canal de Havers en son centre qui contient les nerfs et les vaisseaux sanguins et autour duquel sont disposées plusieurs couches de lamelles osseuses concentriques. Tissu en continuelle destruction et reconstruction, des lamelles interstitielles composées de fragments d'ostéons remodelés sont présentes entre les différents systèmes de Havers assurant ainsi la densité du tissu. Les fibres de collagène constitutives des lamelles osseuses sont orientées de façon à donner au tissu cortical une résistance mécanique optimale. Les canaux de Havers sont reliés les uns aux autres par des canaux transversaux appelés canaux de Volkmann.



Figure 48 : Os compact composé de systèmes de Havers ou ostéons présentant une organisation concentrique des lamelles osseuses centrées sur le canal de Havers[92]

2.2 L'os spongieux

Il est composé de travées ramifiées et anastomosées séparées par des espaces médullaires contenant la moelle osseuse et les vaisseaux sanguins. Cette structure confère à l'os une grande résistance à l'écrasement.



Figure 49 : Os spongieux ou trabéculaire présentant une organisation parallèle des lamelles osseuses[92]

2.3 L'os animal en histologie

Au niveau histologique, la différenciation de l'origine animale ou humaine d'ossements repose sur les différences architecturales[94]. L'agencement des systèmes de Havers et la mensuration des diamètres moyens de ces canaux sont alors déterminés. Au-delà d'un diamètre et d'un nombre de canaux aux mm^2 différents, certaines caractéristiques histologiques telles que la présence d'os « plexiforme » ou fibro-lamellaire permettent d'affirmer la provenance animale de l'os examiné (figure 50). Une autre caractéristique des os d'animaux est la présence de bandes d'ostéons (figure 51).

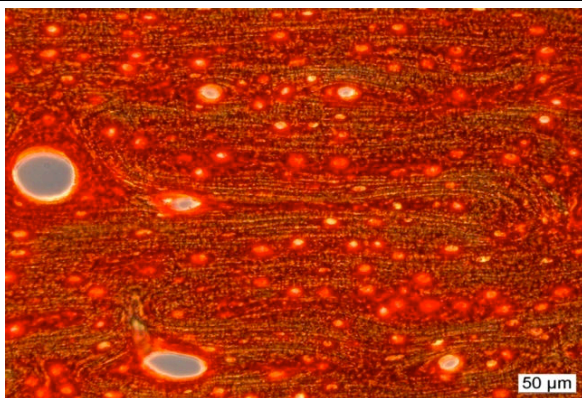


Figure 50 : Os de chèvre - Noter l'aspect sinusoidal des fibres de collagène[92] (coloration PS et lumière polarisée)

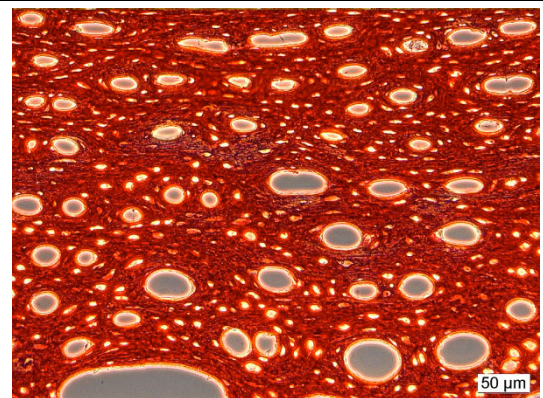


Figure 51 Os de poulet - Noter l'aspect en "bande d'ostéons" [92] (coloration PS et lumière polarisée)

3 Matériel et méthode

Le matériel osseux à analyser en histologie se présentait sous forme d'os frais et concernait des fragments crâniens rectangulaires prélevés dans les régions pariétales.

Les os crâniens ont été fixés dans du formol à 10% tamponné pH 7.2 pendant 2 mois, afin de stabiliser les structures tissulaires, découpés puis mis à décalcifier. La décalcification consiste à retirer les sels de calcium de la matrice extracellulaire afin de pouvoir inclure les échantillons en paraffine pour en faire des coupes fines. La solution de décalcification employée est le liquide de Kristensen[95], composé d'acide formique et de formate de sodium. Cette méthode de décalcification utilise un acide faible et est de ce fait moins agressive pour le tissu osseux. Le temps de décalcification a été de 28 jours pour l'ensemble des échantillons.

A l'issue de la décalcification, les fragments ont été rincés deux heures sous eau courante puis déshydratés selon le schéma appliqué aux organes de routine (cycle de 19h : éthanol de 50% à 100% puis xylène) et inclus en paraffine.

Des coupes de 6µm ont été faites et les colorations suivantes réalisées :

- Hématoxyline et Eosine (H&E) pour l'étude de la morphologie générale,
- Picosirius (PS) pour la mise en évidence de la micro-anatomie osseuse observée en lumière polarisée [96], [97].

La matrice osseuse est formée par une trame organique appelée aussi ostéoïde, constituée à 90% de fibres de collagène de type I sur lesquelles se précipite la phase minérale sous forme de cristaux d'hydroxyapatite. C'est l'orientation des fibres de collagène qui permet de définir les différents types osseux (os réticulaire, immature ou « tissé », os lamellaire, os plexiforme). L'organisation de la matrice osseuse peut être observée, même après décalcification, en colorant les coupes par le rouge Sirius F3BA en solution dans l'acide picrique. Le rouge Sirius F3BA est un colorant spécifique du collagène qui permet de différencier les collagènes I et III lorsqu'il est observé en lumière polarisée[96], [97]. Cette méthode de coloration permet d'obtenir des images hautement contrastées nécessaires pour l'observation et la quantification des structures microscopiques osseuses[98].

Le tableau de la figure 52 établit un récapitulatif des échantillons utilisés.

Animal	Nombre d'individus	Zone de prélèvement	Nombre d'échantillons
Bœuf	1	pariétale	3
Porc	1	Pariétale	3
Mouton	2	Pariétale	2+1
Chèvre	2	Pariétale	2+1

Figure 52 : tableau récapitulatif des échantillons utilisés

Le schéma de la figure 53 synthétise les différentes étapes du protocole.

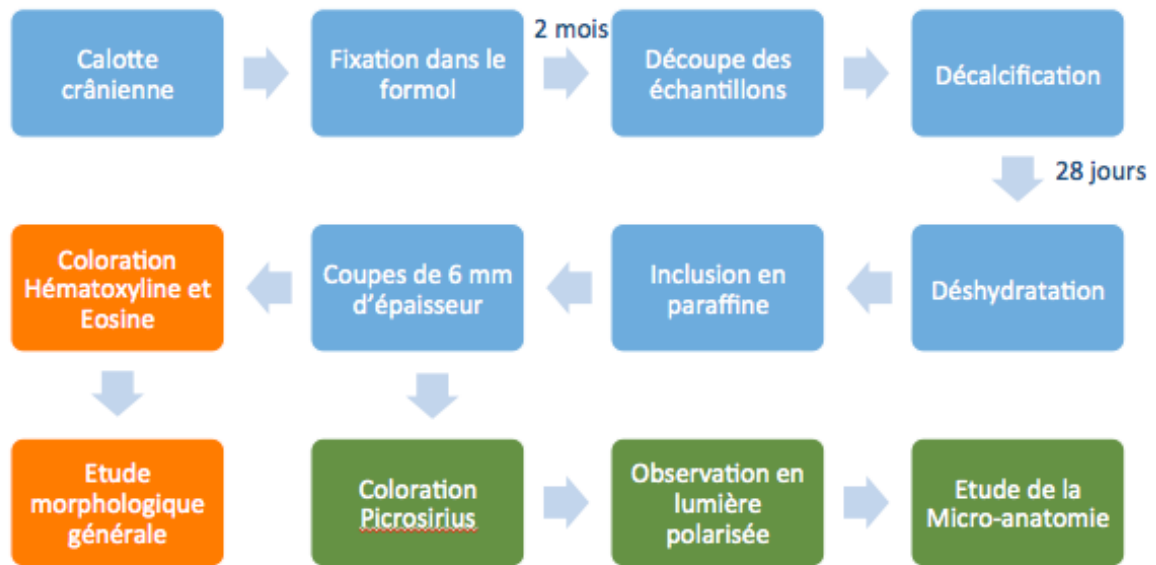


Figure 53 : protocole utilisé pour l'étude histologique des crânes d'animaux

4 Données acquises pour le crâne humain

Au delà des considérations de la variabilité des épaisseurs des différentes couches osseuses vue dans la chapitre I, nous allons ici nous appuyer sur un ensemble de 9 échantillons crâniens étudiés d'un point de vue histologique au sein de l'Institut Médico-Légal de Strasbourg.

Les mesures d'épaisseurs effectuées sur l'ensemble de ces échantillons issus de l'ensemble des zones de la voûte crânienne donne une moyenne de 5,23 mm pour ce qui est de l'épaisseur totale.

Le même protocole que celui présenté pour l'étude des fragments osseux animaux avait été appliqué à ces échantillons humains.

La coloration par le PS montre des tables externe et interne bien définies avec une table externe plus épaisse que celle interne (figure 54).

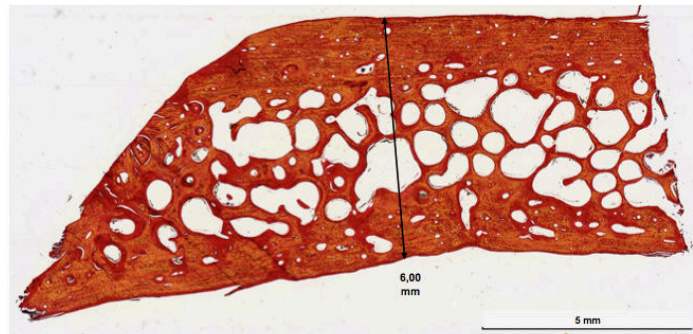


Figure 54 : Vue en coupe de l'os crânien humain (coloration PS sans lumière polarisée)

L'observation sous lumière polarisée (figure 55) permet de voir que les os corticaux sont constitués à la fois d'ostéons et d'os lamellaires avec une structuration très similaire.

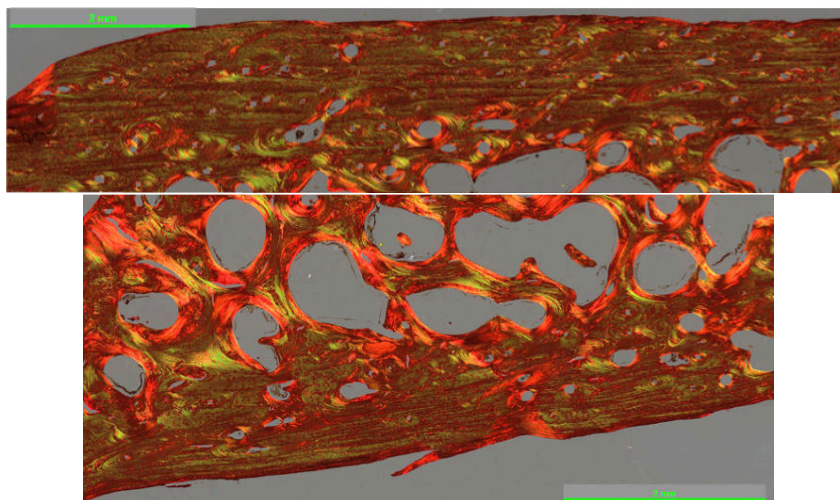


Figure 55 : Vue en coupe de la table externe (en haut) et interne (en bas) de l'homme (coloration PS et lumière polarisée)

Le diamètre moyen des ostéons mesurés est de $342 \pm 96 \mu\text{m}$.

5 Résultats obtenus

5.1 Crâne de bœuf

Pour l'étude histologique du crâne de bœuf, le prélèvement a été réalisé en région pariétale (figure 56) région anatomique semblant la plus pertinente et redécoupé en trois échantillons pour analyse.



Figure 56 : Localisation macroscopique du prélèvement sur le crâne de bœuf

L'observation des coupes colorées par le PS montre une épaisseur très importante de la structure osseuse (entre 14 et 18,5 mm) avec un diploé peu alvéolé et une épaisseur de table externe beaucoup plus importante que celle de la table interne (figure 57).

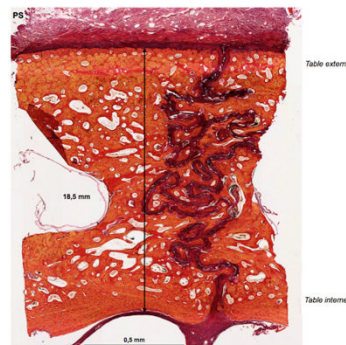


Figure 57 : Vue de la coupe de l'os crânien de bœuf coloration PS sans lumière polarisée

L'observation en lumière polarisée met en évidence un nombre important d'ostéons ainsi que la présence minimale d'os plexiforme au niveau de la table externe. La table interne est par contre, essentiellement constituée d'os plexiforme (figures 58 et 59).

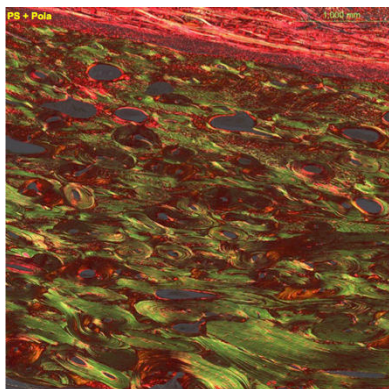


Figure 58 : Vue de la coupe de la table externe du bœuf (coloration PS et lumière polarisée)

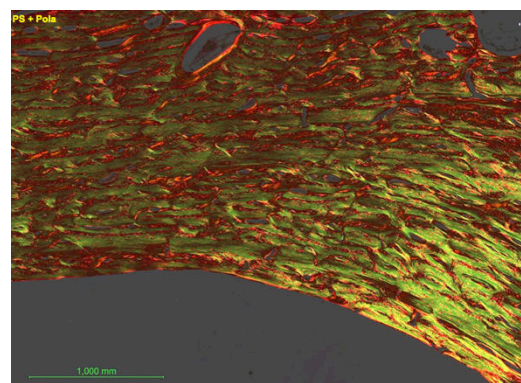


Figure 59 : Vue de la coupe de la table interne du bœuf (coloration PS et lumière polarisée)

Le diamètre moyen des ostéons mesurés est de $324 \pm 66 \mu\text{m}$.

5.2 Crâne de porc

Pour l'étude histologique du crâne de porc, trois prélèvements ont été réalisés en région pariétale (figure 60).

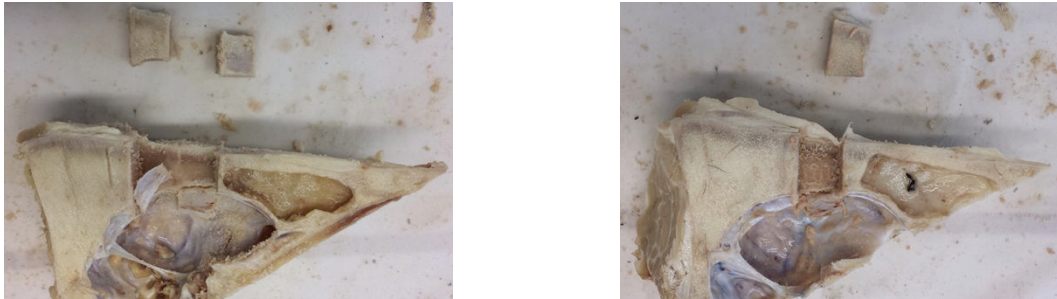


Figure 60 : Localisation macroscopique des prélèvements sur le crâne de porc

L'observation des coupes colorées par le PS montre une épaisseur très importante de la structure osseuse (entre 16 et 23 mm). Les tables externe et interne sont quasi inexistantes. Le diploé est majoritaire et présente un aspect très alvéolé (figure 61).

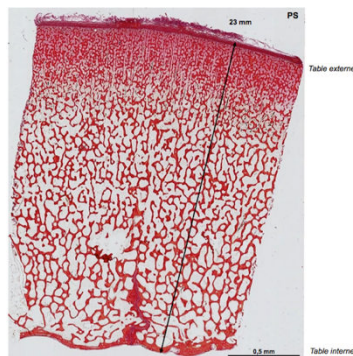


Figure 61 : Vue en coupe de l'os crânien de porc (coloration PS sans lumière polarisée)

En observant en lumière polarisée la description de la table externe est difficile et les ostéons absents ou non définis. La table interne est quasi exclusivement constituée d'os plexiforme (figures 62 et 63).

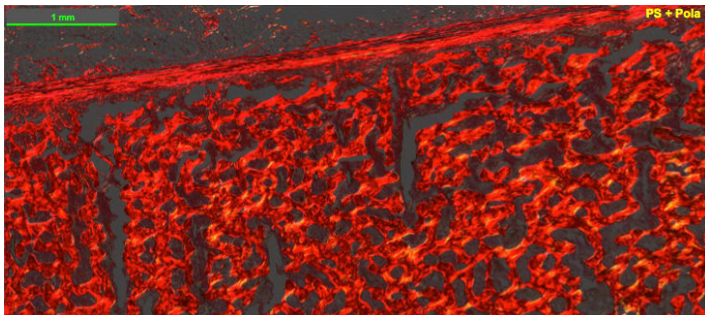


Figure 62 : Vue de la coupe de la table externe du porc (coloration PS et lumière polarisée)

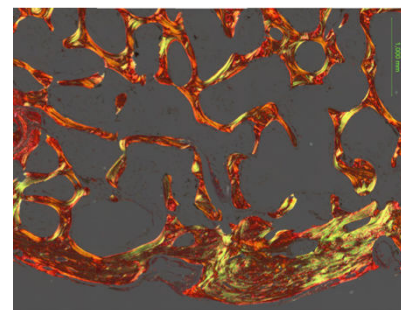


Figure 63 : Vue de la coupe de la table interne du porc (coloration PS et lumière polarisée)

Le diamètre moyen des ostéons n'est pas mesurable.

5.3 Crâne de mouton

Pour l'étude histologique du crâne du mouton, trois prélèvements ont été réalisés en région pariétale (figure 64).



Figure 64 : Localisation macroscopique des prélèvements sur le crâne de mouton

L'observation des coupes colorées par le PS montre une épaisseur totale comprise entre 4 mm et 5,5 mm. Les tables externe et interne sont bien définies, avec une table externe légèrement plus épaisse que la table interne (figure 65).

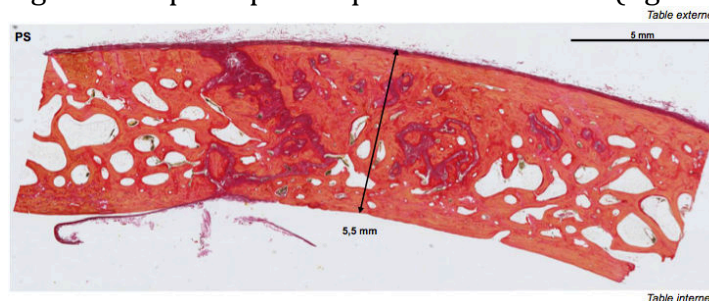


Figure 65 : Vue en coupe de l'os crânien de mouton (coloration PS sans lumière polarisée)

En observant en lumière polarisée on constate une table externe composée d'ostéons et d'os plexiforme en proportions similaires. La table interne est principalement constituée d'os plexiformes (figure 66).

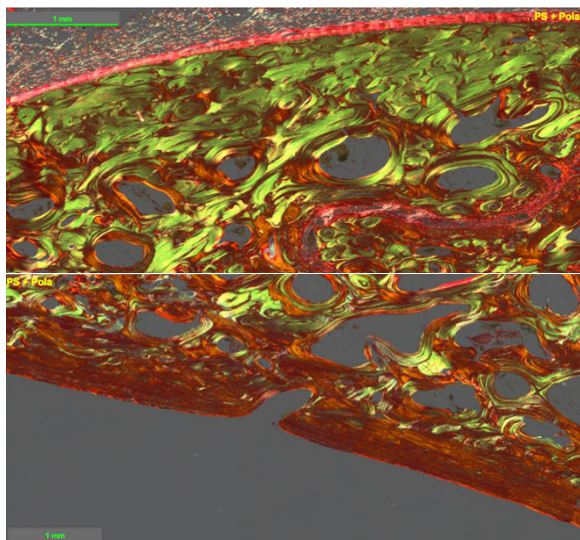


Figure 66 : Vue en coupe de la table externe (en haut) et interne (en bas) du mouton (coloration PS et lumière polarisée)

Le diamètre moyen des ostéons mesurés est de $360 \pm 65 \mu\text{m}$.

5.4 Crâne de chèvre

Pour l'étude histologique du crâne de la chèvre, trois prélèvements ont été réalisés en région pariétale avant et arrière (figure 67).

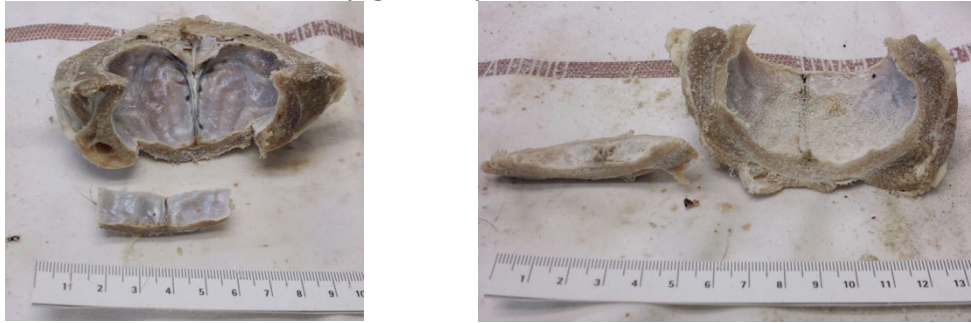


Figure 67 : Localisation macroscopique des prélèvements sur le crâne de chèvre

L'observation des coupes colorées en PS montre une épaisseur totale comprise entre 4,5 mm et 8 mm. Les tables externe et interne sont bien définies, avec une table externe plus épaisse que la table interne (figure 68).

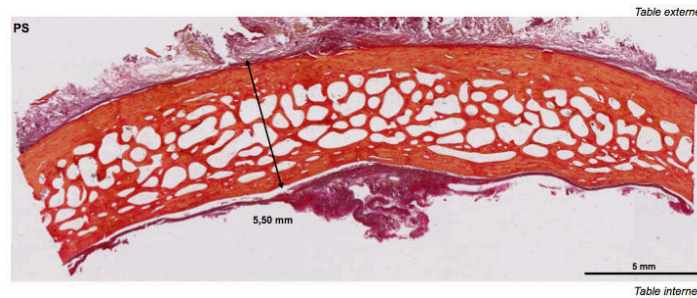


Figure 68 : Vue en coupe l'os crânien de la chèvre (coloration PS sans lumière polarisée)

A l'instar du mouton, en observant en lumière polarisée on constate une table externe composée d'ostéons et d'os plexiforme en proportions similaires. La table interne est principalement constituée d'os plexiforme (figure 69).

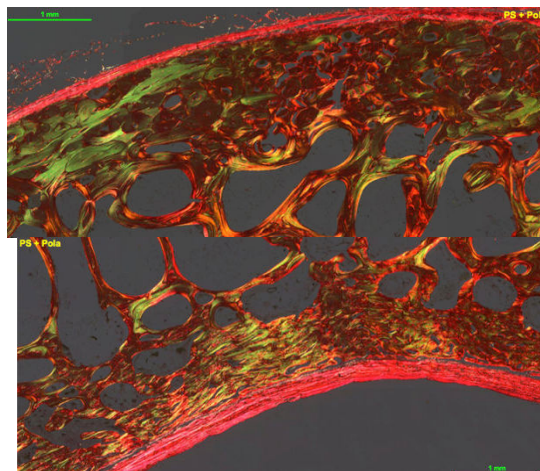


Figure 69 : Vue en coupe de la table externe (en haut) et interne (en bas) de la chèvre (coloration PS et lumière polarisée)

Le diamètre moyen des ostéons mesurés est de $291 \pm 82 \mu\text{m}$.

5.5 Conclusion

A partir de ces premières données, les crânes de bœuf et de porc semblent totalement exclus pour nos expérimentations au regard de leur structure.

Les structures des crânes de mouton et de la chèvre sont proches de la structure humaine. Au regard de la dimension des ostéons nous pourrions être amenés à choisir le mouton comme meilleur alternative mais son épaisseur crânienne moyenne mesurée est plus fine que celle de l'homme. Au regard des épaisseurs totales crâniennes trouvées dans la littérature (quasi systématiquement supérieures à 6 mm pour les régions frontale, pariétale et occipitale), de celles observées en région pariétale dans les expertises de l'IML de Strasbourg (moyenne de 5,5 mm) et l'importance supposée jouée par l'épaisseur de la cible pour les phénomènes balistiques, nous choisirons le crâne de chèvre pour le reste de nos expérimentations.

Le tableau de la figure 70 synthétise l'ensemble des données obtenues dans ce chapitre.

Espèce	Epaisseur voute crânienne en mm	Ø Ostéons en µm
Bœuf 1	140,00	
Bœuf 2	170,00	
Bœuf 3	185,00	324 ± 66
Moyenne	165,00	
Chèvre 1	4,50	
Chèvre 2	5,50	
Chèvre 3	8,00	291 ± 82
Moyenne	6,00	
Mouton 1	4,00	
Mouton 2	5,00	
Mouton 3	5,50	360 ± 65
Moyenne	4,83	
Porc 1	230,00	
Porc 2	160,00	
Porc 3	190,00	-
Moyenne	193,33	
Hm Frontal	5,00	
Hm Temporal	7,00	
Hm Pariétal	6,00	
Hm Temporal	4,00	
Hm Postérieur	4,80	
Hm Occipital	4,40	
Hm Pariétal	4,55	
Hm Pariétal	4,35	
Hm zone indéterminée	7,00	342 ± 96
Moyenne	5,23	

Figure 70 : tableau récapitulatifs des données histologiques obtenues

6 Conclusion

Cette partie nous a permis de mieux appréhender la structure de l'os crânien, les éléments le constituant et lui donnant ses propriétés de résistance. L'étude histologique des crânes d'animaux réalisée a écarté le crâne de bœuf et de porc comme alternative au crâne humain pour les essais balistiques. Le mouton et la chèvre présentent des structures crâniennes histologiquement comparables à celle de l'homme. La dimension des ostéons est en faveur du mouton mais l'épaisseur crânienne est en faveur de la chèvre. Au regard de l'importance que joue l'épaisseur du milieu traversé dans les phénomènes balistiques, le crâne de chèvre sera choisi pour nos expérimentations.

Chapitre III : Matériel et méthode / campagnes expérimentales

1 Introduction

Après avoir vu les différentes coupes histologiques des crânes d'animaux et déterminé que la structure de la voûte crânienne de la chèvre présentait certaines similarités avec celle de la voûte humaine, le présent chapitre a pour but de présenter de manière détaillée l'ensemble des protocoles mis en place et les outils utilisés dans l'obtention des résultats qui seront présentés dans le chapitre IV.

Une première partie sera consacrée à la méthodologie utilisée lors des campagnes de tirs. Deux campagnes d'essais d'une semaine représentant plus de 100 tirs à différentes vitesses et configurations ont été effectuées en novembre 2013 et décembre 2015. Avant cette étape expérimentale, des essais de faisabilité avaient été menés avec le Centre d'Énergie Atomique (CEA) quant à la capacité d'enregistrer les phénomènes voulus avec leur matériel. Ces campagnes consistaient en des tirs sur voûtes crâniennes de chèvre avec des projectiles définis afin de mesurer les vitesses avant et après impact, et permettre une visualisation des dommages et du phénomène lésionnel. Nous verrons donc dans cette première partie comment l'ensemble des échantillons, lanceurs et projectiles a été choisi et préparé. L'ensemble du protocole original d'essai et des outils de mesures utilisés sera détaillé.

Après avoir présenté minutieusement comment l'ensemble des données a été acquis, une deuxième partie expliquera l'ensemble des outils mis en place et utilisés pour le traitement de l'ensemble de l'information. L'analyse des films afin d'en extraire les données de vitesses du projectile avant et après impact ainsi que celle des débris projetés sera explicitée. Enfin, la caractérisation des dommages en microtomographie et sa reconstruction sera également détaillée dans cette section.

2 Tirs balistiques

2.1 Matériels

2.1.1 Échantillons

Lors des différentes campagnes expérimentales, les tirs ont été effectués sur des voûtes crâniennes de chèvres. Les têtes sont choisies sans cornes, exemptes de choc ou altération. Les sujets sont âgés de 1 à 2 ans et proviennent de plusieurs races différentes. Les calottes crâniennes sont directement prélevées après abattage. Le processus de récupération des têtes n'a pas permis de déterminer l'âge pour chaque échantillon mais seulement de connaître les données globales du troupeau abattu.

Une première coupe est réalisée dans le plan horizontal juste au dessus de la base du neurocrâne puis la partie cutanée est retirée. Une seconde coupe dans le plan frontal juste en arrière des deux globes oculaires est ensuite effectuée. Le maximum de tissu musculaire est retiré, la dure-mère également (figure 71). Au regard de la difficulté d'ablation de la galéa sans endommagement de la table externe, le choix a été fait de la laisser en place, l'épaisseur trop importante de certaines galéas a cependant parfois été diminuée au scalpel. L'ensemble des éprouvettes ainsi réalisées est enfin congelé à -20°C pour être conservé avant tir. Les échantillons sont sortis de façon journalière, en

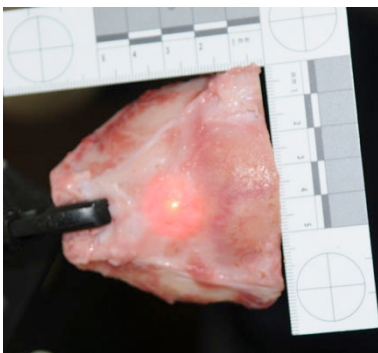
fonction du plan de tir, plusieurs heures avant les expérimentations afin d'assurer une décongélation progressive. Un numéro unique d'identification est attribué à chaque échantillon avant tir.



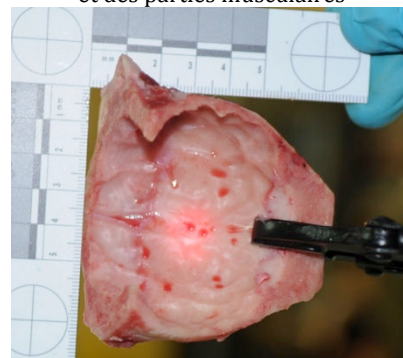
Retrait de la partie avant de la voute



Vue de la face interne avant ablation de la dure mère et des parties musculaires



Vue de la face externe de l'échantillon préparé



Vue de la face interne de l'échantillon préparé

Figure 71 : Vues des différentes étapes de préparation de l'échantillon

2.1.2 Projectiles

Afin de limiter les variables induites par de potentiels basculement, déformation ou fragmentation du projectile, le choix s'est orienté vers des sphères calibrées en acier. Le choix du diamètre de ces billes a été contraint pour être inférieur au cinquième de la surface impactée. Les sphères ainsi choisies présentent un diamètre de 6 mm +/- 20 µm pour une masse de 0,875 g +/- 0,01 g pour la première campagne de tir. Pour la seconde campagne de tir nous avons fait également varier le diamètre du projectile afin de voir l'influence de ce paramètre. Des sphères présentant un diamètre de 8 mm +/- 20 µm pour une masse de 2,08 g +/- 0,01 g ont été utilisées (figure 72).

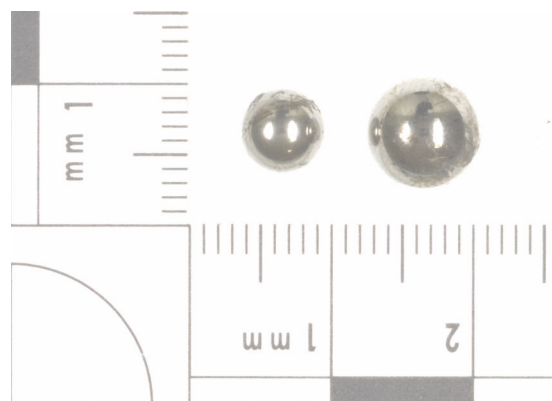


Figure 72 Vue de la bille de 6 mm (à gauche) et celle de 8 mm (à droite)

2.1.3 Lanceur

Le choix du lanceur s'est fait en grande partie en fonction des outils à notre disposition. Le laboratoire d'appartenance ne possédant pas de lanceur pneumatique et ne maîtrisant pas l'ensabotage des projectiles sphériques (réalisation du sabot et assurance que la dissociation sera terminée avant impact), la propulsion pyrotechnique a donc été choisie par défaut.

De nombreux tests ont dû être menés avec différents dispositifs afin d'obtenir de multiples vitesses d'impact relativement constantes (<10% d'erreur). Ces différentes vitesses sont obtenues par modification de la quantité et/ou du type de poudre mais également par l'usinage d'étuis de munitions spécifiques (figure 73) permettant de diminuer le volume de la chambre de combustion à l'intérieur de ce dernier pour les faibles vitesses (Annexe II). Certaines vitesses ont également été obtenues par adjonction de fibres de coton à l'intérieur des munitions au dessus de la poudre pour améliorer sa combustion dans le cas de petite charge ou mise en place de cible de tranches de gélatine entre la bouche du canon et la cible pour diminuer la vitesse d'impact pour le tirs en dessous de 100m.s⁻¹.



Figure 73 : Cartouche standard (en haut) et cartouche à chambre réduite avec munition feuillette de propulsion (en bas)

L'ensemble des billes en acier est ensuite sertie sur les étuis préparés. Une méthode de tir sans sertissage mais seulement par chargement à la bouche a également été utilisée lors de la deuxième session de test.

Le lanceur utilisé pour les premiers tests est une arme à canon rayé de marque SIG MANHURIN modèle 542-1 en calibre .243 Winchester avec un canon de 47 cm (figure 74) et dont le calibre permet le tir des billes d'acier d'un diamètre de 6 mm. Le fait que le canon soit rayé entraîne inexorablement des pertes de pression autour du projectile indéformable dans le canon mais les pré-tests réalisés pour l'élaboration des munitions en amont permettent de prendre en compte cette variable.



Figure 74 : vue de l'arme utilisée pour la première campagne d'essais

Le canon de l'arme utilisé ayant été fortement altéré lors des premiers essais (martelage de l'intérieur du canon par les billes), il ne fut pas possible d'obtenir des vitesses contrôlables en sortie de bouche, un nouveau système de lanceur a donc été recherché. Ce nouveau système plus robuste a été conçu à partir d'un bloc de canon manométrique, un canon spécifique pour les essais de vitesse (canon en calibre 7,62 X 51 mm) qui a été scié en sortie de chambre et fileté pour accueillir un autre canon en fonction du diamètre voulu (figure 75). Pour le tir des billes de 6 mm de diamètre, un canon de calibre .22 a été choisi, alésé à 6 mm de diamètre permettant une propulsion de la bille quasi étanche. La longueur de ce canon a été contrainte par la longueur des outils d'alésage permettant d'avoir un canon d'une longueur de 14 cm, suffisante pour la précision nécessaire dans la configuration du setup de tir. Le même type de munitions que celles de la première série de test a été utilisé avec ce système avec des chargements différents. Pour ce qui est du tir des billes de 8 mm, le même montage a été construit à partir d'un canon en calibre .308 Winchester réalésé à 8 mm. Les munitions utilisées ont été faites à partir de munitions de .308 Winchester recalibrées pour permettre l'insertion de billes de 8 mm de diamètre.

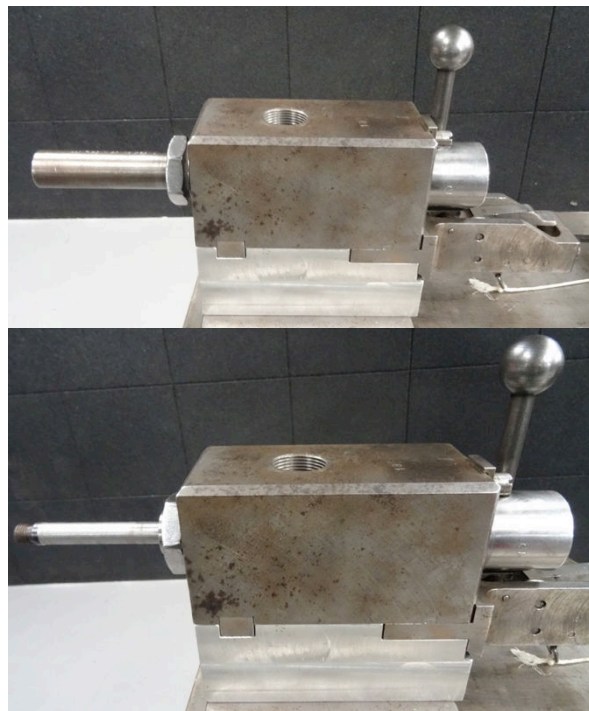


Figure 75 : Vue des canons utilisés pour la seconde campagne d'essais en 8 mm (en haut) et 6 mm (en bas)

2.2 Setup

2.2.1 Pré tests

Une première série de tests de faisabilité s'est déroulée en avril 2013 avec le soutien technique du CEA (Centre d'Énergie Atomique) de Gramat. Ces tests ont montré la nécessité de deux caméras à très haute vitesse, la première permettant l'enregistrement des vitesses du projectile et des rejections, la seconde afin d'observer les phénomènes à la sortie du projectile. Des films de la face d'entrée du projectile ont été tentés mais n'ont pas montré d'intérêt flagrant.

Au regard des résultats des pré-tests, les éléments voulant être mesurés dans un premier temps dans le cadre de cette thèse sont les suivants :

- La vitesse avant et après impact
- La vitesse des réjections (vitesse maximale, moyenne...)
- La vitesse de propagation des fractures osseuses
- Les cônes de répartition des éléments éjectés
- La forme de l'orifice d'entrée, de sortie et l'angle du cône de perforation
- Et plus globalement la répartition des dommages

2.2.2 Montage global du setup

La première campagne de tir a été menée du 25 au 29 novembre 2013 au sein de l'Institut de Recherche Criminelle de la Gendarmerie Nationale (IRCGN) alors à Rosny Sous Bois avec le soutien technique du CEA de Gramat. La seconde campagne a été réalisée du 7 au 11 décembre 2015 avec les mêmes intervenants mais au sein du nouveau laboratoire de l'IRCGN à Pontoise. La variable induite par le changement de lieu peut être considérée comme négligeable sur les résultats, le montage du setup ayant été réalisé de façon similaire sur les deux sites.

Le schéma global du setup expérimental a été scanné par un dispositif de reconstruction tridimensionnelle (3D) permettant n'importe quelle mesure entre les différents éléments à posteriori. Des photographies permettant une visite virtuelle du setup ont également été réalisées. Le setup comprend le lanceur (noté A sur le schéma figure 76), l'échantillon de crâne de chèvre (B), deux caméras : une enregistrant latéralement (C) et une enregistrant la sortie (D) ainsi que les éclairages associés (Ei).

Deux setups très proches ont été utilisés : un pour les tirs réalisés avec un angle de 90° entre le canon de l'arme et la zone d'impact de l'éprouvette et un pour les tirs effectués avec un angle de 30° et 60° entre la canon de l'arme et la zone d'atteinte. Dans le cas des tirs à angles variables (30° et 60°) et lors des tirs à 90° de la seconde campagne, l'enregistrement arrière se fait à l'aide d'un miroir pour préserver la caméra de tout dommage (la déviation du projectile et des débris après impact n'étant pas maîtrisés).

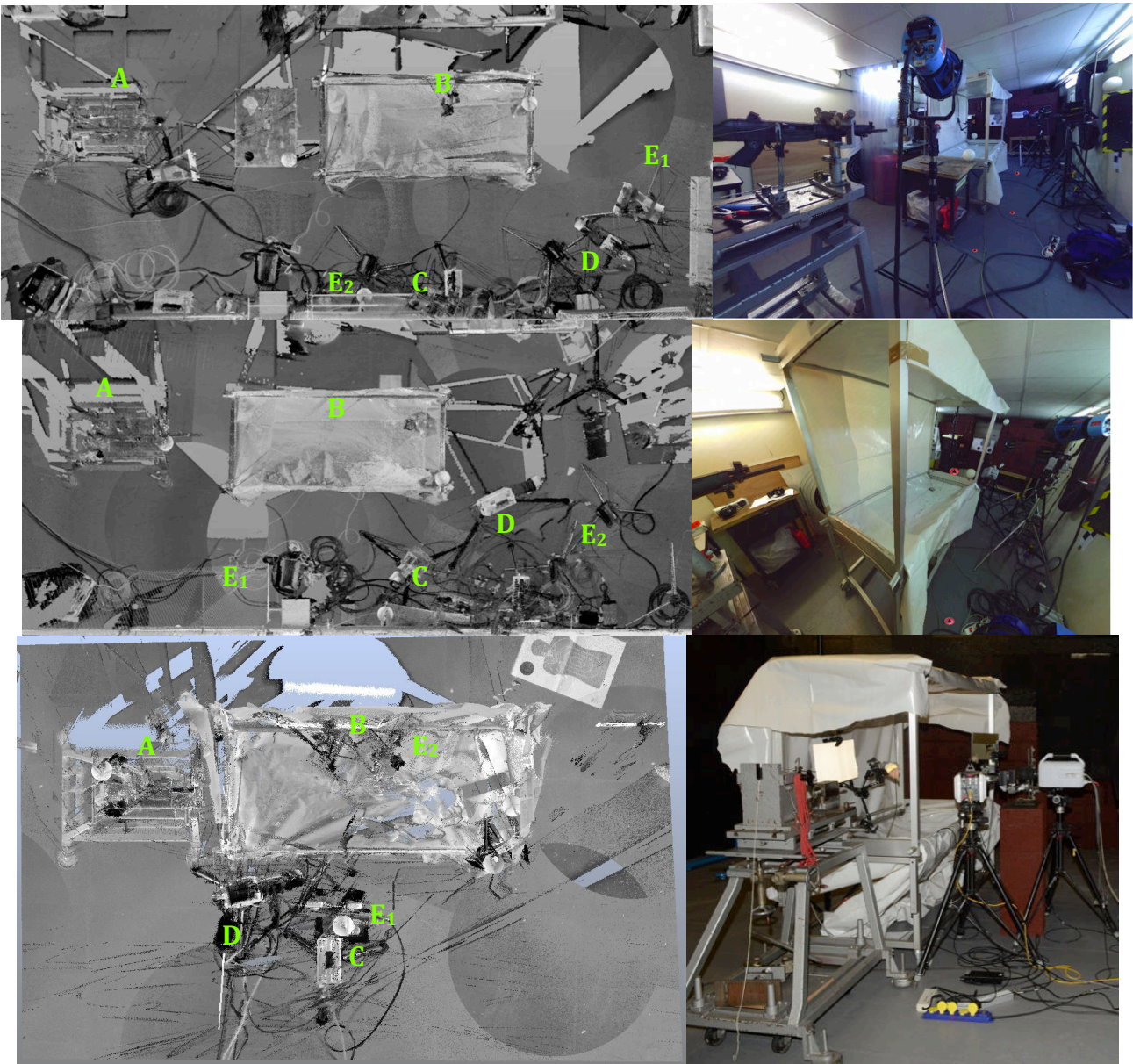


Figure 76 : Vues planaires et photographies des montages (de haut en bas : setup à 90° et inclinaison de la première campagne, et setup de la seconde) (A étant la position du lanceur, B celle de l'échantillon, C la caméra latérale, D la caméra arrière et Ei les sources lumineuses)

2.2.3 Montage du lanceur

Les lanceurs sont placés sur un chevalet de tir hydraulique permettant le bon cycle de fonctionnement de l'arme et sa stabilisation. L'arme a été vérifiée comme tirant juste c'est à dire qu'elle est précise et réglée. Un laser de canon est placé dans l'arme avant chaque tir afin de déterminer le point d'impact sur l'échantillon et de procéder aux réglages des différents instruments à partir de ce point (figure 77).



Figure 77 : Vue de l'étape de simbleautage

2.3 Montage de l'échantillon

Les échantillons sont maintenus au niveau de la zone occipitale à l'aide d'un mors monté sur un bras articulé. Ce dernier est relié à une potence fixée au sol et au plafond. L'inclinaison de l'échantillon par rapport à l'axe de tir est mesurée à l'aide d'un inclinomètre certifié au niveau du point d'impact donné par le laser de canon sur la voûte crânienne (figure 78).

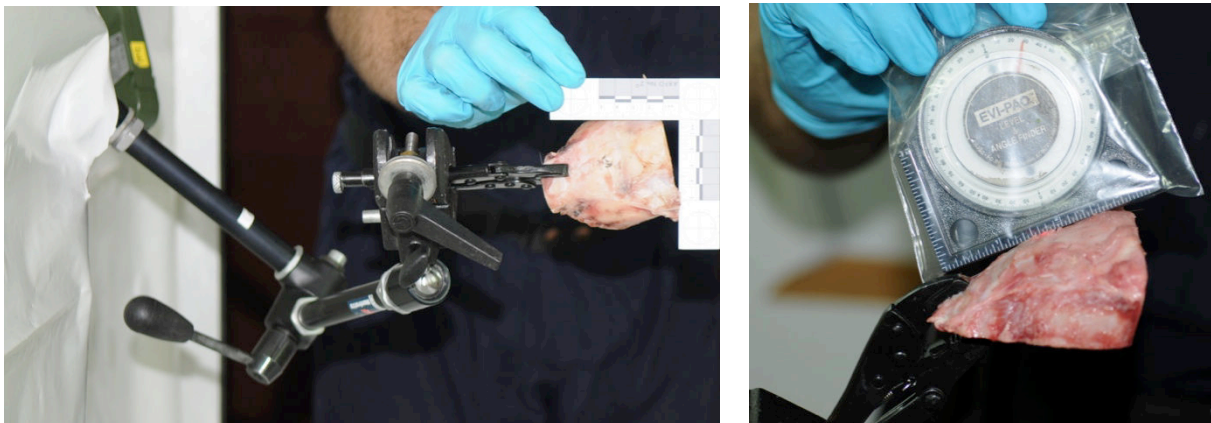


Figure 78 : Vue du système de fixation (à gauche) et de la vérification de l'inclinaison (à droite)

2.3.1 Enregistrement latéral

Une caméra est positionnée perpendiculairement à l'axe de tir et dans le plan de l'échantillon au niveau de son point d'impact. Elle permet d'enregistrer la vitesse du projectile et des débris dans le plan sagittal, ainsi que l'observation du mouvement de l'échantillon. La vitesse d'enregistrement de la caméra est comprise entre 25 000 images/s et 37 500 images/s. Un étalonnage de la caméra, en vue de mesure ultérieure, est réalisé pour chaque configuration de tir en plaçant un mètre ruban sur l'axe de tir déterminé par l'introduction d'un laser dans le canon de l'arme.

Les vitesses d'enregistrement choisies permettent pour toutes les vitesses d'impact considérées d'avoir au minimum dix images de l'ensemble du phénomène (exemple illustré par la figure 79).

Lors de la première campagne la caméra utilisée est une PHOTRON SA5 modèle 775K-C3 avec les caractéristiques d'enregistrement suivantes :

Angle de tir	Vitesse d'enregistrement en images/s	Temps d'exposition En s	Largeur d'image en pixels	Hauteur d'image en pixels
90°	25000	1/91000	1024	296
30° et 60°	37500	1/100000	448	400

Tableau 5 : Tableau récapitulatif des paramètres de caméra en latéral pour la première campagne d'essais

Lors de la seconde campagne (tirs exclusivement à 90°) la caméra utilisée est une PHOTRON SAX type 324K-C3 avec les caractéristiques d'enregistrement suivantes :

Vitesse d'enregistrement en images/s	Temps d'exposition En s	Largeur d'image en pixels	Hauteur d'image en pixels
36000	1/996923	1024	304

Tableau 6 : Tableau récapitulatif des paramètres de caméra en latéral pour la seconde campagne d'essais

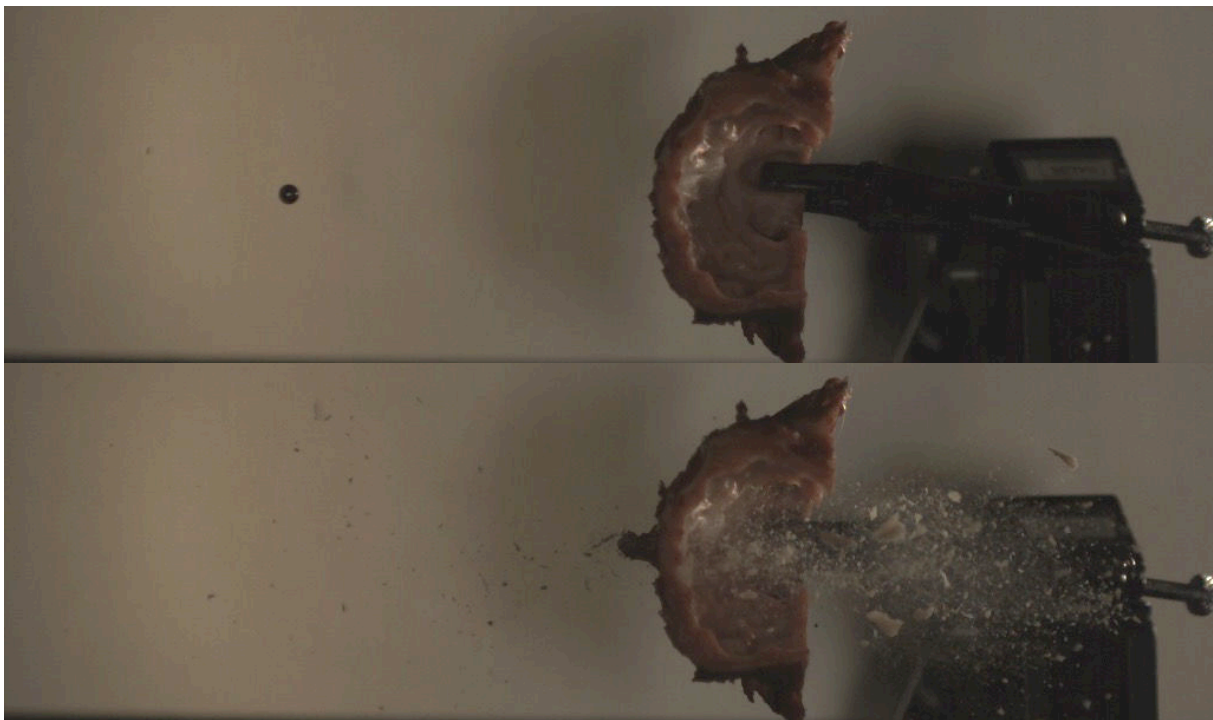


Figure 79 : Vues des résultats obtenus avant et après impact (42 images séparent les deux photographies)

2.3.2 Enregistrement arrière

Une caméra est positionnée pour permettre l'enregistrement du phénomène à la sortie du projectile. Certains films ont été réalisés de manière directe en positionnant la caméra en arrière à droite de l'échantillon mais au regard de la non maîtrise de la trajectoire des billes après impact il a été préféré l'enregistrement du phénomène sur un miroir permettant de préserver le matériel et de filmer avec un angle d'incidence beaucoup moins élevé. L'allongement du chemin optique ainsi obtenu permet également

d'avoir une netteté plus importante sur la zone observée qui présente une problématique de concavité importante. La difficulté de cet enregistrement est de pouvoir filmer à une cadence très importante (qui pourrait peut-être nous permettre de mieux cerner les questions de la fracturation) tout en étant net sur une surface dans un plan focal profond d'où une opposition entre apport de lumière et profondeur de champ.

