

Différenciation de munitions in vitro au CT (Computed Tomography) Spectral

Travail de Bachelor

Loris MAZZOCATO

N° matricule : 20870325

Cathia PINTO

N° matricule : 20870184

Antonio VILLAR FERNANDEZ

N° matricule : 1687133

Directeur/Directrice : Thomas RAMOUSSIN – Chargé de cours, HEdS, filière TRM

Membre(s) du jury : Alexandre DOMINGUEZ – Maître d'enseignement HESAV, filière TRM

Thomas RAMOUSSIN - Chargé de cours, HEds, filière TRM

Août, 2023

Filière Technicien en Radiologie
Haute école de santé de Genève

Déclaration

Ce travail de Bachelor a été réalisé en vue de l'obtention du titre de *Bachelor of Science HES-SO en Technique en radiologie médicale*. L'utilisation des conclusions et recommandations formulées dans ce travail, sans préjuger de leur valeur, n'engage ni la responsabilité des auteurs, ni celle du directeur ou de la directrice du travail de Bachelor, du jury ni de la HEdS-GE.

Nous attestons avoir réalisé seuls/seules le présent travail sans avoir plagié ou utilisé des sources autres que celles citées dans la bibliographie.

Fait à Genève, le 8 août 2023

Loris MAZZOCATO

Cathia PINTO

Antonio VILLAR FERNANDEZ

Remerciements

Avant d'entrer dans le vif du sujet, il nous semblait important de remercier toutes les personnes ayant eu une implication de près ou de loin dans notre travail de Bachelor. Tout d'abord, nous voudrions remercier notre directeur de Bachelor Monsieur Thomas Ramoussin, chargé de cours à la Haute école de Santé de Genève, pour ses conseils, ses idées et le temps qu'il nous a accordé lors de la réalisation de ce travail.

Nous souhaitons également remercier Monsieur Alexandre Dominguez, Maître d'enseignement à la Haute école de Santé Vaud, qui nous a accordé de son temps, pour ses conseils d'experts et qui nous a mis à disposition les trois projectiles pour ce travail. Merci également à Madame Christine Bruguier, technicienne en radiologie médicale au CURML de Lausanne, experte du CT Spectral, qui nous a donné ses précieux conseils lors de la réalisation de notre protocole final. Nous tenons également à remercier la Doctoresse Coraline Egger, Médecin légiste au CURML de Genève, ainsi que la Doctoresse Virginie Magnin pour leur disponibilité et leur expertise. Nous remercions aussi Monsieur Ruben Soto, TRM forensique au CURML, pour le temps accordé, la visite du CURML de Genève ainsi que la démonstration d'un examen CT post-mortem.

Un grand merci à Monsieur Michel Hussenot, ingénieur d'application chez General Electrics, pour son expertise.

Pour conclure, nous voulons aussi remercier nos proches qui ont été d'un grand soutien constant durant toute cette période.

Résumé

Titre : Différenciation de munitions in vitro au CT (Computed Tomography) Spectral.

Introduction :

L'autopsie d'un corps humain prend un certain temps. L'imagerie permet l'obtention de réponses rapides, ce qui est essentiel notamment lors d'une enquête. C'est pourquoi cette étude va créer un protocole qui aura pour objectif d'identifier les munitions grâce au scanner spectral post-mortem.

Méthodes :

Cette étude prospective a été réalisée en collaboration entre le CURML (Centre Universitaire Romand de Médecine Légale) de Lausanne et des étudiants de la HEdS (Haute École de Santé) de Genève pendant la période académique 2022-2023. Ce premier protocole a été testé sur le scanner GE 750HD du CURML de Lausanne avec un projectile de 9mm. Les images acquises ont permis une analyse du matériel et de l'artefact. Par la suite, une correction des paramètres d'acquisition nous a permis de créer un nouveau protocole et une méthode d'analyse reproductible. Ce protocole a été appliqué sur trois munitions différentes (Action 4, GP11 et SP38). Les données des munitions ont été rentrées dans un logiciel de traitement, afin que les utilisateurs du CURML puissent s'en référer pour leurs analyses futures.