Un étalonnage de la caméra, en vue de mesure ultérieure est réalisé en plaçant une mire de contrôle au sein de l'échantillon.

Lors de la première campagne la caméra utilisée est une PHOTRON SAX type 324K-C3 avec les caractéristiques d'enregistrement suivantes :

Vitesse d'enregistrement en images/s	Temps d'exposition En s	Largeur d'image en pixels	Hauteur d'image en pixels
100000	1/400000	256	256

Tableau 7 : Tableau récapitulatif des paramètres de caméra en arrière pour la première campagne d'essais

Lors de la seconde campagne la caméra utilisée est une PHANTOM V2511 avec les caractéristiques d'enregistrement suivantes :

Vitesse d'enregistrement en images/s	Temps d'exposition En s	Largeur d'image en pixels	Hauteur d'image en pixels
200000	1/500000	256	256

Tableau 8 : Tableau récapitulatif des paramètres de caméra en latéral pour la seconde campagne d'essais

2.3.3 Trigger

Plusieurs méthodes de déclenchement des caméras ont été testées, déclenchement au son, à la lumière ou par capteur de passage. La plus efficace s'est avérée être celle par capteur de passage, le capteur avant de la barrière de vitesse, servant également de support de cage pour l'échantillon a donc été utilisé comme trigger pour le déclenchement des caméras.

2.3.4 Eclairages

L'enregistrement à très haute vitesse nécessite un apport très important de lumière, cependant au regard de la nature biologique des échantillons, il faut prendre en compte le juste équilibre entre lumière et chaleur. Pour la première série de tests, l'éclairage est constitué de deux éclairages de type lampes aux halogénures métalliques de 1200 W et quatre apports supplémentaires de lumière de type Dedoo lighth de 400W, ce type d'éclairage a montré une propension non négligeable à produire une quantité importante de chaleur pouvant altérer les échantillons dans le cas où les réglages devaient prendre trop de temps. Fort de cette première expérience, des solutions techniques ont été recherchées et un éclairage de type Diode Electro-Luminescente (LED BRIDGE LUX) permettant de développer 10 000 Lumens par source a été mis en place pour la seconde campagne. Ce nouveau type d'éclairage présente l'avantage de peu chauffer, d'être peu couteux et peu encombrant (possibilité de le monter sur aimants) permettant son positionnement au plus près des échantillons. Cette nouvelle source lumineuse a permis de réaliser des enregistrements à des vitesses d'acquisition supérieures à celles de la première campagne.

2.4 Gammes de vitesses

Les vitesses d'impacts ont été choisies pour couvrir un spectre large allant d'une vitesse inférieure à 100 m.s⁻¹ représentant les cas de « balles perdues » à plus de 700 m.s⁻¹ censées représenter les armes d'épaules en passant par des vitesses autour de celle du son, représentant les armes de poings (tableau 9). La première campagne de tir s'est articulée autour de cinq gammes de vitesses. La seconde campagne d'essais a eu pour objectif d'augmenter le nombre de points de la courbe sur l'entièreté de la gamme de vitesse considérée. Les conditions limites ont été testées sur la gamme de vitesse 200-300 m.s⁻¹ ce qui explique un nombre beaucoup plus important de tirs dans cette gamme.

Gamme de vitesse en m.s ⁻¹	Nombre de tirs première campagne	Nombre de tirs seconde campagne	Nombre total de tirs
80 -100	5	0	5
100 -135	8	0	8
135-200	5	10	15
200-300	0	22	22
300-400	5	5	10
400-500	0	5	5
500-600	0	5	5
600-700	5	8	13
>700	0	6	6

Tableau 9 : Tableau récapitulatif du nombre de tirs par gamme de vitesses pour chaque campagne

2.5 Examens effectués lors des essais

Lors des essais, la température ambiante de la salle est mesurée à l'aide d'un thermomètre étalonné, celle des échantillons est prise avant chaque tir avec un thermomètre laser (marque VOLT CRAFT modèle IR 1600A prévu pour des mesures de températures allant de -58°C à 2912°C).

Chaque échantillon est pesé avant et après chaque tir l'aide d'une balance étalonnée et certifiée de notre laboratoire d'appartenance. La précision de cette balance est supérieure à 0,001g, nos mesures sont effectuées à 0,1 g près.

Un premier enregistrement photographique est réalisé in situ après chaque tir.

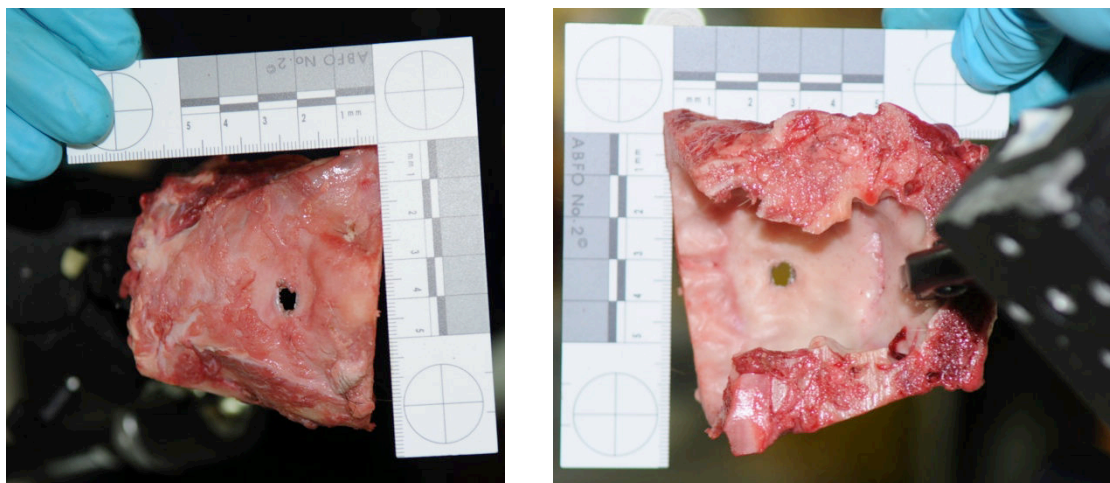


Figure 80 : Vues des enregistrements in situ au niveau de la table externe (à gauche) et interne (à droite) de l'échantillon 12

3 Post-traitement

3.1 Analyse des dommages

Initialement la mesure des orifices devait se faire directement sur les échantillons tirés ou à partir de photographies de ces derniers. Les premiers essais de mesures réalisées ont montré des erreurs de mesures trop importantes avec le même opérateur et encore plus importantes entre opérateurs. La mesure à partir d'image scanner classique a donc été évoquée mais celle-ci ne semblait pas offrir une précision suffisante au regard des dimensions mises en jeu et le besoin de différencier les 3 couches osseuses constituant l'os crânien (table interne, externe et diploé).

La microtomographie semblant répondre aux différentes contraintes exprimées, une collaboration a été trouvée avec la faculté dentaire de Montrouge. Cette collaboration n'ayant vu le jour que très peu de temps avant la première semaine d'essais, seuls quatre échantillons ont pu être scannés avant tir. L'ensemble des échantillons a pu être scannés après avoir été tirés. Le microtomographe à rayons X utilisé est vérifié et calibré par l'équipe de la Plateforme d'Imagerie du Vivant de la faculté de Montrouge (Quantum FX Caliper, Life Sciences, Perkin Elmer, Waltham, MA en figure 81).

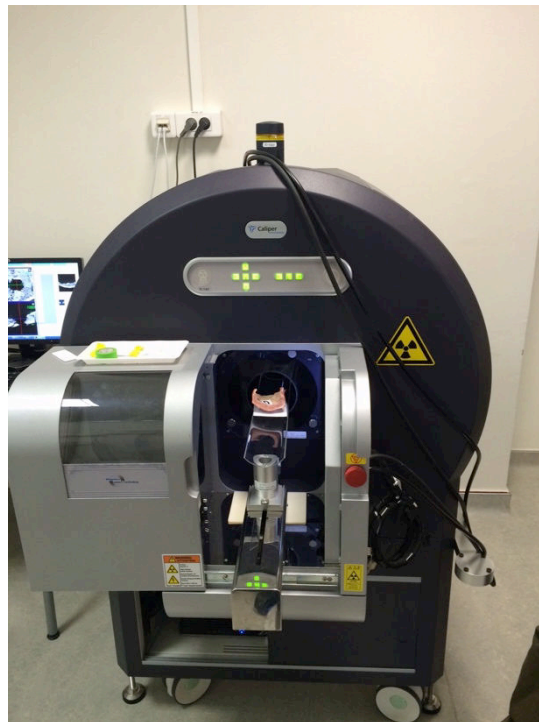


Figure 81 : vue du microtomographe à rayons X utilisé

Les scans ont été réalisés en collaboration avec leur technicien afin de diminuer au maximum les erreurs de manipulations. L'acquisition est réalisée avec une source rayons X de 90V et 160 μ A, les échantillons sont scannés sur une zone d'intérêt de 30 mm de diamètre et les images composées de voxels tridimensionnels (3D) isotropiques d'une dimension de 59 μ m. Les images 3D haute résolution sont obtenues par une rotation simultanée de 360° de la source de rayon X et du détecteur autour de l'échantillon avec un pas de rotation de 0,1°. Le temps d'acquisition est de l'ordre de 3

minutes pour chaque échantillon. Les 3600 images ainsi faites sont automatiquement reconstruites en une pile de 512 fichiers par application de technique de rétroprojection standard (utilisation du logiciel RigakuSW de Caliper). Les fichiers 3D sont composés d'images en niveau de gris où les pixels tirants vers le noir sont ceux représentant les espaces vides (air par exemple) et ceux vers le blanc les matériaux denses (os cortical par exemple). La morphologie non standard des échantillons a entraîné une certaine instabilité de plusieurs d'entre eux lors de scans effectués engendrant des zones de flous. Une modification du support par adjonction d'une surface collante a été réalisée pour diminuer cette instabilité lors de l'acquisition (figure 82). Pour les cas de non transfixion de la cible, afin de mieux voir les zones d'atteintes des pointeurs radio opaque ont été rajoutées sur les échantillons lors du scan.



Figure 82 : vue de la stabilisation de l'échantillon avant acquisition

Les mesures sont réalisées grâce au logiciel OSIRIX MD v5.6 64 bits mis à disposition par l'équipe de Montrouge avec une reconstruction faite à partir de coupes de 0,03 mm d'épaisseur. La précision de mesure de ce logiciel fait l'objet de vérifications par ce département de recherche et les erreurs de mesures sont encadrées et inférieures à celles nécessaires dans le cadre de notre expérimentation. Les 512 piles de fichiers obtenues précédemment sont exploitées sous deux types de reconstructions.

Tout d'abord en utilisant la reconstruction multi-plan (MPR) qui permet de voir les reconstructions en 2D selon trois axes synchronisés. Cette reconstruction permet de localiser le centre de l'atteinte et ensuite d'effectuer les mesures d'épaisseurs dans les deux autres plans complémentaires (les plans transverses osseux, figure 83).

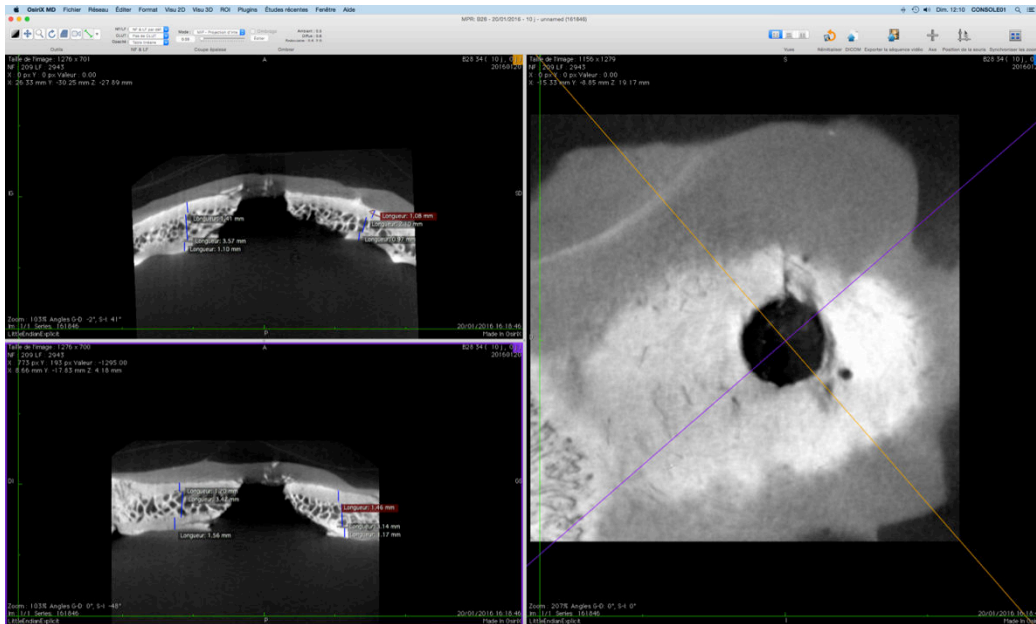


Figure 83 : vue du traitement et mesure en 3D MPR de l'échantillon A28

Et ensuite la pile est reconstruite à l'aide de la reconstruction en 3D rendu volumique et application du Clut type « Bone » spécialement conçu pour le traitement des surfaces osseuses. La reconstruction 3D ainsi traitée est ensuite animée pour effectuer un tour sur elle-même, afin de mieux voir l'ensemble des dommages à la fois au niveau de l'entrée et de la sortie du projectile (figure 84).

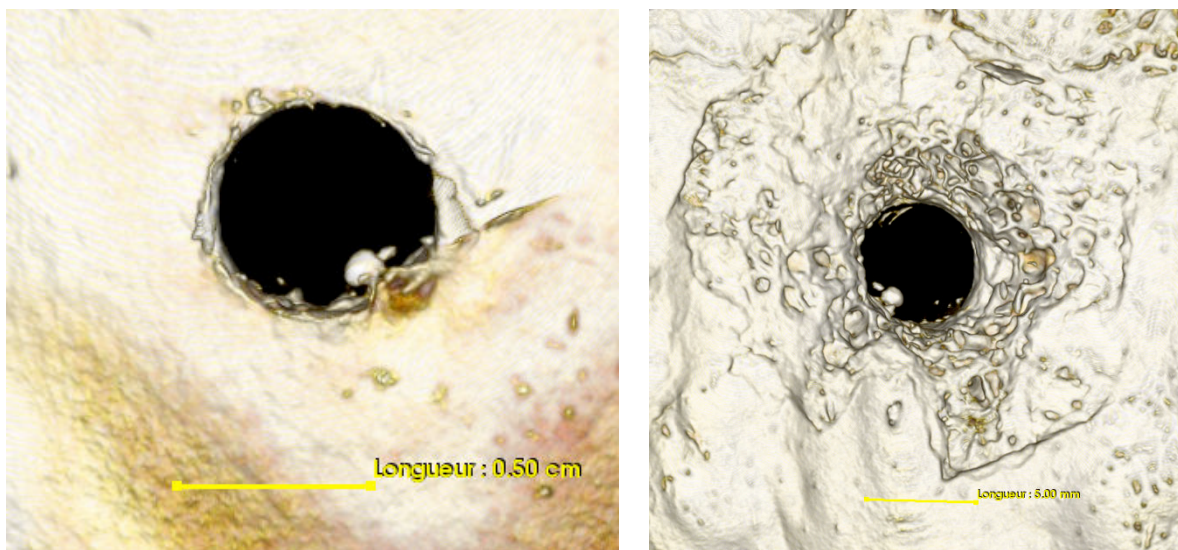


Figure 84 : vue de la reconstruction 3D en entrée (à gauche) et en sortie (à droite) de l'échantillon A28

3.3 Détermination des vitesses avant et après impact

Les vitesses sont mesurées directement à partir des enregistrements vidéos réalisés à l'aide des caméras rapides, le nombre de points de mesures étant rendu largement suffisant par les cadences d'acquisition. Pour vérifier l'efficacité de la mesure vidéo de la vitesse du projectile, une série de tirs est réalisée à travers une barrière de vitesse certifiée de notre laboratoire et les résultats donnés par les deux systèmes de mesures sont comparés. Pour l'ensemble des tests réalisés pour les différentes vitesses utilisées pour les essais, les écarts sont restés inférieurs à 3% entre les deux systèmes de mesure. Les mesures de vitesses sont ainsi réalisées par la détermination des coordonnées (x,y) de deux points éloignés de plusieurs centimètres avant impact pour la vitesse avant impact et après impact pour celle après impact, la distance ainsi obtenue est simplement divisée par le temps de parcours. La détermination de la vitesse est facilitée par une table de calcul (figure 85) prenant directement en compte les éléments de réglage de la caméra tel que la vitesse d'acquisition et la taille du pixel déterminée à partir de la calibration réalisée avant tir.

tir essai 0 / série 8 : 320				vitesse en x			
Vi		Vr		Vi		Vr	
calibration				calibration			
position 1	position 2	différence	distance en mm	position 1	position 2	différence	distance en mm
12	990	978	340	12	990	978	340
Taille de pixel en mm :		0,35		Taille de pixel en mm :		0,35	
Depouillement Vitesse initiale tir 16				Depouillement Vitesse initiale tir 16			
position 1	52	image N°	94	position 1	774	image N°	137
position 2	463	image N°	115	position 2	968	image N°	151
Nb pixel	411	soit en mm	142,88	Nb pixel	194	soit en mm	67,44
différence ims	21			différence ims	14		
cadence	36 000			cadence	36 000		
durée acquisition en s	0,000583			durée acquisition en s	0,000389		
vitesse en m/s	244,94			vitesse en m/s	173,43		
vitesse en y				vitesse en y			
calibration				calibration			
position 1	position 2	différence	distance en mm	position 1	position 2	différence	distance en mm
12	990	978	340	12	990	978	340
Taille de pixel en mm :		0,35		Taille de pixel en mm :		0,35	
Depouillement Vitesse initiale tir 16				Depouillement Vitesse initiale tir 16			
position 1	52	image N°	94	position 1	774	image N°	137
position 2	463	image N°	115	position 2	968	image N°	151
Nb pixel	411	soit en mm	142,88	Nb pixel	194	soit en mm	67,44
différence ims	21			différence ims	14		
cadence	36 000			cadence	36 000		
durée acquisition en s	0,000583			durée acquisition en s	0,000389		
vitesse en m/s	244,94			vitesse en m/s	173,43		
vitesse impact		346,4		vitesse post impact		245,3	
angle de déviation		45					

Figure 85 : feuille de calcul des vitesses

L'influence de la déviation suivant l'axe « z » (plan horizontal), non prise en compte par la conception du setup a été vérifiée lors des essais par la mesure de la déviation après impact sur un cible placée en arrière de l'échantillon. Cette déviation est restée pour la totalité des tirs inférieure à 10 cm à 140 cm de la cible soit une erreur de mesure induite inférieure à 2,5%. Cette déviation horizontale sera donc considérée comme négligeable sur les résultats finaux.

Un calcul automatique de la vitesse avant et après impact a également été rendu possible à partir d'un algorithme conçu pour détecter le projectile. Les valeurs ainsi obtenues présentent une erreur de mesures du même ordre que celle observée entre la mesure vidéo et la mesure de la barrière de vitesse.

3.4 Analyse des débris

3.4.1 Détermination de la vitesse

La mesure de la vitesse des débris est réalisée de la même manière que celle des projectiles en prenant un des éléments facilement identifiables (le plus gros ou le plus extrême) comme point de repère.

3.4.2 Détermination de l'angle du cône des débris

Dans un premier temps l'étude de l'aspect des rejections a été réalisée manuellement mais cette méthode était chronophage et souffrait d'un très gros manque de répétabilité et de reproductibilité. Il a donc été entrepris de réaliser un algorithme permettant d'extraire les différentes informations relatives aux débris en limitant au maximum l'influence de l'opérateur. Cette algorithme a été réalisé à l'aide du logiciel MATLAB en collaboration avec un étudiant de l'Ecole Nationale Supérieure d'Aéronautique de Toulouse.

Dans cet algorithme, l'utilisateur choisit dans un premier temps la région d'intérêt (ROI) sur la vidéo afin de limiter la zone de calcul et diminuer le temps de traitement. Cette zone peut être indifféremment choisie en amont de l'échantillon, pour ce qui est l'étude des rétroprojections, ou en aval, pour ce qui est de l'étude des projections positives (figure 86).

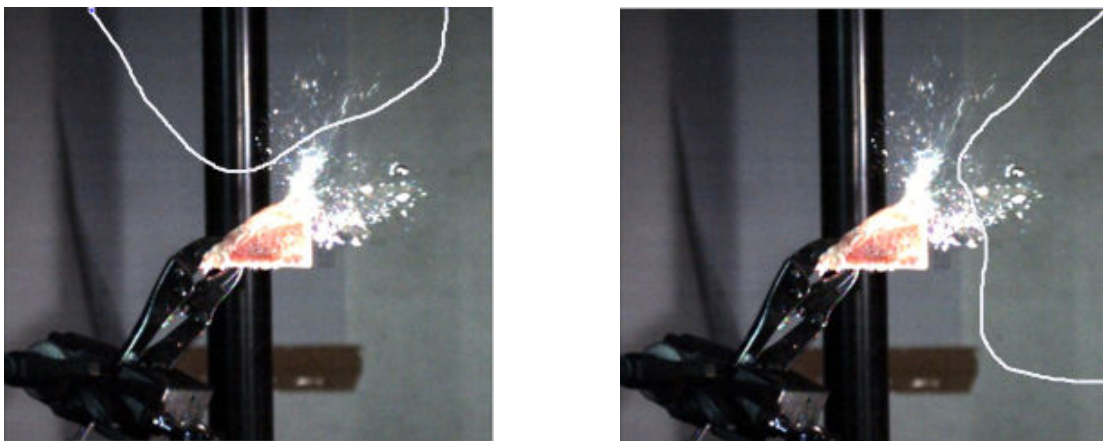


Figure 86 : Etape de choix de la ROI

La première étape de traitement consiste en la détection des débris osseux. Le repérage des débris en mouvement reste assez complexe et cette recherche s'est faite dans un premier temps à l'aide d'un algorithme récursif qui pour chaque pixel déterminait s'il pouvait s'agir d'un débris ou non. Cette méthode donnait des résultats corrects pour les petits ensembles mais le temps d'analyse et la puissance de processeur nécessaire ont rapidement augmenté pour les ensembles plus grands. Plusieurs autres méthodes ont donc été envisagées en s'appuyant sur des filtres de détection de contours

de type SOBEL, PREWITT et LAPLACIEN déjà programmés dans les boites à outils MATLAB mais les formes aléatoires des débris engendraient une perte d'informations trop importante par application de ces filtres dans leur forme préprogrammée. Un nouveau filtre a donc été programmé à partir de filtre SOBEL et PREWITT (qui repère les contours de formes à partir du gradient). Ce filtre est appliqué après réduction du bruit de fond par application d'un filtre gaussien. Ce type de filtrage engendrera inexorablement la suppression d'une partie du pulvérin qui sera confondu avec le bruit, la mesure des tailles moyennes de débris aura donc un biais vers le maximum (figure 87).

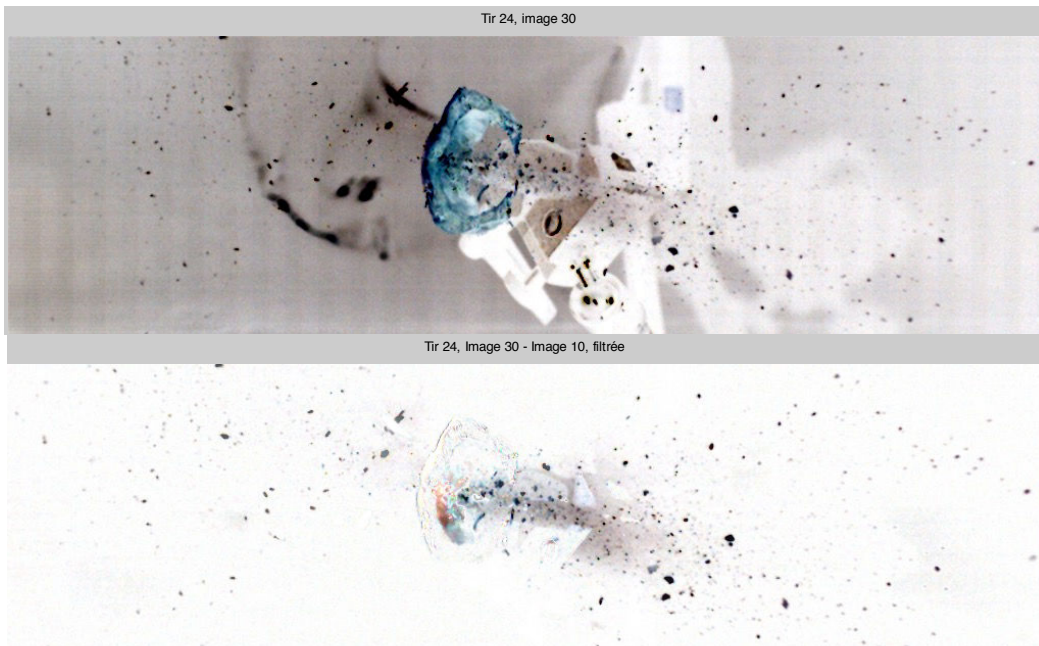


Figure 87 : image non filtrée (en haut) et après réduction du bruit de fond (en bas)

Les débris sont détectés à l'aide d'un vecteur débris qui va repérer leur taille, leurs positions extrêmes en abscisse et ordonnée. Tout en les détectant, nous éliminons tout pixel n'étant pas considéré comme un débris d'abord en mettant un seuil puis en éliminant tout groupe de moins de k pixels (figure 88).

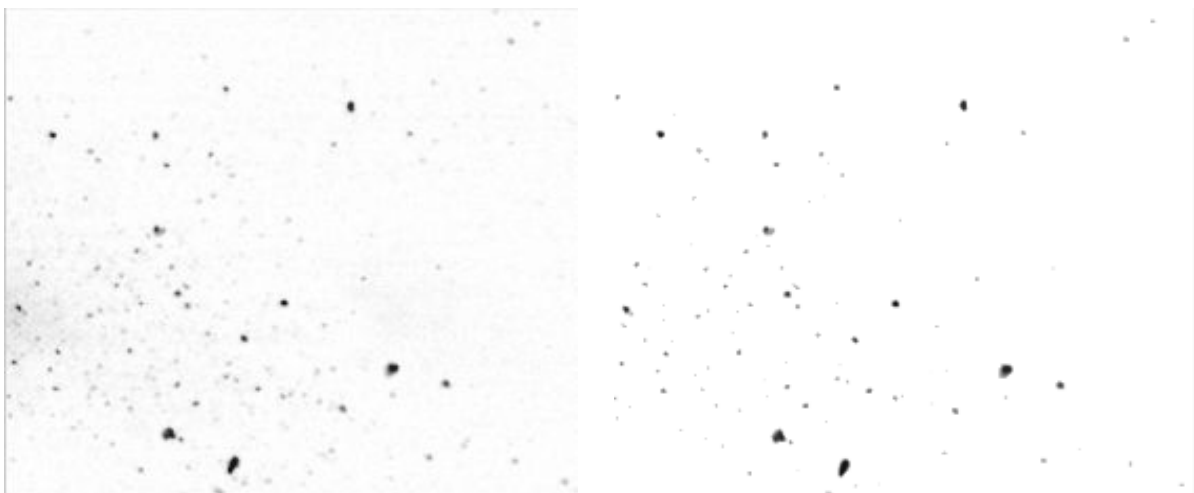
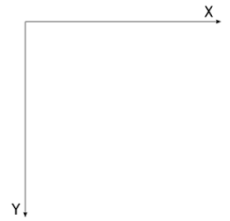


Figure 88 : vues des images avant (à gauche) et après détection des débris (à droite)

L'ensemble de débris est ensuite stocké dans une matrice (5,n) où n représente le nombre de débris sur l'image (ce nombre est déterminé à la fin de chaque détection). Chaque colonne de cette matrice représente chaque débris avec :

- Pour première valeur la taille en nombre de pixel du débris
- Pour seconde valeur la plus petite coordonnée en X du débris
- Pour troisième valeur la plus petite coordonnée en Y du débris
- Pour quatrième valeur la plus grande coordonnée en X du débris
- Pour cinquième valeur la plus grande coordonnée en Y du débris



Une fois cette matrice établie, l'algorithme va calculer l'enveloppe convexe du cône dans lequel se trouvent les débris (figure 89). Pour ce faire les valeurs extrêmes pouvant perturber les débris sont retirées (on retire dans les faits les 5% d'extréma) et le calcul est ensuite réalisé à l'aide de la fonction « convhull » de MATLAB. Les débris sont considérés comme des points en leur barycentre. L'enveloppe convexe étant établie, il faut ensuite déterminer les directrices. Pour ce faire on relie le point d'impact aux différents points de l'enveloppe en faisant attention aux perturbations induites par la ROI choisit.

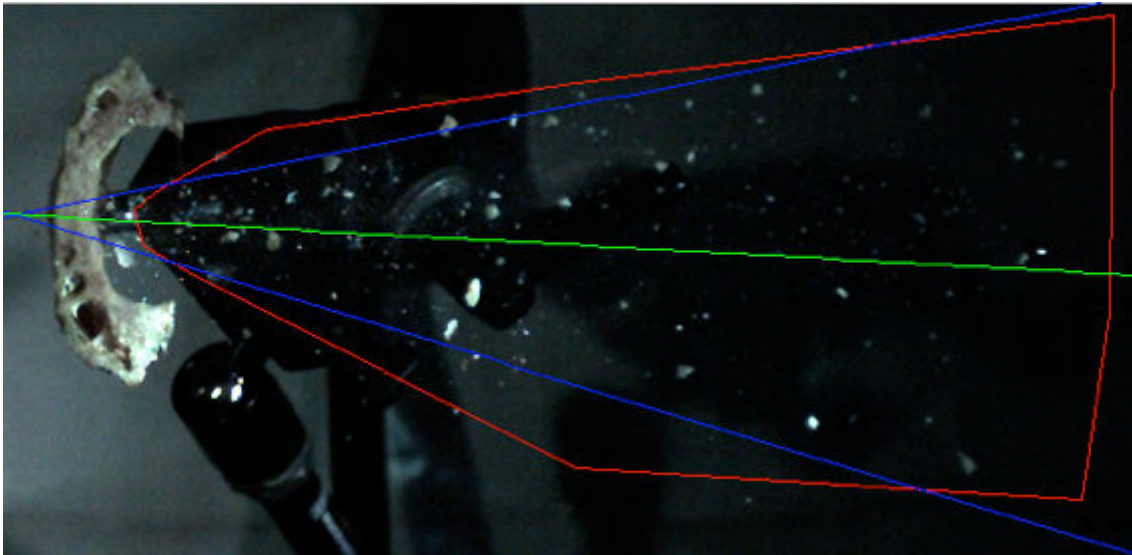


Figure 89 : vue de la détection de l'enveloppe convexe (en rouge) des directrices (en bleue) et de la bissectrice (en vert)

4 Conclusion

Ce chapitre a permis de comprendre l'ensemble du protocole expérimental mis en place dans le cadre de ce travail. L'originalité de ces essais repose sur le cumul d'un enregistrement à très haute vitesse en latéral et au niveau de la table interne de l'échantillon associé à une analyse des dommages à l'aide d'imagerie en microtomographie. Les cadences d'enregistrement en latéral comprises entre 25 000 et 37 500 images par seconde permettront d'avoir un nombre de points suffisant dans la détermination des vitesses avant et après impact. La cadence de 200 000 images par seconde au niveau de la table interne rendra possible le suivi du mécanisme lésionnel sur cette surface. La nature des projectiles sphériques utilisés permettra de supprimer les variables pouvant être induites par une expansion, une bascule ou une fragmentation de ce dernier. La préparation des échantillons a été faite de telle manière à ce que seule

la partie osseuse intéressante soit impactée. Enfin l'utilisation de l'imagerie en microtomographie avec des coupes de 0,03 mm devrait apporter des éléments très fins dans l'analyse des dommages ainsi créés.

L'ensemble de ce protocole est synthétisé dans le schéma de la figure 90.

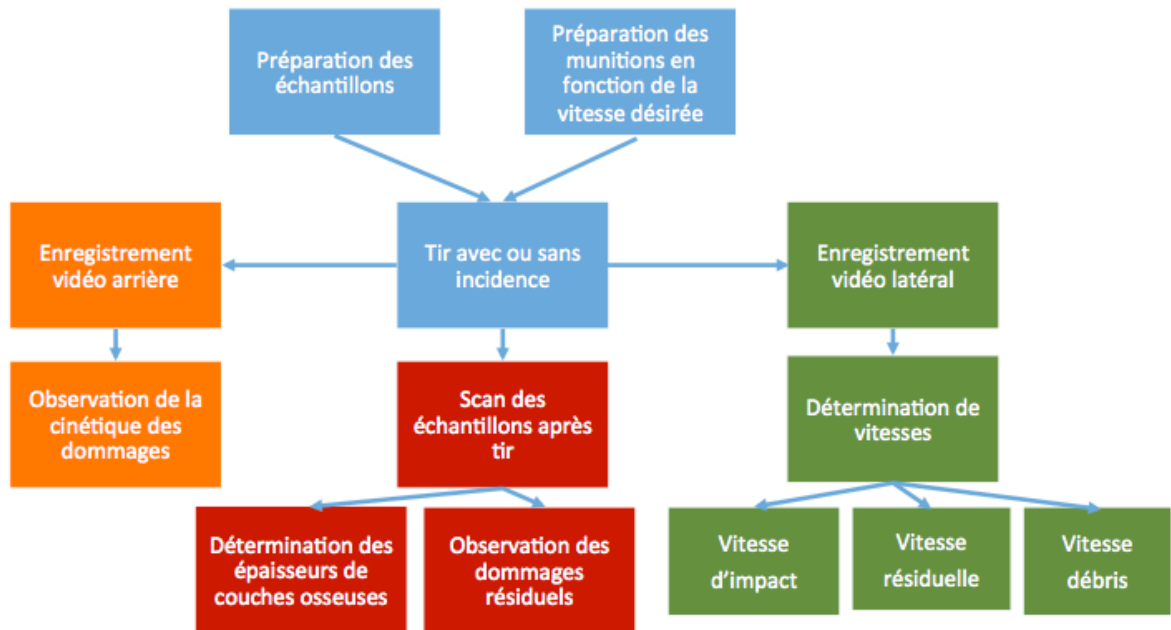


Figure 90 : Schéma général du protocole expérimental

Chapitre IV : Résultats

1 Introduction

Fort de l'originalité du protocole d'essai mis en place, ce chapitre a pour but de présenter l'ensemble des résultats obtenus lors des deux campagnes réalisées. Avant toute chose, il conviendra de faire une étude rapide des échantillons utilisés pour voir si ces derniers sont structurellement semblables à la voûte crânienne humaine. Nous chercherons dans un second temps si une relation entre vitesse d'impact et perforation de la calotte crânienne existe pour le type de projectile utilisé. Nous comparerons ensuite les pertes vitesses constatées avec la vitesse d'impact, les épaisseurs crâniennes et la perte de masse. Après avoir étudié l'influence de la traversée de la cible sur la vitesse du projectile nous nous concentrerons sur l'interaction d'un point de vue énergétique en fonction des différents éléments mesurables.

Toute transfixion de matière friable telle que l'os engendre inexorablement des débris, il conviendra alors de s'intéresser à la répartition de ces derniers, leurs tailles et vitesses et de voir si un lien existe entre ces informations et la vitesse d'impact.

Les vidéos à très hautes vitesses réalisées au niveau de la table interne des échantillons couplées à l'analyse des dommages constatés en microtomographie permettront de mieux comprendre le mécanisme lésionnel de l'impact balistique.

Enfin les conditions limites que sont l'inclinaison des échantillons, l'influence du support et de la conservation des échantillons ainsi que la dimension des billes seront abordées.

2 Caractérisation des échantillons

2.1 Introduction

Il convient avant toute chose de vérifier la validité des échantillons utilisés comme cible au regard de l'épaisseur des différentes couches osseuses les constituant. Nous regarderons dans un premier temps globalement ces épaisseurs, nous mesurerons l'intervariabilité ainsi que l'intravariabilité. Dans un second temps, nous ferons état des difficultés de mesures qui peuvent être rencontrées et enfin nous comparerons ces épaisseurs à celles rencontrées chez l'homme.

2.2 Résultats globaux

A l'instar de ce qui a été développé dans la partie anatomie de l'état de l'art, les mesures des épaisseurs effectuées sur les 100 calottes crâniennes de chèvres montrent une importante variation. Initialement les mesures devaient se faire en 4 points proches de l'orifice mais au vu de l'importante intravariabilité observée, ce nombre a été porté à 8 par rotation des plans de 45 ° comme le montre la figure 91.

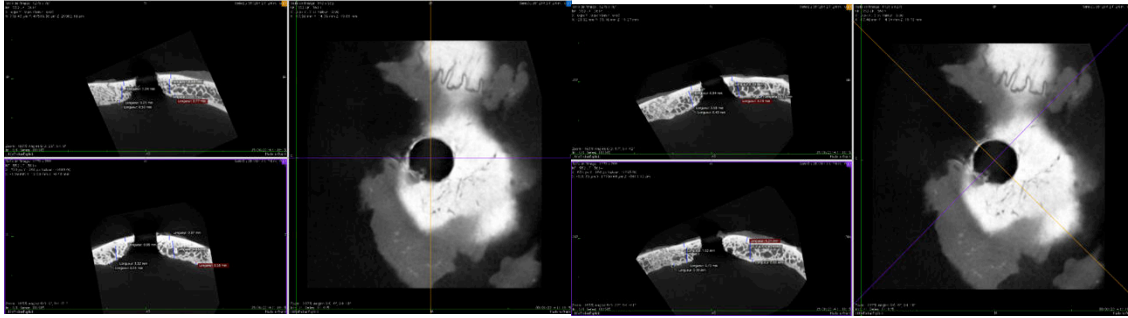


Figure 91 : vues du protocole de mesure en 8 points

L'ensemble des mesures est mis en annexe III, ces données sont synthétisées dans le tableau suivant :

Epaisseur des différentes couches en mm					
Table externe		Diploé		Table interne	
Moyenne	Ecart type standard	Moyenne	Ecart type standard	Moyenne	Ecart type standard
1,45	0,50	3,55	1,08	1,03	0,40

Tableau 10 : valeurs d'épaisseurs des différentes couches osseuses des échantillons

On constate une variation d'épaisseur plus importante pour la diploé que pour les parties corticales de la calotte crânienne.

2.2.1 Quant à l'intravariabilité

Comme évoqué précédemment, l'intravariabilité observée s'est montrée très importante dans plusieurs domaines.

i. En ce qui concerne les épaisseurs

Les mesures effectuées mettent en évidence un ratio entre le minimum et le maximum d'épaisseur au sein d'un même échantillon pouvant aller jusqu'à :

- 4,4 pour la table interne,
- 5 pour la diploé
- 7,4 pour la table interne

Le graphique de la figure 92 permet d'illustrer cette variabilité d'épaisseur à partir de quelques échantillons choisis. La moyenne et les extrema sont représentés.

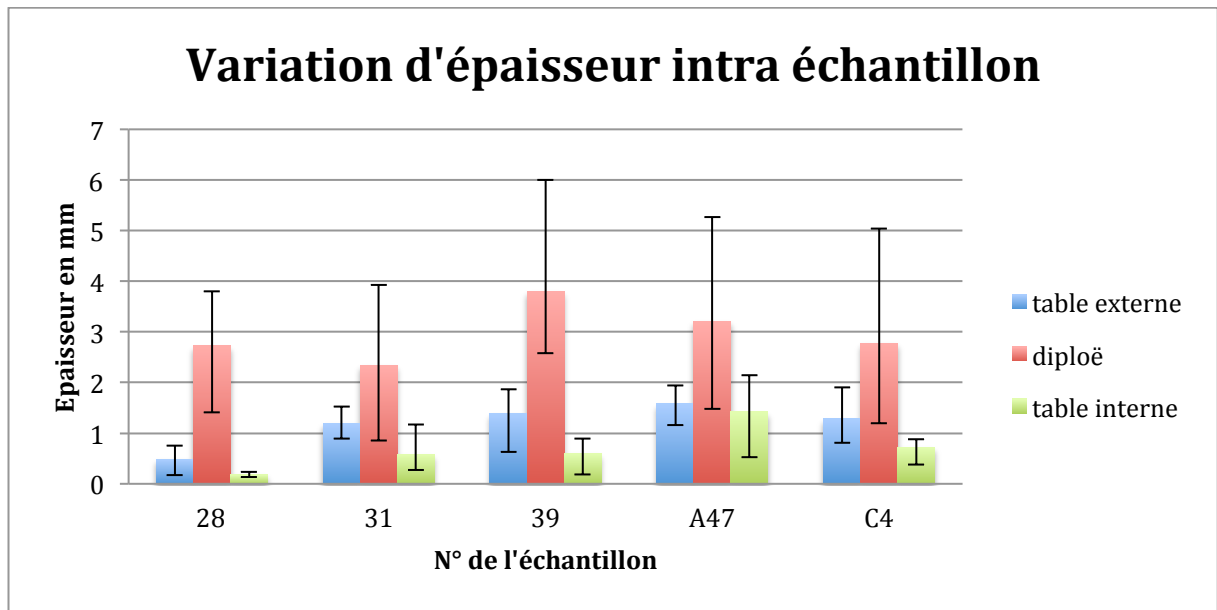


Figure 92 : variation des épaisseurs intra échantillon

La figure 93, obtenue à partir de l'exploitation en microtomographie d'un échantillon, présentant une intravariabilité forte permet de mieux la comprendre. En effet on voit clairement une épaisseur de diploë plus de deux fois importante à gauche de l'orifice qu'à droite.

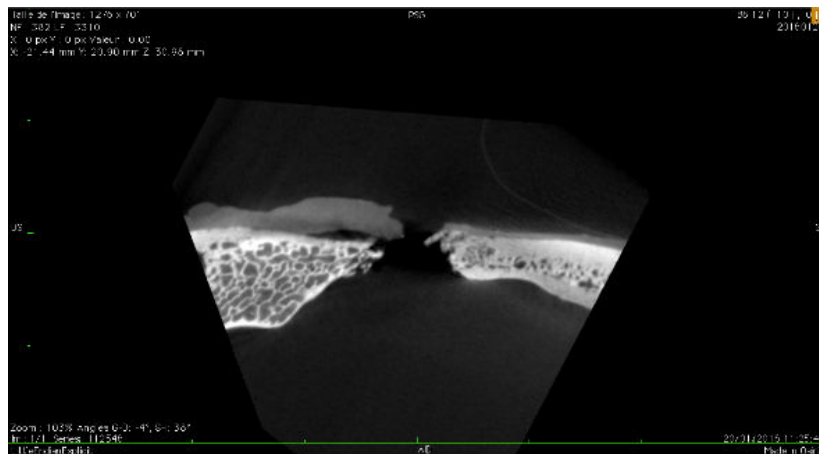


Figure 93 : illustration de l'intravariabilité

ii. En ce qui concerne la structure osseuse

Au-delà de la variation d'épaisseur, les images obtenues à partir des scans effectués en microtomographie ont permis de détecter également une forte variabilité de structure au sein d'un même échantillon. Cette différence de structure semble principalement liée à la proximité ou non d'une suture crânienne entrainant ainsi une diminution de l'épaisseur de diploë voire une quasi inexistence au profit des couches corticales.

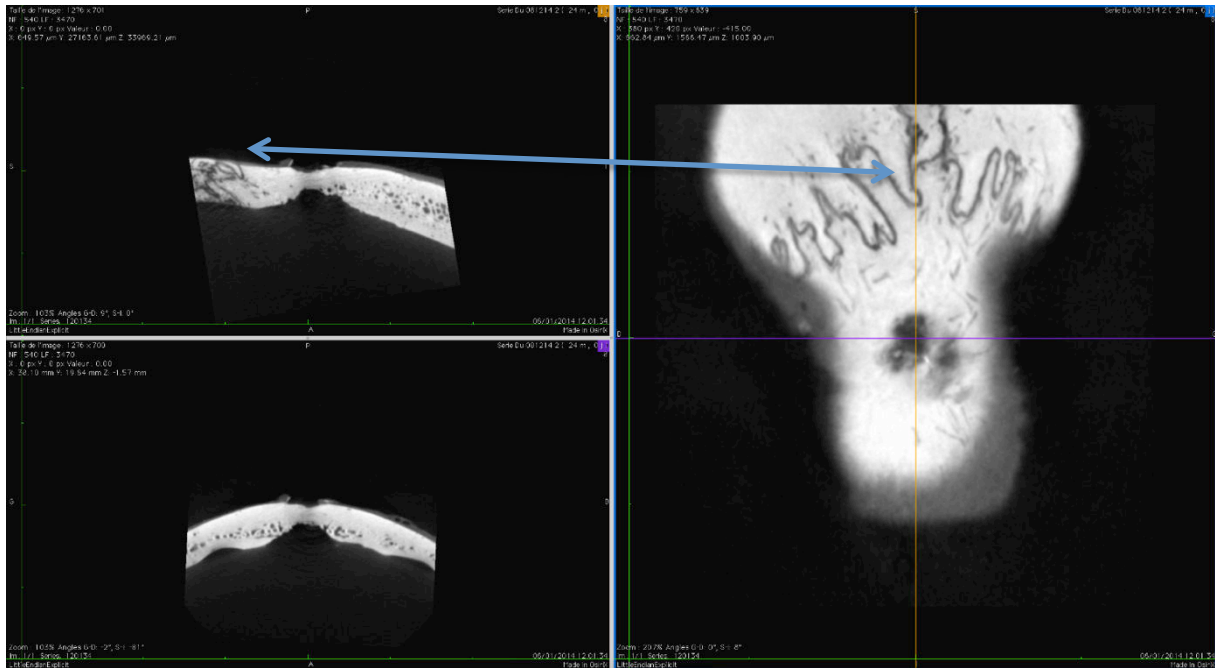


Figure 94 : vue de l'influence d'une suture sur la structure

Cette modification de structure devra être prise en compte lors de l'exploitation des résultats.

Les paramètres architecturaux de la diploé, nombre de travées, épaisseur et distance n'ont pas été mesurés dans le cadre de cette recherche. Les scans ont cependant été réalisés pour permettre une telle recherche à postériori.

2.2.2 Quant à l'intervariabilité

A l'instar de l'intravariabilité, l'intervariabilité des épaisseurs est importante comme l'illustrent la figure 95 (en dehors de la fracture pour ce qui est de l'image de gauche).

En ce qui concerne les structures osseuses, certains échantillons montrent une diploé plus alvéolée avec des parois plus fines que d'autres.

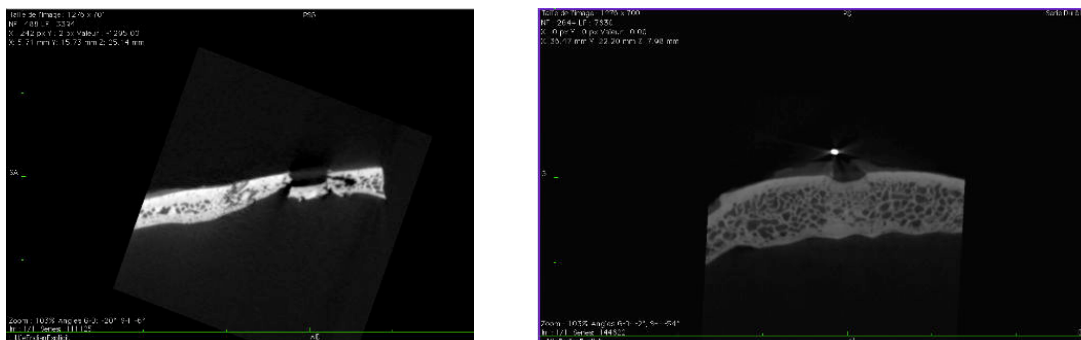


Figure 95 : Illustration de l'intervariabilité

Dans le cadre de cette étude, les calottes crâniennes présentant visuellement des dimensions trop différentes de la majorité des échantillons ont été retirées pour diminuer l'influence de cette variabilité et éviter les points trop erratiques pour les essais de tir (ces échantillons sont ceux n'apparaissant pas dans l'annexe IV).

2.2.3 Quant aux difficultés de mesures

La limite entre la partie corticale et celle trabéculaire peut parfois être soumise à interprétation et non clairement identifiable. La fin de la corticale est donc établie, dans la cadre de cette étude, comme étant la première zone de discontinuité osseuse. Cette définition, associée à la haute résolution des scans effectués (59µm) amène des erreurs inférieures au 10^{ème} de millimètre.

Une autre difficulté a été rencontrée dans certains cas. Quelques échantillons présentent une table interne quasi inexistante, se résumant presque à l'épaisseur de la paroi de la dernière alvéole trabéculaire (figure 96). La mesure s'est montrée délicate et inférieure au 10^{ème} de millimètre.

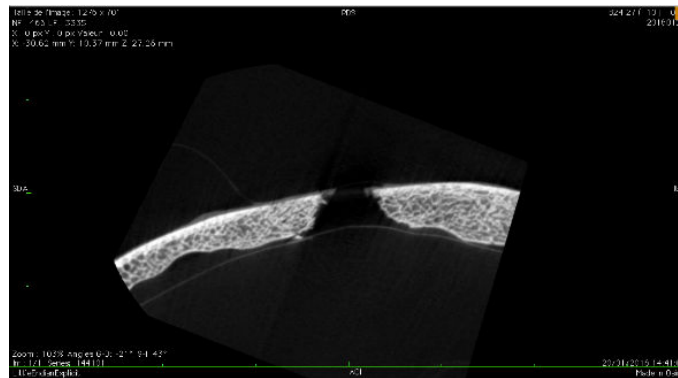


Figure 96 : illustration de la finesse de certaines tables interne (échantillon A24)

2.3 Comparaison avec les résultats sur le crâne humain

L'ensemble des résultats concernant les épaisseurs des différentes couches osseuses peut maintenant être comparé à ceux concernant le crâne humain, issu de la bibliographie et documenté dans le chapitre I. Pour plus de lisibilité, les graphiques seront faits par couches et comparés aux résultats obtenus pour les différentes régions crâniennes humaines (figures 97 à 100).

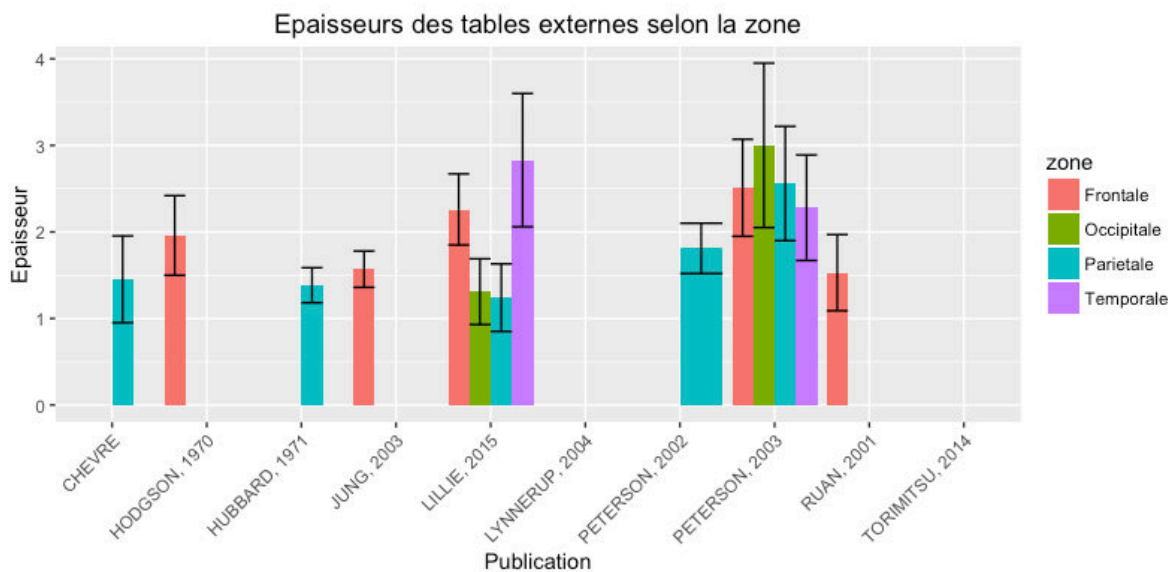


Figure 97 : comparatif de l'épaisseur de la table externe des échantillons avec la bibliographie pour le crâne humain

Les résultats obtenus pour la table externe montre que l'épaisseur observée pour la chèvre pour cette couche est comparable à celle observée chez l'homme pour la partie pariétale pour l'ensemble de publications compilées à l'exception de celle de Peterson[29].

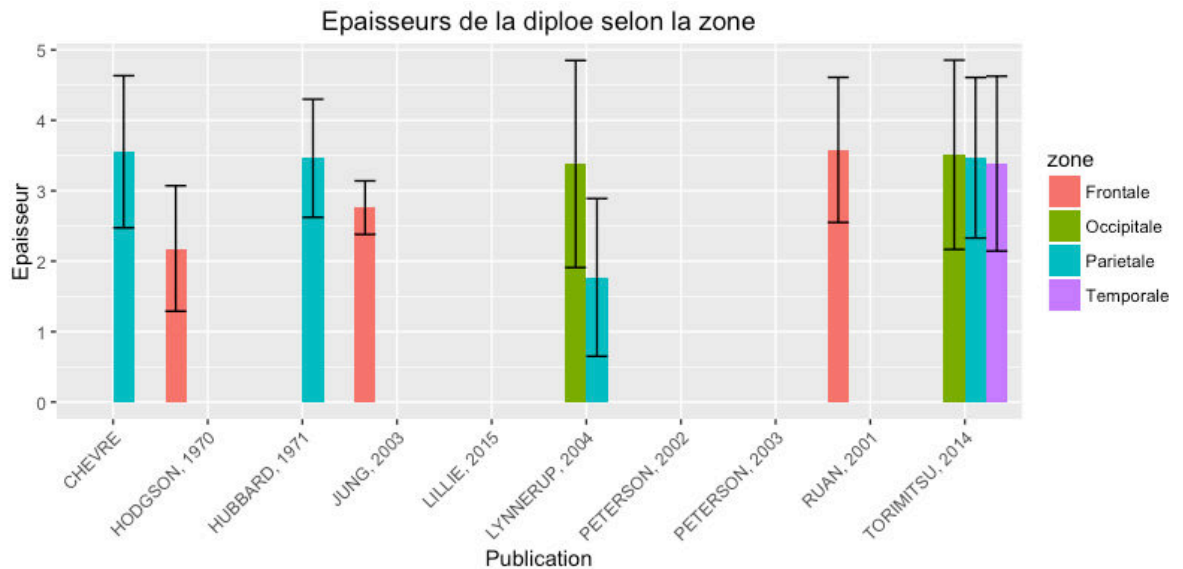


Figure 98 : comparatif de l'épaisseur de la diploé des échantillons avec la bibliographie pour le crâne humain

En ce qui concerne la diploé, l'épaisseur moyenne mesurée sur les crânes de chèvres utilisés pour les tests et semblable à celle constatée chez l'homme pour les zone pariétale et occipitale.

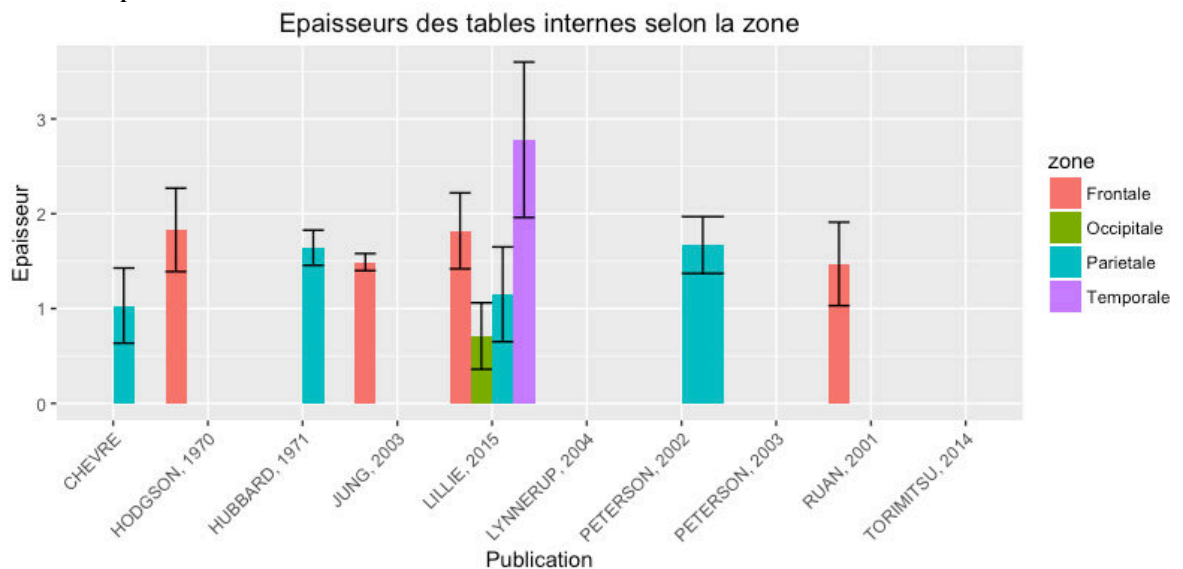


Figure 99 : comparatif de l'épaisseur de la table interne des échantillons avec la bibliographie pour le crâne humain

Pour ce qui est de la table interne, l'épaisseur moyenne pour la chèvre est sensiblement similaire à celle mesurée par Lillie[35] pour la zone pariétale, mais reste inférieure à la majorité des résultats obtenus dans les autres publications.

Globalement, pour ce qui est de l'épaisseur des différentes couches osseuses crâniennes, celles mesurées sur la partie sur laquelle les tirs sont effectués (partie

pariétale de la voûte crânienne de la chèvre) sont globalement similaires à celles constatées en zone pariétale de la voûte crânienne de l'homme.

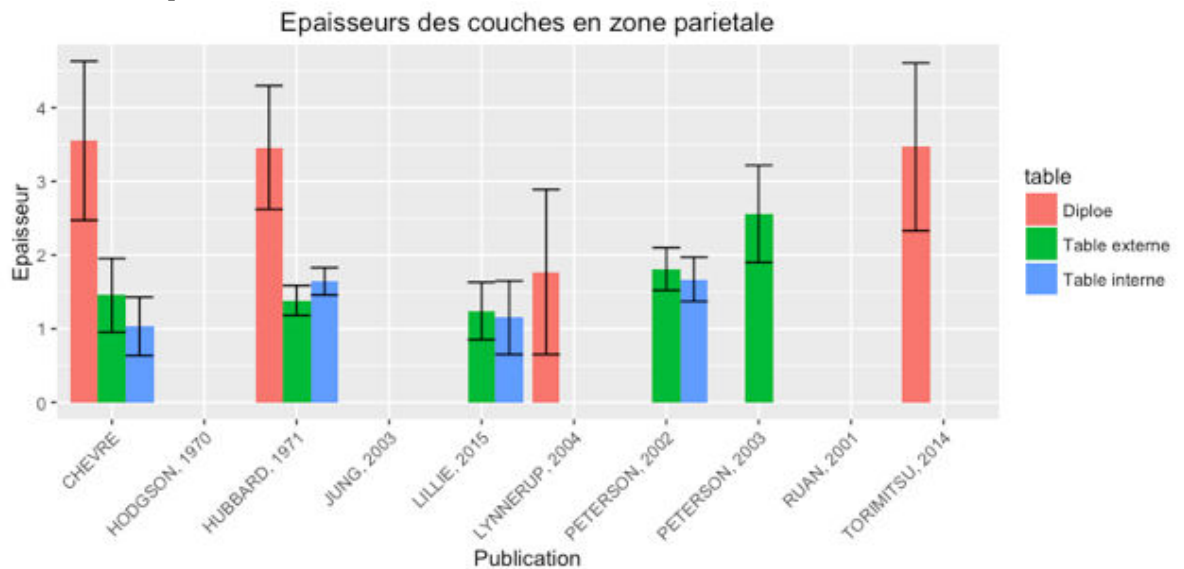


Figure 100 : comparaison des épaisseurs des différentes couches des échantillons avec celles observée en zone pariétale humaine

2.4 Conclusion

Cette première partie de résultats a permis de conforter le choix des échantillons qui a été fait dans le cadre de ces essais. Les épaisseurs mesurées des différentes couches osseuses sont comparables autant dans leur moyenne que dans leur variabilité à celles observées en région pariétale chez l'humain. La structure osseuse semble fortement être dépendante de la présence d'une suture crânienne ou non. Cette donnée devra être prise en compte dans le reste de cette étude afin d'éliminer les tirs se trouvant trop près ou sur les sutures osseuses.

3 Relation entre vitesse d'impact et perforation

3.1 Introduction

La structuration de cette partie de résultats s'appuiera sur la norme OTAN relative aux protections balistiques à usage militaire pour plus de clarté et en vue de potentielles comparaisons balistiques futures. Cette norme appelée STANAG 2920 a pour but d'évaluer la résistance des matériaux de protection face à l'impact et à la perforation. Dans notre cas, la boîte crânienne peut être considérée à des fins médico-légale et forensique comme la structure de protection du système nerveux central qu'est le cerveau, l'application de cette norme dans le cas de nos expérimentations n'est donc pas dénuée de sens.

La norme STANAG 2920 ne définit pas un seuil de protection en tant que tel, une vitesse est donc spécifiée en complément de la norme. La plus généralement rencontrée et la vitesse V_{50} qui correspond à la vitesse où un projectile a 50 % de chance de perforer le matériau. Mais il existe également d'autres vitesses pouvant être associées à cette norme :

- V_0 : vitesse minimale estimée à laquelle le projectile perfore à coup sûr le matériau.
- V_{LP} : vitesse mesurée la plus basse où un projectile perfore le matériau
- V_{LNP} : vitesse mesurée la plus élevée avant la perforation du matériau

Cette norme est définie pour un type de projectile perforant présentant une masse usuelle de 1,102 g.

3.2 Résultats bruts pour la perforation

Nous allons donc utiliser cette norme dans la description des résultats obtenus pour les tirs effectués avec une surface de cible impactée formant un angle de 90° avec l'axe de tir (les tirs sous incidence ne seront pas traités dans cette partie). Les valeurs ainsi obtenues ne seront valables que pour le type de projectile utilisé à savoir des billes en acier de 6 mm de diamètre présentant une masse de 0,85g.

La notion de perforation sera considérée valide dès lors que le projectile traversera le matériau.

Cette partie prend en compte 67 tirs dont la vitesse d'impact oscille de 87 m.s^{-1} à 757 m.s^{-1} (tir 4 à 31, A1 à A18 et A20 à A41 de l'annexe IV).

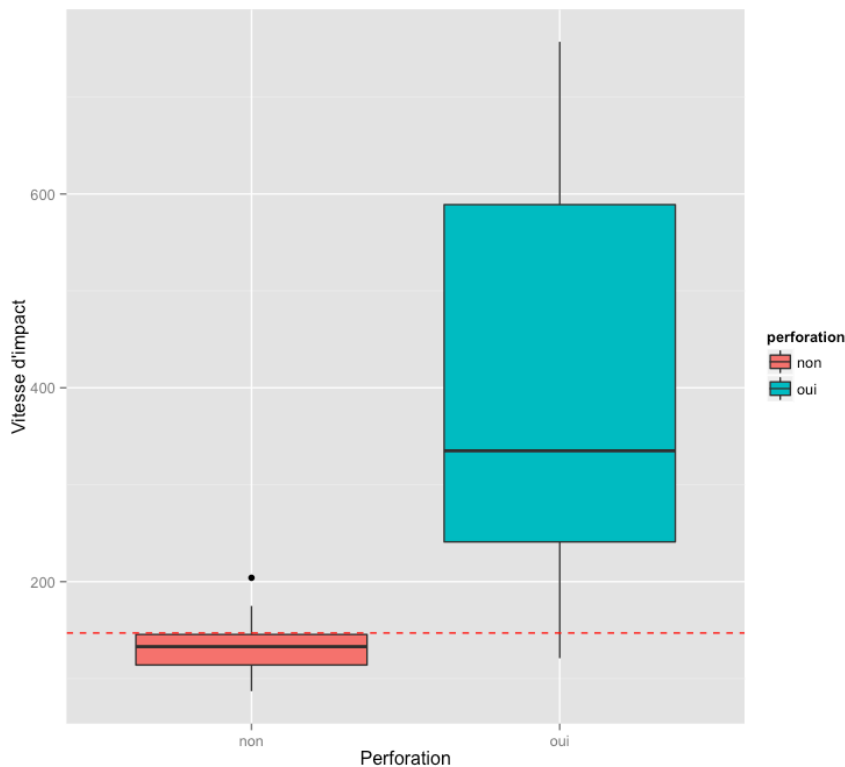


Figure 101 : relation entre vitesse d'impact et perforation

La V_{LP} est de 121 m.s^{-1} et la V_{LNP} est de 204 m.s^{-1} .

22 tirs sont présents dans cet intervalle compris entre 121 m.s^{-1} et 204 m.s^{-1} , la V_{50} peut être estimé autour de 145 m.s^{-1} .

Ces vitesses pourraient nous suffire mais contrairement à la majorité des matériaux de protections balistiques contrôlée à l'aide de cette norme, qui présentent des caractéristiques identiques ou quasi identiques d'un échantillon à l'autre, la nature biologique de notre cible entraîne une variabilité entre échantillons difficilement contrôlables. Il apparaît donc indispensable de regarder de plus près les échantillons pour lesquels le V_{LP} et V_{LNP} ont été mesurées.

3.3 Vérification du point de V_{LP}

La V_{LP} de 121 m.s⁻¹ est obtenue pour le tir 9 sur l'échantillon indicé 7. Nous allons donc observer de plus près les caractéristiques de la zone impactée.

Epaisseurs moyennes des couches de l'échantillon indicé 7 (en mm)		
Table externe	Diploé	Table interne
0,42 (1,45)	4,02 (3,55)	0,23 (1,03)

Tableau 11 : Epaisseurs moyennes des couches de l'échantillon indicé 7

L'épaisseur de la diploé n'est que légèrement au dessus de la moyenne des échantillons. (notée entre parenthèses dans les tableaux) En revanche, les corticales sont plus de trois fois plus fines que la moyenne des échantillons mesurés.

Cette atteinte est proche d'une suture mais l'épaisseur des corticales est vraiment trop faible par rapport à la moyenne obtenue sur l'ensemble des échantillons, ce point sera donc rejeté comme V_{LP} .

L'exclusion de ce point nous donne une nouvelle V_{LP} de 145 m.s⁻¹ obtenue au tir 15 sur l'échantillon 13. Les caractéristiques de l'échantillon sont les suivants :

Epaisseurs moyennes des couches de l'échantillon indicé 13 (en mm)		
Table externe	Diploé	Table interne
1,00 (1,45)	4,04 (3,55)	0,45 (1,03)

Tableau 12 : Epaisseurs moyennes des couches de l'échantillon indicé 13

A l'exception d'une table interne d'une épaisseur inférieure à la moyenne les autres données sont conformes à la moyenne des échantillons.

Au niveau de l'atteinte, le scan réalisé ainsi que la reconstruction 3D nous donne les éléments suivants :

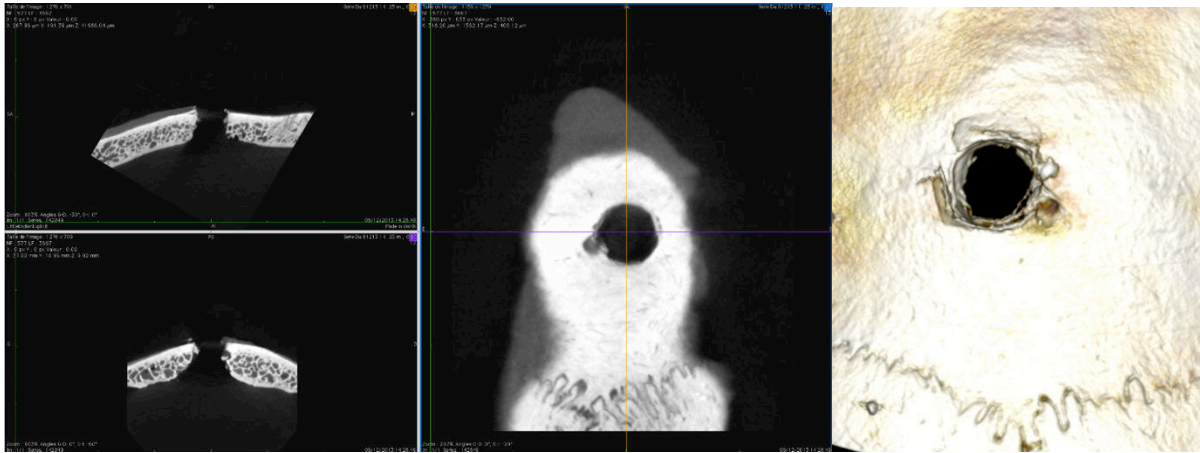


Figure 102 : vue de la localisation et de la morphologie de l'échantillon 13

Comme on peut le voir sur la figure 102, l'atteinte est loin de toute suture et la structure ne présente aucune singularité. Ce point sera donc accepté comme nouvelle VLP.

3.4 Vérification du V_{LNP}

La V_{LNP} de 204 m.s^{-1} est obtenue pour le tir A21 sur l'échantillon indicé A22. Nous allons donc observer de plus près les caractéristiques de la zone impactée.

Epaisseurs moyennes des couches de l'échantillon indicé A22 (en mm)		
Table externe	Diploé	Table interne
1,82 (1,45)	3,52 (3,55)	1,11 (1,03)

Tableau 13 : Epaisseurs moyennes des couches de l'échantillon indicé A22

Les épaisseurs du diploé et de la table interne sont semblables à la moyenne des échantillons, la table externe est légèrement plus épaisse.

Au niveau de l'atteinte, le scan réalisé ainsi que la reconstruction 3D permettent de mettre en avant les éléments suivants :

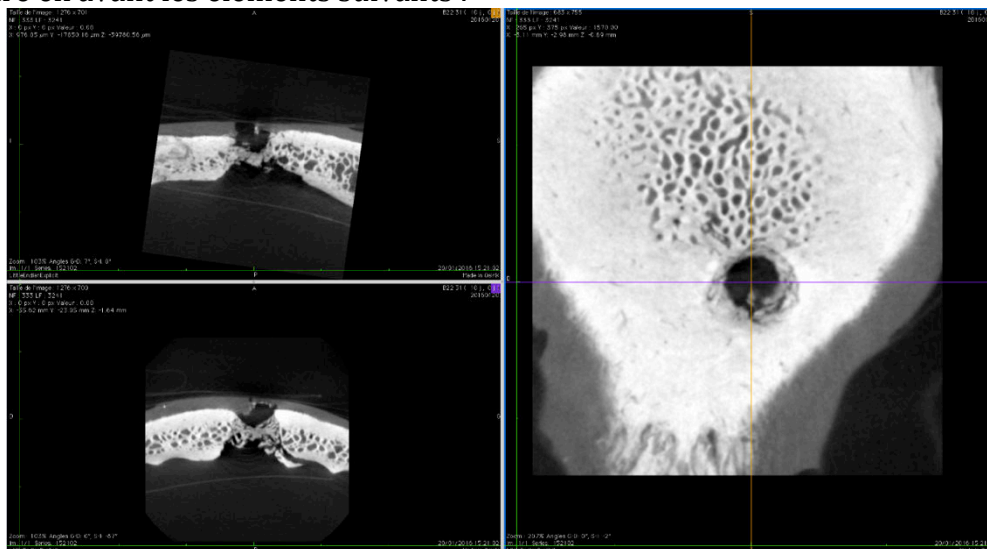


Figure 103 : vue de la localisation et de la morphologie de l'échantillon A22

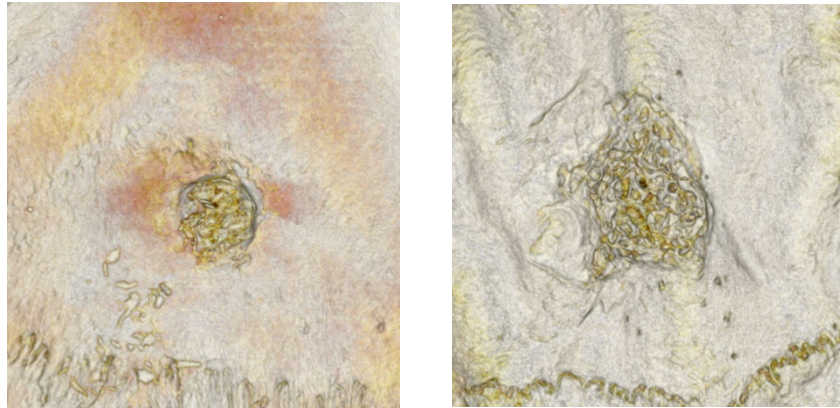


Figure 104 : vue de la localisation de l'atteinte sur l'échantillon A22 au niveau de la table externe (à gauche) et interne (à droite)

Comme on peut le voir sur les figures 103 et 104, cette atteinte est assez éloignée de la suture crânienne, permettant d'exclure l'influence de cette dernière. Les parties corticales sont épaisses comme le montre la figure 103 mais rien permettant d'exclure ce point de la courbe.

L'analyse de la vidéo latérale faite lors du tir amène cependant un élément intéressant.

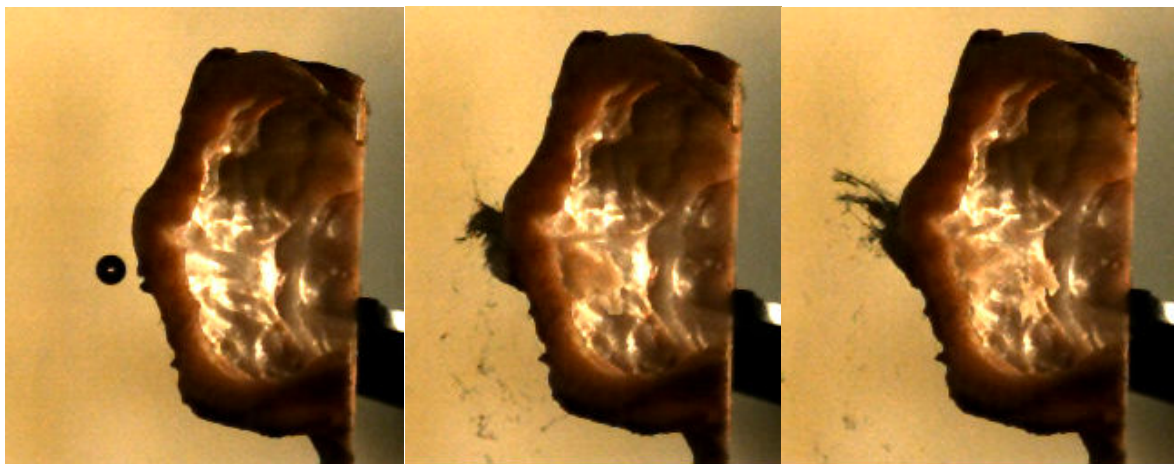


Figure 105 : vue de l'impact filmé en latéral

On constate, grâce à la figure 105, une masse importante de matière faisant un mouvement vers l'arrière lors de l'impact. Cette matière doit être la galéa qui n'a pas été retirée des crânes et qui pour cet échantillon devait être épaisse. L'épaisseur prononcée de ce tissu mou a peut être joué le rôle d'amortisseur lors de ce tir et capté une partie de l'énergie à l'impact. Cet élément nous amène à exclure ce point.

L'exclusion de ce point nous donne une nouvelle VLNP de 175 m.s^{-1} obtenue au tir A15 sur l'échantillon A16. Le scan de cet échantillon observable sur les figures 106 et 107, met en exergue une atteinte directe sur une suture, ce point est donc à son tour éliminé.

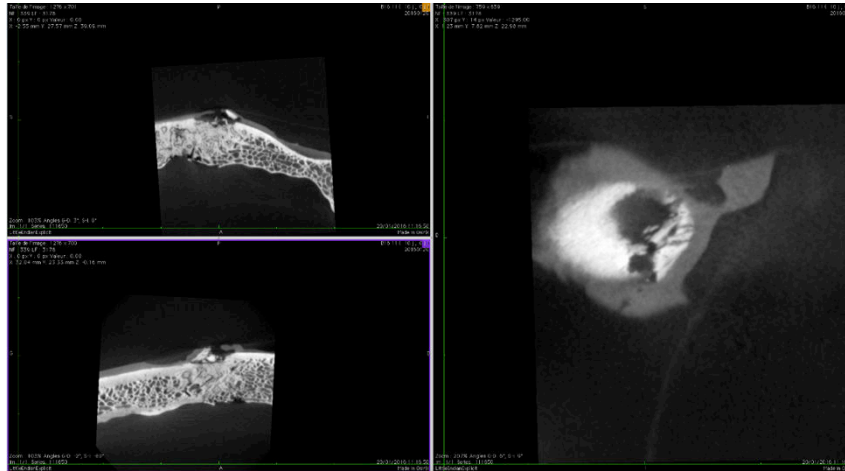


Figure 106 : vue de la localisation et de la morphologie de l'échantillon 16

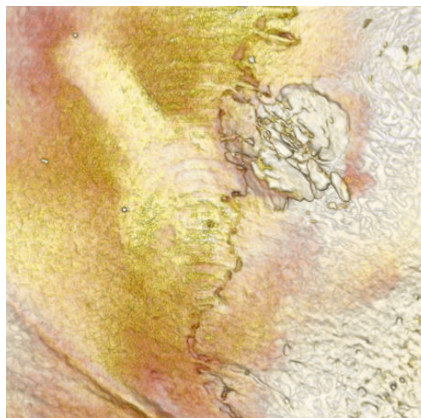


Figure 107 : vue de la localisation de l'échantillon 16

L'exclusion de ce point nous donne une nouvelle V_{LNP} de 170 m.s^{-1} obtenue au tir A17 sur l'échantillon A18. Pour ce tir, la bille est retrouvée bloquée au plein milieu d'une suture crânienne (figure 108), ce point est donc également retiré.

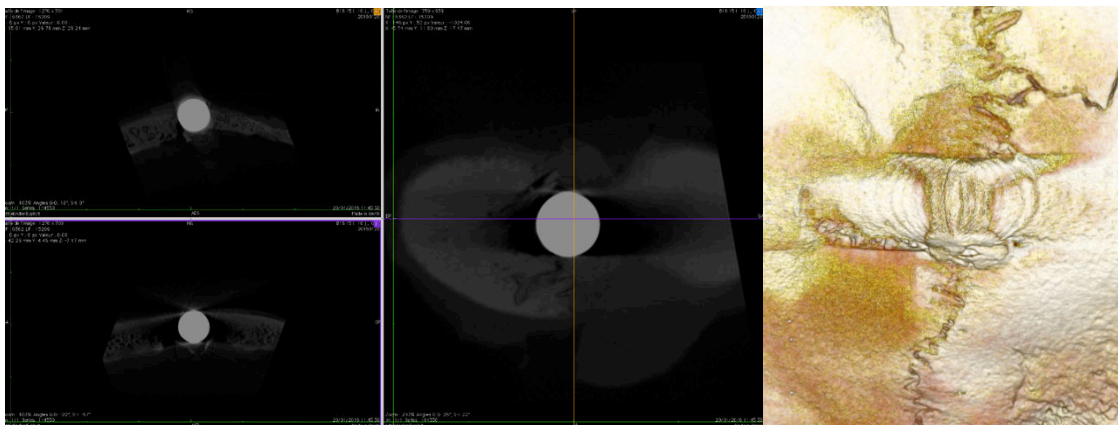


Figure 108 : vue de la localisation et de la morphologie de l'échantillon A17

La nouvelle V_{LNP} ainsi obtenue est de 149 m.s^{-1} au tir 13 sur l'échantillon 104.

Epaisseurs moyennes des couches de l'échantillon indicé 104 (en mm)		
Table externe	Diploé	Table interne
1,17 (1,45)	1,64 (3,55)	0,77 (1,03)

Tableau 14 : Epaisseurs moyennes des couches de l'échantillon indicé 104

L'ensemble des épaisseurs mesurées est inférieur à la moyenne observée sur l'ensemble des échantillons mais la différence n'est pas suffisante pour exclure ce point au regard des écarts-types mesurés (écart inférieur à deux fois l'écart type).

Au niveau de l'atteinte, le scan réalisé ainsi que la reconstruction 3D permettent de mettre en avant les éléments suivants :

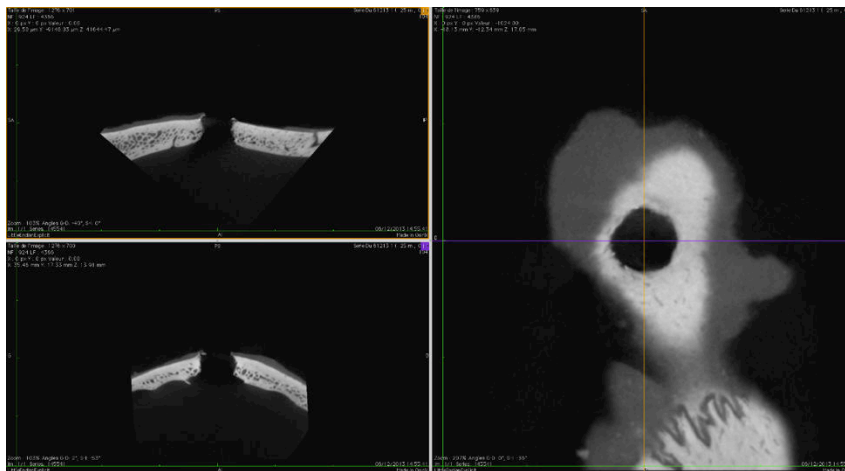


Figure 109 : vue de la localisation et de la morphologie de l'échantillon 104



Figure 110 : vue de la localisation de l'atteinte sur l'échantillon 104 au niveau de la table externe (à gauche) et interne (à droite)

Les images du scanner laissent à penser à une perforation mais il n'en est rien, les vidéos réalisées latéralement au tir montrent bien un rebond de la bille sur la cible.

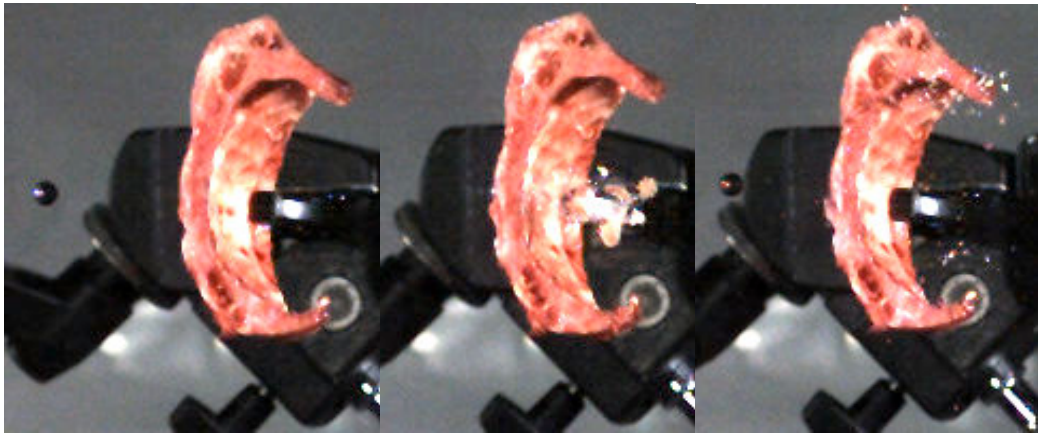


Figure 111 : vue de l'impact filmé en latéral

L'impact a lieu loin d'une suture crânienne, il n'est observé aucun élément pouvant influencer le résultat de façon significative, ce point est accepté comme nouvelle V_{LNP} .

3.5 Conclusion

L'analyse des structures impactées a permis l'exclusion d'un certain nombre de points donnant les nouveaux éléments suivants :

- $V_{LP} = 145 \text{ m.s}^{-1}$
- $V_{LNP} = 149 \text{ m.s}^{-1}$
- $V_{50} \approx 147 \text{ m.s}^{-1}$

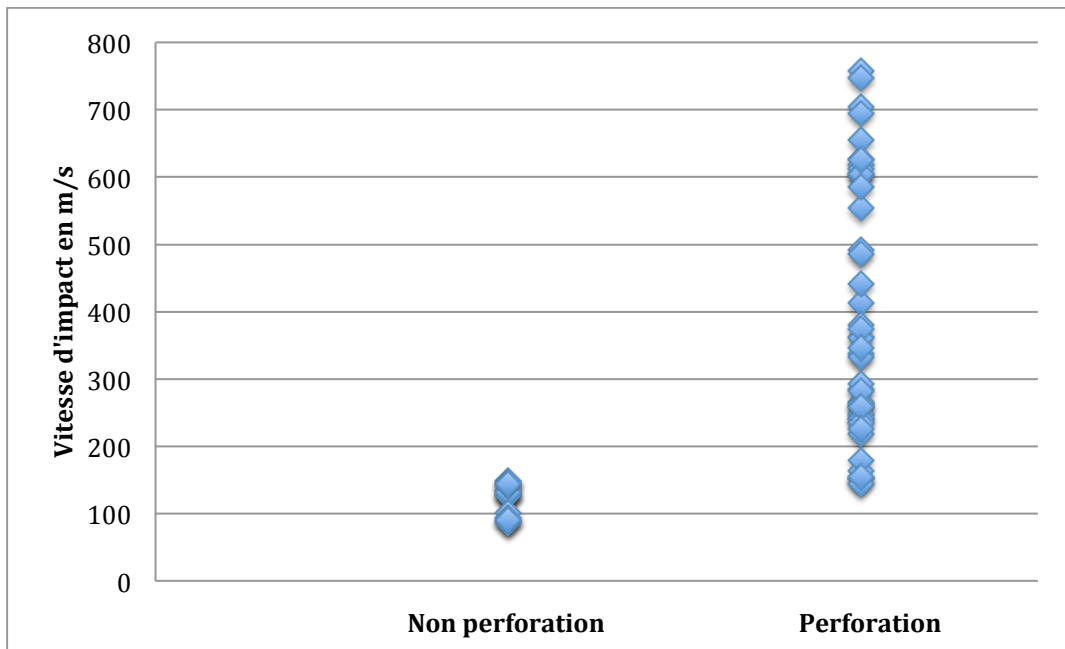


Figure 112 : perforation en fonction de la vitesse d'impact

Après avoir discuté du lien entre la perforation et la vitesse d'impact nous allons maintenant étudier les autres liens potentiels entre les différents éléments physiques mesurés lors de nos expérimentations, et en premier lieu ceux impliquant la perte de vitesse.

4 Vitesse d'impact, perte de vitesse et épaisseur crânienne

4.1 Introduction

Dans cette partie ne seront pris en compte que les tirs effectués avec un axe de tir à 90° pour lesquels le projectile a effectivement traversé la cible.

Pour ce qui est de la comparaison entre la vitesse d'impact, la vitesse résiduelle (c'est à dire la vitesse du projectile après la traversée de l'échantillon), et la perte de vitesse, au regard de la forte variabilité d'épaisseur des différentes couches osseuses des échantillons utilisés, seuls ceux dont les épaisseurs de couches sont comprises dans la moyenne des échantillons $\pm 1,5 \sigma$ seront pris en compte. Une fois ces conditions posées, un total de 33 tirs sera pris en compte

Pour ce qui concerne la comparaison des différentes vitesses obtenues (vitesses d'impact et résiduelles) avec les autres données physiques mesurées telles que l'épaisseur des différentes couches crâniennes, et la perte de masse, l'ensemble des tirs à 90° transfixiant sera pris en compte soit 46 essais.

L'ensemble des données brutes est compilé dans l'annexe IV.

4.2 Vitesse d'impact et vitesse résiduelle

L'ensemble des données expérimentales permet de tracer le graphique suivant :

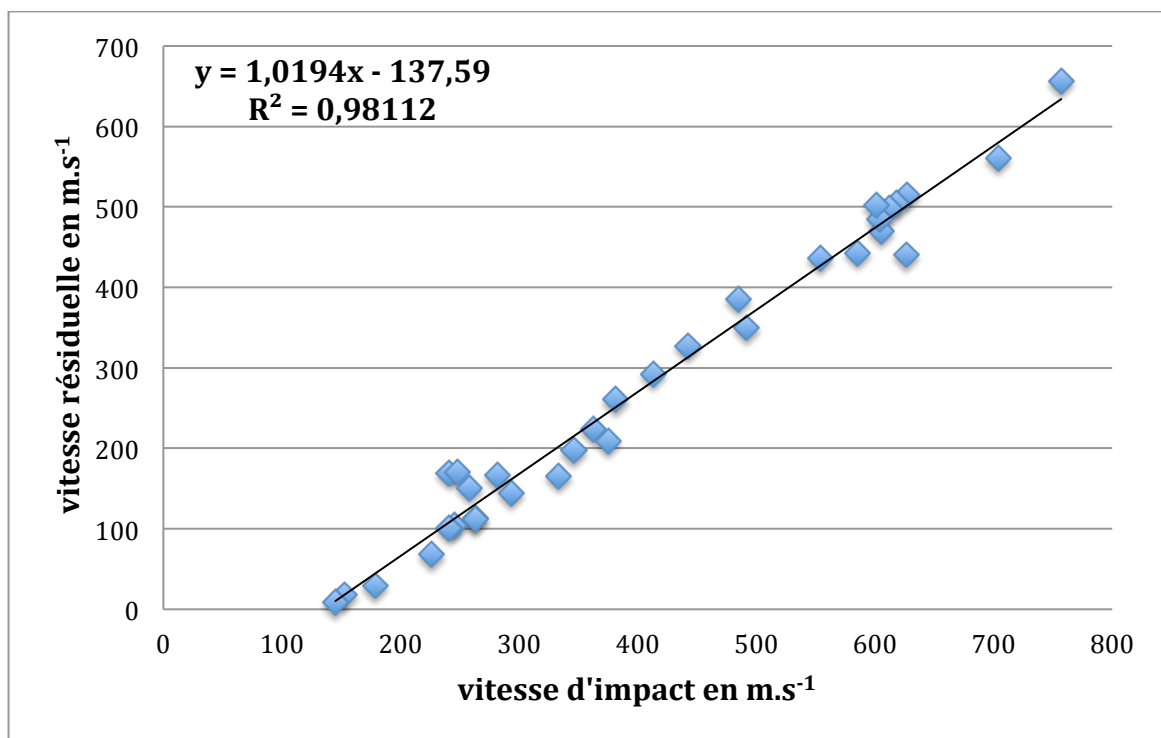


Figure 113 : vitesse résiduelle en fonction de la vitesse d'impact

Le graphique ainsi obtenu permet d'établir une corrélation possible entre la vitesse d'impact et la vitesse résiduelle. Une courbe de régression est tracée avec un coefficient de détermination de 0,98 ce qui appuie fortement la validité du modèle. Nous

obtenons donc une équation de corrélation entre la vitesse d'impact et la vitesse résiduelle :

$$(eq. 4.2.1) \mathbf{V_{résiduelle} = 1,0194 V_{impact} - 137,59 [m.s^{-1}]}$$

Cette droite intercepte donc l'axe des abscisses à 137,59 m.s⁻¹ ce qui est proche de la V₅₀.

On note également que d'après cette droite estimée, nous nous retrouvons avec une valeur de « V_{impact}-V_{résiduelle} » qui est quasi constante, la pente de la droite étant quasiment égale à 1. Nous allons donc nous intéresser au lien potentiel entre la vitesse à l'impact et la perte de vitesse dans l'échantillon.

4.3 Vitesse d'impact et perte de vitesse

Lorsque nous traçons la perte de vitesse (égale à la différence entre la vitesse d'impact et la vitesse résiduelle) en fonction de la vitesse d'impact nous obtenons le graphique suivant :

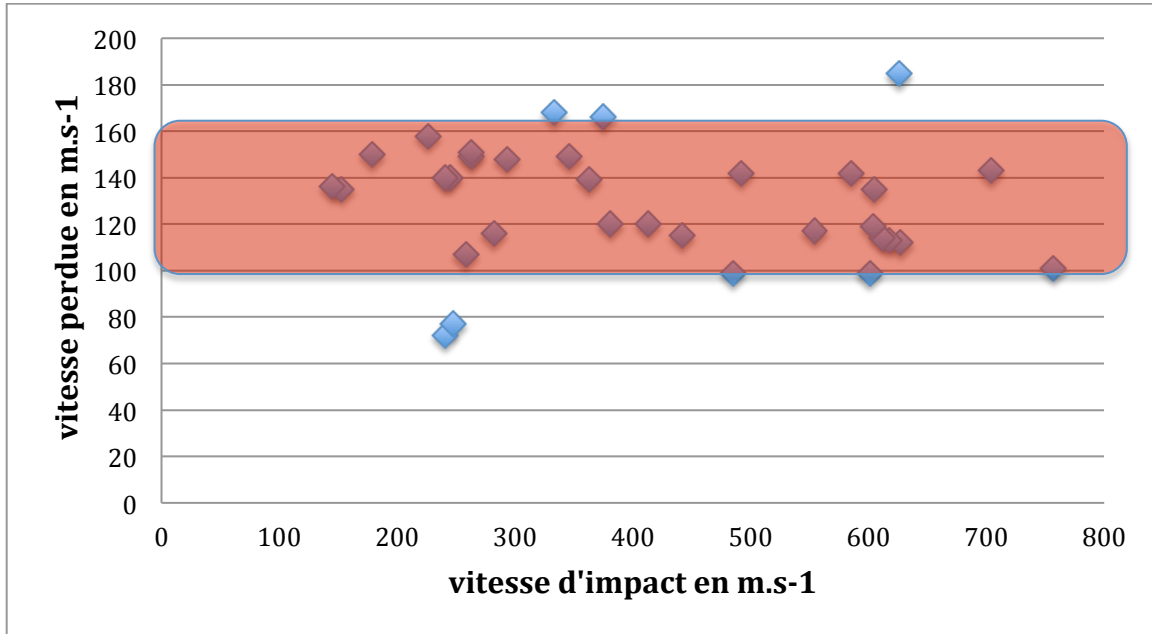


Figure 114 : perte de vitesse en fonction de la vitesse d'impact

Nous observons que la majorité des points se trouvent dans le corridor de perte de vitesse [100 m.s⁻¹-160m.s⁻¹] ce qui est en accord avec l'équation précédemment obtenue. Ce corridor encadre également la V₅₀ trouvée dans le paragraphe précédent.

Il convient cependant de se pencher sur les points les plus éloignés de ce corridor pour voir si une explication relative à l'éprouvette ou à d'autres facteurs est existante.

4.3.1 Points au dessus du corridor

Un seul point se trouve largement au-dessus du corridor et correspond au tir A11 sur l'échantillon A12 avec une pert de vitesse de 185 m.s⁻¹.

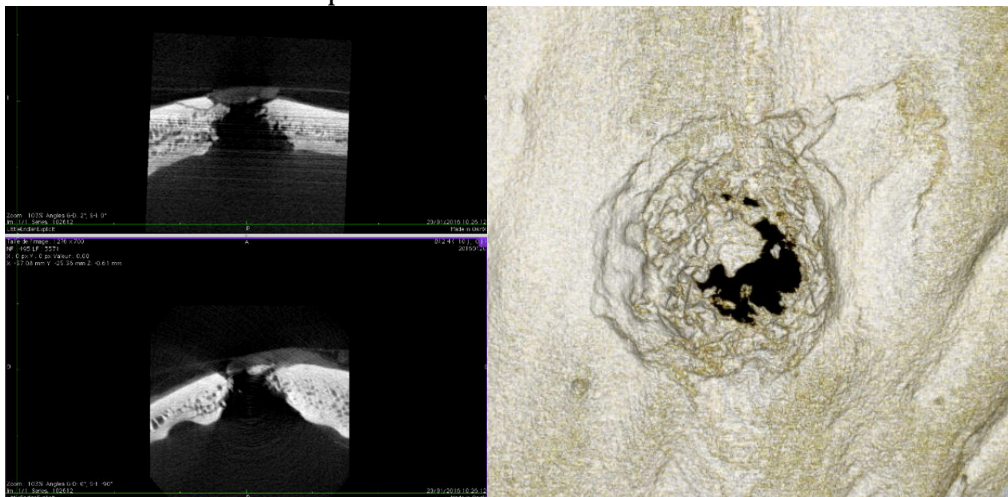


Figure 115 : vue de la localisation et de la morphologie de l'échantillon A12

L'impact situé sur l'échantillon A12 est loin de toute suture, la seule particularité de la zone impactée est un relief perturbé et un diploé présentant des alvéoles de très petites dimensions (figure 115). Aucune anomalie n'est détectée sur la vidéo arrière lors du tir.