Résultats :

Les premiers résultats obtenus dans le cadre de l'étude de la 9mm ont conduit à l'élaboration d'une méthode d'acquisition plus appropriée. L'analyse de l'artefact a été utile pour l'adaptation future du protocole, afin de choisir les reconstructions les plus pertinentes à l'étude. Concernant la deuxième méthode effectuée, elle se concentre sur la courbe de HU et SD Spectral des trois projectiles (Action 4, GP 11 et SP 38) et des différents matériaux dont elles sont composées. Un suivi du protocole permet de reconnaître des caractéristiques propres aux projectiles scannés et de pouvoir les identifier. Si une munition autre possède les mêmes caractéristiques HU et SD que l'un des trois projectiles scannés dans cette étude, elle pourra être potentiellement identifiée comme étant une Action 4, une GP 11, une SP 38 ou même un autre projectile existant dont les caractéristiques se rapprochent d'une des munitions étudiées. Ceci est possible grâce à la différence de matériaux et donc de densités. Une comparaison des données devra être effectuée pour reconnaître ou pas le projectile rencontré.

Conclusion :

Grâce aux différentes densités des matériaux composant les différents projectiles de cette étude, il est possible à l'aide de la courbe d'atténuation HU et SD de mettre en avant des différences significatives entre les munitions et donc d'établir des éléments d'identification propres à ces dernières. Un suivi strict du protocole établi dans cette étude est néanmoins indispensable et la forme ou la taille du projectile peuvent influencer les résultats de l'étude.

Mots-clés : CT Spectral ; corps étrangers ; forensique ; munitions différenciation ; CURML

Poster (en anglais)

h e d s

Haute école de santé
Genève
Filière Technique
en radiologie médicale

CT Spectral Imaging: A Game-Changer for Bullet Differentiation

Loris Mazzocato¹, Cathia Pinto¹, Antonio Villar Fernandez¹, Thomas Ramoussin¹, Alexandre Dominguez²

Medical radiology technology at School of Health Sciences – Geneva – HES-SO Switzerland¹

University Center of Forensic Medicine – Lausanne – Switzerland²

PURPOSE :

Create a reliable method of analysis by differentiation curves for each projectile using the energy spectrum of a spectral scanner.

MATERIALS AND METHODS :

A prospective study was conducted in 2023 in collaboration between the CURML in Lausanne and students from the HEDS in Geneva. The study methodology was divided into several stages :

1. Research period to determine the parameters of the test protocol.
2. Scanning of a 9mm bullet on a GE 750HD CT to adjust the research and obtain a final acquisition method.
3. Creation of three phantoms to insert one bullet inside each one during the next acquisition.
4. Scan three distinct bullets twice each.
5. The curves are created created using an Excel table.

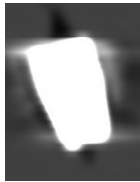


Fig.1 GP11 sagittal view and picture



Fig.2 Action 4 sagittal view and picture

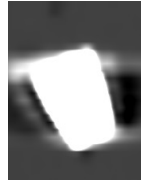


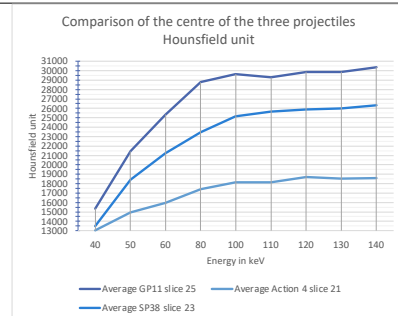
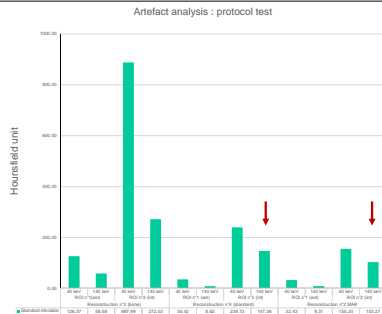
Fig.3 SP38 sagittal view and picture

Final Protocol	
Acquisition type	Helicoidal
Pitch	0.984
KeV	140
mAs	130
Slice thickness	1.25
Interslice thickness	1
SFOV	50
DFOV	14
Reconstructions	Energies 40, 50, 60, 80, 100, 110, 120, 130, 140 MARS and Standard

RESULTS :

In the scientific literature there are many studies that demonstrate the possibility of differentiating various foreign bodies using spectral CT. The images made for our first protocol with a 9mm bullet allowed us to analyze the standard deviation and to refine our protocol. The artefact's results showed a significant difference with the standard and MAR reconstruction to compare with the bone reconstruction. Our phantom was essential to simulate a density close to the human body. With the protocol we created, we were able to differentiate the three projectiles in a significant way. However, to have a significant difference, several elements need to be taken into account, such as the HU curves, the SD curves and the metallic artefact, which are the elements on which we have based thanks in the entire energy spectrum.