4.3.2 Points en dessous du corridor

Seuls 2 points présentant une perte de vitesse inférieure à 90 m.s⁻¹ seront discutés ici. Les informations synthétisant les informations de tir relatives à ces 2 points sont synthétisées dans le tableau 17 :

N° de tir	N° d'échantillon	Vitesse d'impact	Perte de vitesse
A26	A27	241	72
A7	A8	248	77

Tableau 15 : synthèse des vitesses pour les échantillons se trouvant au dessous du corridor

Plusieurs vitesses d'impact sont représentées, celles-ci peuvent donc être écartées comme à l'origine de ces exceptions.

A l'instar de ce qui a été fait pour les V_{LNP} nous allons donc regarder la structure des échantillons au niveau de l'impact (tableau 16).

Épaisseurs des différentes couches osseuses des échantillons			
N°Echantillon	Table externe	Diploé	Table interne
A27	0,81	4,02	0,51
A8	0,72	1,83	0,46
Moyenne des 46 échantillons	1,18	3,23	0,79

Tableau 16 : synthèse des épaisseurs des différentes couches osseuses des échantillons en dessous du corridor

La totalité des échantillons montrent des épaisseurs de corticales, autant pour les tables externes que pour les tables internes moins importantes que la moyenne mesurée sur l'ensemble des échantillons. Cette particularité est peut être à même d'expliquer la faible perte de vitesse dans l'écran. Si tel est le cas il s'avère intéressant de comparer les valeurs de perte de vitesse en fonction des épaisseurs des différentes couches crâniennes pour voir si une relation existe entre ces éléments.

4.4 Perte de vitesse et épaisseurs des couches crâniennes

Dans ce paragraphe nous allons comparer la perte de vitesse avec successivement l'épaisseur de la table externe (première zone touchée), de la diploé puis de la table interne. L'ensemble des tirs à 90° dont la bille a traversé la cible sera pris en compte. Les résultats s'appuient sur 46 tirs.

4.4.1 Perte de vitesse et épaisseur de la table externe

Les résultats obtenus synthétisés dans le graphique suivant :

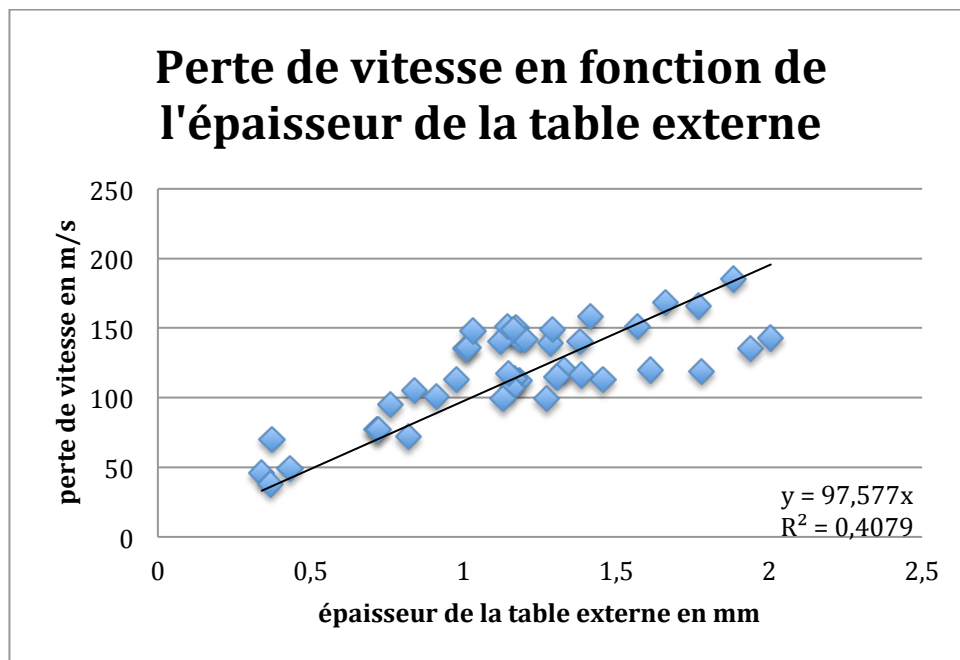


Figure 116 : perte de vitesse en fonction de l'épaisseur de la table externe

La courbe de tendance polynomiale tracée (figure 116) montre un coefficient de détermination faible de 0,41, l'équation associée est la suivante :

$$\text{(eq. 4.3.2) } \Delta V = 97,577 E_{\text{Table externe}}$$

La faiblesse du coefficient de détermination ne permet pas de valider cette équation, l'intravariabilité importante de l'épaisseur peut en être une partie de la raison. Le graphique laisse cependant penser à un lien entre la perte de vitesse et l'épaisseur de la table externe.

4.4.2 Perte de vitesse et épaisseur de la diploë

Les résultats obtenus sont synthétisés dans le graphique suivant :

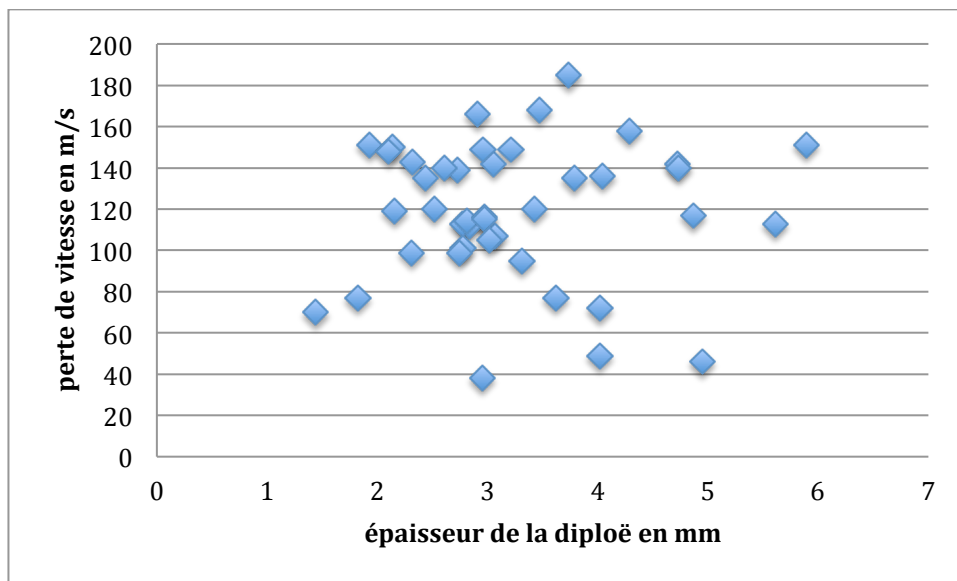


Figure 117 : perte de vitesse en fonction de l'épaisseur de la diploë

Le graphique réalisé (figure 117) ne semble montrer aucune relation entre l'épaisseur du diploë et la perte de vitesse constatée.

4.4.3 Perte de vitesse et épaisseur de la table interne

Les résultats obtenus sont synthétisés dans le graphique suivant :

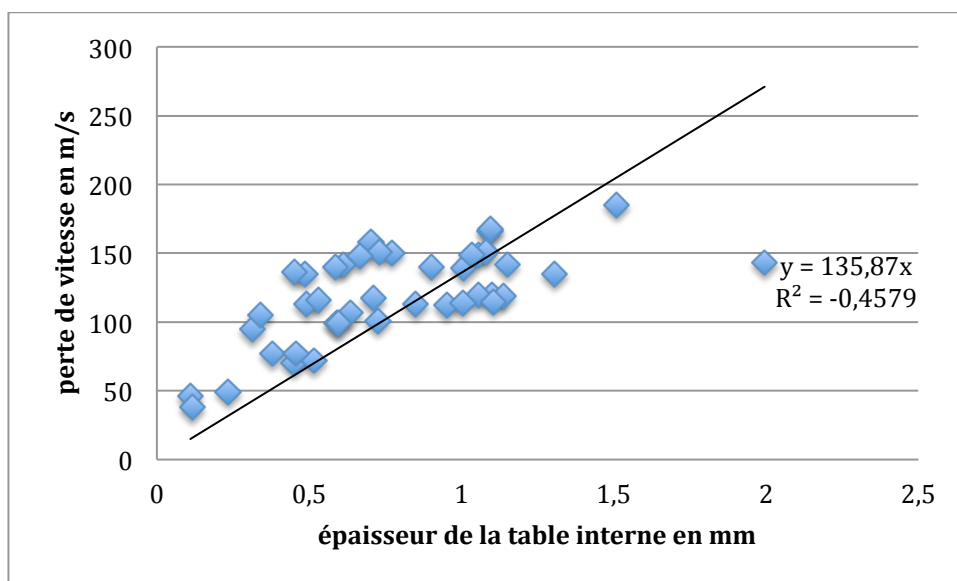
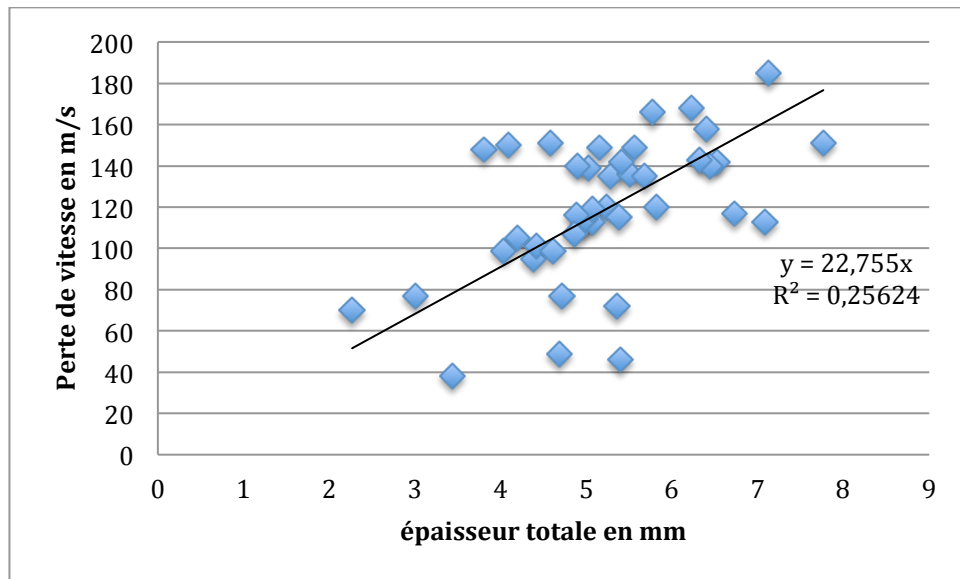


Figure 118 : perte de vitesse en fonction de l'épaisseur de la table interne

Le coefficient de détermination de la courbe de tendance linéaire tracée (figure 118) est là aussi trop faible pour pouvoir valider l'équation.

4.4.4 Perte de vitesse et épaisseur totale

Les résultats obtenus sont synthétisés dans le graphique suivant :

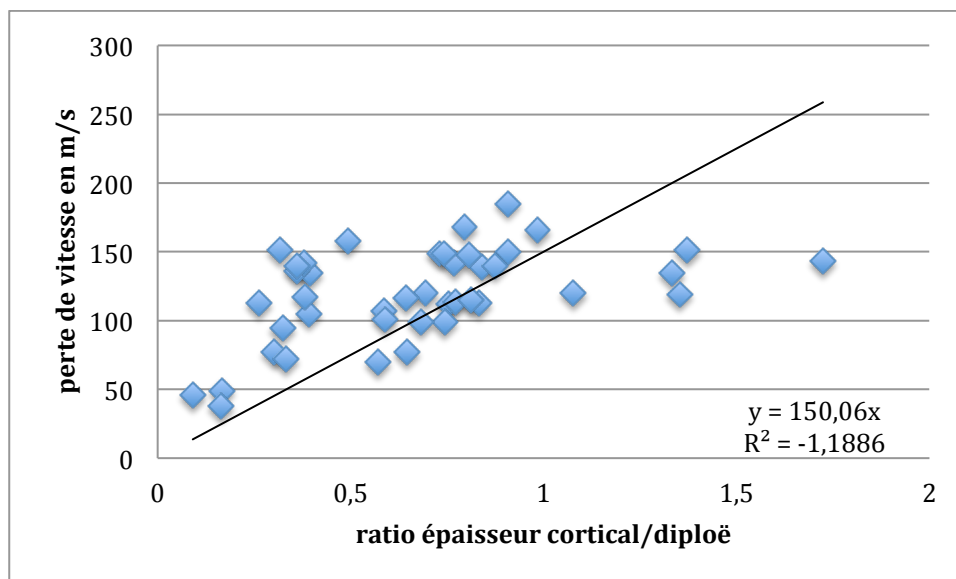


Aucun lien n'est établi graphiquement entre la perte de vitesse et l'épaisseur totale de la zone impactée (figure 119).

L'os crânien étant composé de deux type d'os, une partie corticale et une autre trabéculaire, il peut être intéressant de comparer la perte de vitesse au ratio cortical/trabéculaire.

4.4.5 Perte de vitesse et ratio cortical/trabéculaire

Les résultats obtenus sont synthétisés dans le graphique suivant (figure 120) :



Aucun lien ne semble pouvoir être établi entre ces deux variables.

La perte de vitesse ne semble pas être directement dépendante des différentes épaisseurs osseuses, ou en tout cas cette dépendance ne paraît pas suffisamment significative pour être généralisée.

Après avoir observé les liens potentiels entre perte de vitesse et l'épaisseur des différentes couches crâniennes nous allons maintenant étudier les relations possibles entre perte de vitesse et perte de masse.

4.5 Perte de vitesse et perte de masse

Les résultats expérimentaux sont compilés dans le graphique de la figure 121 :

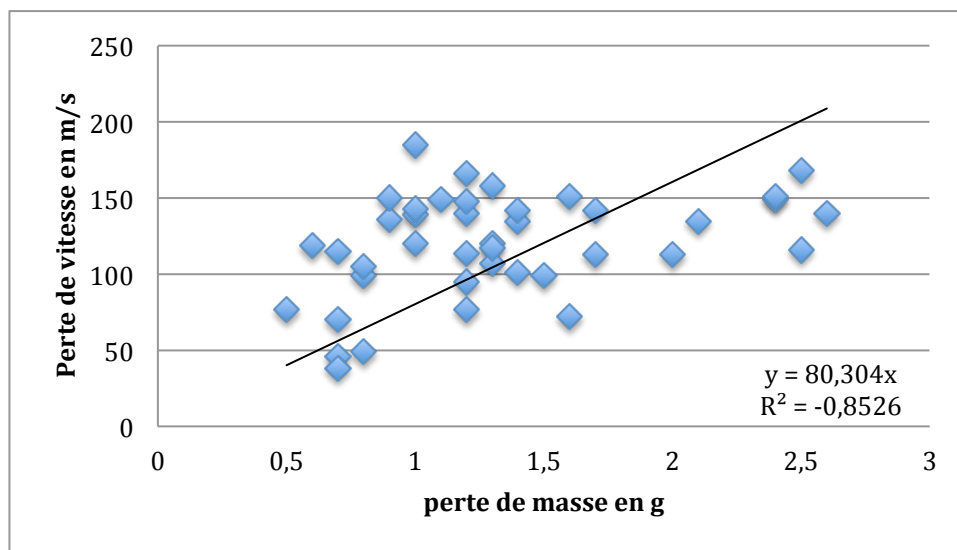


Figure 121 : perte de vitesse en fonction de la perte de masse

Aucun lien n'est établi entre la perte de vitesse et la perte de masse.

4.6 Conclusion

Cette partie a permis de déterminer l'influence de la vitesse d'impact sur la vitesse résiduelle et l'influence potentielle de l'épaisseur des différentes couches osseuses du crâne. Les essais réalisés appuient fortement l'hypothèse d'une relation linéaire entre la vitesse d'impact et la vitesse résiduelle avec un coefficient directeur proche de 1 ce qui engendre une perte de vitesse quasi constante sur la plage de vitesse considérée. La valeur de vitesse perdue est légèrement inférieure à la V_{50} déterminée dans la partie précédente. Aucune corrélation n'est trouvée entre la perte de vitesse mesurée et l'épaisseur des différentes couches osseuses ni même avec la perte de masse.

Après nous être intéressés aux résultats expérimentaux à travers le spectre de la vitesse nous allons maintenant les aborder d'un point de vue énergétique.

5 Relation entre énergie, vitesse d'impact et épaisseurs

5.1 Introduction

L'os est considéré comme un milieu dur à l'instar du béton ou des fines épaisseurs d'acier. Kneubuehl,[66] définit la décélération dans l'os en parlant des projectiles d'arme de poing comme suivant l'équation suivante pour les parties osseuses :

$$(eq. 5.1.1) \mathbf{a} = -\mathbf{C}_0 \quad [\mathbf{m.s}^{-2}]$$

La décélération dans l'os est donc considérée comme indépendante de la vitesse et C_0 étant une constante dépendante du projectile. Par extension l'énergie transférée dans le milieu doit être indépendante de la vitesse d'impact.

Après application des différentes lois de la mécanique il est proposé l'équation suivante pour le modèle appelé « Plugging model »

$$(eq. 5.1.2) \mathbf{E}_s = \mathbf{C}_s \mathbf{k} \mathbf{D}^2 \quad [\mathbf{J}]$$

Ce modèle est applicable selon l'auteur au matériau pour lesquels il est constaté un arrachement de matière sans trop de déformation de la cible ce qui est de le cas pour l'os. Dans cette équation E_s est la valeur de l'énergie utilisée par le projectile pour traverser le milieu en Joules, k le calibre du projectile en mm, D l'épaisseur de la cible traversée en mm et C_s une constante spécifique au matériel.

Dans la partie état de l'art nous avons également vu que lors de ses tests effectués sur les fémurs, Huelke[69] avait trouvé une relation en polynôme du second degré entre la perte d'énergie et la vitesse d'impact :

$$(eq. 5.1.3) \Delta E = -16,175 + 1,312 V_i + 0,0094 V_i^2 \text{ pour les billes de 6,35 mm}$$

$$(eq. 5.1.4) \Delta E = -9,283 + 3,343 V_i + 0,0208 V_i^2 \text{ pour les billes de 10,31 mm}$$

Avec ΔE en ft/lbs et en V_i en ft/s.

L'ensemble des données avaient été repris par Kneubuehl[66] qui a proposé les équations suivantes liant énergie perdue et l'énergie à l'impact :

$$(eq. 5.1.5) \text{ Pour les billes de 6,35 mm : } \Delta E = 6,6 + 0,416 E_a \quad (r=0,993)$$

$$(eq. 5.1.6) \text{ Pour les billes de 10,31 mm : } \Delta E = 14,9 + 0,262 E_a \quad (r=0,993)$$

avec l'énergie exprimée en joules et E_a étant l'énergie à l'impact.

A la lumière de ces considérations physiques, il convient donc de vérifier l'indépendance de l'énergie perdue dans la cible et de la vitesse d'impact, et ensuite de voir si un lien existe entre l'énergie perdue et l'épaisseur de la cible atteinte.

5.2 Perte d'énergie et vitesse d'impact

Dans cette partie, la même série de tirs que celle utilisée pour la comparaison entre la vitesse d'impact et la vitesse résiduelle sera prise en compte afin de limiter les possibles aberrations induites par la forte variabilité des épaisseurs des différentes couches osseuses des échantillons.

Le graphique de la figure 122 représente l'énergie perdue par la traversée de la cible en fonction de la vitesse d'impact.

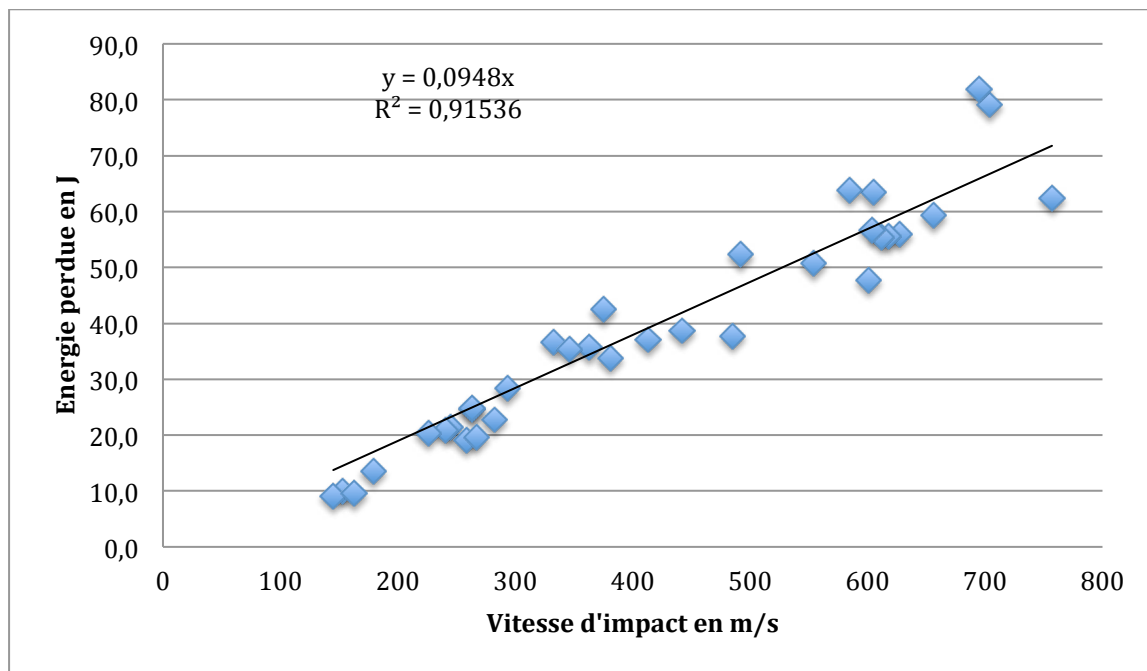


Figure 122 : énergie perdue en fonction de la vitesse d'impact

Le graphique ainsi obtenu permet d'établir une corrélation possible entre l'énergie perdue et la vitesse d'impact. Une courbe de tendance est tracée avec un coefficient de détermination de 0,92 ce qui appuie fortement l'hypothèse d'une corrélation entre ces deux paramètres. L'équation suivante permet de lier ces deux paramètres.

$$\text{(eq. 5.2.1) } \Delta E = 0,0948 V_{\text{impact}} \quad \text{[]}$$

L'indépendance entre l'énergie transférée dans le milieu et la vitesse d'impact semble être remise en question. Le test d'indépendance de Spearman permet de rejeter sans aucune ambiguïté l'hypothèse selon laquelle les variables sont indépendantes. L'équation donnée dans le cadre du « Plugging model » n'est peut être valable que pour l'os corticale et non pour la structure en sandwich de l'os crânien.

Une relation avec un polynôme du second degré, comme proposé par Huelke est tentée et donne l'équation suivante avec un coefficient de 0,92 également comme le montre la figure 123 :

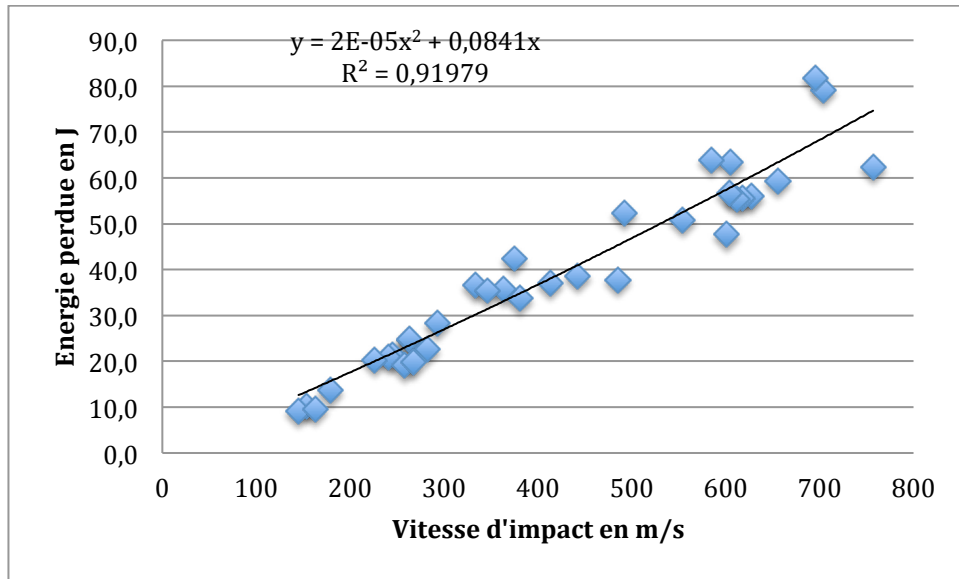


Figure 123 : énergie perdue en fonction de la vitesse d'impact et recherche d'une relation polynomiale

$$\text{(eq. 5.2.2) } \Delta E = -2.10^{-5} V_{\text{impact}}^2 + 0,0841 V_{\text{impact}} \quad [J]$$

Cette équation montre une dépendance infime à la vitesse d'impact au carré, nous préférons donc la première équation linéaire.

5.3 Énergie perdue et énergie d'impact

Nous allons vérifier dans ce paragraphe si l'équation (eq. 5.1.5) proposée par Kneubuehl, à partir des données brutes des expérimentations de Huelke est vérifiée pour nos expérimentations et s'il existe un lien entre l'énergie perdue et l'énergie d'impact. La courbe représentant l'énergie perdue en fonction de l'énergie d'impact est tracée ci-dessous.

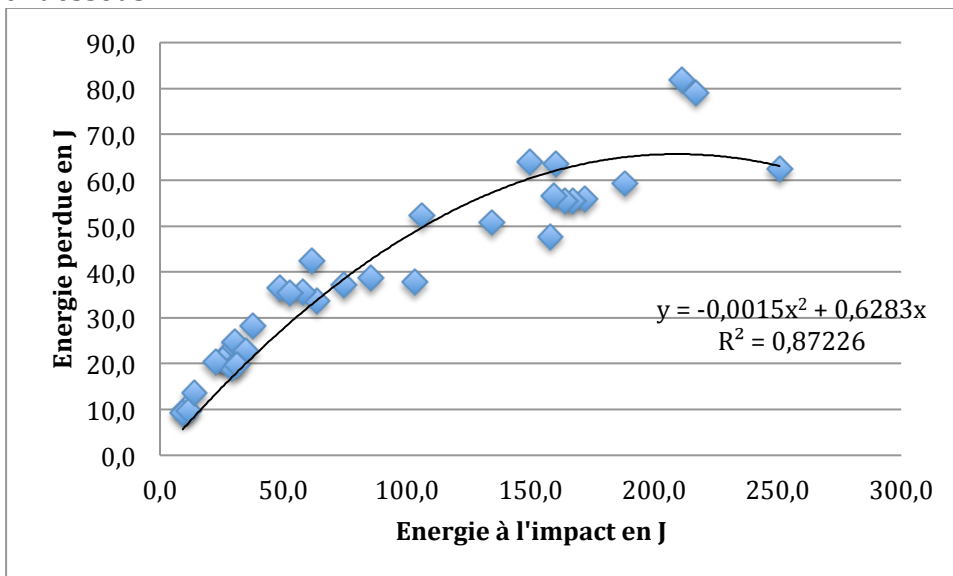


Figure 124 : perte d'énergie en fonction de l'énergie d'impact

La meilleure corrélation n'est pas trouvée avec une relation linéaire mais avec une relation polynomiale du second ordre (figure 124). La corrélation proposée par Kneubuehl n'est donc pas vérifiée par nos expériences.

5.4 Energie perdue et épaisseur de la cible

A l'instar de ce qui a été fait pour les vitesses, l'énergie perdue sera comparée à l'épaisseur totale puis aux différentes couches crâniennes.

5.4.1 Energie perdue et épaisseur totale

Le graphique suivant (figure 125) collationne les données précédemment prises en considération :

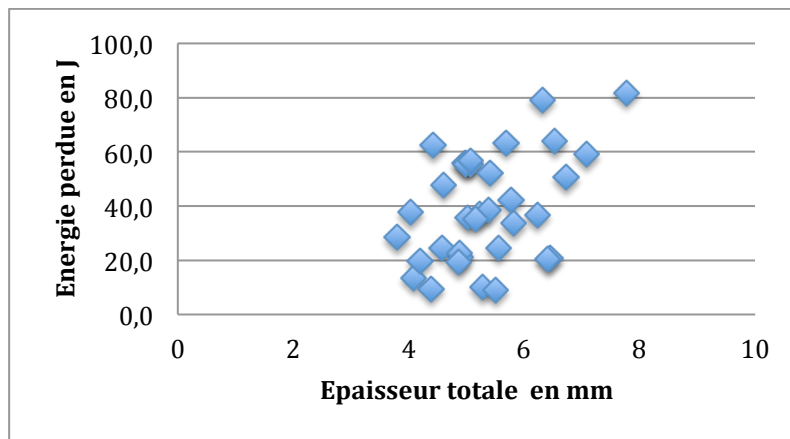


Figure 125 : énergie perdue en fonction de l'épaisseur totale

Contrairement à ce qui était théoriquement attendu, aucune corrélation n'est observée entre l'épaisseur totale de l'os et l'énergie perdue.

5.4.2 Energie et épaisseurs des différentes couches osseuses

L'ensemble des données par couches est synthétisé dans les 3 graphiques suivants (figure 126):

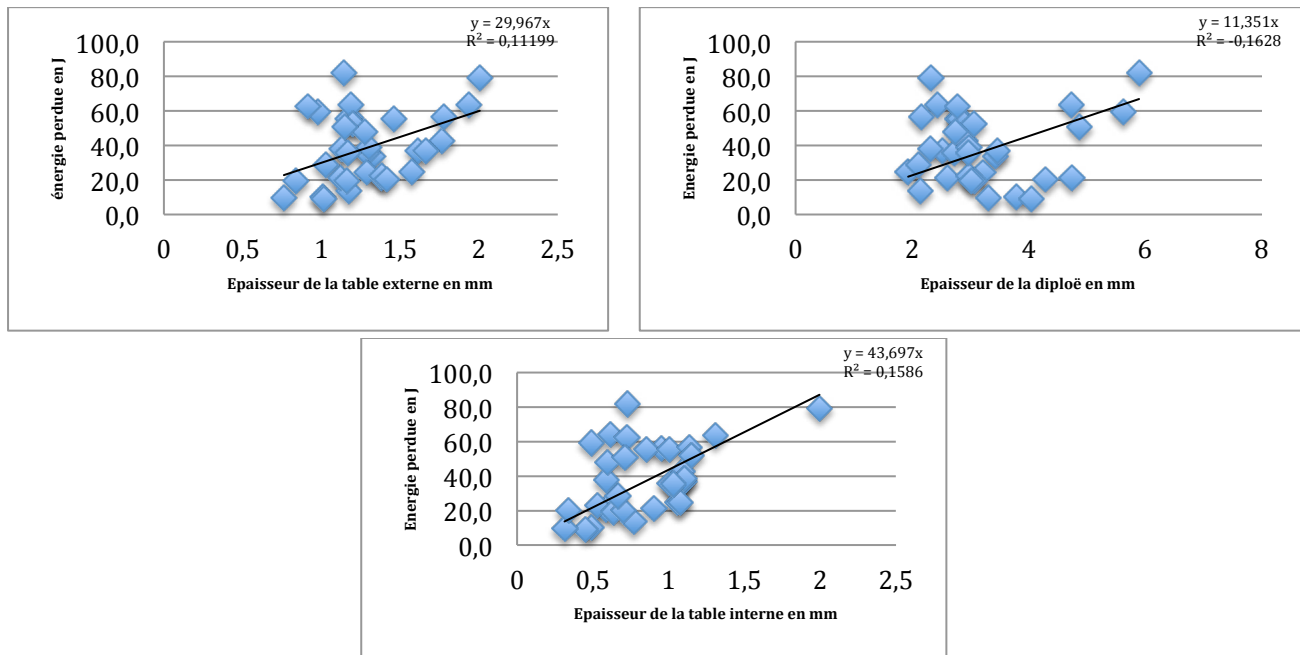


Figure 126 : perte de vitesse en fonction des épaisseurs des différentes couches osseuses

Aucune corrélation entre les différentes couches composant la structure osseuse crânienne et l'énergie perdue n'est observée à travers ces représentations graphiques.

Après avoir vérifié les relations possibles entre énergie et vitesse, énergie et épaisseur des couches, nous nous devons de vérifier s'il y a un lien potentiel entre perte d'énergie et perte de masse.

5.5 Energie et perte de masse

Les mêmes tirs que précédemment seront utilisés pour dresser le graphique suivant :

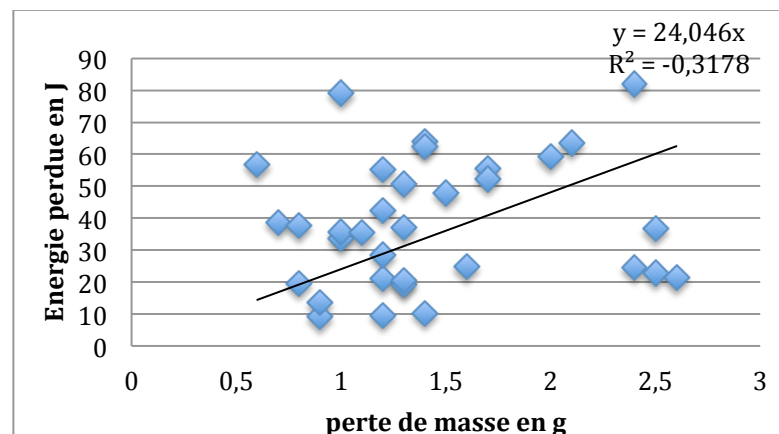


Figure 127 : énergie perdue en fonction de la perte de masse

Aucune relation entre la perte d'énergie et la perte de masse de la cible n'est observée (figure 127).

5.6 Conclusion

Comme attendu, la perte d'énergie a été constatée comme plus importante pour des vitesses d'impact plus élevées. A l'instar de ce qui est proposé par Huelke, la meilleure corrélation trouvée est entre la perte d'énergie et un terme quadratique de la vitesse d'impact. Le coefficient de V_i^2 est très faible appuyant l'hypothèse d'une forte importance quasi linéaire de la vitesse d'impact pour la gamme de sollicitation étudiée.

Parallèlement à cela, cette perte d'énergie supérieure n'a pas été associée à une épaisseur de cible plus importante ou une perte de masse de l'échantillon augmentée. Il convient donc d'essayer de déterminer sous quelle forme cet excès d'énergie a été transmis à la cible. Nous allons donc étudier plus en détails les changements de réponse de la cible en fonction de la vitesse d'impact et donc par relation l'énergie perdue.

L'étude des changements dans l'interaction entre le projectile et la cible qui sera développée dans les prochains paragraphes s'appuiera essentiellement sur les vidéos latérales et arrières réalisées lors des essais de tir ainsi que sur les résultats rendus observables par les scans réalisés en microtomographie.

6 Quant aux débris expulsés

6.1 Introduction

Toute traversée de cibles dures et friables comme l'os entraîne inexorablement une production de débris dont la forme, et la direction de projection, entre autre, peuvent être observables visuellement, c'est pourquoi nous allons nous intéresser dans un premier temps à ces débris.

Dans cette partie nous allons voir dans un premier temps s'il existe une relation entre l'angle de cône d'expulsion des débris et la vitesse d'impact, puis nous nous attarderons sur la taille des débris, nous étudierons leur vitesse maximale et enfin nous discuterons d'autres phénomènes observables concernant le nuage de débris.

6.2 Quant au cône d'expulsion des débris

Avant les essais, l'auteur pensait que plus la vitesse d'impact serait élevée, plus l'angle du cône des débris expulsés serait petit, peut être par analogie aux ondes de pression entourant le projectile en balistique extérieure dont l'angle est décroissant lorsque la vitesse augmente.

Comme indiqué dans le chapitre matériel et méthode le traçage de l'enveloppe du cône de rejection effectué à la main s'est avéré souffrir d'une reproductibilité trop aléatoire, c'est pourquoi les résultats présentés sont issus des calculs réalisés par l'algorithme conçu en collaboration avec un étudiant de l'Ecole Nationale Supérieure d'Aéronautique de Toulouse.

Les illustrations suivantes sont issues de la première campagne d'essais et représentent plusieurs gammes de vitesses où la cible a été traversée par le projectile. Les enveloppes des cônes de débris sont consciemment non tracées pour que le lecteur puisse se rendre compte de la difficulté de reproductibilité d'un tel tracé par un opérateur humain.



Figure 128 : vue du nuage de débris à différentes vitesses d'impact

Visuellement le lecteur doit voir l'impossibilité de différencier les vitesses d'impact en fonction du cône formé par les résidus expulsés quelques millisecondes après l'impact (figure 128). Nous avons quand même soumis les 5 tirs effectués à une gamme de vitesse de 370 m.s⁻¹ et ceux à une gamme de vitesse de l'ordre de 630 m.s⁻¹ réalisés lors de la première campagne d'essais à l'algorithme conçu. Les résultats sont synthétisés dans le graphique suivant :

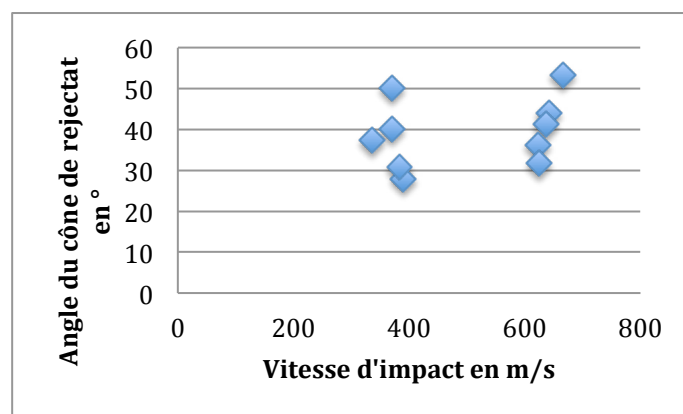


Figure 129 : angle d'ouverture du cône de débris en fonction de la vitesse d'impact

A l'instar de ce qui est observé sur les photographies présentées, le graphique réalisé à partir des angles de cônes de résidus détectés par algorithme en fonction de la vitesse d'impact (figure 129) ne permet pas d'établir une quelconque relation entre l'angle du cône des résidus et la vitesse d'impact. L'idée d'une variation de ce cône de résidus est donc abandonnée pour le reste des tests. Nous allons maintenant nous attacher à la dimension des débris.

6.3 Quant à la dimension des débris

Les débris générés lors de la traversée du projectile étant très nombreux, nous nous sommes appuyé dans un premier temps sur l'algorithme conçu pour voir si une relation pouvait être établie entre la taille moyenne ou maximale des débris et la vitesse d'impact. Les mêmes tirs que ceux utilisés pour l'angle du cône de résidus ont été analysés via cet algorithme. Les données obtenues sont représentées dans les graphiques ci-dessous (figures 130 et 131) :

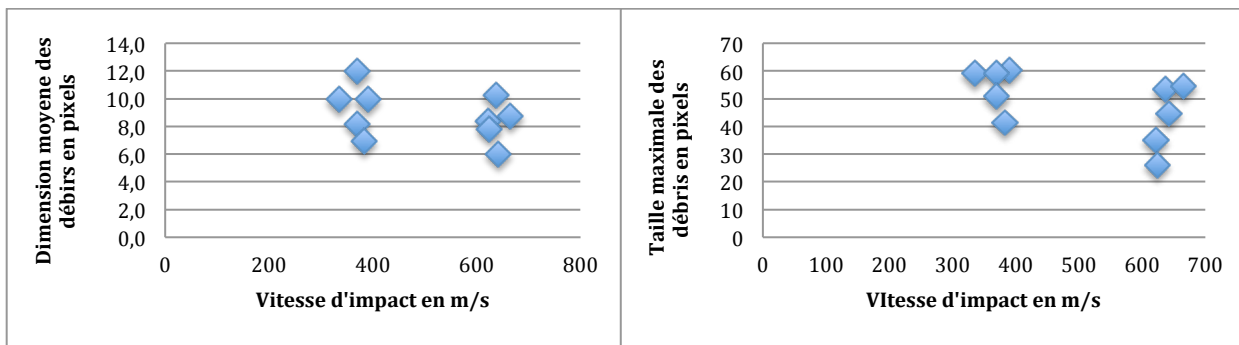


Figure 130 : taille moyenne des débris en fonction de la vitesse d'impact

Figure 131 : taille maximale des débris en fonction de la vitesse d'impact

Les deux graphiques obtenus ne permettent pas d'établir une relation entre la dimension des débris et la vitesse d'impact. Cette idée de relation fut mise de côté à l'issue de la première campagne de tir aux vues des résultats fournis par l'algorithme malgré une sensation visuelle de lien sur les vidéos latérales permettant de voir le nuage de résidus dans un plan. Lors de la seconde campagne d'essais, le nombre important de tirs effectués et une cadence de prise de vue arrière doublée semblant montrer une fragmentation plus importante, a remis en cause les résultats obtenus par l'algorithme. Le programme fut donc revu étape par étape et plusieurs limitations dans l'algorithme furent détectées. La première fut que les filtres nécessaires au retrait du bruit retiraient une grande partie du pulvérin de débris osseux ce qui faisait perdre une partie intéressante de l'information. La moyenne donnée par l'algorithme était donc faussée. La deuxième limitation fut celle de la capture vidéo sur un plan, l'œil humain est capable de suivre le débris et de le voir tourner dans l'air, l'algorithme quant à lui calcule des points image après image, le résultat pouvant être faussé par la position de l'élément par rapport au plan de la caméra (prise ne compte d'une image 2D d'un phénomène 3D). Aucune solution ne fut trouvée pour améliorer le programme de détection. Il fut donc abandonné au profit d'une constatation visuelle et empirique. L'ensemble des photographies suivantes extraites des vidéos latérales pour différentes vitesses d'impact se veulent un panel non exhaustif mais très représentatif des essais réalisés pour que le

lecteur puisse se rendre compte visuellement lui aussi de l'influence de la vitesse d'impact sur la dimension des débris osseux (figure 132).

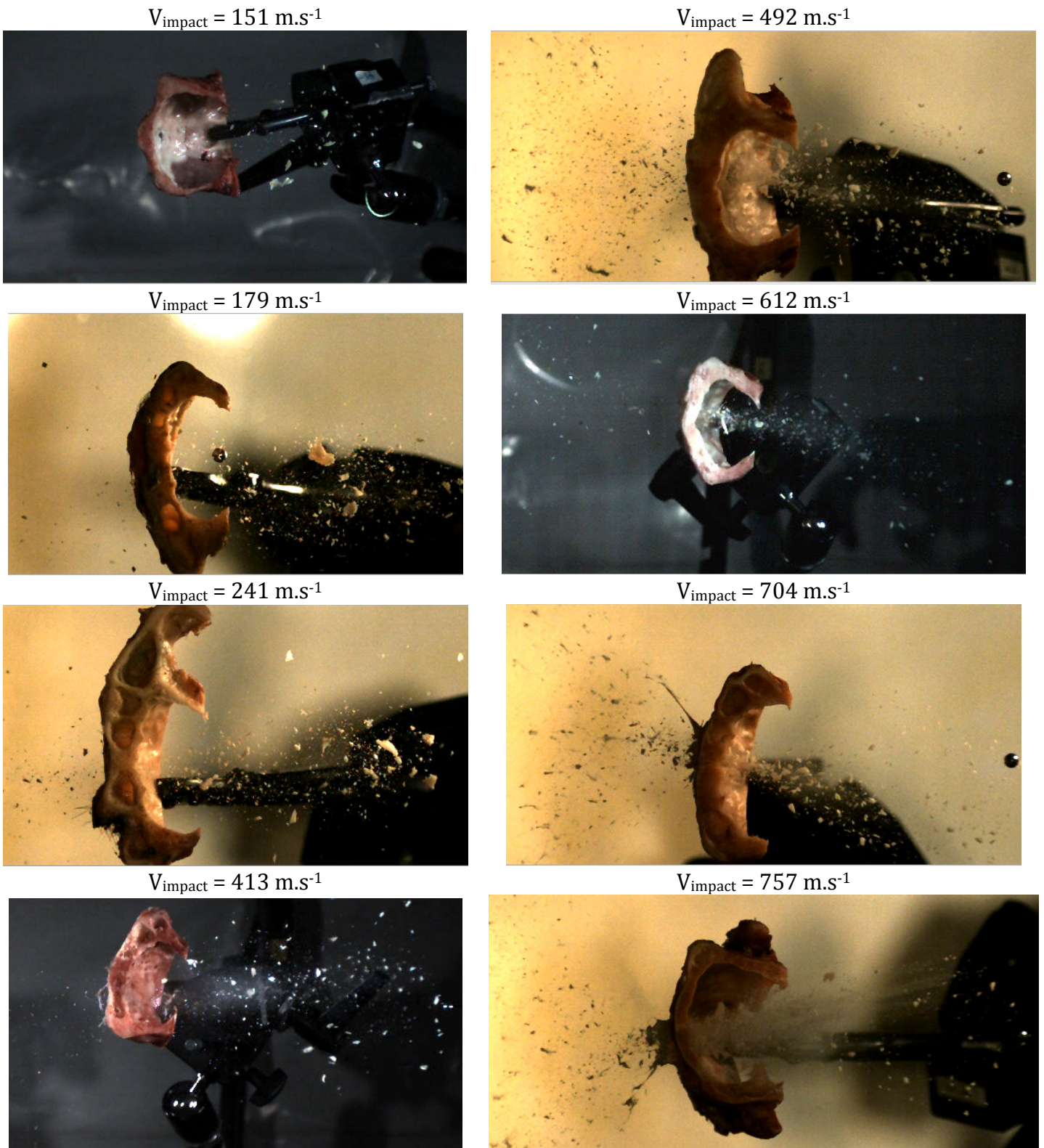


Figure 132 : vue de l'évolution des la taille des débris pour différentes vitesses d'impact

L'ensemble d'images présenté permet de constater une augmentation du nombre de fragments au fur et à mesure de l'augmentation de la vitesse d'impact et une diminution de leur taille allant jusqu'à une pulvérisation en poussière pour les vitesses

très élevées. Les films réalisés au niveau de la sortie du projectile, qui feront l'objet d'un paragraphe ultérieur, nous permettront peut être de trouver une explication à cette diminution de dimension.

L'observation de ces images permet également de constater la création de rétroprojections pour des vitesses supérieures à 200m.s^{-1} (attention sur les photographies des impacts à 179 m.s^{-1} , 241 m.s^{-1} et 492 m.s^{-1} , une partie des éléments vus à gauche de la cible correspond à des éléments de poudres imbrûlés). L'importance des ces nuages de rétroprojections semblent également augmenter avec la vitesse d'impact. A l'instar de ce qui est observé pour les projections positives, il n'a pas été trouvé de relation entre l'angle du cône des rétroprojections et la vitesse d'impact. Cette notion de rétroprojection sera reprise dans une partie ultérieure.

Après avoir étudié la forme du cône des projections de résidus ainsi que la dimension de ces derniers, nous allons nous intéresser à leur vitesse de progression.

6.4 Quant à la vitesse des débris

Dans l'incapacité de détecter un à un les différents débris pour en extraire une vitesse moyenne du nuage, nous allons nous intéresser à la vitesse maximale des résidus. En effet lorsque l'on observe de près la répartition du nuage de résidus, il est observé un premier « rideau » de fragment allant sensiblement à la même vitesse (figure 133). C'est la vitesse de ce « rideau » qui va être mesurée et comparée à la vitesse d'impact du projectile ainsi qu'à la vitesse résiduelle de ce dernier. L'ensemble des tirs réalisés à 90° ayant généré des débris sera pris en compte dans ce paragraphe.



Figure 133 : vue du premier "rideau de débris"

6.4.1 Vitesse des débris et vitesse d'impact

Les mesures réalisées durant les deux campagnes d'essais sont collationnées dans le graphique de la figure 134):

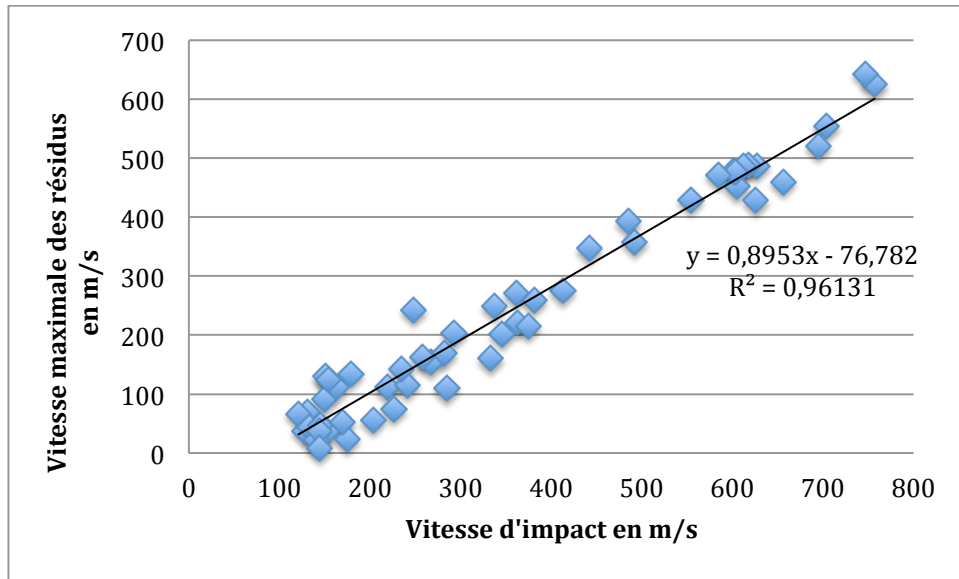


Figure 134 : vitesse maximale des débris en fonction de la vitesse d'impact

Ce graphique appuie fortement l'hypothèse qu'une corrélation existe entre la vitesse maximale des débris et la vitesse d'impact. Ce résultat apporte une partie de réponse au problème d'énergie perdue qui a été établie comme beaucoup plus importante lorsque la vitesse d'impact est élevée. Une partie de cette énergie perdue est transformée en énergie cinétique pour les différents fragments.

6.4.2 Vitesse d'impact et vitesse résiduelle des débris

Un lien entre la vitesse d'impact et la vitesse résiduelle ayant été établi dans une partie précédente, il paraît naturel, par syllogisme, que venant de trouver une corrélation entre la vitesse d'impact et la vitesse maximale des résidus, une telle corrélation soit également existante entre la vitesse résiduelle et la vitesse maximale des débris (figure 135).

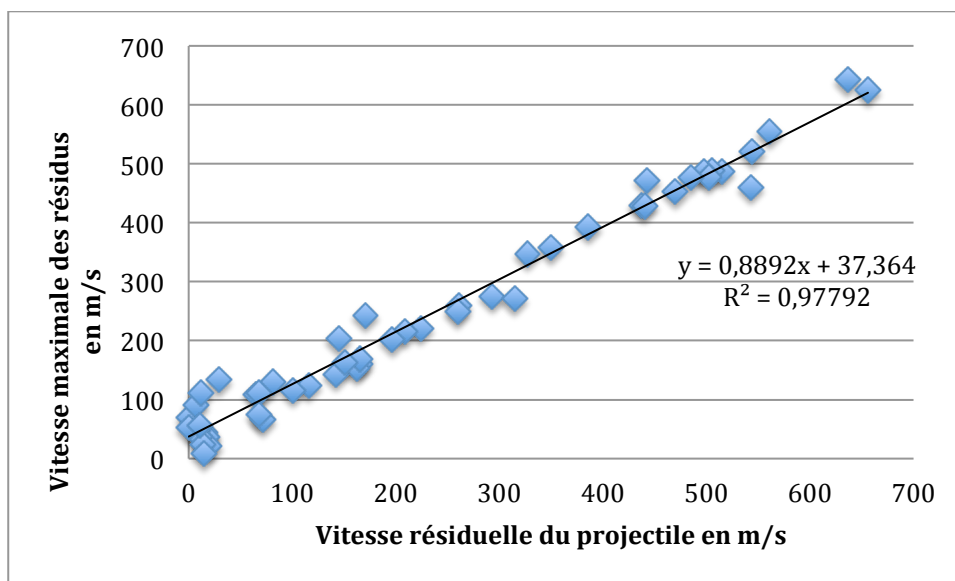


Figure 135 : vitesse maximale des débris en fonction de la vitesse résiduelle

Comme attendu, le graphique obtenu appuie l'hypothèse de cette corrélation possible entre la vitesse résiduelle et la vitesse des débris.

Dans l'optique de cette explication de perte d'énergie augmentant en fonction de la vitesse d'impact, nous allons nous appuyer sur cette part d'énergie transmise aux résidus. Nous avons recherché les essais pour lesquelles un seul gros fragment s'est détaché de la cible lors de l'impact, ou plusieurs fragments présentant des vitesses de projection similaires. En effet avec ces éléments, et connaissant la perte de masse de la cible, nous serions à même de déterminer l'énergie transmise aux fragments.

En considérant le système fermé nous aurions alors le résultat énergétique suivants :

$$E_{\text{système}} = \frac{1}{2} * m_{\text{projectile}} * v_{\text{impact}}^2$$

$$E_{\text{système}} = \frac{1}{2} * m_{\text{projectile}} * v_{\text{résiduelle}}^2 + \frac{1}{2} m_{\text{résidus}} * v_{\text{résidus}}^2 + E_{\text{absorbée par le crâne}}$$

6.5 Quant à la détermination de l'énergie absorbée par le crâne

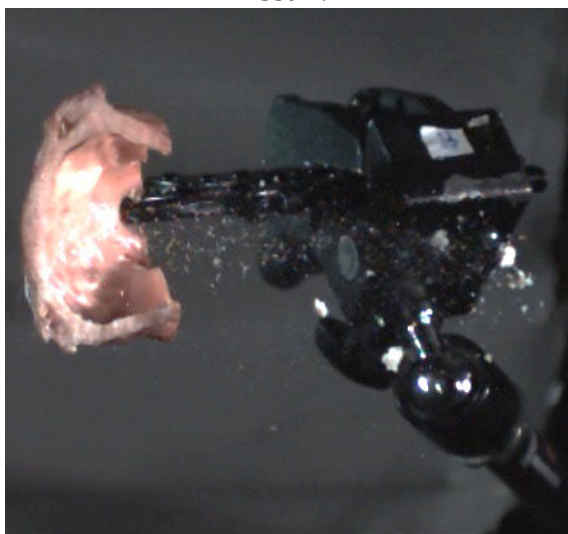
Nous avons sélectionné 5 essais pour lesquels l'énergie absorbée par les débris de crâne semble calculable. En effet pour ces essais les débris sont limités à de gros morceaux dont la vitesse est mesurable. La masse des débris est égale à la perte de masse de la cible lors de l'expérimentation, l'ensemble des éléments nécessaires au calcul de l'énergie transférée aux débris semble être donc disponible. Cette liste d'essais, avec leurs éléments associés post-impact est synthétisée dans la tableau suivant, les vitesses étant données en m.s⁻¹ et la masse en g :

N° essai	N° échantillon	V _{impact}	V _{résiduelle}	V _{débris}	M _{débris}
9	7	121	72	66	0,8
10	8	133	16	37	1,7
12	11	153	18	36	1,4
16	14	141	20	21	1,1
A14	A15	144	11	37	0,7

Tableau 17 : synthèse des éléments des essais semblant permettre le calcul de l'énergie absorbée

Les images suivantes illustrent les débris après impact pour les différents tirs utilisés :

Essai 9



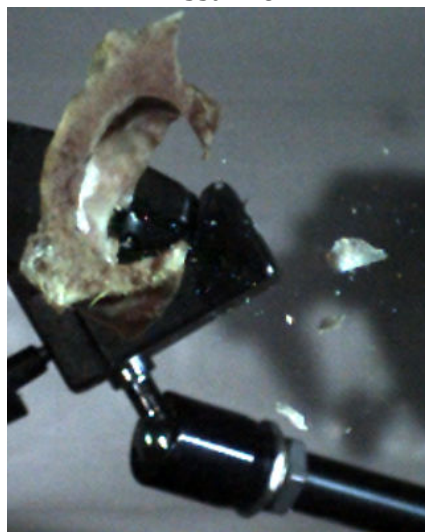
Essai 10



Essai 12



Essai 16



Essai A14



Figure 136 : visualisation des débris générés par l'impact

Pour rappel la bille d'acier tirée a une masse de 0,875 g, l'équation précédemment énoncée est appliquée pour calculer l'énergie absorbée par le système et nous donne les résultats suivants :

N° essai	Energie absorbée par la cible en J	Epaisseur de la table externe en mm	Epaisseur du diploë en mm	Epaisseur de la table interne en mm
9	2,40	0,42	4,02	0,23
10	6,46	1,70	1,94	0,93
12	9,19	0,95	3,79	0,49
16	8,28	1,41	2,95	0,84
A14	8,54	1,62	3,06	0,46

Aucun lien n'est visible entre la vitesse d'impact et l'énergie absorbée par la cible. Comme il s'agit de l'énergie absorbée par le crâne il s'avère nécessaire de comparer ces résultats, certes peu nombreux avec les données intrinsèques des échantillons à savoir leur épaisseur totale et celle des différentes couches (figure 137).

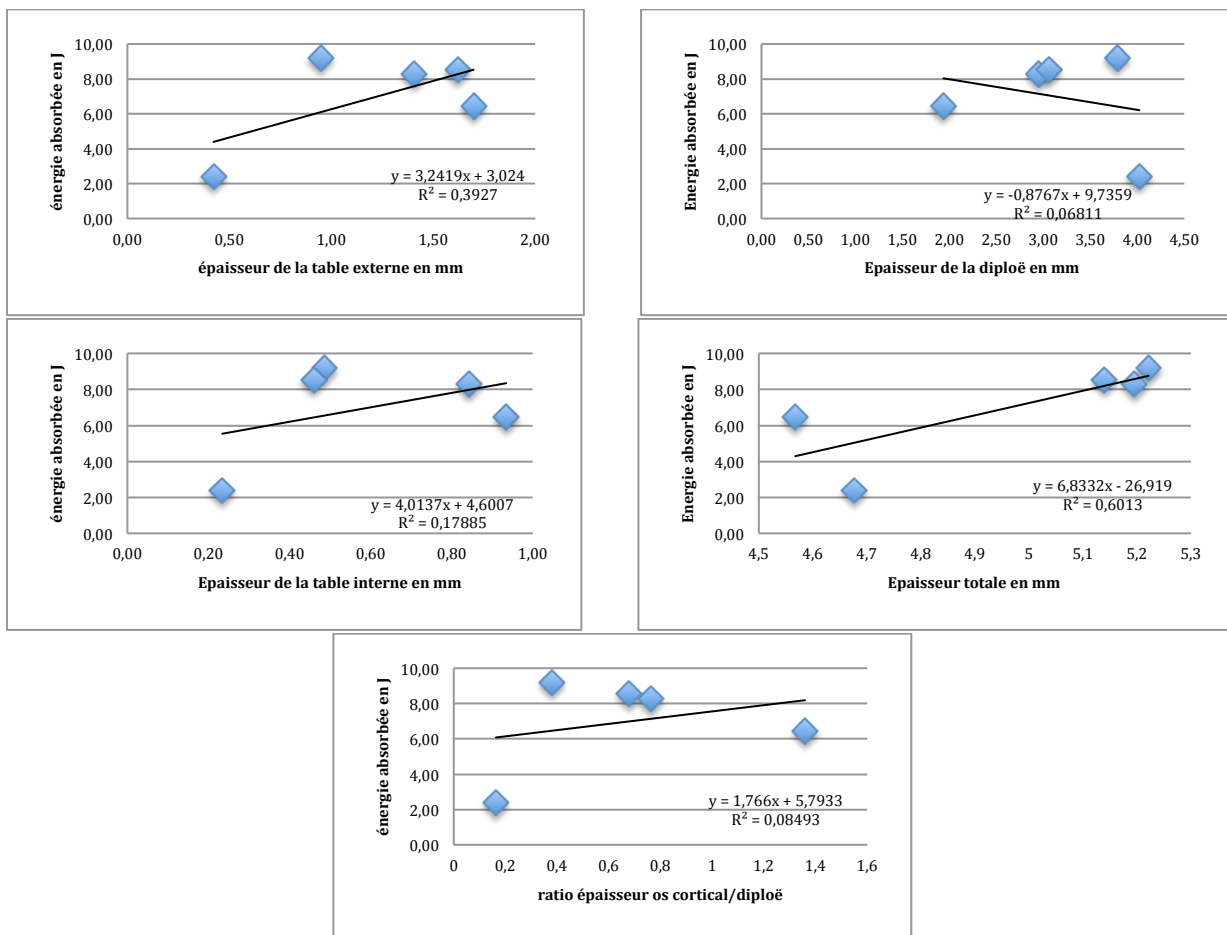
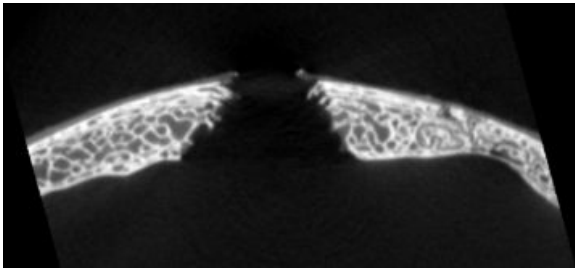


Figure 137 : énergie absorbée en fonction des épaisseurs des différentes couches osseuses

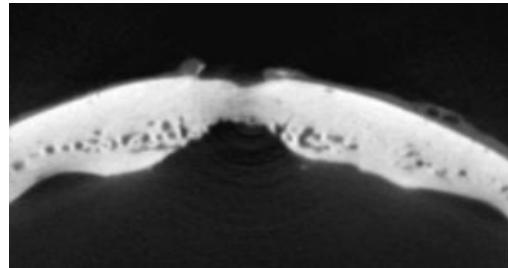
Ces différents graphiques ne montrent aucun lien entre l'énergie absorbée par la cible et les différentes épaisseurs de couches crâniennes, l'épaisseur totale ou le ratio entre la partie corticale et trabéculaire.

Il semble cependant important de noter que pour le tir n° 9 dont la quantité d'énergie absorbée est très faible, l'épaisseur de la table externe est très petite comparée aux autres échantillons (0,4 mm comparé aux autres échantillons pour lesquels cette épaisseur est comprise entre 0,95 et 1,7 mm). Nous pourrions faire la même remarque pour l'essai n°10 dont l'éprouvette présente une répartition de structure différente de celle des autres échantillons (épaisseur de diploé beaucoup plus faible). Aucune relation couche par couche n'est certes observée, mais à composition de structure équivalente (essais 12, 16 et A14) les résultats ne semblent pas très divergents. Cette recherche se trouve une fois de plus face à la difficulté de la forte hétérogénéité de structure rencontrée sur le matériel biologique objet de l'étude et illustrées ci dessous pour les cas venant d'être étudiés (figure 138). Cette hétérogénéité étant semblable à celle observée chez l'homme, les mêmes difficultés seraient rencontrées sur des échantillons humains.

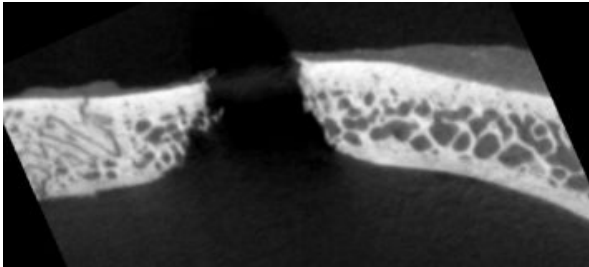
Vue de l'échantillon 7



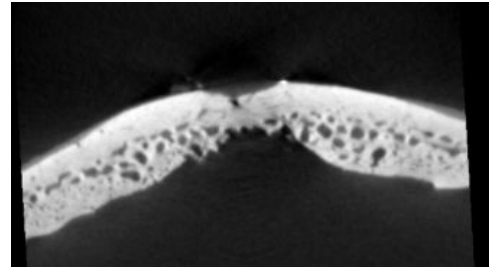
Vue de l'échantillon 8



Vue de l'échantillon 11



Vue de l'échantillon 14



Vue de l'échantillon A15

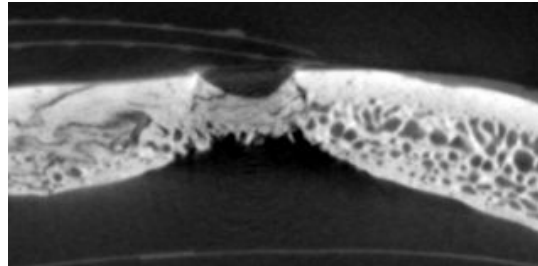


Figure 138 : vues de la structure des différents échantillons

6.6 Conclusion

L'ensemble de l'information exploitable en l'état concernant le nuage de débris osseux semble avoir été analysé. Nous avons pu observer qu'aucune relation ne semble exister entre l'angle du cône de rejection et la vitesse d'impact. L'algorithme conçu pour détecter les débris osseux a montré des faiblesses importantes induites par les étapes de filtrage du signal retirant une partie des poussières osseuses prise pour du bruit. Visuellement il a été possible de déterminer que la taille des débris était inversement proportionnelle à la vitesse d'impact. Il a été constaté la création de rétroprojections osseuses pour des vitesses d'atteinte supérieures à 200 m.s^{-1} . Cette rétroprojection évolue de la même manière que les projections positives. La vitesse maximale des débris semble linéaire en fonction de la vitesse d'impact. La recherche de lien entre l'énergie absorbée par le système à partir d'essais choisis et la structure osseuse s'est avérée infructueuse.

Nous allons donc nous appuyer sur les vidéos réalisées sur la face arrière de la cible pour trouver des explications à l'ensemble de ces phénomènes.

7 Etude du mécanisme lésionnel en sortie

7.1 Introduction

Dans la partie état de l'art, nous avons pu voir que les lésions balistiques au niveau du crâne sont documentées comme étant en forme d'entonnoir, on peut alors se demander les raisons de cette forme, la manière dont la table interne se fissure, se soulève et si ce mécanisme lésionnel est le même quelque soit la vitesse d'impact.

L'étude des vidéos réalisées sur la face arrière des échantillons tirés va nous apporter des éléments de réponse à ces questions.

Lors de la première série de tests, la caméra et l'éclairage utilisés ne nous permettait pas de filmer à une vitesse supérieure à 100 000 images/s. Le deuxième setup a été optimisé pour pouvoir filmer à 200 000 images/s. Nous nous appuyerons donc essentiellement sur les vidéos arrière réalisées lors de la deuxième campagne d'essais pour ce paragraphe.

7.2 Chronologie du mécanisme lésionnel

Les vidéos arrière réalisées permettent d'avoir entre 5 et 10 images de générations de la lésion sur la face arrière de la cible. Pour l'ensemble de ces enregistrements nous constatons une chronologie commune qui est la suivante.

7.2.1 Etat de la cible avant impact

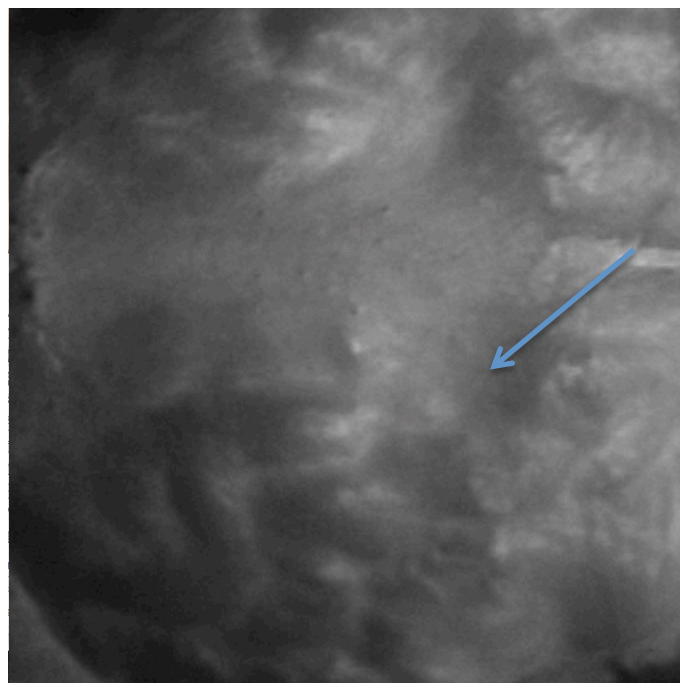


Figure 139 : vue de l'état de la table interne avant impact (échantillon A1)

La sortie du projectile va s'effectuer au niveau de la zone désignée par la flèche ($t=0$ s).

7.2.2 Création d'un système de fractures radiales

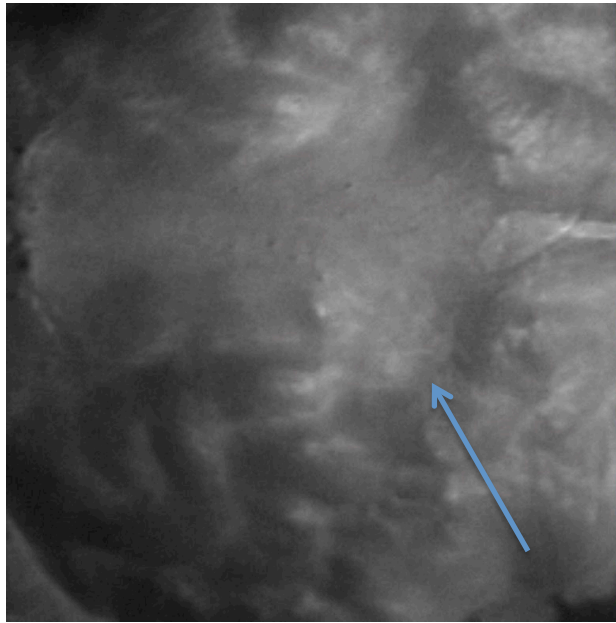


Figure 140 : vue de la création des premières fractures radiales

Ces fractures se créent depuis un point central et se propagent de façon aléatoire ($t= 1.10^{-5}s$). La morphologie et le nombre de ces fractures semblent varier en fonction de la vitesse d'impact. Cette variation sera discutée dans une partie ultérieure.

7.2.3 Propagation de ces fractures avec soulèvement de la table interne

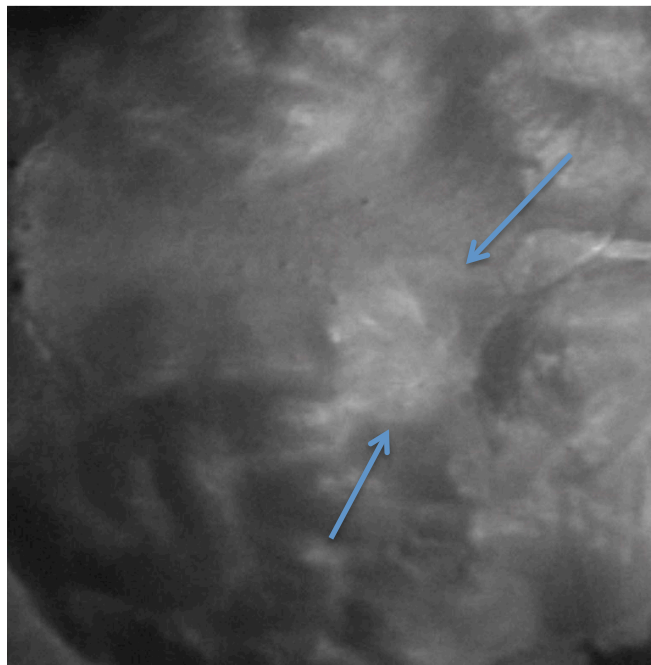


Figure 141 : vue de la propagation des fractures et soulèvement de la table interne

Les flèches indiquent la limite de soulèvement de la table visible sur cette photographie ($t= 2.10^{-5}s$). Sur cet exemple les fractures radiales sont contenues dans le soulèvement de la table interne ce qui n'est pas systématique. Cette traversée ou non des fractures radiales sera discutée dans un paragraphe suivant.

7.2.4 Point de rupture de la table interne

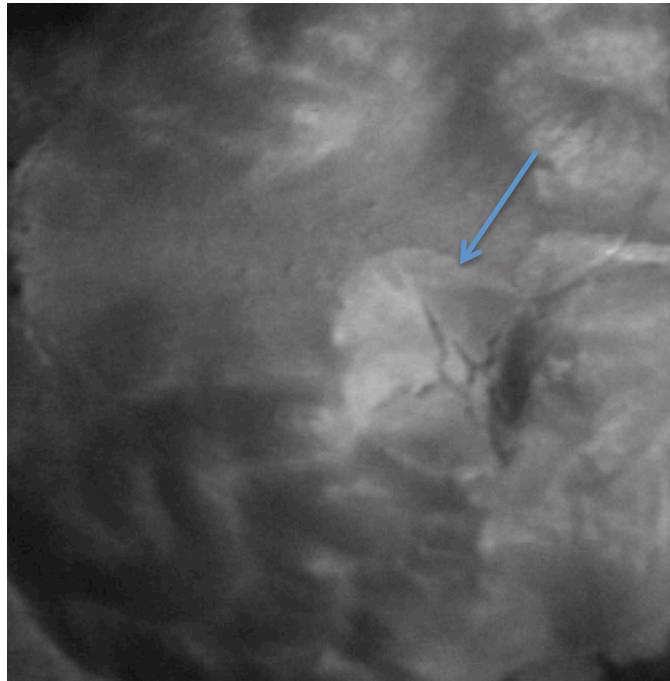


Figure 142 : vue de la rupture de la table interne

A partir d'un certain soulèvement de la table, celle-ci rompt ($t= 4.10^{-5}s$). Cette rupture, dont la localisation est indiquée par la flèche, semble assez homogène sur le pourtour de l'orifice de sortir et sera assimilée à une fracture concentrique de la table interne.

7.2.5 Continuation du soulèvement de la table de façon radiale

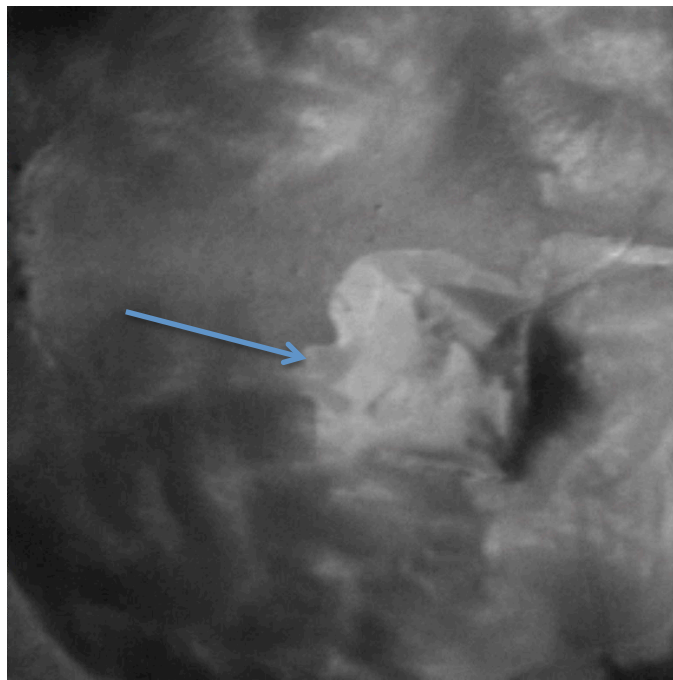


Figure 143 : vue du soulèvement concentrique de la table interne

Après une première rupture de la table interne, le soulèvement de cette dernière continue de manière concentrique autour de l'atteinte ($t= 7.10^{-5}s$).

7.2.6 Expulsion des plaques détachées

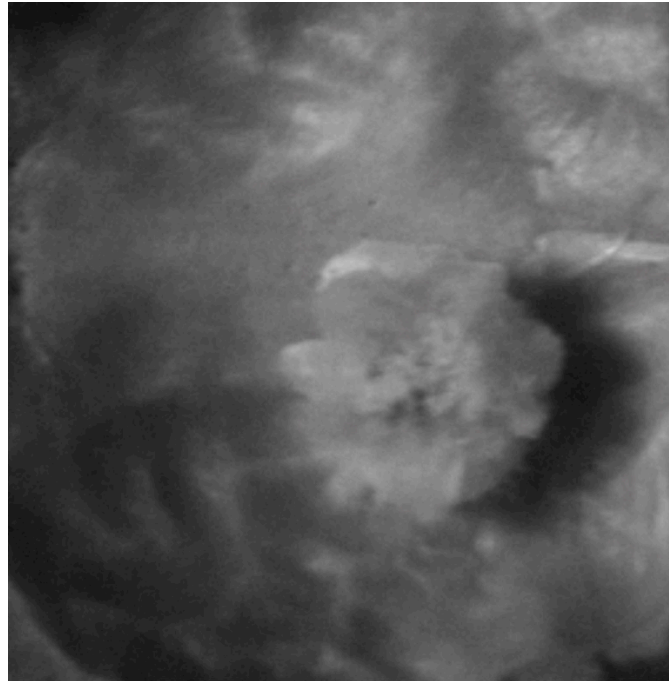


Figure 144 : vue de l'expulsion des débris

L'ensemble des fragments est ensuite projeté par le projectile ($t= 17.10^{-5}s$).

Le schéma général de la génération de l'atteinte étant ainsi posé, nous allons maintenant nous attacher à observer les différences détectables entre les différents essais et leur lien avec les différents paramètres pris en compte.

7.3 Quant à la quantité des fractures radiales

L'analyse des vidéos nous a permis de voir que le nombre et la morphologie des premières fractures radiales présentait de larges différences en fonction de la vitesse d'impact. L'ensemble des photos de la figure 145 représente et illustre ces différences observées.

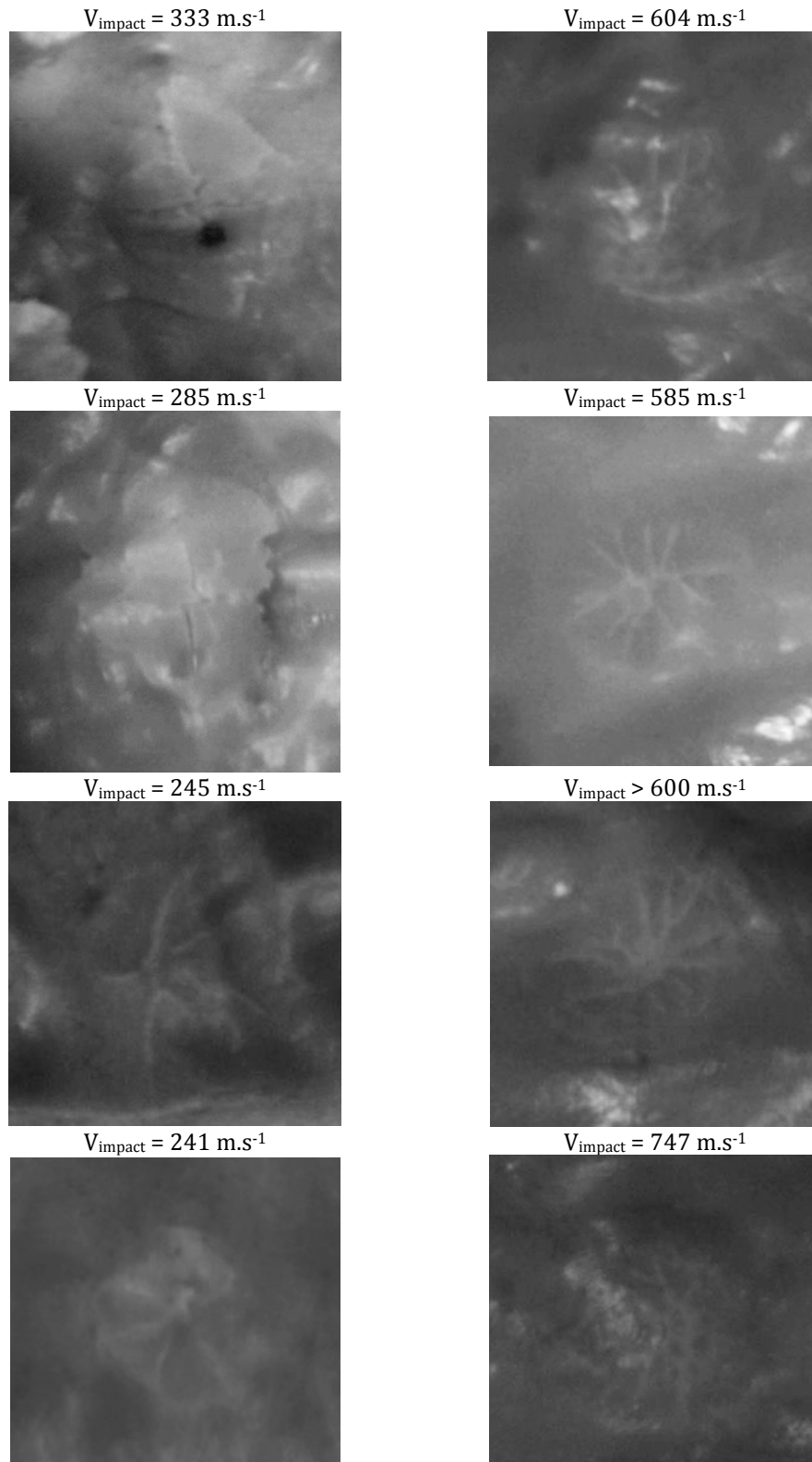


Figure 145 : vue du nombre de fractures radiales en fonction de la vitesse d'impact

L'ensemble de ces images montre un nombre de fractures radiales beaucoup plus important pour les impacts à très haute vitesse. Cette augmentation explique le nombre de débris plus important observé sur les vidéos latérales lorsque les vitesses d'impact sont plus élevées.

La perte d'énergie plus importante pour des vitesses d'impact élevées peut également trouver une explication dans cette fracturation augmentée, la fracturation d'un matériau étant consommatrice d'énergie.

Cette augmentation de fractures radiales quant à elle peut être expliquée par une vitesse de sollicitation du matériel plus importante le rendant plus brisant.

7.4 Quant aux fractures concentriques

Pour les impacts dont la vitesse est inférieure à 500 m.s^{-1} , il n'est détecté à chaque fois qu'une seule fracture concentrique avec arrachement de la table interne. Pour les vitesses supérieures à ce seuil il est observé la création de plusieurs fractures concentriques comme illustré par la figure 146.

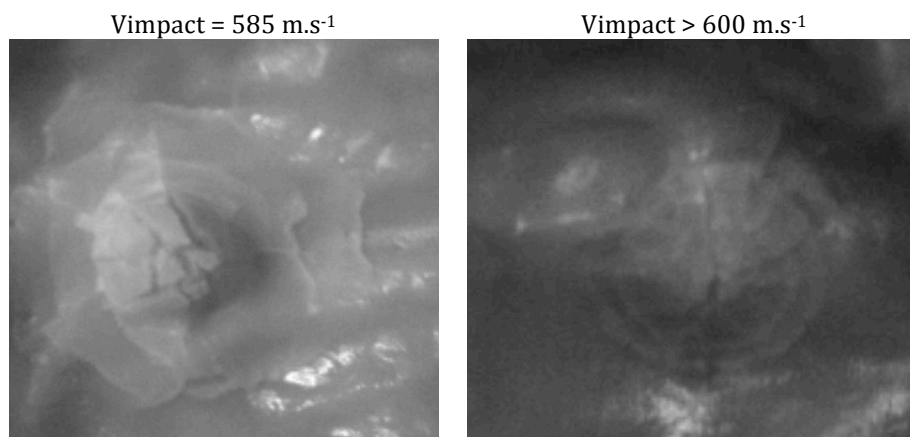


Figure 146 : vue du nombre de fractures concentriques en fonction de la vitesse d'impact (échantillon A13 à gauche et A39 à droite)

Pour les vitesses les plus élevées il n'est parfois même plus possible de détecter les fractures concentriques, nous observons dans ces cas un « émiettement » de la table interne (figure 147).

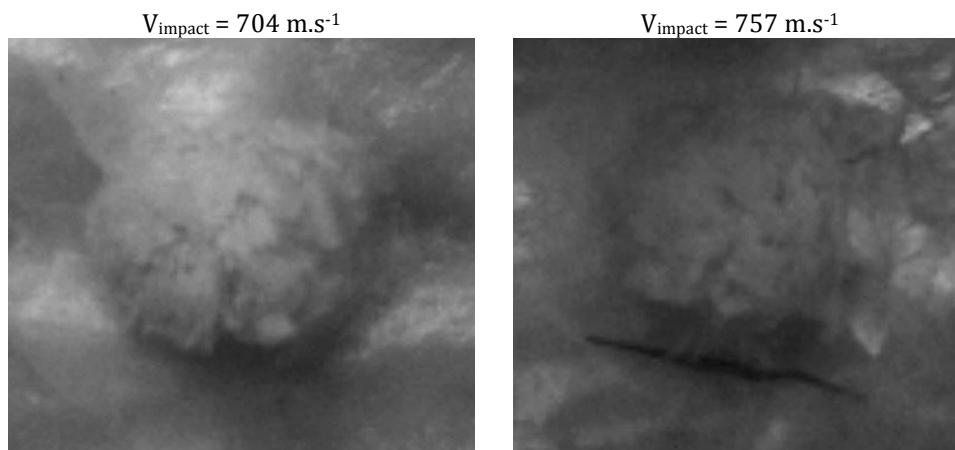


Figure 147 : vues de l'émiettement de la table interne

A l'instar de l'augmentation du nombre des fractures radiales, ces éléments observés apportent des explications supplémentaires à la diminution de la taille des débris en fonction de l'augmentation de la vitesse d'impact.

Cette augmentation du nombre de fractures concentriques peut être due à un soulèvement trop rapide de la table interne, entraînant une rupture par morceaux de cette dernière sur la longueur de table décollée.

7.5 Quant à la compétition fractures radiales/ fractures concentriques

L'étude des vidéos arrière montre que dans la quasi-totalité des cas où la vitesse d'impact est supérieure à 500m.s^{-1} , il est constaté des fractures radiales ayant dépassé les fractures concentriques (figure 148). En dessous de cette vitesse, exception faite de quelques cas mais dont les tirs sont tous situés proche du bord de l'échantillon, un tel dépassement des concentriques par les radiales n'est pas observé.

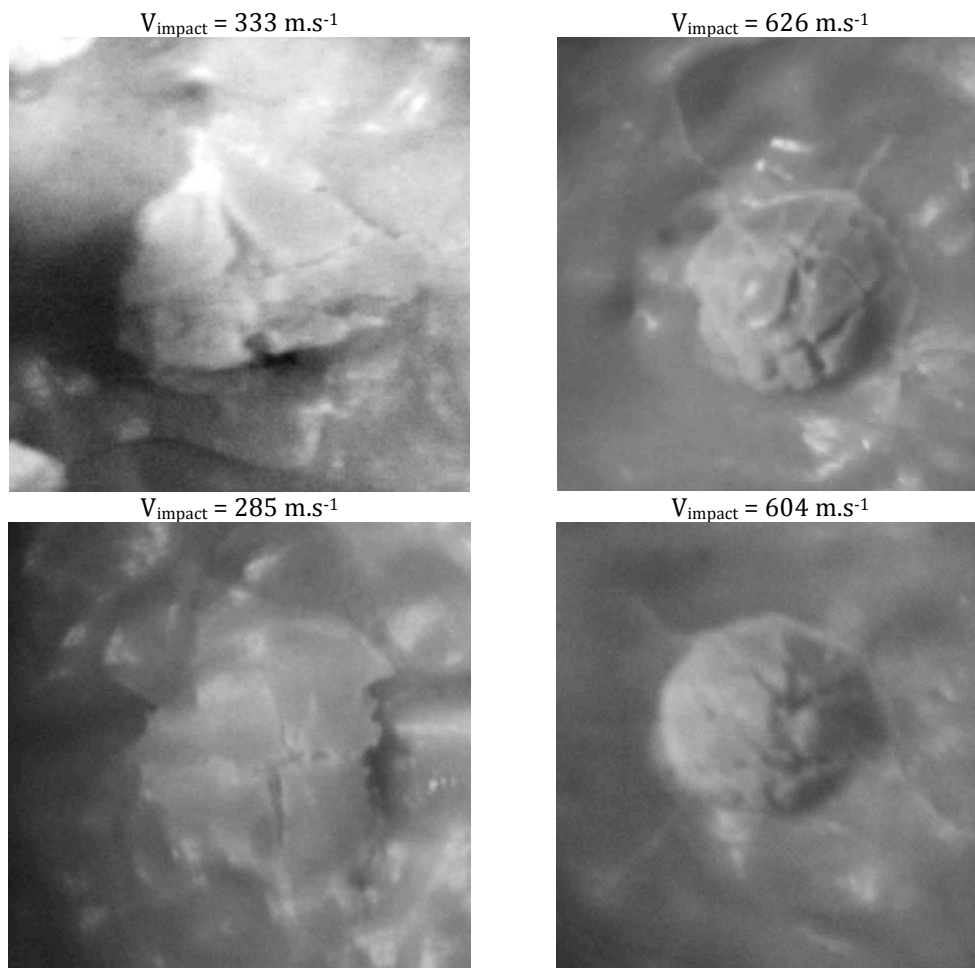


Figure 148 : vues de la compétition entre fractures radiales et concentriques

Cette information peut être utile au médecin légiste ou au balisticien, car de tels traits de fracture sont observables à posteriori sur le corps et les gammes de vitesses mises en jeu permettraient de faire la différence entre un projectile tiré par une arme de poing d'une arme d'épaule. Elle est cependant sujette à caution car liée à un type particulier de projectile.

7.6 Quant à la progression d'une potentielle onde de pression dans le milieu

Certaines vidéos montrent des réactions à distance de la cible comme illustré par la figure 149 (vitesse d'impact de 263m.s^{-1}) :

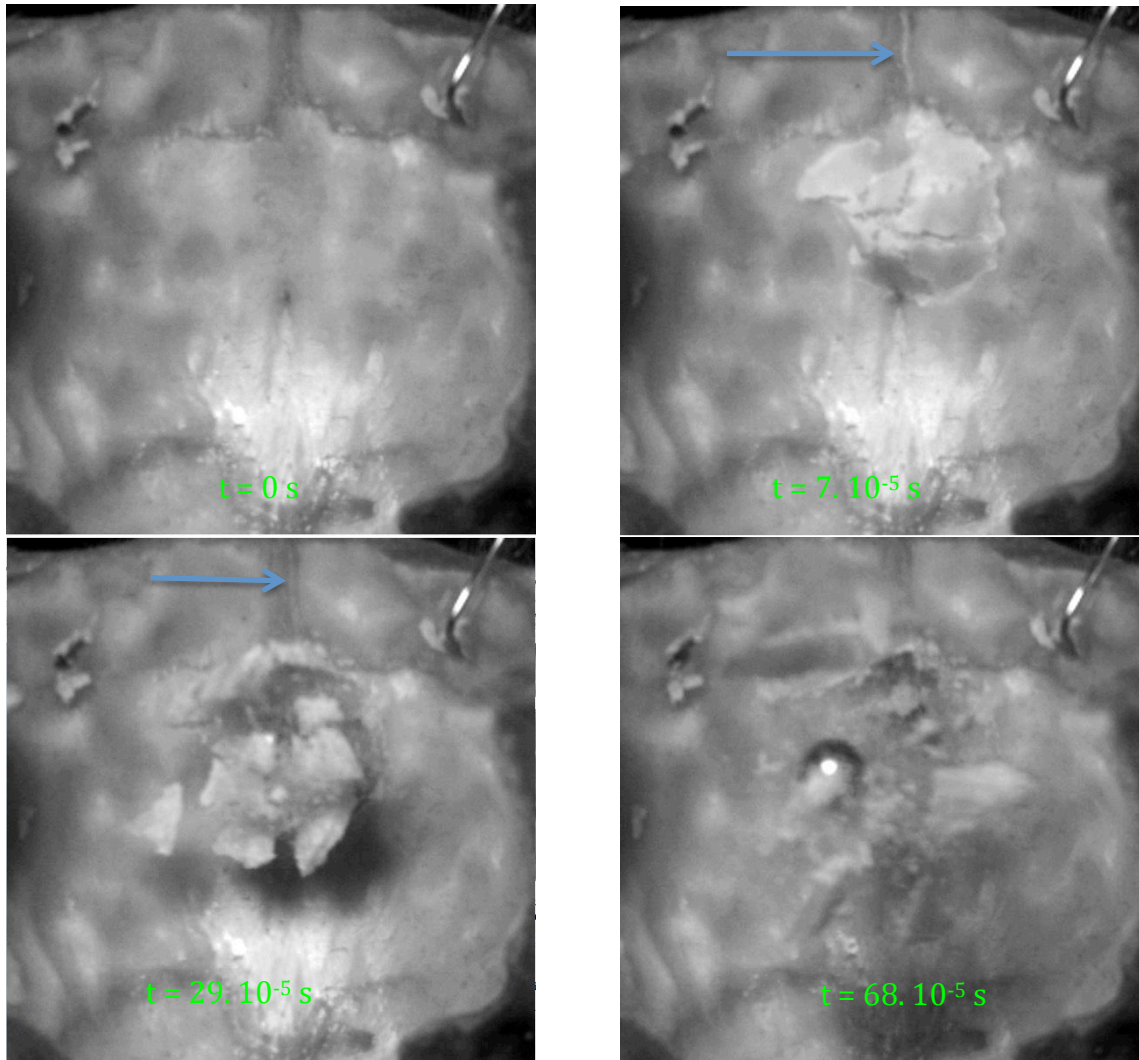


Figure 149 : vues de la progression de l'onde dans le milieu (échantillon A29)

Nous observons des dislocations de sutures à distance lorsque l'impact est assez proche de ces dernières. Un tel écartement des sutures appuie l'hypothèse de la progression d'une onde de pression à l'intérieur du milieu comme évoqué par Huelke[99]. Les sutures deviennent alors un chemin de moindre résistance empruntable par l'onde et pouvant être à l'origine d'une partie de la perte d'énergie dans le milieu.

7.7 Quant au comportement de la table externe

Aucune vidéo de la face d'entrée du projectile n'a été faite lors de cette étude. Les vidéos latérales ont déjà permis de mettre en exergue une rétroprojection de débris osseux plus importante lorsque la vitesse d'impact augmentait. Nous allons donc nous appuyer sur les scanners réalisés sur les échantillons après tir pour observer, à posteriori, le mécanisme lésionnel au niveau de la table externe.

L'étude des scans et leur reconstruction en 3D mettent en lumière un soulèvement plus ou moins prononcé de la table externe en fonction de la vitesse d'impact. Les illustrations de la figure 150 se veulent représentatives de ce qui est observé dans la quasi-totalité des cas.

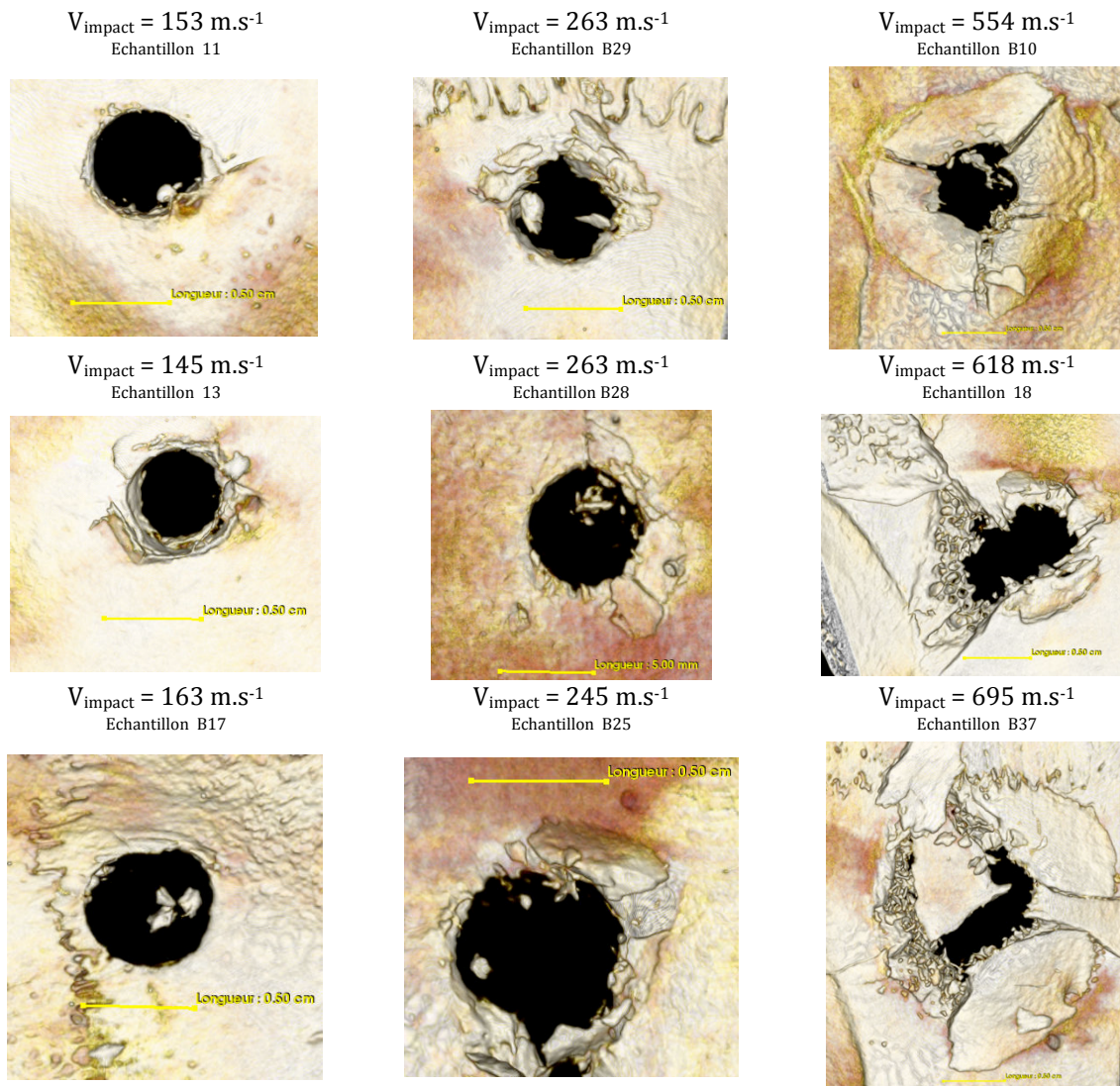


Figure 150 : vue des lésions au niveau de la table externe en fonction de la vitesse d'impact

Il est donc noté un soulèvement voire une fragmentation de la table externe avec une possible expulsion de cette dernière au fur et à mesure de l'augmentation de la vitesse d'impact. Cet élément explique les rétroprojections de débris osseux observées.

Cette altération de la table externe fournit aussi des explications sur l'augmentation de l'énergie perdue en fonction de la vitesse d'impact.

Le soulèvement de la table externe appuie fortement l'hypothèse d'une pression appliquée sur cette dernière. Deux propositions d'explications à la génération d'une telle pression peuvent être données :

- Cavitation engendrée par le projectile lors de son passage dans le diploé.
- Réverbération de l'onde de pression dans le milieu.

Etant donné que la dégradation de la table externe est beaucoup plus importante à haute vitesse, l'hypothèse d'une cavitation dans le diploé est soutenue et rejoint la proposition faite par l'équipe de Huelke pour les tirs sur les fémurs.

7.8 Conclusion

Les expérimentations effectuées nous ont permis de mieux appréhender le mécanisme lésionnel au niveau de la table interne. Il est constaté en premier lieu la création d'un système de fractures radiales associé à un soulèvement de la table interne induisant la formation de fractures concentriques. Un détachement puis une expulsion des plaques soulevées est ensuite observé. Le nombre de fractures radiales augmente en fonction de la vitesse d'impact. A partir de 500 m.s^{-1} , plusieurs fractures concentriques apparaissent et leur nombre continue d'augmenter avec la vitesse d'impact, engendrant un « émiettement de la table interne ». A partir de cette même gamme de vitesse, nombre de fractures radiales ne sont pas contenues dans l'enceinte formée par les fractures concentriques, cette information pouvant être un élément utile au médecin légiste et au balisticien dans la détermination d'un couple arme-munition plutôt qu'un autre. Les films réalisés ont également rendu possible l'observation de la progression d'une potentielle onde de pression dans la structure osseuse. Enfin il est important de noter, la détection grâce à la microtomographie d'un soulèvement quasi systématique de la table externe pour les gammes de vitesses supérieures à 200 m.s^{-1} avec une augmentation des dégâts sur cette table au regard de l'augmentation de la vitesse d'impact. L'ensemble de ces constatations appuie fortement l'hypothèse d'une cavitation au niveau du diploé.

Après avoir étudié le mécanisme lésionnel sur la structure osseuse nous allons présenter quelques autres observations qui ont pu être faites à l'aide des scanners ou des enregistrements vidéo à partir des campagnes d'essais réalisées.

8 Observations diverses

8.1 Introduction

Ce chapitre s'intéressera à l'aspect du cône résiduel laissé par le passage du projectile et le lien potentiel de cette conicité avec la vitesse d'impact. Il sera également abordé les dégâts observés grâce à la microtomographie au niveau de la table diploé et de la table interne. Enfin la notion de vitesse de fracturation de la corticale interne sera discutée.

8.2 Quant au cône osseux

Nous avons rappelé au début de cette sous-section que la morphologie d'une atteinte balistique crânienne était documentée comme étant en entonnoir. Le médecin légiste et le balisticien travaillant la plupart du temps sur le résiduel observable, il est naturel de se demander si l'angle de cette lésion conique possède un lien avec la vitesse d'impact. Si un tel lien existait il pourrait permettre d'établir des hypothèses quant au type d'arme utilisée en plus de la notion de calibre pouvant être abduite du diamètre de l'orifice.

S'appuyant sur les reconstructions en 3D des crânes tirés nous avons donc comparé visuellement la forme des cônes en fonction de la vitesse avant de nous lancer dans un processus de mesure pouvant rapidement devenir compliqué et chronophage. Les reconstructions de la figure 151 illustrent les premiers résultats obtenus :

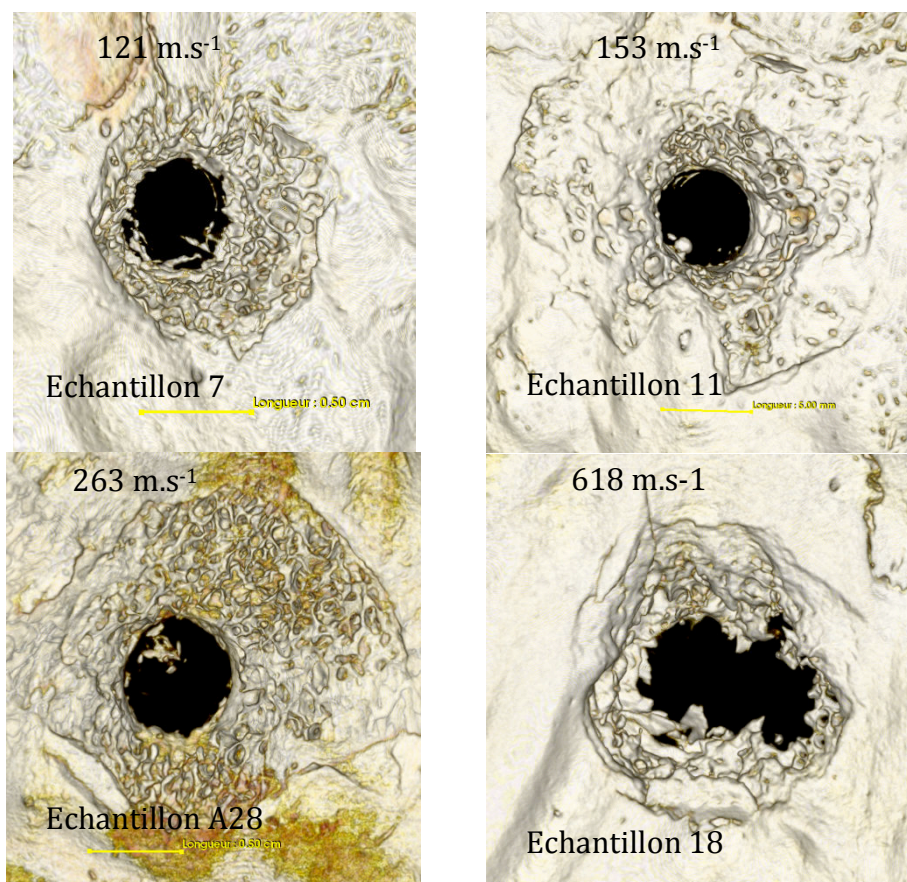


Figure 151 : vues des cônes en sortie en fonction de la vitesse d'impact

Aucun lien n'a pu être détecté entre l'angle du cône osseux et la vitesse d'impact, cette piste de recherche a donc été abandonnée.

8.3 Quant à la délamination de la table interne et la fracturation de la diploé

Nous avons pu voir précédemment comment se forme les dégâts au niveau de la table interne. Il s'avère cependant intéressant de regarder structurellement les stigmates restant après passage. Nous nous intéresserons tout d'abord à la manière dont les dégâts se propagent dans la structure osseuse et aux éventuels autres éléments observables.

8.3.1 Propagation des dégâts

Un des essais réalisés a été à même de causer une fracturation des deux tables osseuse et de la diploé sans aucun arrachement de matière (figure 152). Le scanner réalisé sur l'échantillon après ce tir apporte des éléments intéressants de compréhension.

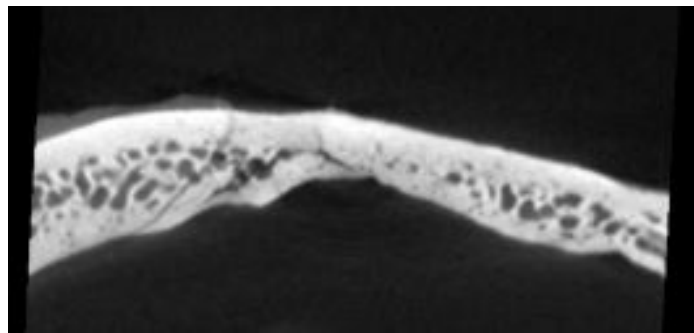


Figure 152 : vue de la propagation de la fracturation dans le plan normal à la surface osseuse (échantillon 3)

Nous pouvons voir sur cet élément la fracturation en forme de «V» des dommages. On observe une inclinaison de la fracturation beaucoup plus importante au niveau de la diploé que de la table externe. Cette plus forte inclinaison peut être causée par la structure discontinue du diploé, la fracture devant atteindre la travée suivante la plus proche elle s'éloigne de façon plus ou moins prononcée de l'épicentre de l'impact.

8.3.2 Compaction osseuse

Plusieurs des essais non transfixiants ont amené à une modification de la structure osseuse. Nous avons pu constater des écrasements de la structure osseuse avec ou sans détachement de la table interne.

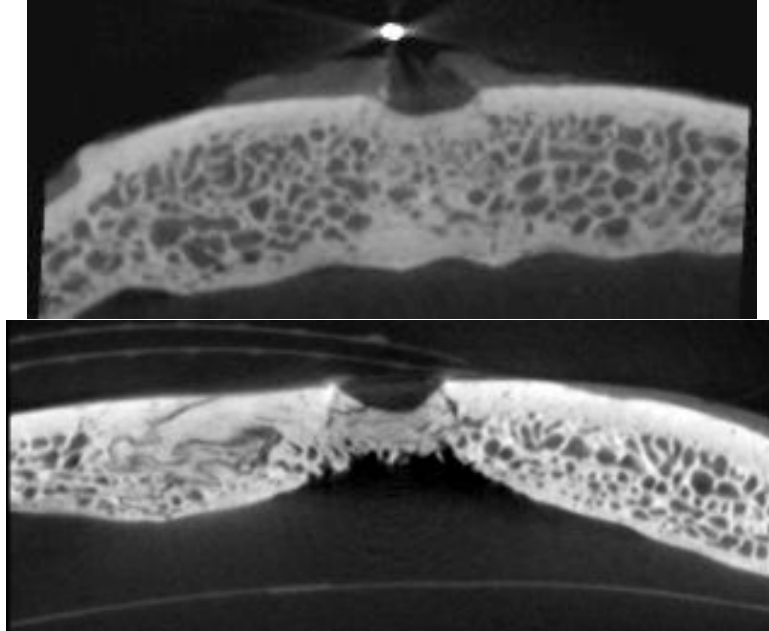


Figure 153 : vue de l'écrasement de la diploë sans détachement de la table interne (en haut, échantillon 10) et avec détachement de la table (en bas, échantillon B15)

Dans les cas observés, l'épaisseur de la table externe reste quasi inchangée, la presque totalité de la compaction étant prise par le diploë. Ces images montrent le rôle d'amortisseur que peut jouer le diploë face aux chocs infligés à la structure crânienne.

8.4 Quant à la vitesse de fracturation

La vitesse de fracturation semblait être une donnée pouvant être potentiellement intéressante à mesurer. A l'aide des films effectués sur la face arrière à des cadences élevées nous pensions pouvoir calculer une telle vitesse. Plusieurs éléments ont remis en cause à la fois la pertinence et la capacité d'une telle mesure.

Concernant la pertinence, les fractures dont la formation a pu être observée montre une inconstance dans leur progression.

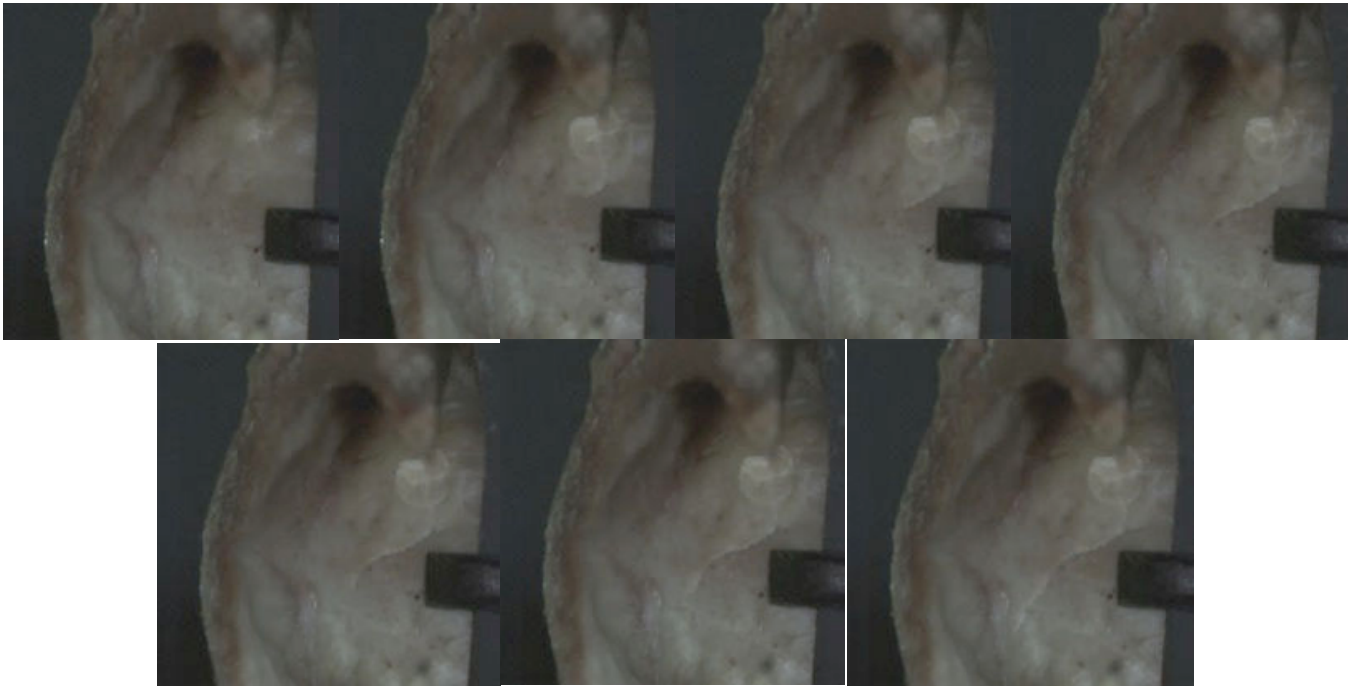


Figure 154 : vue de la propagation d'une fracture

D'autres part, nous avons été confronté à la difficulté de mesure sur un échantillon à la géométrie tourmentée. Cet aspect concave associé à une profondeur de champ limitée imposée par la cadence d'enregistrement n'a pas rendu possible une telle mesure sans des erreurs trop importantes. Cette idée a donc été abandonnée.

8.5 Conclusion

L'étude de la conicité de la forme en entonnoir de l'atteinte balistique n'a permis de montrer aucune corrélation entre l'angle de ce cône et la vitesse d'impact. L'étude des dégâts au niveau du diploé et de la table interne montre une propagation de fracture au niveau du diploé même en l'absence de pénétration. Cette fracturation semble s'effectuer de proche en proche, d'une alvéole à l'autre de la diploé en s'éloignant de l'épicentre de l'impact. Cette analyse a également permis de voir la capacité de compaction du diploé semblant ainsi jouer un rôle d'amortisseur dans le phénomène lié à l'impact. Enfin les difficultés de mesures induites par la forme particulière des échantillons associées à la vitesse non linéaire et très rapide du phénomène de fracturation n'ont pas permis de mesurer la vitesse de cette dernière.

Après avoir étudié le mécanisme lésionnel de l'atteinte osseuse, nous allons maintenant mesurer l'influence de plusieurs paramètres tels que l'inclinaison de l'échantillon, l'influence du support de cible, de la congélation ainsi que du diamètre de la bille.

9 Conditions limites

9.1 Introduction

Ce chapitre a pour objectif de vérifier les conditions limites des essais effectués. Nous nous attacherons donc à l'influence induite par l'inclinaison de la cible dans un premier temps, puis par le support utilisé, puis par la méthode de conservation des éprouvettes et enfin par le diamètre du projectile tiré.

9.2 Influence de l'inclinaison de la cible

Afin de déterminer l'influence de l'inclinaison de la cible sur les différents éléments mesurés, lors de la première campagne d'essais, des tirs avec une cible inclinée à 30° et 60° par rapport à l'axe du canon ont été réalisés dans les mêmes conditions que les tirs à 90° précédemment étudiés.

9.2.1 Morphologie de l'atteinte

A l'instar de ce qui a été vu dans la revue bibliographique, les atteintes sous incidence présentent une morphologie de type « Key Hole ». Les flèches présentent sur les images indiquent la direction de tir (figure 155).

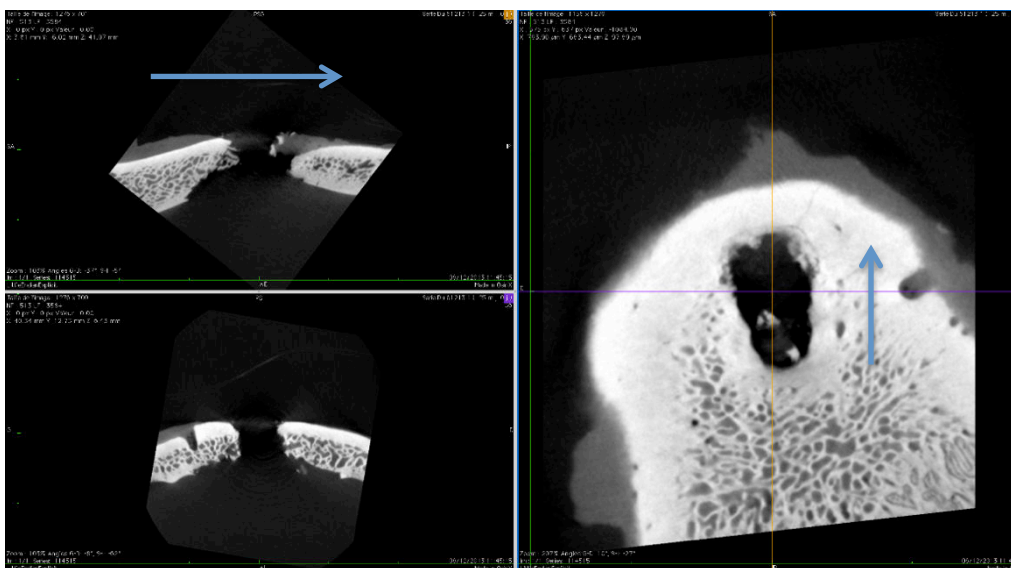


Figure 155 : vue de la morphologie de l'atteinte osseuse pour un tir avec incidence

Les échantillons de crânes de chèvre montrent un comportement résiduel similaire à ce qui est observé pour le crâne humain pour ce qui est des tirs sous incidence confortant à nouveau notre choix d'échantillon.

9.2.2 Quant à la perte de vitesse

Les résultats obtenus sont synthétisés dans le graphique suivant :

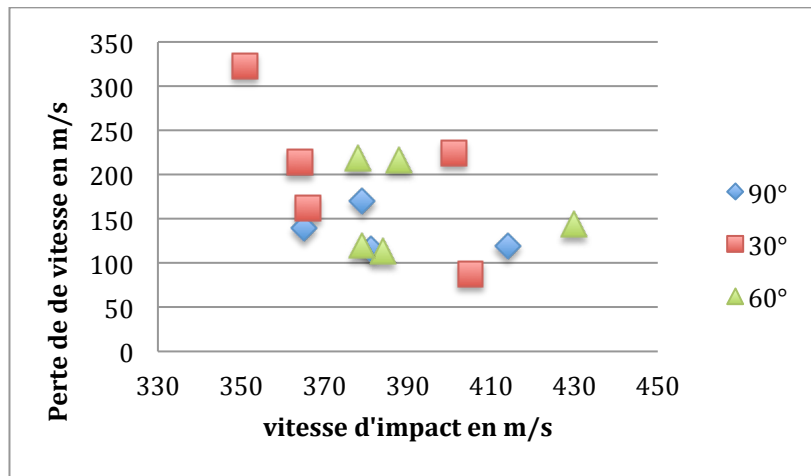


Figure 156 : Influence de l'inclinaison sur la perte de vitesse

Ce graphique ne permet de voir aucun lien entre l'inclinaison de la cible et la perte de vitesse. Nous allons donc nous intéresser au lien énergétique possible.

9.2.3 Quant à la perte d'énergie

Les résultats obtenus sont synthétisés dans le graphique suivant :

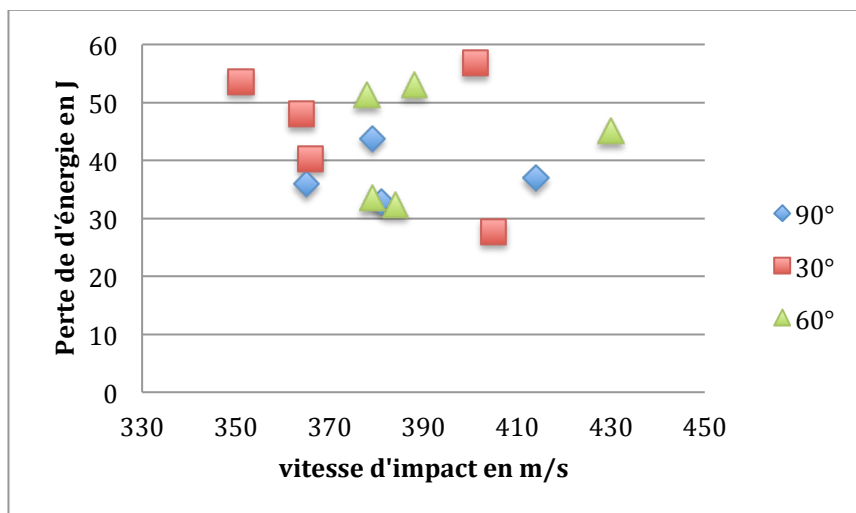


Figure 157 : Influence de l'inclinaison sur la perte d'énergie

Aucun lien n'est également trouvé entre la perte d'énergie et l'inclinaison.

9.2.4 Quant aux résidus projetés

La forme du nuage de débris a été observée aussi bien en projection positive qu'en rétroprojection. Les photos illustrant les nuages pour les tirs effectués sont les suivantes :

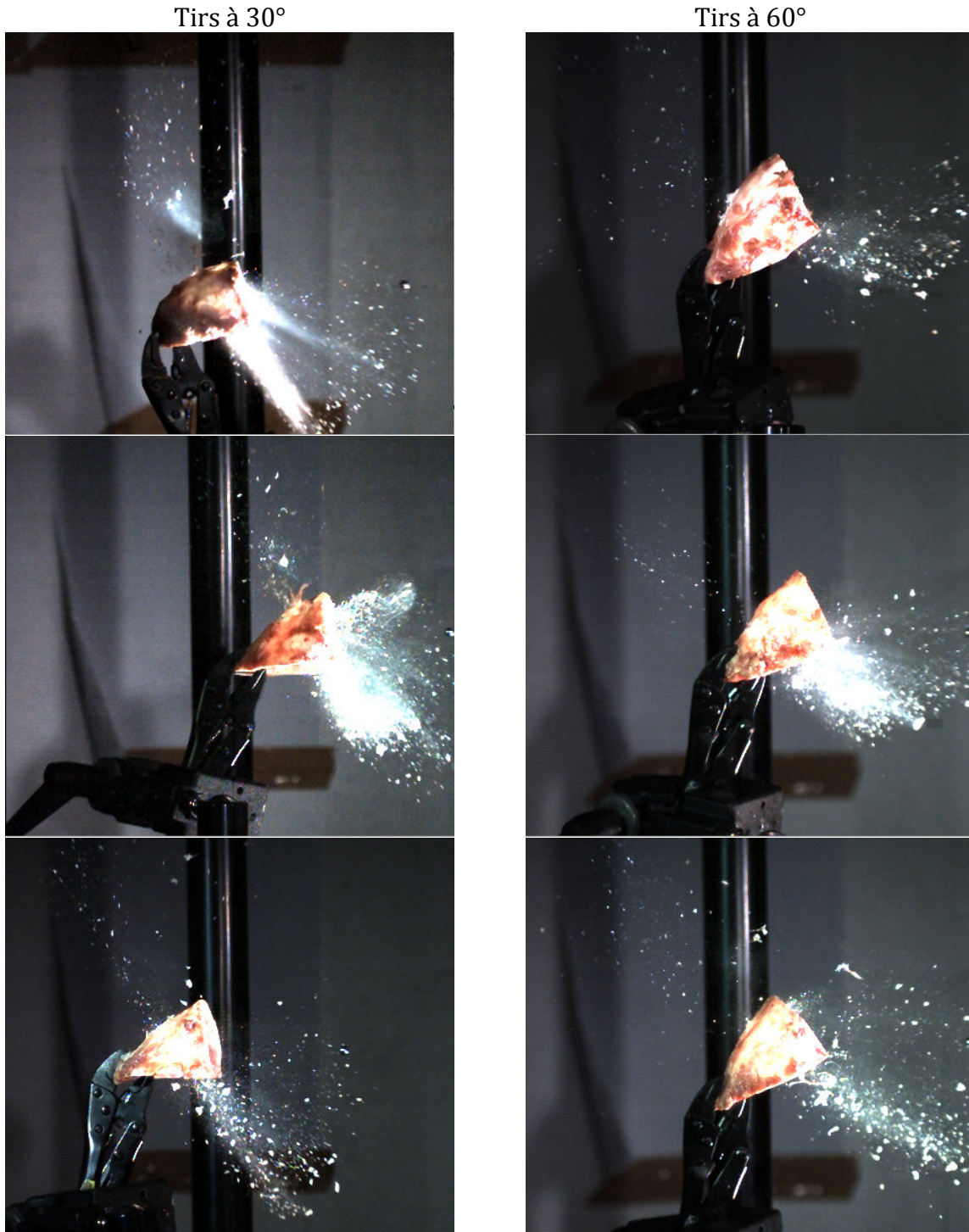


Figure 158 : vues de la forme des nuages de débris en fonction de l'inclinaison

Le nuage de projections positives peut être découpé en deux parties. Une première partie est composée de particules de petite taille se répartissant autour de l'axe de progression du projectile. La seconde partie quant à elle forme un cône fourni en

débris dont la bissectrice est proche (inférieure à 20 °) de la normale de l'échantillon au niveau du point d'impact.

Pour ce qui est de la rétroprojection, elle est de forme conique et la bissectrice de ce cône est quasi-normale au plan impacté. La direction des débris en rétroprojection appuient eux aussi l'hypothèse d'une réjection induite par une force de cavitation à l'intérieur de l'os.

9.3 Influence du support

Les échantillons de crâne dans l'ensemble des expérimentations sont maintenus par une pince étau elle-même tenue par un mord fixé sur une potence. Pour vérifier que ce type de montage n'était pas à même d'absorber une partie de l'énergie et donc de troubler les résultats obtenus, il a été décidé de tirer sur des crânes libres de tout mouvement. Pour ce faire nous avons percé les crânes au niveau de la partie frontale restante avec un foret de très petite dimension en prenant garde de ne pas altérer l'éprouvette. Les crânes ont ensuite été suspendus par deux points avec des ficelles (figure 159).

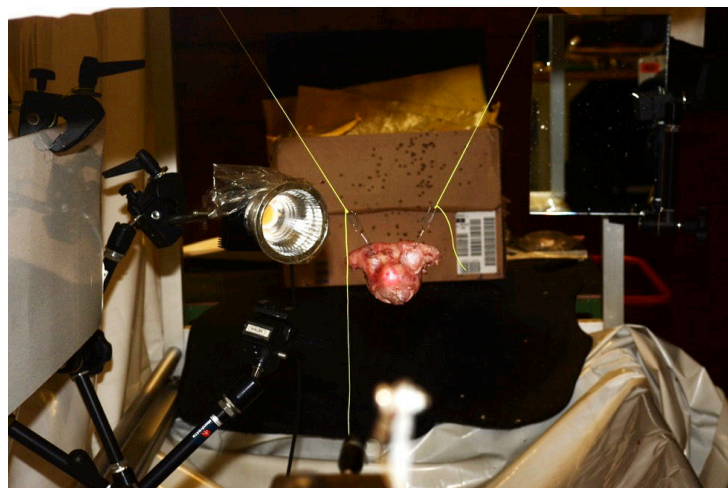


Figure 159 : vue du dispositif de suspension

Les résultats de perte de vitesse trouvés pour les 5 tests effectués sont synthétisés dans le tableau ci-après :

N°tir	N° échantillon	V_{impact} en m.s^{-1}	Vitesse perdue en m.s^{-1}
A24	A25	245	140
A25	A26	259	190
A26	A27	241	72
A27	A28	263	149
A28	A29	263	151

Tableau 18 : synthèse des pertes de vitesses pour la mesure de l'influence du support

A l'exception des tirs A25 et A26 dont les pertes de vitesse en décalage avec la moyenne constaté lors des essais est dû à la structure même des échantillons (discussion faite précédemment), les résultats obtenus sont comparables à ceux trouvés avec l'autre méthode de rétention des cibles.

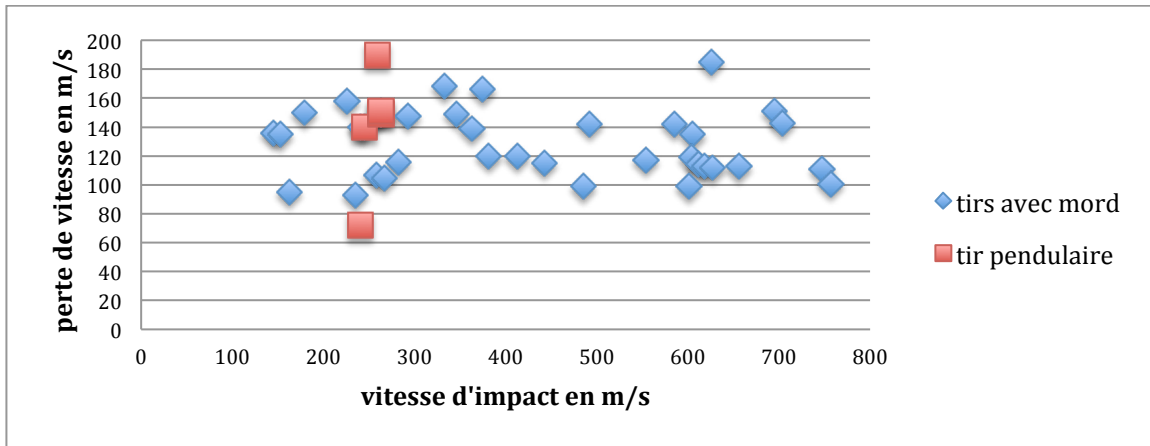


Figure 160 : perte de vitesse en fonction de la vitesse d'impact pour les tirs avec pince et ceux pendulaires

De plus les enregistrements vidéo réalisés montrent une cible ne se mettant en mouvement qu'après la traversée de cette dernière par le projectile. Son déplacement est très limité comme illustré par la figure 161.

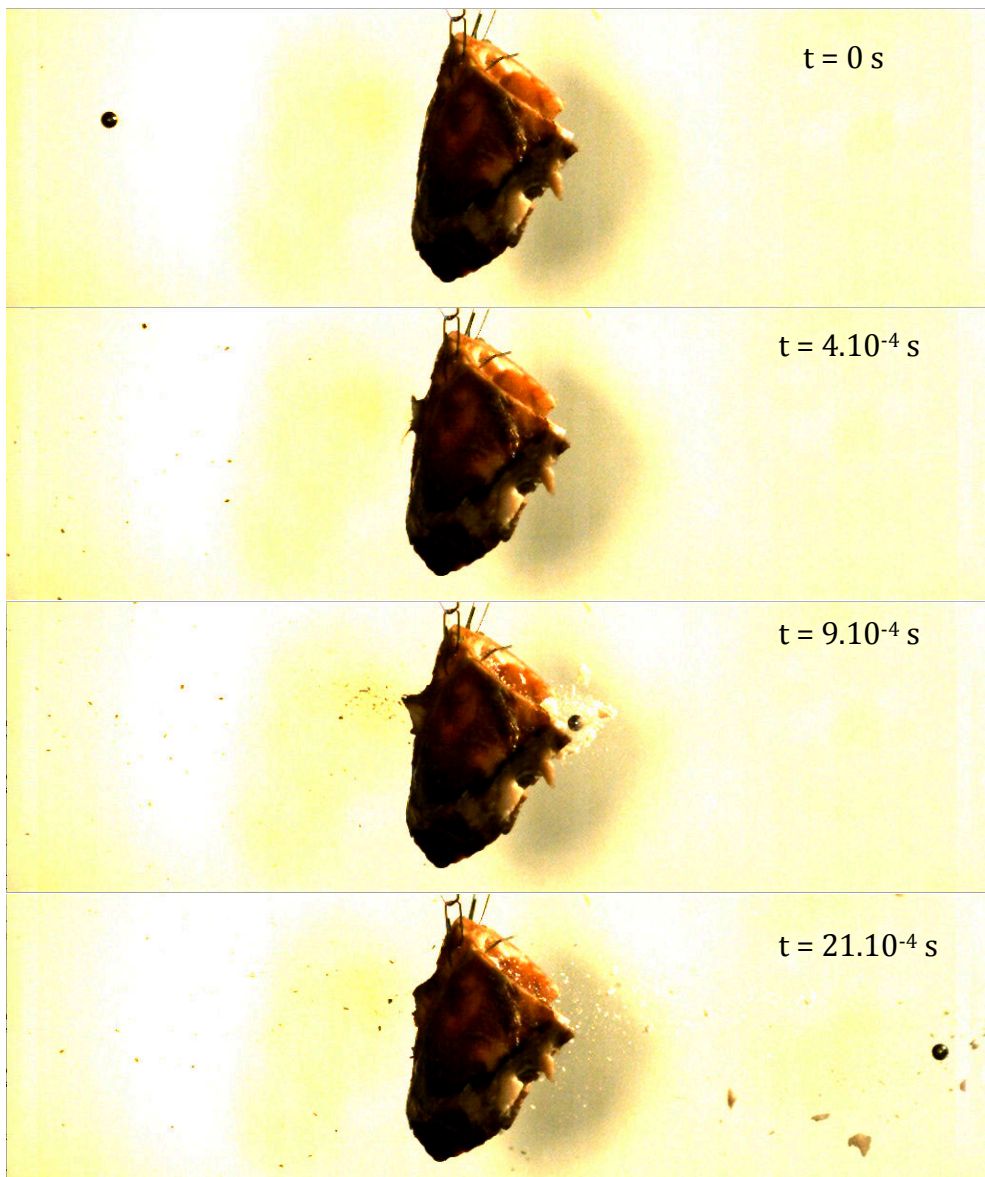


Figure 161 : vues du mouvement de la cible lors de sa traversée par le projectile

La méthode de fixation de l'échantillon ne semble donc pas engendrer de biais dans les résultats. Nous allons maintenant étudier l'influence de la méthode de conservation des échantillons.

9.4 Influence de la congélation

Le choix a été fait de conserver les échantillons par congélation. Cette méthode de conservation est la méthode la plus répandue, certains auteurs affirmant qu'elle n'engendrent pas de modifications majeures des propriétés biomécaniques de l'os[100], d'autres une diminutions de ces paramètres de l'ordre de 20 à 30 %[101] ou encore une augmentation du module d'Young[102]. Nous avons donc effectué une série de 5 tirs sur des éprouvettes réalisées pour la première série tests réalisée en novembre 2013 et non utilisées alors, puis testées lors de la deuxième campagne qui a eu lieu en décembre 2015. Ces tests ont été réalisés dans les mêmes conditions que les autres tirs. Les résultats obtenus sont synthétisés dans le tableau ci-après.

N°tir	N° échantillon	V_{impact} en m.s ⁻¹	Vitesse perdue en m.s ⁻¹
A58	C1	463	110
A59	C2	731	118
A60	C3	551	161
A61	C4	478	92
A62	C5	573	142

Tableau 19 : synthèse des pertes de vitesse pour le mesure de l'influence de la congélation

Les écarts de vitesses d'impact sont dus à une usure marquée du canon usiné pour les essais, ces tests ayant été les derniers de la seconde campagne, il ne nous a pas été possible de réusinier un nouveau canon pour ces seuls essais.

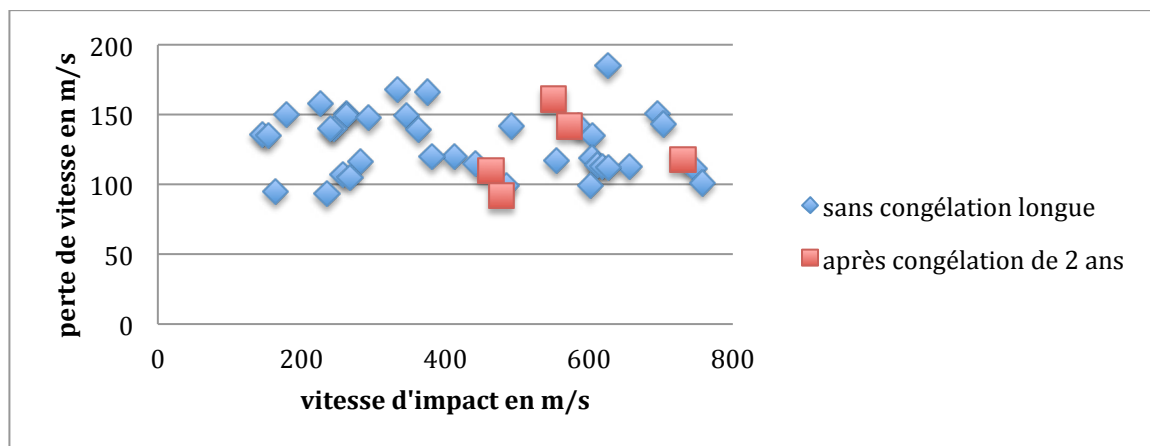


Figure 162 : perte de vitesse en fonction de la vitesse d'impact et du temps de congélation

Les résultats quant à la perte de vitesse sont comparables à ceux obtenus pour l'ensemble des autres essais sur les échantillons conservés moins longtemps en congélation (figure 162). L'influence de la méthode de conservation peut être considérée comme négligeable pour les essais menés.

Après nous être intéressés à l'influence du mode de conservation, nous allons maintenant nous pencher sur l'influence du diamètre du projectile.

9.5 Influence de la taille du projectile

A l'instar de ce qui a été fait sur le fémur par l'équipe de Huelke nous avons effectué deux séries de 5 tirs, à deux vitesses différentes, avec des billes en acier non pas d'un diamètre de 6 mm comme le reste des essais mais d'un diamètre de 8 mm. Nous allons donc nous intéresser sur cette « petite » série d'essais à l'influence du changement de calibre sur la perte de vitesse, les changements énergétiques, ainsi que les modifications quant au processus lésionnel observables.

9.5.1 Quant à la perte de vitesse

L'ensemble des résultats est synthétisé dans le tableau suivant :

N°tir	N° échantillon	V_{impact} en m.s ⁻¹	Vitesse perdue en m.s ⁻¹
A42	A47	553	119
A43	A49	645	75
A44	A50	635	76
A45	A51	676	96
A46	A52	671	85
A47	A53	276	46
A48	A54	337	110
A49	A55	257	108
A50	A56	191	71
A51	A57	190	78

Tableau 20 : synthèse des pertes de vitesses pour la mesure de l'influence de la taille du projectile

L'ensemble des échantillons ne présente pas de particularité présentant un motif d'exclusion quant à l'épaisseur des différentes couches osseuses. La perte minimale de vitesse pour l'échantillon A53 peut s'expliquer par une structure particulière de son diploé (figure 163).

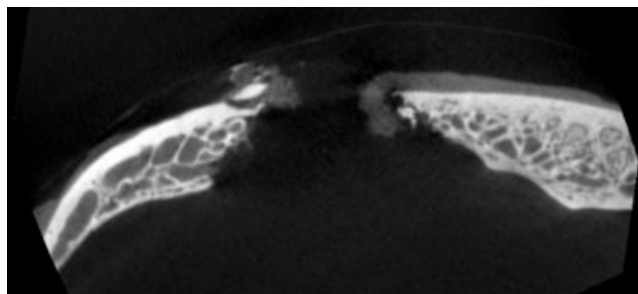


Figure 163 : vue de la structure de l'échantillon A53

Les résultats ainsi obtenus sont comparés à ceux observés lors des essais réalisés avec les billes d'acier d'un diamètre de 6 mm (figure 164).

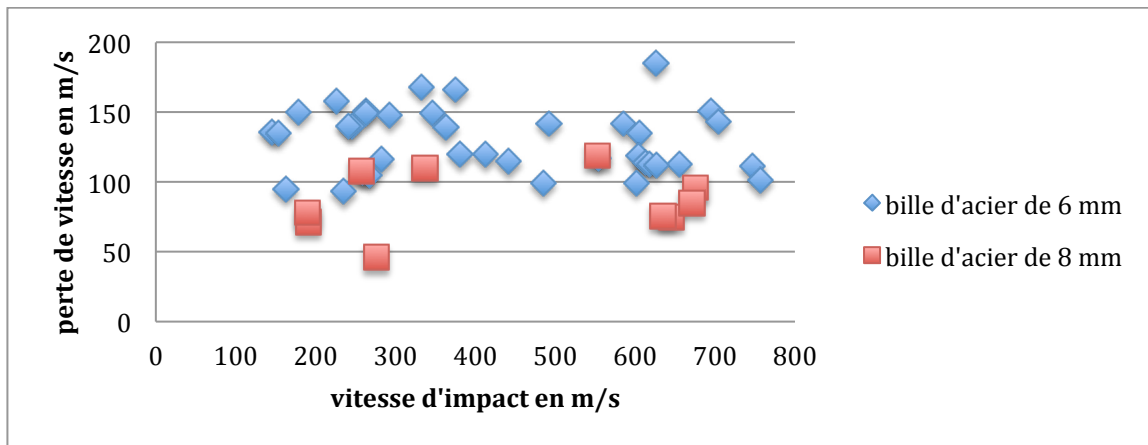


Figure 164 : perte de vitesse en fonction de la vitesse d'impact et du diamètre de la bille

On constate une perte de vitesse en fonction de la vitesse d'impact inférieure pour les billes d'un diamètre de 8 mm par rapport à celles de 6 mm de diamètre. Ces résultats vont dans le même sens que ceux observés par l'équipe Huelke[69].

Nous allons maintenant nous intéresser à l'influence de ce changement de calibre au niveau énergétique.

9.5.2 Quant au bilan énergétique

Les résultats de perte énergétique peuvent être directement déduits du tableau de données précédent. Ils sont alors comparés à ceux obtenus pour les tests effectués avec une bille d'un diamètre de 6 mm.

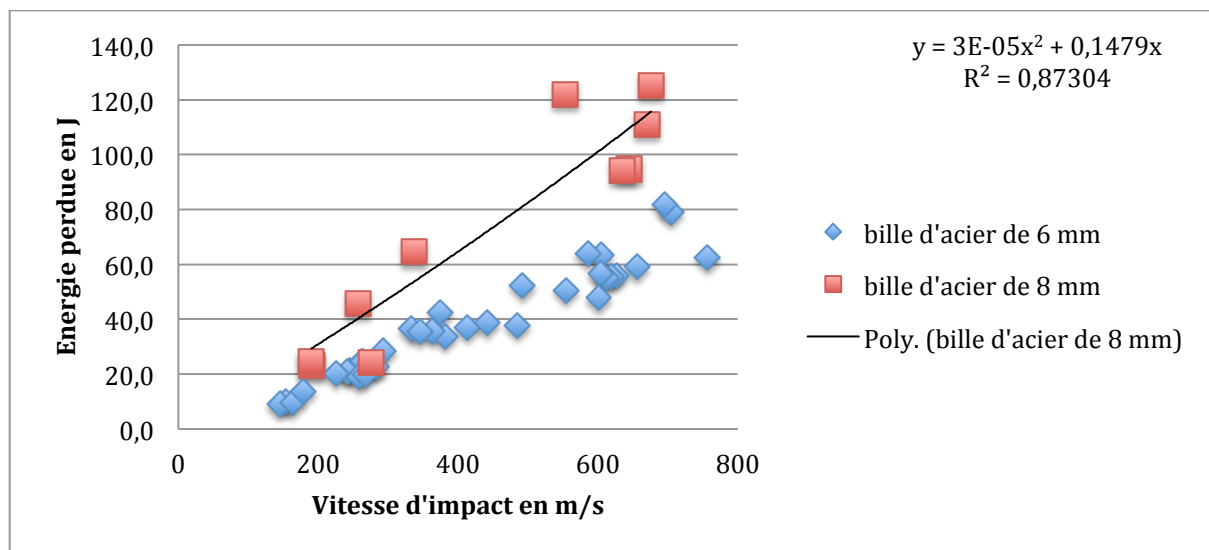


Figure 165 : perte de vitesse en fonction de l'énergie d'impact et du diamètre de la bille

On remarque immédiatement une perte d'énergie beaucoup plus marquée à vitesse d'impact équivalente pour les billes d'acier de 8 mm de diamètre par rapport à celle de 6 mm de diamètre. Ces résultats étaient attendus au regard de résultats obtenus en perte de vitesse.

La régression polynomiale de second ordre effectuée sur les données obtenues pour les billes de 8 mm donne un coefficient de détermination de 0,87 et l'équation suivante :

$$(eq. 9.5.1) \Delta E = 3.10^{-5} V_{\text{impact}}^2 + 0,1479 V_{\text{impact}} \quad [J]$$

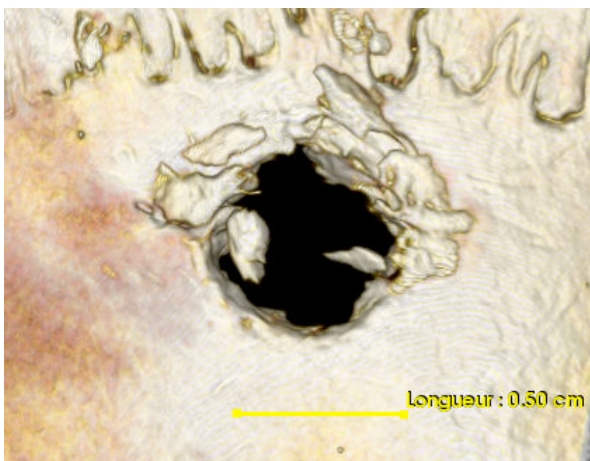
Cette équation va dans le sens des résultats trouvés par Huelke. Il convient donc maintenant de voir comment cette augmentation de perte d'énergie se traduit structurellement sur la cible.

9.5.3 Quant aux dommages

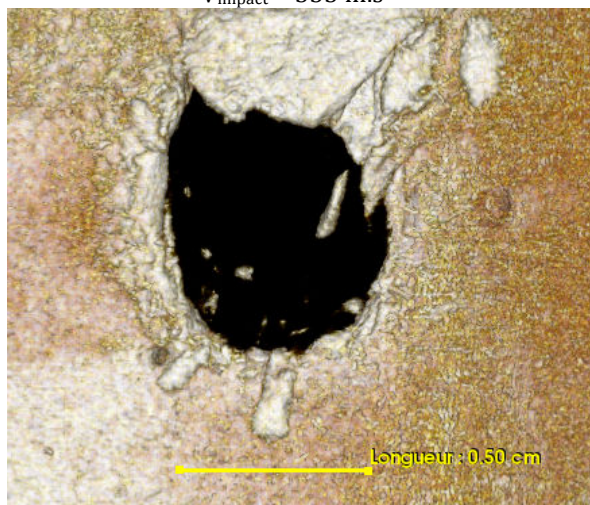
La perte d'énergie très augmentée devrait engendrer des dommages sur la cible très importants. Les images de la figure 166 permettent de comparer visuellement l'évolution des lésions en fonction de la vitesse d'impact et de la dimension du projectile.

Billes de 6 mm de diamètre

$V_{\text{impact}} = 263 \text{ m.s}^{-1}$



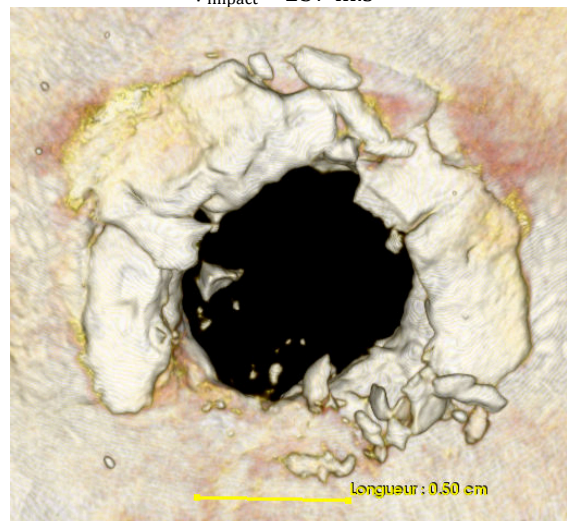
$V_{\text{impact}} = 333 \text{ m.s}^{-1}$



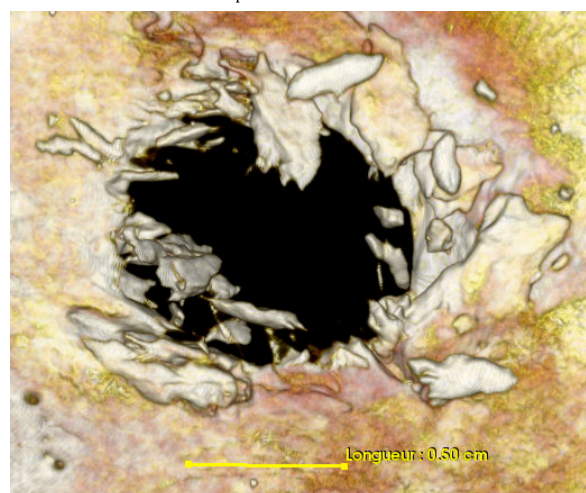
$V_{\text{impact}} = 554 \text{ m.s}^{-1}$

Billes de 8 mm de diamètre

$V_{\text{impact}} = 257 \text{ m.s}^{-1}$



$V_{\text{impact}} = 337 \text{ m.s}^{-1}$



$V_{\text{impact}} = 553 \text{ m.s}^{-1}$

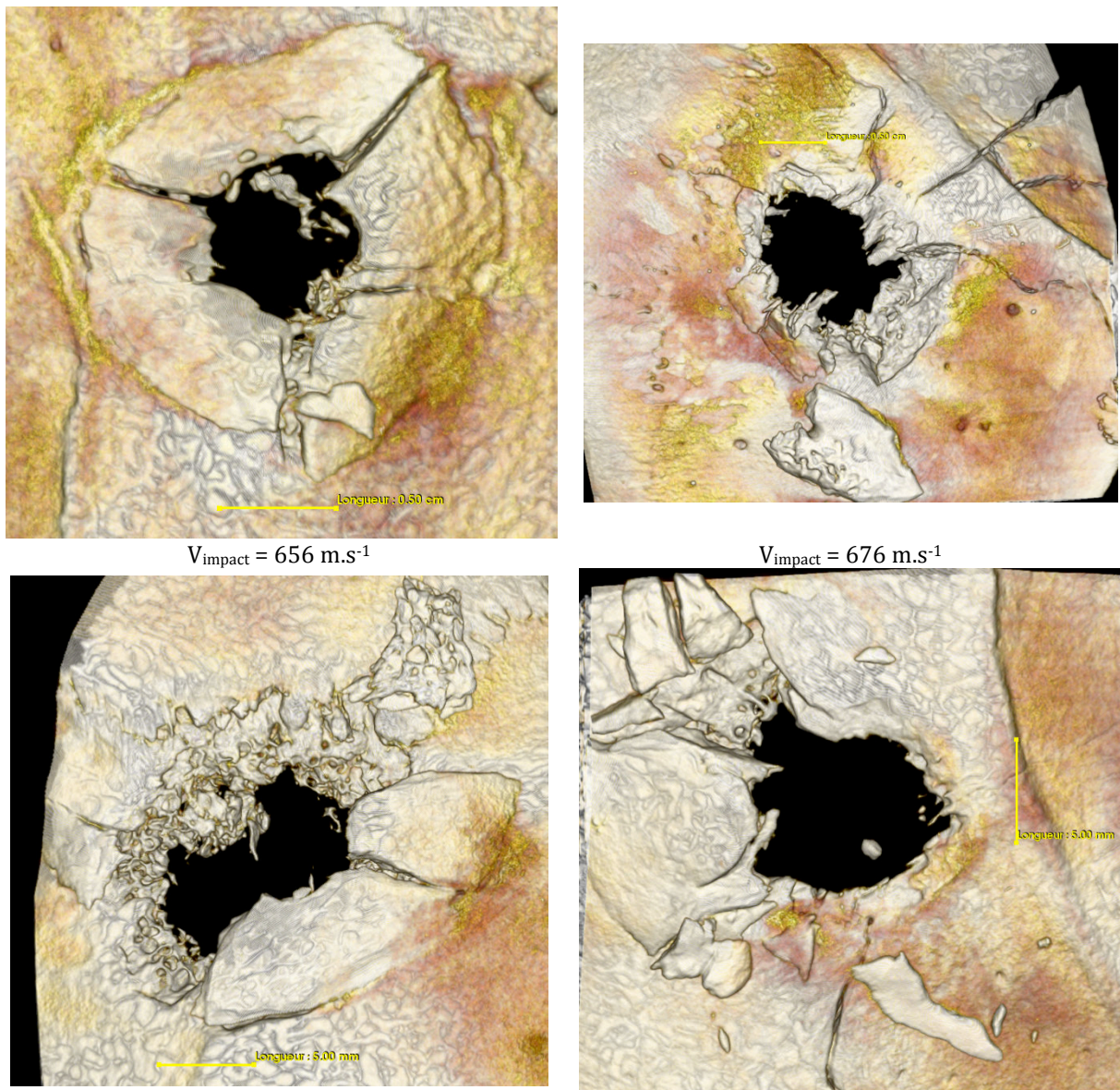


Figure 166 : vues des dommages en fonction du diamètre de la bille et de la vitesse d'impact

Pour des gammes de vitesses de 250 m.s⁻¹ à 350 m.s⁻¹, on note un soulèvement de la table externe plus important et plus large pour les tirs de billes d'un diamètre de 8 mm. Pour la gamme de vitesse de 550 m.s⁻¹ à 700 m.s⁻¹, autant pour les billes de 6 mm de diamètre il est constaté un soulèvement important de la table externe avec parfois arrachement de cette dernière, autant pour les billes de 8 mm de diamètre nous observons un arrachement de table externe et une fracturation en plusieurs endroit de l'ensemble de l'éprouvette. Pour des vitesses d'impact similaire, une augmentation de 30% du diamètre du projectile engendre des lésions qui n'ont plus rien à voir.

Ces observations de modifications de réponse très importantes de la cible en fonction du diamètre de la bille tirée nous rappellent l'importance de la considération du potentiel couple arme munitions utilisé dans l'interprétation des lésions. Il montre également que les conclusions lésionnelles de cette recherche restent applicables au seul type de projectile utilisé pour les essais et ne pourrait être décliné directement à d'autres types de projectiles.

9.6 Conclusion

L'inclinaison de la cible n'a pas permis, contrairement au tir à 90°, de détecter de relation entre la vitesse d'impact et la vitesse résiduelle. Cependant le changement dans la distribution des débris osseux observé soutient lui aussi l'hypothèse d'une rejection en partie induite par une force de cavitation à l'intérieur de l'os. Les essais de tir avec une suspension du crâne lui permettant tout mouvement lors de l'impact montre que le choix d'un système de fixation fixe lors de nos essais ne présente pas d'incidence sur les résultats obtenus. Le choix fait de conserver les échantillons congelés avant tir ne semble pas avoir d'influence sur les éléments mesurés. Enfin, conformément à ce qui pouvait être attendu, le changement de calibre de projectile induit des changements importants que ce soit au niveau des pertes de vitesse ou des lésions observées mettant en exergue l'importance du couple arme-munition utilisé. Le même type de relation entre la perte d'énergie et la vitesse d'impact est trouvé pour les deux diamètres de bille testés.

10 Conclusion

Ce chapitre consistait à présenter l'ensemble des résultats expérimentaux obtenus lors des deux campagnes de tirs réalisées. L'évaluation de la structure des crânes de chèvres utilisés pour nos essais a conforté le choix fait pour cette étude. En effet l'épaisseur des différentes couches osseuses est comparable à celle observée en région pariétale chez l'humain.

En ce qui concerne la perforation osseuse, les essais réalisés montrent une V_{50} d'environ 147 m.s^{-1} , une vitesse limite de perforation de 145 m.s^{-1} et une vitesse limite de non perforation de 149 m.s^{-1} avec des billes de 6 mm de diamètre.

Ces essais ont permis de soutenir fortement l'hypothèse d'une relation linéaire entre la vitesse d'impact et la vitesse résiduelle avec un coefficient directeur proche de 1 engendrant une perte de vitesse quasi constante sur la gamme de vitesse rencontrée lors de l'usage d'armes à feu. Au contraire aucune relation entre l'épaisseur de différentes couches osseuses, la perte de masse et la vitesse d'impact n'a été mise en lumière.

Pour ce qui est du bilan énergétique, la meilleure corrélation trouvée est de type quadratique entre la perte d'énergie et la vitesse d'impact avec un coefficient de V_i^2 très faible. A l'instar de la perte de vitesse, cette augmentation de perte d'énergie n'a trouvé aucune corrélation avec l'épaisseur crânienne ou la perte de masse.

Cette augmentation de la perte d'énergie semble entraîner une diminution de la taille des débris osseux et une création de rétroprojection osseuse et un soulèvement de la table externe pour des vitesses d'impact supérieures à 200 m.s^{-1} . Ces rétroprojections et ce soulèvement de table externe appuient l'hypothèse de la création d'une cavité temporaire au niveau de la structure osseuse.

La cinématique des lésions, rendue observable par les vidéos réalisées à très haute vitesse au niveau de la table interne, montre en premier lieu la création de fractures radiales, puis un soulèvement de la table interne entraînant la création de fractures concentriques avant détachement et expulsion des débris osseux. Le nombre des fractures radiales et concentriques augmente avec la vitesse d'impact jusqu'à un émiettement de la table. A partir de 500 m.s^{-1} , un certain nombre de fractures radiales ne sont plus contenues dans les concentriques pouvant donner une indication au balisticien ou au médecin légiste sur le type d'arme utilisé. Ces films ainsi réalisés ont également permis d'observer la progression d'une potentielle onde de pression dans la structure osseuse.

L'observation des dégâts à postériori n'a pas permis d'établir une relation entre l'angle du cône lésionnel et la vitesse d'impact. Il est observé une propagation conique de la fracturation dans le diploé même en l'absence de pénétration. Cette partie de la structure présente également une capacité de compaction lui conférant un rôle d'amortisseur lors de l'impact.

Enfin l'étude des conditions limites n'a pas permis de déterminer une corrélation entre les vitesses mesurées et l'inclinaison du support. Cependant un changement dans la distribution des débris osseux est observé, appuyant l'hypothèse d'une cavitation dans le diploé. Le système de fixation ainsi que la méthode de conservation n'ont pas montré d'influence sur les résultats. Enfin le changement du diamètre de bille induit des changements de perte de vitesse et de dommages avec des relations du même ordre entre les éléments mesurés que ceux observés précédemment.

Chapitre V : Apport des résultats pour l'explication du mécanisme lésionnel osseux

1 Introduction

Dans cette partie nous allons dans un premier temps comparer les résultats obtenus lors de cette recherche (chapitre 4) avec les propositions faites dans la littérature (chapitre 1) puis nous tenterons de proposer un modèle à même d'expliquer le mécanisme lésionnel lors de l'impact osseux crâniens.

2 Comparaison avec la littérature

Dans cette partie nous allons comparer nos résultats avec ceux obtenus lors des recherches antérieures et présentées dans notre partie de synthèse bibliographique. Nous vérifierons également si les modèles d'interaction proposés sont en adéquation avec ce qui a été observé lors de nos essais.

2.1 Le « Plugging model »

Ce modèle vraisemblablement proposé au regard de l'aspect conique de l'atteinte balistique osseuse établit une indépendance entre la vitesse d'impact et l'énergie dissipée dans le milieu par le projectile lors de sa traversée.

$$E_s = C_s * k * D^2$$

(Avec k étant le calibre du projectile, D l'épaisseur de matériau traversé et C_s les propriétés de cisaillement spécifique au matériau)

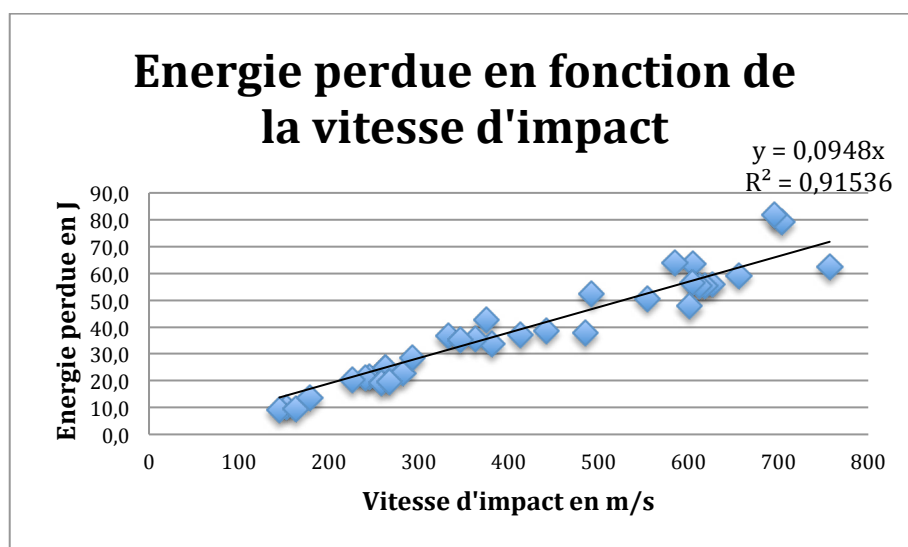


Figure 167 : équation proposée par le « plugging model » (à gauche) et résultats obtenus lors de nos essais (à droite)

Les résultats obtenus lors de nos essais montrent que ce modèle est inapplicable à l'impact osseux crâniens, l'énergie dissipée dans le milieu possédant une relation avec la vitesse d'impact du projectile.

Pour ces mêmes raisons la proposition faite pour les armes de poing par Kneubuehl[66] à savoir une décélération dans l'os indépendante de la vitesse :

$$a = -C_0 \quad [m.s^{-2}]$$

peut être également rejetée pour ce qui est de l'os crâniens.

2.2 Le « SELLIER's velocity profile »

Dans son modèle Sellier[103] propose une relation entre la vitesse d'entrée et de sortie comme suit :

$$V_e = V_a * e^{-R*d} \quad [\text{m.s}^{-1}]$$

Avec V_a la vitesse d'impact ou d'entrée, V_e la vitesse de sortie, d l'épaisseur de tissu traversée et R un coefficient de retardation dépendant de la nature du tissu.

Ce modèle propose une dépendance directe entre la vitesse de sortie et celle d'entrée. Nos résultats ont eux aussi amené à une dépendance directe de ces deux valeurs sous la forme de :

$$V_{\text{résiduelle}} = 1,02 V_{\text{impact}} - 137 \quad [\text{m.s}^{-1}] \quad (R^2 = 0,987)$$

Cette relation n'est pas exponentielle comme proposé par Sellier et au regard de la faiblesse du facteur devant la vitesse d'impact, l'essentiel de la perte de vitesse est induite par la constante de 137 m.s⁻¹.

La proposition faite par Sellier pour ce qui est de la traversée de la structure osseuse du crâne, vue comme un milieu homogène, semble donc être invalidée par nos expériences.

2.3 Les essais réalisés par l'équipe de Huelke

Pour mémoire, les essais menés par l'équipe de Huelke[69], [70], [99], [104] consistaient en des tirs de billes d'acier sur la partie distale de fémur humains embaumés. Les essais effectués à différentes vitesses d'impact avec deux calibres de billes ont amené les auteurs à l'établissement de relation entre l'énergie perdue par la bille et la vitesse d'impact sous la forme suivante :

$$\Delta E = -16,175 + 1,312 V_i + 0,0094 V_i^2 \quad \text{pour les billes de 6,35 mm}$$

$$\Delta E = -9,283 + 3,343 V_i + 0,0208 V_i^2 \quad \text{pour les billes de 10,31 mm}$$

Avec ΔE en ft/lbs et en V_i en ft.s⁻¹

Les essais réalisés dans le cadre de notre recherche ont permis d'établir les relations suivantes :

$$\Delta E = -2.10^{-5} V_{\text{impact}}^2 + 0,0841 V_{\text{impact}} \quad [\text{J}] \quad \text{pour les billes de 6 mm} \quad (R^2 = 0,92)$$

$$\Delta E = 3.10^{-5} V_{\text{impact}}^2 - 0,1479 V_{\text{impact}} \quad [\text{J}] \quad \text{pour les billes de 8 mm} \quad (R^2 = 0,87)$$

Les résultats obtenus par l'équipe d'Huelke sur la partie distale des fémurs, qui comporte une structure en sandwich comparable à celle de l'os crânien, sont comparables à ceux obtenus lors de nos expériences.

La proposition de reprise des données brutes d'Huelke faite par Kneubuehl[66] avec l'établissement des relations suivantes :

$$\text{Pour les billes de 6,35 mm : } \Delta E = 6,6 + 0,416 E_a \quad (r=0,993)$$

$$\text{Pour les billes de 10,31 mm : } \Delta E = 14,9 + 0,262 E_a \quad (r=0,993)$$

avec l'énergie exprimée en joules et E_a étant l'énergie à l'impact.

Cette proposition n'est pas en adéquation avec nos données expérimentales. Une meilleure corrélation ayant même été trouvée sous forme de polynôme de second ordre entre plutôt qu'une relation linéaire. Cependant les relations ainsi établies entre ΔE et E_a ont montré des facteurs de corrélation inférieurs à ceux obtenus en mettant en jeu la vitesse initiale.

2.4 Le modèle heuristique de Kieser

A partir de ses travaux sur des côtes de porc, os plat comparable structurellement à l'os crânien, Kieser[84] a proposé une représentation schématique d'un orifice balistique. Cette représentation, au regard de nos essais, semble valide pour des tirs de bille d'acier de 6 mm de diamètre jusqu'à une vitesse de l'ordre de 250 à 300 $m.s^{-1}$. En effet à partir de cette vitesse nous observons un décollement de la table externe allant en contradiction avec une première phase de tunnel cylindrique proposé par cette équipe de recherche.

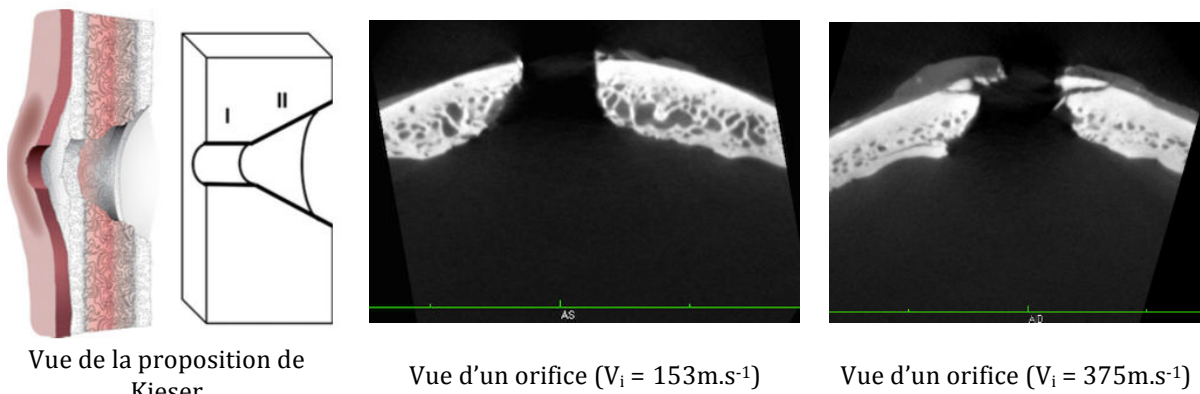


Figure 168 : vue de la proposition schématique de la lésions crânienne balistique faite par Kieser (à gauche) vues en microtomographie d'orifices obtenus lors de nos essais (à $153m.s^{-1}$ au centre et $375 m.s^{-1}$ à droite)

Toujours à partir des mêmes travaux, il a été proposé le modèle heuristique suivant pour expliquer le mécanisme lésionnel osseux généré par un impact balistique.

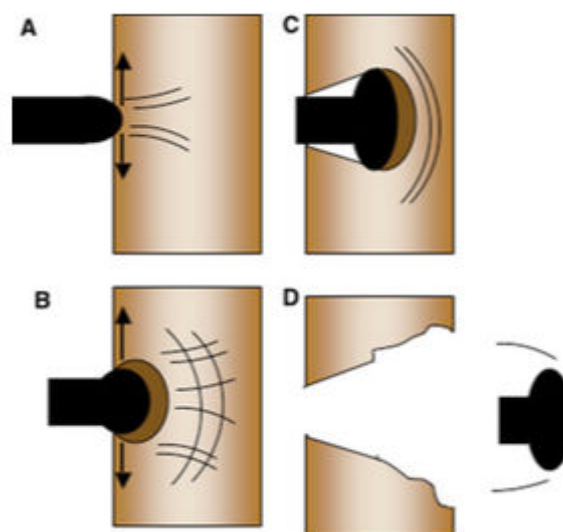


Figure 169 : modèle heuristique de la pénétration d'un projectile déformable dans un os plat[84]

Autant ce modèle ne présente aucune incompatibilité avec les lésions observées pour les vitesses d'impact basses ($<250-300 \text{ m.s}^{-1}$), autant il est incapable d'expliquer certaines lésions observées à plus haute vitesse telles que le soulèvement de la table externe et la rétroprojection de débris osseux.

La proposition de propagation d'une onde dans le milieu en avant du projectile semble être validée par nos tests par l'observation d'une dislocation des sutures crâniennes distantes de l'impact.

2.5 Conclusion partielle

A l'exception des travaux réalisés par Huelke, l'ensemble des propositions faites ou modèles proposés semblent être remis en cause par les tests effectués lors de nos recherches. Ces propositions ont en majorité le défaut de ne pas prendre en compte la structure hétérogène en « sandwich » de l'os crânien, ou se limitent à des gammes de vitesses d'impacts faibles. Il convient donc de proposer, à partir de nos observations, un déroulement possible du mécanisme lésionnel entourant l'impact balistique osseux crânien.

3 Vers une proposition de mécanisme lésionnel

Cette proposition de mécanisme lésionnel doit pouvoir être à même d'expliquer l'ensemble des lésions et phénomènes observés lors de nos essais pour l'ensemble des gammes de vitesses mises en jeu. Il convient donc de rappeler l'évolution du comportement du projectile d'une part et de lister ensuite la typologie des lésions, leurs variations en fonction de la vitesse d'impact ainsi que tous les autres phénomènes associés d'autre part et leur trouver une interprétation potentielle. Certaines explications seront des redites de celles évoquées dans la partie résultats mais il semble opportun de toutes les revoir ici afin de mieux cerner les propositions qui seront faites par la suite

3.1 Le projectile

Le projectile a été choisi sphérique et indéformable pour éviter tout phénomène de basculement, expansion ou fragmentation. Comme nous l'avons déjà expliqué dans la partie matériel et méthode, ce choix permet de recentrer les bilans énergétiques sur la cible seule, aucune partie d'énergie devant être absorbée par un changement quelconque dans la forme du projectile.

Les essais réalisés montrent une perte de vitesse quasi constante lors de la traversée de la cible et donc par la même occasion une augmentation de l'énergie perdue au fur et à mesure de l'augmentation de la vitesse d'impact. Cette perte de vitesse quasi constante est légèrement inférieure à la vitesse limite de perforation observées lors des essais. Cette proximité de valeur appuie fortement l'hypothèse qu'une perte de vitesse importante, et donc de perte d'énergie dans le milieu, a lieu au tout début de la pénétration.

Les vidéos réalisées ne semblent pas montrer la présence de bouchon de matière à la surface avant du projectile lors de sa sortie de la cible.

Le changement du diamètre de bille amène les mêmes observations quant aux pertes de vitesses et d'énergie.

La déviation du projectile après impact pour les tirs à 90° est très faible ou quasi inexistante lorsque la cible est traversée.

3.2 Les lésions

Nous allons décrire les lésions en partant de la table interne puis en remontant jusqu'à la table externe pour faciliter l'analyse.

Pour ce qui est de la table interne, le nombre de fractures radiales et concentriques augmente en fonction de la vitesse d'impact pour aller jusqu'à une pulvérisation de celle-ci pour les vitesses supérieures à 700 m.s⁻¹. Un tel comportement peut être expliqué par les propriétés élastiques de la table interne. La vitesse de sollicitation de la table augmentant, elle devient de plus en plus cassante et son soulèvement plus ou

moins rapide engendre alors des ruptures plus ou moins nombreuses, cette analyse semble à même d'expliquer l'augmentation des fractures radiales. Pour ce qui est des fractures concentriques, la forme sphérique des projectiles engendre une surface de soulèvement progressive, la vitesse de l'augmentation de cette surface engendre un comportement plus ou moins brisant de la table interne expliquant un nombre de fractures concentriques plus importante à haute vitesse.

Pour ce qui est du diploé, les impacts non transfixiants ont permis d'observer une capacité de compaction de cette dernière avec ou sans expulsion d'esquilles osseuses dans la direction de tir. Il a été également possible de voir une répartition conique des fractures au sein de cette structure, sans transfixion de la cible, avec pour sommet le centre du projectile au moment de l'impact. De telles lésions, associées à l'observation de dislocation de sutures crâniennes à distance de l'impact, appuient fortement l'hypothèse d'une transmission importante d'onde dans la cible. La structure alvéolée du diploé engendre alors une fracturation de proche en proche s'éloignant au fur et à mesure de l'épicentre de la sollicitation expliquant ainsi la forme conique de l'atteinte.

Cet aspect conique sur la partie diploé-table interne est constamment observé sur l'ensemble de nos tests. Cette conicité ne semble pas être influencée par la vitesse d'impact. L'indépendance de la conicité et de la vitesse d'impact appuie l'hypothèse que la fracture des travées de l'os trabéculaire a lieu avant même le passage du projectile à travers la cible.

Un soulèvement de la table externe est constaté à partir de la gamme de vitesses 250-300 m.s⁻¹. Il devient plus important en diamètre au fur et à mesure de l'augmentation de la vitesse d'impact et peut conduire jusqu'à l'arrachement de celle-ci. Ce mécanisme lésionnel appuie fortement l'hypothèse d'une pression exercée sur la table externe dans le sens opposé à la progression du projectile. Une telle pression pourrait trouver son explication dans la formation d'une cavité temporaire au sein des différentes alvéoles du diploé qui sont remplies de liquide. Une telle cavitation engendre une pression omnidirectionnelle autour du projectile. Ce phénomène est très bien documenté pour les tirs dans les milieux homogènes tels que la gélatine[105]-[107] et sont à même d'engendrer des fractures osseuses à distances[108]. Ces études montrent que l'importance de la cavité temporaire dépend de la valeur de l'énergie perdue par le projectile. Au regard de ce qui est soutenu dans le paragraphe précédent, à savoir une perte de vitesse importante au début de pénétration, cette cavitation doit être à son maximum au niveau de la fin de table externe. A la lumière de ces différentes remarques plus la vitesse d'impact sera grande, plus la cavité temporaire présentera un volume important et donc plus grande sera la pression exercée sur la table externe. Ces éléments sont à même d'expliquer les phénomènes observés au niveau de la table externe.

Pour ce qui est des réjections de débris, l'apparition d'importantes rétroprojections à partir d'une certaine gamme de vitesses, semblable à celle initiant le soulèvement de la table externe, peut être expliquée par le même mécanisme que celui provoquant ce soulèvement. Pour ce qui est de la diminution de la taille des débris, elle peut elle aussi être expliquée par la rupture des alvéoles de l'os trabéculaire se retrouvant dans la cavité temporaire entourant le passage du projectile. Plus la vitesse d'impact est importante, plus le nombre de travées pouvant se retrouver dans le champ d'action de la

cavité temporaire sera grand, engendrant un nombre de fracturation et donc de fragments plus important. En ce qui concerne le nuage de débris, il a été observé des vitesses individuelles non uniformes. Cette variation de vitesse peut s'expliquer par une action directe du projectile pour le front nuage et une mise en mouvement de proche en proche pour le reste de celui-ci.

Une explication physique ayant été proposée pour l'ensemble des phénomènes observés, il est maintenant possible de proposer un mécanisme lésionnel global illustré.

3.3 Mécanisme lésionnel proposé

Ce mécanisme lésionnel suivrait le cheminement suivant :

- ✓ **Impact du projectile au niveau de la table externe.** Ce choc engendre une transmission d'onde de pression dans la cible. Même si le projectile est supersonique dans l'air il devient subsonique dans le milieu dense qu'est la structure osseuse. L'onde de pression ainsi formée le précède indubitablement. Cette onde engendre une force de cisaillement provoquant une fracturation de proche en proche des travées de la diploé dont l'aspect général est conique mais est en fait une suite de segments s'éloignant de l'épicentre qu'est la zone d'impact. La conicité ainsi obtenue n'est pas dépendante de la vitesse d'impact mais de l'arrangement des travées au sein du diploé.

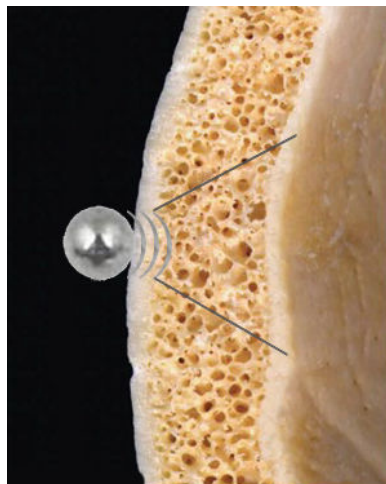


Figure 170 : création de fractures coniques sous l'action d'une onde de pression suite au choc

- ✓ **Le projectile traverse la table externe.** Il est d'abord freiné par l'os cortical puis par le contenu liquide du diploé. L'énergie perdue doit donc être maximale lors de ce passage. L'atteinte de la diploé et de l'ensemble de ses alvéoles pleines de liquide engendre la formation d'une cavité temporaire qui provoque une sphère de pression omnidirectionnelle (en bleu) dont le diamètre est intimement lié à la vitesse d'impact. Si cette pression est assez importante elle peut engendrer le décollement de la table externe.

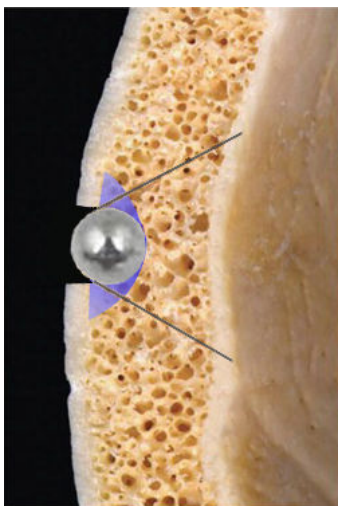


Figure 171 : création d'un cavité temporaire lors de l'arrivée dans la diploé

- ✓ **Le projectile continue sa progression au sein du diploé** dont le contenu liquide assure la possibilité de création de cavité temporaire. Cette dernière engendre des phénomènes de surpression au sein des alvéoles du diploé pouvant causer une fracturation des travées. L'énergie perdue devant diminuer au fur et à mesure de la progression du projectile, le diamètre de cette cavitation diminue également (exception faite peut être au niveau de l'atteinte de la table interne qui forme une nouvelle barrière au passage du projectile) et devient contenu dans le cône de fracturation créé au moment de l'impact.

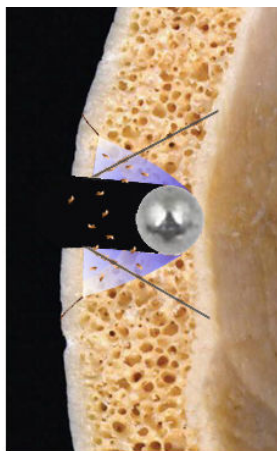


Figure 172 : le volume de la cavité temporaire diminue sur le trajet et est contenu dans le cône de fracturation initiale

- ✓ **Le projectile emmène avec lui une partie des fragments qu'il a créé.** Le mouvement des autres fragments a été initié soit directement par l'action du projectile soit de proche en proche par la cavitation au sein du diploé ce qui explique à la fois les projections positives et les rétroprojections. La partie de diploé se trouvant dans le triangle de fracturation créé à l'impact et n'ayant pas été brisé sous l'effet de la cavitation reste solidaire de la table interne et est expulsée avec elle lors de son soulèvement.

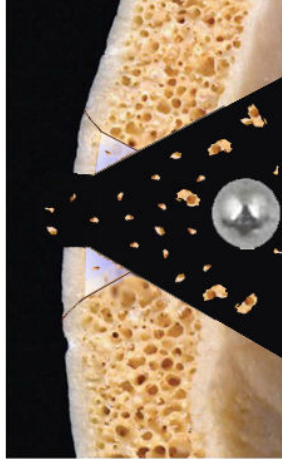


Figure 173 : le projectile sort de la table interne emmenant avec lui les débris dont certains sont expulsés sous l'effet de la cavitation

Conclusion et perspectives

Nous avons montré par notre travail tout l'intérêt que pouvait revêtir l'expérimentation balistique dans la compréhension des phénomènes lésionnels. La recherche bibliographique réalisée au début de cette étude a su mettre en exergue une variabilité importante de la structure osseuse crânienne. Un manque flagrant de comparaison détaillée avec la structure crânienne des animaux qui pourraient être plus aisément utilisés dans le cadre expérimental a également été constaté. Les efforts de caractérisation des propriétés biomécaniques de cet os relevés dans la littérature démontrent une absence de standardisation dans les méthodes utilisées, et des résultats présentant une variabilité étendue. Les expérimentations dans le domaine de vitesse de sollicitation de la balistique sont quasiment inexistantes et les modèles proposés sont non démontrés pour la très grande majorité.

Pour palier ces faiblesses, nous avons dans un premier temps fait une étude histologique de l'os crânien des animaux les plus facilement accessibles pour l'expérimentation comparative. Au delà des problématiques de morphologie, cette analyse a permis de montrer que la chèvre était l'animal présentant une structure de l'os crânien la plus proche de celle humaine. Les rapports d'épaisseurs des différentes couches osseuses sont comparables à celles observées au niveau de la région pariétale chez l'homme. Ce dernier a donc été naturellement choisi pour effectuer les tests dans le cadre de cette thèse.

Deux campagnes d'essais de tirs ont été effectuées sur plus de 100 voûtes crâniennes de chèvre avec des billes en acier propulsées à des vitesses allant de 80 m.s^{-1} à 800 m.s^{-1} . L'originalité de cette expérimentation repose sur l'utilisation simultanée de deux caméras très haute vitesse permettant l'enregistrement du phénomène latéralement et en arrière au niveau de la table interne de la voûte impactée. En plus de ces enregistrements l'ensemble des échantillons a été scanné en microtomographie après tir permettant ainsi la visualisation des dégâts.

Ces différents essais ont permis de déterminer une vitesse minimale nécessaire à la transfixion de la cible d'environ 140 m.s^{-1} pour des billes d'acier d'un diamètre de 6 mm. A l'instar de certaines publications[69], [70], [104], une relation entre l'énergie dissipée et une forme quadratique de la vitesse d'impact a été trouvée contredisant plusieurs modèles proposés pour l'impact balistique osseux[66], [103]. Une relation linéaire entre la vitesse résiduelle et la vitesse d'impact a également été montrée avec une pente très faible induisant une perte de vitesse quasi-constante d'environ 137 m.s^{-1} sur la plage de vitesse d'impact considérée.

Plus la vitesse d'impact est élevée, plus l'énergie dissipée dans le milieu osseux est importante. Cette augmentation de perte d'énergie se traduit par une augmentation du nombre de débris osseux projetés et une diminution de leur taille. La haute cadence d'enregistrement au niveau de la table interne a également permis de montrer une augmentation du nombre de fractures radiales et concentriques au niveau de cette dernière en fonction de l'augmentation de la vitesse d'impact.

Conjointement, la microtomographie a permis d'observer un décollement progressif de la table externe. Une fois de plus ces constatations semblent mettre à défaut les mécanismes lésionnels proposés dans la littérature[84] qui ne sont pas à même d'expliquer les phénomènes en amont de la diploé.

Les différentes observations réalisées autant sur la forme du cône de débris projetés que sur le cône résiduel au niveau osseux n'ont pas permis de détecter un quelconque lien entre ces derniers et la vitesse d'impact.

Les résultats trouvés sont fortement dépendants du type de projectile utilisé. Pour une même vitesse d'impact, l'augmentation du diamètre de la bille engendre une perte de vitesse moins élevée mais l'énergie dissipée reste supérieure induisant des dégâts beaucoup plus importants.

L'ensemble des résultats expérimentaux ainsi obtenus, associé à une observation à la fois dynamique du phénomène rendu possible par les caméras très haute vitesse et résiduel par l'analyse en microtomographie, nous ont permis de proposer une cinématique complète de l'interaction entre le projectile et la structure osseuse. Cette proposition peut être synthétisée en 4 étapes principales :

- ✓ Impact du projectile sur la table externe créant une onde de pression à l'origine d'une fracturation pseudo-conique de la structure en aval.
- ✓ L'arrivée dans le diploé et son contenu liquide permet la création d'une cavité temporaire donnant naissance à une sphère de pression omnidirectionnelle
- ✓ La cavitation continue durant toute la traversée du diploé engendrant une fracturation de cette dernière plus ou moins importante en fonction de l'énergie dissipée.
- ✓ Expulsion des fragments osseux soit par action directe du projectile soit de proche en proche par la cavitation au sein du diploé.

Au total, l'ensemble de ce travail constitue une contribution à une meilleure compréhension du mécanisme lésionnel balistique osseux. Il permet au balisticien et au médecin légiste d'avoir des éléments concrets sur lesquels s'appuyer pour argumenter les hypothèses quant à l'utilisation d'un couple arme-munition ou d'un autre. Le soulèvement de la table externe semble être indicateur de vitesse d'impact importante appuyant donc fortement l'hypothèse de l'utilisation d'arme d'épaule par exemple. Les problématiques de balles perdues pourront également être plus facilement débattues au regard d'une vitesse d'impact minimale nécessaire à la perforation osseuse. Cependant chaque expert devra prendre en compte que cette étude n'est réalisée qu'avec un type particulier de projectile et l'extension aux autres éléments projetés ne doit être faite qu'après avoir déterminé l'influence des paramètres qui ont été modifiés tels que le diamètre et la forme par exemple.

En terme de perspectives, des recherches futures pourraient prendre en compte l'importance jouée par la partie cutanée dans un premier temps puis sur une tête complète dans un second temps. Autant la première proposition peut s'appuyer sur le même protocole d'essai que celui utilisé dans le cadre de cette thèse autant la seconde ne permettra pas un enregistrement dynamique optimum du phénomène, il faudra alors repenser entièrement le setup expérimental.

Il serait également intéressant de pouvoir évaluer la proposition de cinématique du processus lésionnel faite dans le cadre de ce travail en s'intéressant plus particulièrement à la notion de cavité temporaire au sein de la diploé. Pour se faire il faudrait être capable de visualiser les dégâts engendrés par le projectile à différents instants de la traversée. L'utilisation de nouvelles caméras rapides à rayons X pourrait offrir une solution à ce besoin et permettrait de suivre les altérations dans le diploé à des cadences élevées.

Pour ce qui est des dommages du diploé, les piles de scans réalisés dans le cadre de cette recherche pourraient faire l'objet d'une analyse de dommage plus poussée en recherchant l'ensemble des disjonctions trabéculaires. L'étude de la répartition de ces disjonctions permettrait de tester les hypothèses faites quand à la création de la forme conique de l'atteinte balistique crânienne et mieux comprendre la progression des dommages dans cette structure.

Toujours dans le spectre de l'analyse et la compréhension des dommages, il pourrait s'avérer utile de mener une campagne en scannant la zone d'impact avant et après tir. Cela n'a pu être réalisé dans le cadre de cette thèse au regard du manque de précision du système de tir mis en place et l'incapacité de superposition des volumes scannés avant et après tir. La précision du tir pourrait être augmentée en améliorant le setup expérimental (utilisation de canon plus long ou de lanceur pneumatique). Pour ce qui est de la superposition des volumes, l'utilisation de pointes radioactives déposées en différents endroits de la surface de l'échantillon scanné pourrait permettre un alignement des volumes.

Dans un but de collection d'informations pertinentes, il pourrait s'avérer utile de constituer une banque de données à partir de prélèvements d'orifices crâniens issus d'autopsies qui seraient scannés en microtomographie en suivant le protocole utilisé dans le cadre de ce travail. Une telle collection de données, associée à une connaissance des paramètres de création de la lésions (type arme et projectile, angle d'incidence et distance de tir) pourrait permettre de comparer les résultats obtenus sur les crânes de chèvres à ceux de crânes humains.

Parallèlement à ces travaux, il serait utile de pouvoir affiner la caractérisation mécanique des voutes osseuses des crânes de chèvre à des vitesses de sollicitations rencontrées en balistique et les comparer en utilisant le même setup à celle obtenues pour les voutes crâniennes humaines. Pour ce faire une méthodologie de test capable de donner des caractéristiques mécaniques valables pour des vitesses de sollicitations comprises entre 300 m.s^{-1} et 1000 m.s^{-1} devra dans un premier temps être trouvée.

Afin de mieux étudier les nuages de débris projetés, un setup mettant en place un enregistrement avec deux caméras en stéréovideo semble être une proposition intéressante. Les nombreuses problématiques de plan focaux, éclairage, et positionnement des caméras devront d'abord trouver des solutions techniques viables.

L'ensemble des données obtenues lors des campagnes de tirs pourra être utilisé dans le cadre de simulation numérique par éléments finis. L'établissement d'un tel modèle numérique reste complexe au regard de la forte dégradation de la cible qui connaît un arrachement d'éléments de sa structure. Des tests complémentaires seront sans doute

nécessaires afin de réaliser une telle étude. Ce type de modèle permettra également de tester les hypothèses faites quant à la cinématique de la lésion osseuse et sera un appui indéniable dans l'optimisation des futurs setups expérimentaux.

Enfin la finalité de cette recherche étant de correspondre aux besoins des sciences forensiques, une prochaine étape serait d'effectuer ces essais avec des couples arme-munition usuellement rencontrés dans les faits criminels, documenter la variabilité induite par le changement de calibre ou de forme du projectile puis de générer des abaques pouvant être utilisés facilement par le balisticien et le médecin légiste dans le cadre de ces expertises.

Bibliographie

- [1] F. Péquignot, A. Le Toullec, M. Bovet, M. Mellah, and E. Jouglu, "Données sur la mortalité par arme à feu en France," 2004.
- [2] M. D. Maves and B. H. Matt, "Calvarial Bone Grafting of Facial Defects," *Otolaryngology--Head and Neck Surgery*, 1986.
- [3] Y.-S. Jung, H.-J. Kim, S.-W. Choi, J.-W. Kang, and I.-H. Cha, "Regional thickness of parietal bone in Korean adults.," *Int J Oral Maxillofac Surg*, vol. 32, no. 6, pp. 638–641, Nov. 2003.
- [4] A. Moreira-Gonzalez, F. E. Papay, and J. E. Zins, "Calvarial thickness and its relation to cranial bone harvest.," *Plast Reconstr Surg*, vol. 117, no. 6, pp. 1964–1971, Apr. 2006.
- [5] N. Lynnerup, "Cranial thickness in relation to age, sex and general body build in a Danish forensic sample.," *Forensic Science International*, vol. 117, no. 1, pp. 45–51, Feb. 2001.
- [6] W. G. Sullivan and A. A. Smith, "The split calvarial graft donor site in the elderly: a study in cadavers.," *Plast Reconstr Surg*, vol. 84, no. 1, pp. 29–31, Jul. 1989.
- [7] H. Israel, "Age factor and the pattern of change in craniofacial structures.," *Am J Phys Anthropol*, vol. 39, no. 1, pp. 111–128, Jun. 1973.
- [8] S. G. Morton, *Crania Americana*. 1840.
- [9] K. C. Ho, U. Roessmann, J. V. Straumfjord, and G. Monroe, "Analysis of brain weight. I. Adult brain weight in relation to sex, race, and age.," *Arch Pathol Lab Med*, vol. 104, no. 12, pp. 635–639, Nov. 1980.
- [10] K. L. Beals, C. L. Smith, and S. M. Dodd, *Brain Size, Cranial Morphology, Climate, and Time Machines*. 1984.
- [11] R. B. Bean, "Some racial peculiarities of the Negro brain," *Am. J. Anat.*, vol. 5, no. 4, pp. 353–432, Sep. 1906.
- [12] F. P. Mall, "On several anatomical characters of the human brain, said to vary according to race and sex, with especial reference to the weight of the frontal lobe," *Am. J. Anat.*, vol. 9, no. 1, pp. 1–32, 1909.
- [13] R. Pearl, "THE WEIGHT OF THE NEGRO BRAIN.," *Science*, vol. 80, no. 2080, pp. 431–434, Nov. 1934.
- [14] S. J. Gould, *The Mismeasure of Man (Revised & Expanded)*. W. W. Norton & Company, 2006.
- [15] J. S. Michael, "A new look at Morton's craniological research," *Current Anthropology*, 1988.
- [16] J. E. Lewis, D. Degusta, M. R. Meyer, J. M. Monge, A. E. Mann, and R. L. Holloway, "The mismeasure of science: Stephen Jay Gould versus Samuel George Morton on skulls and bias.," *PLoS Biol*, vol. 9, no. 6, pp. e1001071–e1001071, May 2011.
- [17] C. Pellerin and R. Fenart, "Comparaison globales entre neuf populations de crânes récents étudiées en orientation vestibulaire," *http.*, vol. 1, pp. 67–82, 1984.
- [18] V. Novotny, M. Y. Işcan, and S. R. Loth, "Morphologic and osteometric assessment of age, sex, and race from the skull," *Forensic analysis of the skull*, 1993.
- [19] J. Allan, "On the real differences in the minds of men and women," *Journal of the Anthropological Society of London*, 1869.

- [20] C. S. Vidya, B. Prashantha, and M. R. Gangadhar, "Anthropometric Predictors for Sexual Dimorphism of Skulls of South Indian Origin," *International Journal of Scientific and Research Publication*, vol. 2, no. 10, Oct. 2012.
- [21] M. Steyn and M. Y. İşcan, "Sexual dimorphism in the crania and mandibles of South African whites.," *Forensic Science International*, vol. 98, no. 1, pp. 9–16, Nov. 1998.
- [22] M. R. Dayal, M. A. Spocter, and M. A. Bidmos, "An assessment of sex using the skull of black South Africans by discriminant function analysis.," *Homo*, vol. 59, no. 3, pp. 209–221, 2008.
- [23] D. Franklin, L. Freedman, and N. Milne, "Sexual dimorphism and discriminant function sexing in indigenous South African crania.," *Homo*, vol. 55, no. 3, pp. 213–228, 2005.
- [24] V. Saini, R. Srivastava, R. K. Rai, S. N. Shamal, T. B. Singh, and S. K. Tripathi, "An osteometric study of northern Indian populations for sexual dimorphism in craniofacial region.," *Journal of Forensic Sciences*, vol. 56, no. 3, pp. 700–705, May 2011.
- [25] D. Franklin, A. Cardini, A. Flavel, and A. Kuliukas, "Estimation of sex from cranial measurements in a Western Australian population.," *Forensic Science International*, vol. 229, no. 1, pp. 158–158, Jun. 2013.
- [26] T. D. White and P. A. Folkens, *The Human Bone Manual*. Academic Press, 2005.
- [27] J. Ruan and P. Prasad, "The effects of skull thickness variations on human head dynamic impact responses.," *Stapp Car Crash J*, vol. 45, pp. 395–414.
- [28] R. P. Hubbard, "Flexure of layered cranial bone.," *Journal of Biomechanics*, vol. 4, no. 4, pp. 251–263, Jul. 1971.
- [29] J. Peterson and P. C. Dechow, "Material properties of the human cranial vault and zygoma," *The Anatomical Record Part A: ...*, 2003.
- [30] J. Peterson and P. C. Dechow, "Material properties of the inner and outer cortical tables of the human parietal bone," *The Anatomical Record*, 2002.
- [31] N. Lynnerup, J. G. Astrup, and B. Sejrsen, "Thickness of the human cranial diploe in relation to age, sex and general body build.," *Head Face Med*, vol. 1, pp. 13–13, Dec. 2004.
- [32] N. Lynnerup and O. Lynnerup, "Automatic data acquisition of anthropological measurements.," *Comput Biol Med*, vol. 23, no. 2, pp. 143–147, Feb. 1993.
- [33] H. J. Choi, R. K. De Silva, D. C. Tong, H. L. De Silva, R. M. Love, and J. Athens, "The thickness of parietal bones in a new zealand sample of cadaveric skulls in relation to calvarial bone graft.," *Craniofacial Trauma Reconstr*, vol. 6, no. 2, pp. 115–120, May 2013.
- [34] S. Torimitsu, Y. Nishida, T. Takano, Y. Koizumi, Y. Makino, D. Yajima, M. Hayakawa, G. Inokuchi, A. Motomura, F. Chiba, K. Otsuka, K. Kobayashi, Y. Odo, and H. Iwase, "Statistical analysis of biomechanical properties of the adult skull and age-related structural changes by sex in a Japanese forensic sample.," *Forensic Science International*, vol. 234, pp. 185.e1–9, Jan. 2014.
- [35] E. M. Lillie, J. E. Urban, A. A. Weaver, A. K. Powers, and J. D. Stitzel, "Estimation of skull table thickness with clinical CT and validation with microCT.," *J Anat*, vol. 226, no. 1, pp. 73–80, Dec. 2014.
- [36] Q. Wang and P. C. Dechow, "Elastic properties of external cortical bone in the craniofacial skeleton of the rhesus monkey.," *Am J Phys Anthropol*, vol. 131, no. 3, pp. 402–415, Oct. 2006.
- [37] R. Barone, *Anatomie comparée des mammifères domestiques: Ostéologie*.

- Editions Vigot, 1966.
- [38] N. Yoganandan and F. A. Pintar, "Biomechanics of temporo-parietal skull fracture.," *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, vol. 19, no. 3, pp. 225–239, Feb. 2004.
- [39] J. L. Wood, "Dynamic response of human cranial bone.," *Journal of Biomechanics*, vol. 4, no. 1, pp. 1–12, Jan. 1971.
- [40] "Rating the severity of tissue damage. I. The abbreviated scale.," *JAMA*, vol. 215, no. 2, pp. 277–280, Jan. 1971.
- [41] J. Versace, *A Review of the Severity Index*. 1971.
- [42] M. Vander Vorst, J. Stuhmiller, K. Ho, N. Yoganandan, and F. Pintar, "Statistically and biomechanically based criterion for impact-induced skull fracture.," *Annu Proc Assoc Adv Automot Med*, vol. 47, pp. 363–381, Dec. 2002.
- [43] D. O. Messerer, *Über Elasticität und Festigkeit der menschlichen Knochen... von Dr Otto Messerer...* 1880.
- [44] J. H. McElhaney, J. L. Fogle, J. W. Melvin, and R. R. Haynes, "Mechanical properties of cranial bone," *Journal of ...*, 1970.
- [45] J. MCELHANEY, J. FOGLE, E. BYARS, and G. WEAVER, "EFFECT OF EMBALMING ON THE MECHANICAL PROPERTIES OF BEEF BONE.," *J Appl Physiol*, vol. 19, pp. 1234–1236, Oct. 1964.
- [46] D. H. Robbins and J. L. Wood, "Determination of mechanical properties of the bones of the skull," *Exp Mech*, 1969.
- [47] J. W. Melvin, D. H. Robbins, and V. L. Roberts, *Melvin: The mechanical behavior of the diploë layer...* - Google Scholar. Development in Mechanics: Proc. Midwestern ..., 1969.
- [48] N. Yoganandan, F. A. Pintar, A. Sances, P. R. Walsh, C. L. Ewing, D. J. Thomas, and R. G. Snyder, "Biomechanics of skull fracture.," *J. Neurotrauma*, vol. 12, no. 4, pp. 659–668, Aug. 1995.
- [49] E. S. Gurdjian and H. R. Lissner, "Deformations of the skull in head injury studied by the stresscoat technique, quantitative determinations.," *Surg Gynecol Obstet*, vol. 83, pp. 219–233, Aug. 1946.
- [50] E. S. Gurdjian and H. R. Lissner, "Deformations of the skull in head injury as studied by the 'stresscoat' technic," *The American Journal of Surgery*, 1947.
- [51] E. S. Gurdjian, H. R. Lissner, and J. E. WEBSTER, "The mechanism of production of linear skull fracture; further studies on deformation of the skull by the stresscoat technique.," *Surg Gynecol Obstet*, vol. 85, no. 2, pp. 195–210, Aug. 1947.
- [52] E. S. Gurdjian and J. E. WEBSTER, "The mechanism and management of injuries of the head.," *J Am Med Assoc*, vol. 134, no. 13, pp. 1072–1077, Jul. 1947.
- [53] E. S. Gurdjian and J. E. WEBSTER, "Newer concepts in the mechanism and management of head injury.," *Grace Hosp Bul*, vol. 25, no. 2, pp. 85–105, Jul. 1947.
- [54] E. S. Gurdjian, J. E. WEBSTER, and H. R. Lissner, "Studies on skull fracture with particular reference to engineering factors.," *Am. J. Surg.*, vol. 78, no. 5, pp. 736–42– Disc 749–51, Nov. 1949.
- [55] E. S. Gurdjian and J. E. WEBSTER, "Recent advances in the knowledge of the mechanism, diagnosis and treatment of head injury.," *Am. J. Med. Sci.*, vol. 226, no. 2, pp. 214–220, Aug. 1953.
- [56] V. R. Hodgson, L. M. Thomas, U. S. F. H. Administration, Wayne State University. Department of Neurosurgery, *Breaking Strength of the Human Skull Vs. Impact Surface Curvature*. 1971.

- [57] V. R. Hodgson and L. M. Thomas, *Breaking Strength of the Human Skull Vs. Impact Surface Curvature. Final Report.* 1973.
- [58] D. C. Schneider and A. M. Nahum, "Impact Studies of Facial Bones and Skull," SAE International, Warrendale, PA, Feb. 1972.
- [59] J. A. Motherway, P. Verschueren, G. Van der Perre, J. Vander Sloten, and M. D. Gilchrist, "The mechanical properties of cranial bone: the effect of loading rate and cranial sampling position.," *Journal of Biomechanics*, vol. 42, no. 13, pp. 2129–2135, Sep. 2009.
- [60] C. A. Joll, "Gunshot injuries of the skull: A analysis of twenty cases," *British journal of Surgery*, 1915.
- [61] H. Cushing, "A study of a series of wounds involving the brain and its enveloping structures," *British journal of Surgery*, 1917.
- [62] G. Horrax, "Observations on a series of gunshot wounds of the head," *British journal of Surgery*, 1919.
- [63] S. G. Jefferson, *The Physiological Pathology of Gunshot Wounds of the Head.* 1919.
- [64] X. LAROCHE, J. BOUVENET, and Y. SCHULIAR, "Recommandations pour la pratique médico-légale thanatologique en matière de balistique," *Journal de médecine ...*, 2006.
- [65] H. Grundfest, *Penetration of Steel Spheres Into Bone.* Missiles Casualty Rep. No.10, National Research Council, Division of Medical Science, Office of Research and Development, 1945.
- [66] R. M. Coupland, B. P. Kneubuehl, M. A. Rothschild, and M. J. Thali, *Wound Ballistics.* 2011.
- [67] C. Journée, *Rapport entre la force vive des balles et la gravité des blessures qu'elles peuvent causer.* Revue d'Artillerie, 1907, pp. 81–120.
- [68] G. R. Callender and R. W. French, *Wound ballistics: studies in the mechanism of wound production by rifle bullets.* Milit Surg, 1935.
- [69] D. F. Huelke, J. H. Harger, L. J. Buege, H. G. Dingman, and D. R. Harger, "An experimental study in bio-ballistics," *Journal of Biomechanics*, vol. 1, no. 2, pp. 97–105, Jul. 1968.
- [70] D. F. Huelke, J. H. Harger, L. J. Buege, and H. G. Dingman, "An experimental study in bio-ballistics: femoral fractures produced by projectiles--II. Shaft impacts.," *Journal of Biomechanics*, vol. 1, no. 4, pp. 313–321, Dec. 1968.
- [71] J. H. Harger and D. F. Huelke, "Femoral fractures produced by projectiles--the effects of mass and diameter on target damage.," *Journal of Biomechanics*, vol. 3, no. 5, pp. 487–493, Oct. 1970.
- [72] V. J. M. Di Maio, *Gunshot Wounds.* CRC PressI Llc, 1999.
- [73] B. P. Kneubuehl and M. J. Thali, "The evaluation of a synthetic long bone structure as a substitute for human tissue in gunshot experiments.," *Forensic Science International*, vol. 138, no. 1, pp. 44–49, Dec. 2003.
- [74] A. Papy, "Evaluation of Kinetic-Energy Non-Lethal Weapons," 2007.
- [75] C. A. Bir, *The evaluation of blunt ballistic impacts of the thorax.* 2000.
- [76] J. V. Eck, *Biomechanical Response and Abdominal Injury Due to Blunt Ballistic Impacts.* Ph D Thesis WAYNE STATE UNIVERSITY, 2006.
- [77] D. C. Viano, C. Bir, T. Walilko, and D. Sherman, "Ballistic impact to the forehead, zygoma, and mandible: comparison of human and frangible dummy face biomechanics.," *J Trauma*, vol. 56, no. 6, pp. 1305–1311, Jun. 2004.
- [78] D. Raymond, C. Van Ee, G. Crawford, and C. Bir, "Tolerance of the skull to blunt

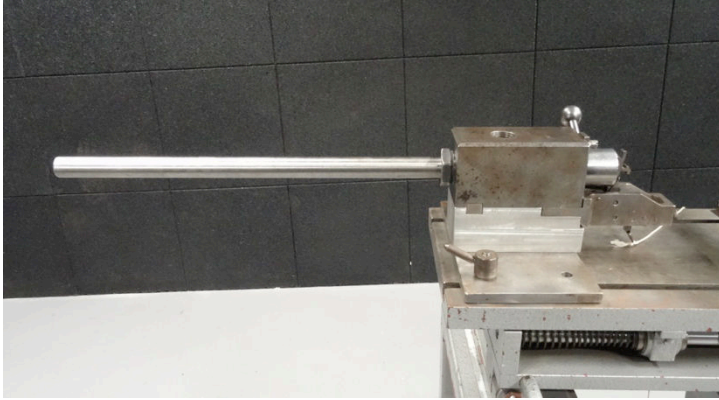
- ballistic temporo-parietal impact.," *Journal of Biomechanics*, vol. 42, no. 15, pp. 2479–2485, Nov. 2009.
- [79] D. E. Raymond and C. A. Bir, "A biomechanical evaluation of skull-brain surrogates to blunt high-rate impacts to postmortem human subjects.," *Journal of Forensic Sciences*, vol. 60, no. 2, pp. 370–373, Mar. 2015.
- [80] L. A. La Garde, *Gunshot injuries*, 2nd ed. New York : William Wood and Co., 1916.
- [81] D. S. Dixon, "Keyhole lesions in gunshot wounds of the skull and direction of fire.," *Journal of Forensic Sciences*, vol. 27, no. 3, pp. 555–566, Jul. 1982.
- [82] G. Quatrehomme and M. Y. Işcan, "Analysis of beveling in gunshot entrance wounds.," *Forensic Science International*, vol. 93, no. 1, pp. 45–60, Apr. 1998.
- [83] J. S. Raul and M. PETIT, "Balistique lésionnelle," in *Manuel d'anthropologie médico-légale*, 545 ed., no. 3, T. Delabarde and B. Ludes, Eds. Eska, 2014.
- [84] J. A. J. Kieser, J. J. Tahere, C. C. Agnew, D. C. D. Kieser, W. W. Duncan, M. V. M. Swain, and M. T. M. Reeves, "Morphoscopic analysis of experimentally produced bony wounds from low-velocity ballistic impact.," *Forensic Science, Medicine, and Pathology*, vol. 7, no. 4, pp. 322–332, Nov. 2011.
- [85] G. Quatrehomme and M. Y. Işcan, "Beveling in exit gunshot wounds in bones.," *Forensic Science International*, vol. 89, no. 1, pp. 93–101, Sep. 1997.
- [86] J. I. Coe, "External beveling of entrance wounds by handguns.," *Am J Forensic Med Pathol*, vol. 3, no. 3, pp. 215–219, Sep. 1982.
- [87] S.-O. Baik, J. M. Uku, and M. Sikirica, "A Case of External Beveling with an Entrance Gunshot Wound to the Skull made by a Small Caliber Rifle Bullet.," *Am J Forensic Med Pathol*, vol. 12, no. 4, p. 334, Dec. 1991.
- [88] P. BL, "External beveling of cranial gunshot entrance wounds.," *Journal of Forensic Sciences*, vol. 36, no. 5, pp. 1592–1595, Sep. 1991.
- [89] T. Bhoopat, "A case of internal beveling with an exit gunshot wound to the skull.," *Forensic Science International*, vol. 71, no. 2, pp. 97–101, Jan. 1995.
- [90] J. Jussila, "Wound ballistic simulation: Assessment of the legitimacy of law enforcement firearms," 2004.
- [91] M. J. Thali, B. P. Kneubuehl, U. Zollinger, and R. Dirnhofer, "The 'skin-skull-brain model': a new instrument for the study of gunshot effects.," *Forensic Science International*, vol. 125, no. 2, pp. 178–189, Feb. 2002.
- [92] C. CANNET, "HISTOLOGIE," in *Manuel pratique d'anthropologie médico-légale*, 486 ed., no. 3, T. Delabarde and B. Ludes, Eds. Eska, 2014.
- [93] J. Poirier, *Histologie moléculaire*. Elsevier Masson, 1999.
- [94] M. L. Hillier and L. S. Bell, "Differentiating human bone from animal bone: a review of histological methods.," *Journal of Forensic Sciences*, vol. 52, no. 2, pp. 249–263, Mar. 2007.
- [95] H. K. Kristensen, "An Improved Method of Decalcification - Stain Technology - Volume 23, Issue 3," *Stain technology*, 1948.
- [96] H. Puchtler, F. S. Waldrop, and L. S. Valentine, "Polarization microscopic studies of connective tissue stained with picro-sirius red FBA.," *Beitr Pathol*, vol. 150, no. 2, pp. 174–187, Nov. 1973.
- [97] L. C. Junqueira, G. Bignolas, and R. R. Brentani, "Picrosirius staining plus polarization microscopy, a specific method for collagen detection in tissue sections.," *Histochem. J.*, vol. 11, no. 4, pp. 447–455, Jul. 1979.
- [98] A. Dziedzic-Gocławska, M. Rozycka, J. C. Czyba, R. Moutier, S. Lenczowski, and K. Ostrowski, "Polarizing microscopy of Picrosirius stained bone sections as a

- method for analysis of spatial distribution of collagen fibers by optical diffractometry,” *Basic Appl Histochem*, vol. 26, no. 4, pp. 227–239, 1982.
- [99] D. F. Huelke and J. H. DARLING, “BONE FRACTURES PRODUCED BY BULLETS,” *Journal of Forensic Sciences*, vol. 9, no. 4, pp. 461–469, Oct. 1964.
- [100] M. M. Panjabi, M. Krag, D. Summers, and T. Videman, “Biomechanical time-tolerance of fresh cadaveric human spine specimens,” *J. Orthop. Res.*, vol. 3, no. 3, pp. 292–300, 1985.
- [101] J. R. Crandall, *The Preservation of Human Surrogates for Biomechanical Studies*. 1994.
- [102] R. Delille, *Contribution à la compréhension du comportement mécanique de l'os du crâne humain sous différents moyens de conservation et de sollicitation*. 2007.
- [103] K. G. Sellier and B. P. Kneubuehl, Eds., *Wound Ballistics: And the Scientific Background*, 1e. Elsevier, 1994.
- [104] D. F. Huelke, L. J. Buege, and J. H. Harger, “Bone fractures produced by high velocity impacts,” *Am. J. Anat.*, vol. 120, no. 1, pp. 123–131, Jan. 1967.
- [105] M. L. Fackler and J. A. Malinowski, “The wound profile: a visual method for quantifying gunshot wound components,” *J Trauma*, vol. 25, no. 6, pp. 522–529, Jun. 1985.
- [106] J. J. Jussila, “Measurement of kinetic energy dissipation with gelatine fissure formation with special reference to gelatine validation,” *Forensic Science International*, vol. 150, no. 1, pp. 53–62, May 2005.
- [107] C. Schyma and B. Madea, “Evaluation of the temporary cavity in ordnance gelatine,” *Forensic Science International*, vol. 214, no. 1, pp. 82–87, Jan. 2012.
- [108] B. Janzon and J. Hull, *Projectile-material interactions: soft tissue and bone*. Scientific foundations of trauma. Oxford: Butterworth ..., 1997.

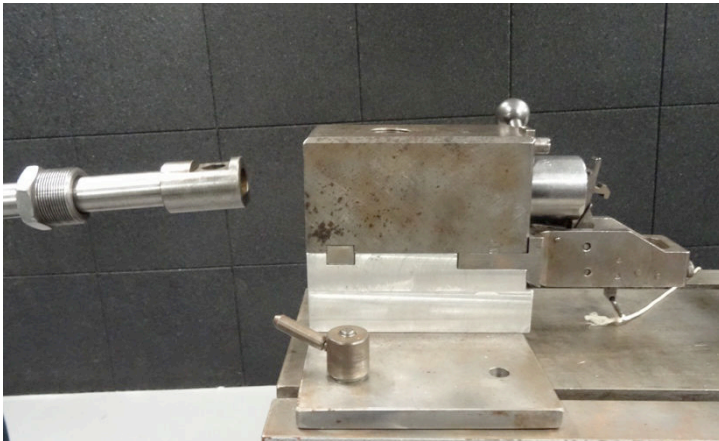
Annexe I : Mesures Histologiques

Espèce	Epaisseur voute crânienne en mm	Ø Ostéons en µm
Bœuf 1	140,00	
Bœuf 2	170,00	
Bœuf 3	185,00	324 ± 66
Moyenne	165,00	
Chèvre 1	4,50	
Chèvre 2	5,50	
Chèvre 3	8,00	291 ± 82
Moyenne	6,00	
Mouton 1	4,00	
Mouton 2	5,00	
Mouton 3	5,50	360 ± 65
Moyenne	4,83	
Porc 1	230,00	
Porc 2	160,00	
Porc 3	190,00	-
Moyenne	193,33	
Hm Frontal	5,00	
Hm Temporal	7,00	
Hm Pariétal	6,00	
Hm Temporal	4,00	
Hm Postérieur	4,80	
Hm Occipital	4,40	
Hm Pariétal	4,55	
Hm Pariétal	4,35	
Hm indéterminé	7,00	342 ± 96
Moyenne	5,23	

Annexe II : fabrication des canons et munitions



Vue du bloc manométrique et d'un canon en calibre .308 W monté. Ce bloc est de fabrication artisanale.



Vue du canon démonté et de l'écrou d'assemblage permettant de solidariser le canon au bloc manométrique.



Vue du montage d'un canon sur le bloc de pression.



Vue de la culasse à cuvette de tir interchangeable.

Cette culasse présente un système de fermeture à l'aide d'un pas artillerie interrompu, dit du "système DE BANGE"



Vue d'un canon de calibre .22LR ayant été recoupé et refileté.



Un réalésage à un diamètre exacte de 6 mm a été réalisé, ainsi qu'un cône de raccordement et de forçement.

Un réglage de feuillure est ainsi possible.



Vue d'un canon de calibre .308 W dont l'âme du canon a été réalésée à un diamètre de 8 mm exactement.



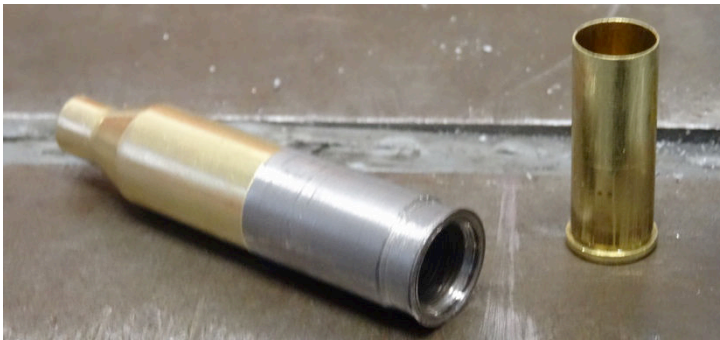
Vue de la fabrication par tournage d'un culot rapporté en acier afin de pouvoir adapter des parties de corps d'étui avec leur épaulement et collet rétreint.



Vue de la partie du corps de l'étui en calibre .243W.
Vue de la découpe du culot rapporté.



Vue des pièces avant assemblage.



Vue des pièces assemblées et de l'étui de calibre .32-20 qui sera utilisé comme fausse cartouche après avoir été serti en étoile.



Vue de l'ensemble, le collet retreint sera mis en forme à un diamètre de 5,9 mm (+ou- 0,1 mm)



Vue de la fabrication d'un sertisseur en étoile, pour fermer les cartouches feuillette.



Vue du canon utilisé pour tirer des munitions du type .308W et ou .243 W modifiées pour tirer des billes en acier de 8 mm, avec ou sans fausse cartouche à feuillette.



Vue du canon utilisé pour tirer des munitions du type .243 W modifiées pour tirer des billes en acier de 6 mm, avec ou sans fausse cartouche à feuillette.



- A gauche: vue de la munition de fabrication artisanale (culot rapporté en acier) et de la fausse cartouche feuillette en calibre .32-20, et d'une bille en acier de 8 mm
 - A droite: vue d'une munition de calibre .243 W retreinte à un diamètre de 5,90 mm, et d'une bille en acier de 6 mm

- Vue du dessus des munitions (à gauche avec bille en acier, à droite cartouche feuillette)

Annexe III : Mesures des épaisseurs des différentes couches osseuses des échantillons

N° échantillon	épaisseur table externe en mm								épaisseur diploé en mm								épaisseur table interne en mm							
1	1,38	1,37	1,37	1,27	1,62	1,3	1,1	1,31	2,8	3,32	3,22	3,46	2,13	3,69	2,05	3,27	0,97	0,94	0,81	0,61	0,54	0,64	0,65	0,97
2	3,03	2,69	2,78	2,26	2,33	2,26	2,52	2,62	2,71	2,6	2,4	2,71	2,53	1,63	2,61	2,85	1,89	1,85	1,85	2,55	2	1,72	1,72	2,05
3	1,29	1,43	1,98	1,48	1,55	1,48	1,8		1,35	2,72	1,98	1,93	1,56	1,91	2,12		0,84	1,03	0,82	0,7	0,7	0,76	0,66	
4	1,24	1,54	1,2	1,24	1,25	1,61	1,18	1,19	3,77	4,57	3,27	3,7	3,93	3,99	3,67	4,65	1,38	1,03	0,67	0,73	1,16	0,77	0,78	1,01
5	1,56	1,69	1,93	1,74	1,89	1,82	1,77	2,12	1,49	1,96	1,39	1,39	1,27	1,83	1,42	2,08	1,26	0,97	1,35	1,03	1,52	0,98	1,36	1,13
6	0,66	0,7	1,08	0,69	1,03	0,9	1,14	1,54	2,08	2,27	1,62	1,09	1,43	2,08	1,99	2,26	0,47	0,83	0,36	0,33	0,5	1,52	0,7	0,95
7	0,4	0,27	0,34	0,68	0,47				3,91	3,26	3,6	4,88	4,45				0,29	0,11	0,23	0,17	0,37			
8	1,37	1,88	1,79	1,75	1,58				2,61	1,87	1,67	1,77	1,76				1,01	0,85	0,43	1,34	1,04			
9	1,52	1,09	1,16	1,54					3,75	2,65	3,14	4,18					1,04	0,91	1,12	1,15				
10	1,09	1,19	0,82	1,07	1,03	1,18	1,02	0,94	5,58	4,89	5,26	5,24	6,12	4,89	5,51	5,31	0,88	0,96	0,92	0,71	0,77	0,58	0,58	0,92
11	1,04	0,98	0,8	0,97	0,94	1,08	1,02	1,24	3,23	3,59	3,52	4,45	3,58	4,19	3,7	4,04	0,5	0,77	0,31	0,58	0,43	0,31	0,39	0,6
12	0,35	0,46	0,31						1,47	1,46	1,4						0,5	0,35	0,5					
13	0,97	0,8	1,09	1,15	1,12	1,08	0,8	1,11	3,42	3,83	4,02	4,69	4,18	3,74	4,46	4,01	0,46	0,61	0,46	0,46	0,32	0,36	0,53	0,41
14	1,58	0,9	1,77	1,37	1,4	1,21	1,47	1,32	3,54	2,32	2,1	2,87	3,4	2,31	4,24	2,8	0,97	0,8	0,27	0,56	1	1,11	1,35	0,68
15	1,29	1,02	0,94	1,75	1,52	1,46	1,02	1,28	3,45	3,54	1,31	3,07	3,29	2,07	2,98	2,09	0,97	0,98	0,62	1,26	0,72	1,15	0,83	1,53
16	0,22	0,53	0,28	0,33					4,32	5,04	4,98	5,45					0,23	0,11	0,05	0,05				
17	1,58	1,68	1,79	1,68	1,67	2,1	1,46	2,18	4,18	3,1	1,97	3,07	3,15	2,5	2,79	2,51	1,01	1,77	0,9	0,85	0,85	1,35	0,74	1,28
18	1,54	1,55	1,23	1,57	1,55	1,1	1,39	1,72	3,98	1,64	2,43	3,04	3,61	2,24	3,44	1,78	0,81	0,82	0,62	0,98	0,89	0,86	0,92	0,9
19	1,91	2,36	1,22	1,73	2,1	2,31	1,94		3,49	3,09	1,76	2,18	3,25	2,02	1,25		1,38	1,56	1,08	1,27	1,27	1,4	1,18	
20	0,64	1,33	1	0,79	0,62	1,15	1,31		9,13	4,42	4,33	5,35	6,46	4,37	5,23		0,45	0,78	0,26	0,6	0,32	0,5	0,53	
21	1,59	0,93	1,04	0,97	1,1	1,37			3,01	2,59	3,8	3,43	2,31	1,73			0,87	0,81	1,33	1,05	1,04	0,93		
22	1,36	1,72	1,47	1,86					2,8	1,69	1,71	2,39					1,5	1,97	1,94	1,11				
23	3,77	4,47	4,89						4,77	3,48	3,83						1,02	0,62	1,21					
24	1,11	1,13	1,1	1,29					2,44	2,98	2,8	3,09					0,66	0,46	0,51	0,45				
25	0,69	0,79	0,99	0,42	0,29				1,53	1,86	1,87	0,97	2,38				0,29	0,49	0,17	0,21	0,11			
26	0,74	0,93	1,02	1,01	1,07	1,09			2	3,47	4,41	3,71	2,44	2,94			0,48	0,66	0,28	0,47	0,32	0,5		
27	0,82	0,8	0,66	0,94	0,85				8,82	6,5	4,15	6,34	5,5				0,13	0,62	0,36	0,48	0,29			
28	0,75	0,59	0,55	0,36	0,64	0,67	0,17	0,18	3,8	2,53	2,49	1,41	2,54	3,77	3,59	1,69	0,13	0,18	0,18	0,13	0,19	0,17	0,23	0,24
29	1,57	0,95	1,32						6,14	7,17	6,35						0,18	0,34	0,33					
30	0,88	0,8	1,4	0,59	0,85	0,96			5,1	3	3,15	5,97	2				0,35	0,85	0,16	0,78				
31	1,52	0,94	1,46	0,92	1,28	1,36	1,17	0,89	3,93	2,79	2,54	1,03	1,91	2,62	3,1	0,85	0,66	0,32	1,17	0,49	0,27	0,75	0,48	0,53
32	1,93	2,27	1,62	1,7					3,19	2,28	5,28	2,38					1,2	0,81	0,27	1,35				
33	1,53	1,64							2,31	2,13	1,43						1,23							
34	0,68	0,96	0,78	0,87	0,86	1,49	0,67		2,72	2,02	5,56	1,66	2,64	5,35			0,57	0,36	0,62	0,66	0,54			
36	1,24	1,27	2,2	1,3	1,21	1,54	1,54	1,67	4,89	3,18	3,31	4,37	4,65	3,26	4,78	3,79	1,14	1,44	1,17	0,89	1,47	1,27	1,1	
37	2,05	1,35	0,77						1,95	2,8	5,05						1,91	1,19	1,12					

38	1,21	0,99	1,04	0,91	1,17	1,14	1,18		4,92	5,5	4,58	3,47	3,86	6,19	3,39		0,54	0,34	0,4	0,47	0,71	0,7	0,35	
39	1,87	1,67	0,63						2,58	2,84	6						0,89	0,72	0,18					
40	1,28	1,54	1,19	1,37	1,77				2,92	3,42	2,6	2,85	1,95				0,89	0,67	0,87	1,62	1,14			
41	1,45	1,22	1,34	1,36	1,04	0,89	1,14		4,99	3,75	3,04	5,23	5,08	2,84	4,08		1,03	1,13	0,66	0,98	1,12	0,49	1,22	
101	1,61	1,65	1,17	1,88	1,44	1,92			4,02	3,14	1,32	2,51	1,8	2,31			0,67	1,11	1,47	1,41	0,98	0,96		
102	1,34	0,77	0,99	1,35	1,15	1,5			2,74	1,6	3,44	4,46	2,31	2,45			1,03	0,87	1,02	1,34	0,81	0,65		
104	1,09	1,12	1,03	1,43	1,45	1,18	1,02	1,19	2,11	1,81	0,93	1,56	1,33	1,35	2,29	1,74	0,8	0,9	0,5	0,78	0,77	0,81	0,75	0,86
A1	0,78	1	0,78	0,42	0,8	0,71	0,63	0,62	3,37	5,28	3,32	2,31	3,62	4,81	3,17	3,09	0,17	0,56	0,54	0,25	0,23	0,82	0,26	0,2
A2	1,91	1,79	1,79	1,6	1,48	1,72	1,29	1,71	2,15	3,5	3,46	4,6	4,85	2,96	3,11	3,12	1,25	0,84	1,04	1,46	1,29	0,75	1,09	1,05
A3	2,55	1,43	2,05	2,45	1,84				2,44	2,54	3,2	3,23	2,72				1,86	1,21	2,07	1,98	1,84			
A4	1,09	0,91	1,03	0,89	0,7	1,43	1,39	0,8	1,86	1,85	2,03	2,19	2,03	1,94	2,06	2,89	0,57	0,69	0,75	0,41	0,6	0,77	0,77	0,78
A5	1,52	1,25	0,84	0,99	0,97	1,09	1,09	1,55	4,87	2,04	1,81	3,82	3,84	2,6	1,59	3,1	1,14	1,12	0,59	1,25	1,07	0,73	1,07	1,53
A7	0,74	0,59	0,87	0,79	0,72	0,81	0,86	1,34	1,83	2,47	3,09	3,74	4,61	3,74	1,7	2,96	0,21	0,41	0,27	0,38	0,36	0,31	0,37	0,41
A8	0,82	0,88	0,95	0,52	0,39	0,77			1,91	1,72	1,58	2	1,04	2,71			0,67	0,8	0,23	0,29	0,35	0,4		
A9	1,16	1,09	1,61	1,43	0,85	1,37	1,41	1,26	2,17	2,41	2,29	2,3	1,84	3,58	4,05	3,29	1,11	0,7	0,51	0,46	0,46	0,39	0,6	0,54
A10	1,21	0,84	0,95	1,29	1,53	1,2	1,03	1,12	4,42	6,29	3,32	5,45	4,4	3,49	2,8	5,65	1,02	0,5	0,45	0,87	0,41	0,46	1,09	0,59
A11	1,65	2,24	1,73	1,66	1,57	1,82			1,99	2,05	1,31	1,97	2,25	3,18			1,18	1,08	1,14	0,73	1,18	1,52		
A12	2,04	2,44	1,71	1,73	1,81	1,6	1,61	2,12	4,65	2,87	3,25	4,67	4,35	2,77	3,72	3,62	1,45	1,4	1,34	1,87	1,78	1,3	1,34	1,59
A13	0,77	1,41	0,97	1,1	1,25	0,93	1,42	1,62	5,92	6,51	3,75	4,37	3,79	4,67	3,53	5,27	0,36	0,56	0,93	0,69	0,48	0,33	0,94	
A15	1,63	1,47	1,84	1,29	1,66	1,93	1,52		3,19	3,28	2,4	3,28	3,53	2,79	2,95		0,8	0,17	0,46	0,61	0,39	0,34	0,45	
A17	0,56	0,8	0,63	1,02	0,84	0,93	0,55		2,6	2,15	5,41	3,99	2,26	2,82	3,95		0,11	0,46	0,23	0,4	0,4	0,48	0,11	
A18	1,38	1,99	0,97	1,46					3,55	3,4	1,38	2,74					0,7	0,73	0,6	1,19				
A19	0,98	1,28	1,18	1,34	1,11	1,13	1,39	0,96	1,75	3,23	1,7	2,44	1,69	1,46	3,71	1,15	0,49	0,81	0,68	0,88	0,71	0,91	0,95	0,74
A21	1,18	1,33	1,77	1,32	1,11	1,04	1,96		1,98	2,38	3,36	2,18	2,94	2,56	4,18		0,5	0,68	0,56	0,61	0,69	0,68	0,55	
A22	1,79	1,9	1,75	1,61	1,84	1,94	1,84	1,86	2,43	4,05	3,55	3,28	3,13	4,15	3,07	4,51	1,36	1,36	1,55	0,8	0,82	1,09	0,78	1,11
A23	1,2	1,21	1,63	1,25	1,43	1,14	1,24	1,23	3,85	5,33	5,27	4,52	4,75	5,21	5,14	4,37	0,29	0,42	0,34	0,34	0,44	0,28	0,57	0,47
A24	0,44	0,29	0,29	0,34	0,23	0,34	0,68	0,35	3,67	2,32	3,46	1,94	3,11	3,61	2,98	2,54	0,11	0,11	0,18	0,1	0,06	0,11	0,17	0,08
A25	1,55	1,39	1,48	1,22	1,4	1,37	1,25		2,17	3,1	2,57	1,57	2,57	3,59	2,7		1,68	0,23	1,05	1,05	0,72	0,84	0,75	
A26	1,73	1,29	1,29	1,36	1,92	1,47	1,37	1,09	2,83	4,33	2,59	2,45	2,32	3,77	1,75	3,99	1,18	0,85	0,87	0,62	1,22	1,31	1,1	0,73
A27	0,85	1,12	0,87	0,47	0,83	0,77			4	3,17	3,9	4,45	3,51	4,8	4,32		1,08	0,58	0,57	0,44	0,36	0,26	0,31	
A28	1,42	1	1,26	1,5	1,41	1,08	1,2	1,46	3,47	2,05	5,16	2,8	3,57	2,1	3,42	3,14	1,65	0,75	0,74	0,51	1,1	0,97	1,56	1,17
A29	1,81	1,56	1,2	1,57	1,71				1,8	1,67	2,29	2,06	1,83				0,73	1,16	0,97	1,44	1,1			
A31	0,9	0,89	1,53	1,07	0,99	1,34			5,12	4,28	3,28	5,94	6,34	3,46			0,23	0,64	0,85	0,53	0,43	0,84		
A33	1,22	1,55							3,31	2,63							0,57	0,49						
A34	1,05	0,88	1,35	1,27	1,09	1,32			3,59	3,02	2,95	2,62	2,83	3,39			0,93	0,61	0,56	0,3	0,82	0,59		
A35	1,16	1,5	2,12	0,95	1,69	1,06			4,75	4,98	3,85	2,51	6,35	3,28			0,34	1,02	0,87	0,85	0,75	0,39		
A36	1,95	2,06							2,46	2,18							2,03	1,96						
A37	0,86	1,28	1,24	1,02	0,78	1,15	1,67		9,8	4,48	5,54	7,06	4,83	5,77	3,76		0,66	0,47	0,79	1,41	0,53	0,35	0,9	
A38	1,5	1,07	1,11	1,14	1,18				2,03	3,15	4,31	3,19	2,61				1,86	0,91	1,32	1,06	0,6			
A39	1,33	1,25	1,21	1,08	1,04				4,29	3,56	2,06	1,99	2,63				0,56	0,32	0,47	0,56	0,49			
A41	1,29	1,33	1,14	1,71	1,06	1,41	1,19		2,82	3,94	1,61	2,27	3,97	3,21			1,09	1,06	1,66	1,06	0,66			
A43	0,7	1,04	0,97	0,93	0,98	0,88	0,88		2,92	3,45	2,48	2,38	1,78	2,34	4,09		0,57	1,02	0,6	0,43	0,8	0,66	1	
A44	1,4	0,99	1,34	0,92	1,3	0,95	1		2,07	2,31	2,95	2,32	1,78	2,15	2,61		0,39	0,45	1,19	0,65	0,39	0,46	0,61	
A47	1,16	1,88	1,37	1,94	1,54				1,48	2,69	5,27	2,3	4,3				2,15	0,52	1,57	1,82	1,04			
A50	1,63	0,94	1,34	1,25	1,25	1,49			2,84	0,78	3,88	2,84	1,77	3,43			0,82	1,08	0,81	0,58	0,64	1,07		

A51	1,64	1,18	1,21	0,98	0,94	1,26	1,37	0,89	1,59	3,7	3,89	2,58	1,17	3,14	2,92	2,52	1,23	0,57	1,12	0,54	0,65	0,5	0,53	0,77
A52	2,29	1,98							1,15	1,39							0,85	1,03						
A53	1,09	0,93	1,25	1,23	1,03	1,04	0,88		2,93	2,78	2,96	2,47	3,48	3,44	3,02		0,34	0,4	0,34	0,29	0,17	0,11	0,29	
A54	0,92	1,56	1,55						1,24	5,31	2,82						0,8	0,62	0,89					
A55	1,86	2,06	1,39	1,69	1,56				2,12	2,47	1,27	2,92	1,54				2,16	1,78	1,13	1,8	0,99			
A56	0,81	0,96	0,7	1,46	1,21	0,95	0,8	1,25	6,86	3,08	6,94	5,47	6,39	4,79	6,19	3,36	0,23	0,27	0,14	0,29	0,17	0,3	0,24	0,22
A57	1	1,09	0,88	1,03					1,9	2,9	1,72	3,64					0,58	1,03	0,88	0,58				
A58	1,49	1,91	0,91	1,35					4,57	5,02	3,54	3,31					0,95	0,73	0,89	0,64				
A61	1,39	1,68	1,74	1,87	1,08				3,25	4	3,65	3,79	6,03				0,8	0,6	0,81	0,44	0,11			
A63	1,15	1,26	1,35	1,27	1,31	1,43			4,28	5,81	4,27	5,42	5,81	4,28			0,89	0,91	0,73	0,87	0,51	0,86		
A64	1,5	1,33	0,99	1,43	0,98	0,8	1,59		3,3	2,7	4,16	5,25	3,7	6,69	3,48		2,26	1,4	1,22	0,93	1,11			
A66	0,5	0,57	0,77						4,22	6,18	4,09						0,41	0,35	0,23					
A67	1,21	1,21	1,12	1,11	1,5	1,19			4,87	2,92	3,85	5,15	5,61	3,59			0,7	0,47	0,57	0,91	0,59	0,57		
A69	1,37	1,7	1,75	1,45	2,16				4,94	3,93	2,89	6,8	2,71				1,35	1,79	1,66					
C1	1,22	1,13	0,97	1,02	1,33	1,03	0,94	1,4	4,15	3,82	2,82	4,5	3,72	2,57	2,88	2,69	0,54	0,73	0,66	0,69	0,54	1,29	0,54	0,64
C2	1,92	2,25	1,51	1,79	1,9	0,96			4,47	3,58	3,31	7,13	3,5	2,76			1,06	1,19	0,49	0,23	1,32	0,7		
C3	1,59	2,06	1,12	1,58	1,53				3,61	2,33	2,22	3,26	3,1				1,8	2,06	0,92	1,12	1,28			
C4	1,41	1,91	0,81	0,97	0,82	1,79			5,04	2,26	1,97	1,19	3	3,21			0,88	0,81	0,59	0,38	0,83	0,86		
C5	1,59	1,24	1,24	1,84	0,8	1,28	1,44	1,14	3,03	4,79	3,74	3,61	2,09	5,44	2,85	5,35	0,77	1,51	0,68	0,6	1,05	1,12	1,11	0,71

Annexe IV : Données de vitesses, masses et énergies

N° du tir	N° échantillon	perforation?	vitesses en m.s ⁻¹			masses en g			énergie en J		
			vitesse impact	vitesse sortie	vitesse perdue	masse avant	masse après	perte de masse	énergie à l'impact	énergie de sortie	énergie perdue
4	2	non	127	15	112	82	81,6	0,4	7,1	0,1	7,0
5	3	non	128	16	112	72,2	71,7	0,5	7,2	0,1	7,1
6	4	non	128	16	112	84,5	84,1	0,4	7,2	0,1	7,1
7	5	non	133	8	125	78,3	77,5	0,8	7,7	0,0	7,7
8	6	oui	131	0	131	38,9	38,9	0	7,5	0,0	7,5
9	7	oui	121	72	49	55,5	54,7	0,8	6,4	2,3	4,1
10	8	non	133	16	117	54,6	52,9	1,7	7,7	0,1	7,6
11	10	non	131	15	116	111,6	111,2	0,4	7,5	0,1	7,4
12	11	oui	153	18	135	71,3	69,9	1,4	10,2	0,1	10,1
13	104	non	149	7	142	42,6	41,9	0,7	9,7	0,0	9,7
14	12	oui	151	81	70	104,2	103,5	0,7	10,0	2,9	7,1
15	13	oui	145	9	136	78,1	77,2	0,9	9,2	0,0	9,2
16	14	non	141	20	121	82,4	81,3	1,1	8,7	0,2	8,5
17	101	oui	413	293	120	73	71,7	1,3	74,6	37,6	37,1
18	9	oui	381	261	120	56,4	55,4	1	63,5	29,8	33,7
19	15	oui	363	224	139	66,5	65,5	1	57,6	22,0	35,7
20	16	oui	361	315	46	49,4	48,7	0,7	57,0	43,4	13,6
21	17	oui	375	209	166	104,1	102,9	1,2	61,5	19,1	42,4
22	102	oui	627	515	112			0	172,0	116,0	56,0
23	18	oui	618	505	113	49,5	47,8	1,7	167,1	111,6	55,5
24	19	oui	605	470	135	64,6	62,5	2,1	160,1	96,6	63,5
25	20	oui	656	543	113	100	98	2	188,3	129,0	59,3

26	21	oui	612	498	114	78	76,8	1,2	163,9	108,5	55,4
27	103	non	101	18	83	40,8	40,7	0,1	4,5	0,1	4,3
28	22	non	87	20	67	60,1	59,8	0,3	3,3	0,2	3,1
29	23	non	89	57	32	86,9	86,5	0,4	3,5	1,4	2,0
30	24	non	93	34	59	105,7	105,4	0,3	3,8	0,5	3,3
31	25	non	91	7	84	45,7	45,1	0,6	3,6	0,0	3,6
A1	A1	oui	337	260	77	78,3	77,1	1,2	49,7	29,6	20,1
A2	A2	oui	333	165	168	125,7	123,2	2,5	48,5	11,9	36,6
A3	A3	oui	285	65	220	102,5	101,3	1,2	35,5	1,8	33,7
A4	A4	oui	293	145	148	80,9	79,7	1,2	37,6	9,2	28,4
A5	A5	oui	346	197	149	69,3	68,2	1,1	52,4	17,0	35,4
A6	A7	oui	267	162	105	59	58,2	0,8	31,2	11,5	19,7
A7	A8	oui	248	171	77	54,6	54,1	0,5	26,9	12,8	14,1
A8	A9	oui	601	502	99	63,9	62,4	1,5	158,0	110,3	47,8
A9	A10	oui	554	437	117	83,7	82,4	1,3	134,3	83,5	50,7
A10	A11	oui	604	485	119	68,6	68	0,6	159,6	102,9	56,7
A11	A12	oui	626	441	185	103,4	102,4	1	171,4	85,1	86,4
A12	A13	oui	585	443	142	77,8	76,4	1,4	149,7	85,9	63,9
A13	A14	non	147	13	134	48,8	47,7	1,1	9,5	0,1	9,4
A14	A15	non	144	11	133	48,1	47,4	0,7	9,1	0,1	9,0
A15	A16	non	175	14	161	55,4	55,1	0,3	13,4	0,1	13,3
A16	A17	oui	163	68	95	54	52,8	1,2	11,6	2,0	9,6
A17	A18	non	170	0	170	67,4	67,3	0,1	12,6	0,0	12,6
A18	A19	oui	179	29	150	68,1	67,2	0,9	14,0	0,4	13,7
A20	A21	non	144	15	129	81	80	1	9,1	0,1	9,0
A21	A22	non	204	11	193	102,6	101,2	1,4	18,2	0,1	18,2
A22	A23	oui	219	12	207	90,5	88,4	2,1	21,0	0,1	20,9
A23	A24	oui	154	116	38	37,6	36,9	0,7	10,4	5,9	4,5
A24	A25	oui	245	105	140	65,3	62,7	2,6	26,3	4,8	21,4

A25	A26	oui	259	69	190	69,2	68	1,2	29,3	2,1	27,3
A26	A27	oui	241	169	72	127,6	126	1,6	25,4	12,5	12,9
A27	A28	oui	263	114	149	110,1	107,7	2,4	30,3	5,7	24,6
A28	A29	oui	263	112	151	78,2	76,6	1,6	30,3	5,5	24,8
A29	A31	oui	241	101	140	69,9	68,7	1,2	25,4	4,5	20,9
A30	A32	oui	235	142	93			0	24,2	8,8	15,3
A31	A33	oui	282	166	116	113,3	110,8	2,5	34,8	12,1	22,7
A32	A34	oui	258	151	107	100,6	99,3	1,3	29,1	10,0	19,1
A33	A35	oui	226	68	158	77,5	76,2	1,3	22,3	2,0	20,3
A34	A36	oui	704	561	143	67,5	66,5	1	216,8	137,7	79,1
A35	A37	oui	695	544	151	125	122,6	2,4	211,3	129,5	81,9
A36	A38	oui	492	350	142	74	72,3	1,7	105,9	53,6	52,3
A38	A41	oui	442	327	115	92	91,3	0,7	85,5	46,8	38,7
A39	A43	oui	757	656	101	92,6	91,2	1,4	250,7	188,3	62,4
A40	A44	oui	485	386	99	73	72,2	0,8	102,9	65,2	37,7
A41	A45	oui	747	636	111	50,2	49,2	1	244,1	177,0	67,2
A42	A47	oui	553	434	119	52	49,9	2,1	318,0	195,9	122,2
A43	A49	oui	645	570	75	90,4	89,2	1,2	432,7	337,9	94,8
A44	A50	oui	635	559	76	46	44,9	1,1	419,4	325,0	94,4
A45	A51	oui	676	580	96	124,5	122,6	1,9	475,3	349,9	125,4
A46	A52	oui	671	586	85	55	53,5	1,5	468,3	357,1	111,1
A47	A53	oui	276	230	46	69	67,7	1,3	79,2	55,0	24,2
A48	A54	oui	337	227	110	67,5	65,7	1,8	118,1	53,6	64,5
A49	A55	oui	257	149	108	72,6	71,2	1,4	68,7	23,1	45,6
A50	A56	oui	191	120	71	122,2	120,8	1,4	37,9	15,0	23,0
A51	A57	oui	190	112	78	48,6	47,6	1	37,5	13,0	24,5
A52	A58	oui	277	222	55	56,5	55,3	1,2	33,6	21,6	12,0
A53	A61	oui	280	209	71	51,3	49,9	1,4	34,3	19,1	15,2
A54	A63	oui	279	182	97	70	68,5	1,5	34,1	14,5	19,6

A55	A64	oui	309	270	39	62,2	59,1	3,1	41,8	31,9	9,9
A56	A66	oui	268	253	15	91,2	89,6	1,6	31,4	28,0	3,4
A57	A69	oui	876	832	44	62	60,6	1,4	335,7	302,8	32,9
A58	A67	oui	882	862	20	67,5	65,8	1,7	340,3	325,1	15,3
A59	C1	oui	463	353	110	68,5	67,9	0,6	93,8	54,5	39,3
A60	C2	oui	731	613	118	72,4	71,3	1,1	233,8	164,4	69,4
A61	C3	oui	551	390	161	75,4	74,5	0,9	132,8	66,5	66,3
A62	C4	oui	478	386	92	42	41,5	0,5	100,0	65,2	34,8
A63	C5	oui	573	431	142	74,8	72,4	2,4	143,6	81,3	62,4

Les lignes en rouges correspondent aux tirs effectués avec les billes de 8 mm de diamètre.

Impacts balistiques crâniens osseux, l'expérimentation au service de l'enquête

Résumé

La balistique lésionnelle, carrefour de l'expertise balistique et de la médecine légale, est fréquemment confrontée à l'évaluation et la caractérisation de plaies balistiques crâniennes. De nombreuses recherches ont été effectuées sur les traumatismes de l'extrémité cervico-céphaliques dans une vision d'amélioration de la sécurité mais celles dans le domaine de la balistique sont quasi-inexistantes ou empreintes de certitudes non démontrées. Le premier objectif de ce travail a été de mettre en place un protocole de tirs d'essai sur des voutes crâniennes d'animal dont la structure est comparable à celle de l'homme. Ce setup original, alliant la technologie d'enregistrement vidéo à haute vitesse et l'analyse des dégâts en microtomographie, a permis de mettre en exergue des relations entre vitesse d'impact, vitesse de sortie, énergie dissipée et dommages créés. Ils contredisent souvent certaines théories jusque là proposées et répondant ainsi à notre deuxième objectif. Les nombreuses données acquises par l'expérimentation pourront utilement éclairer l'expert en balistique lésionnelle dans l'argumentation de ses hypothèses quant à l'utilisation d'un couple arme-munition plutôt qu'un autre. Cette étude propose également un nouveau modèle quant à la cinématique complète de l'interaction entre le projectile et la structure osseuse.

Mots clés : balistique lésionnelle, impact crânien, expérimentation, dommage osseux

Résumé en anglais

Wound ballistics is at the crossing between ballistics and legal medicine. It frequently has to tackle skull gunshot wounds evaluation and characterization. Many researches have been made around head and skull traumas, aiming at an improvement of security devices, but considering the field of ballistics, researches are either inexistent or marred by undemonstrated certainties.

This work first aims at setting a firing protocol out, using animal skull bones that are similar with humans'. This original setup allies high speed video recordings and damage analysis with microtomography. It has shown up relationships between impact speed, exit speed, dissipated energy and observed damages. It comes in contradiction with many models formerly exposed, and hence fulfills our second objective.

Important data acquired from experiments can show as very useful for wound ballistics expert to support one of his hypothesis about which firearms and ammunition type were used. This work eventually proposes a new model explaining the interaction between projectile and bone structure during damage creation.

Mots clés : wound ballistic, skull impact, experimentation, bone damages