These results will allow CURML to use our protocol to perform analytical measurements to differentiate or identify a projectile thanks to the decay curve of the HU and SD particular to the projectile.



CONCLUSION :

Our protocol allows differentiation between different projectiles based on their density, Hounsfield unit and standard deviation. Thanks to the energy spectrum of the spectral CT, some differences between the projectiles were able to define elements to identify the projectiles we analyzed. Nevertheless, for this method to be reproducible, it is necessary to use the same acquisition parameters as in this study. The different types of material and their different percentages make it difficult to differentiate between projectiles. Moreover, the different random fragmentations of the bullet due to the impact could make the reproducible use of the protocol difficult.



cathia.pinto@hes-so.ch ; loris.mazzocat@hes-so.ch ; antonio.villafarfe@hes-so.ch

Hes-so
Haute Ecole Spécialisée
de Suisse occidentale
Fachhochschule Westschweiz
University of Applied Sciences and Arts
Western Switzerland

Liste des abréviations

HEdS-GE	Haute école de santé Genève
2D	Deux Dimensions
3D	Trois Dimensions
AGFAD	Arbeitsgemeinschaft für Forensische Altersdiagnostik
ASIR	Adaptative Statistical Iterative Reconstruction
CT	Computed Tomography
CURML	Centre Universitaire Romand de Médecine Légale
DDP	Différence De Potentiel
ECG	Electrocardiogramme
GE	General Electric Healthcare
GP 11	Gewehrpatronen
FBP	Filtered Back Projection
HU	Hounsfield Units
IMAR	Iterative Metal Artifact Reduction
IRM	Imagerie par Résonnance Magnétique
keV	Kiloélectronvolt
kV	Kilovolt
MAR	Metal artifact reduction
MARS	Metal artifact reduction Spectral
mAs	Milliampère par seconde
NCT	Nombre CT
OPG	Orthopantomogramme
PCI	Produit de Contraste Iodé
ROI	Region Of Interest
RX	Rayon X
SD	Standard déviation
SP 38	Special 38

TDM	Tomodensitométrie
UH	Unité Hounsfield
UIAF	Unité d’Imagerie et d’Anthropologie Forensique
UMV	Unité de Médecine des Violences
URMF	Unité Romande de Médecine Forensique
VNC	Virtual Non Contrast
Z	Numéro atomique
Zeff	Z effectif

Table des matières

Déclaration	i
Remerciements.....	ii
Résumé.....	iii
Poster (en anglais)	iv
Liste des abréviations	v
Liste des tableaux	xi
Liste des figures	xi
1. Introduction	1
2. Cadre Théorique	2
2.1 Tube RX	3
2.2 Production du RX.....	4
2.3 Historique et évolution de la radiologie conventionnelle.....	6
2.3.1 Les Unités Hounsfield	6
2.4 La Tomodensitométrie.....	8
2.4.1 L'historique	8
2.5 Physique de la TDM	9
2.5.1 Utilisation actuelle.....	11
2.5.2 Artefacts classiques.....	12
2.5.3 Reconstructions itératives.....	14
2.5.3.1 Model Based Iterative Reconstruction.....	15
2.6 Médecine légale.....	16
2.6.1 Autopsie	16
2.6.1.1 Autopsie médicale	17
2.6.1.2 Autopsie sanitaire	18
2.6.1.3 Autopsie anatomique.....	18
2.6.1.4 Autopsie médico-légale	18
2.6.2 Expertises cliniques	19
2.6.3 Expertises sur dossier	20
2.6.3.1 Anamnèse et examen clinique	21
2.6.3.2 Examens radiologiques	21

2.6.3.3	Examen dentaire.....	21
2.7	Imagerie forensique	22
2.7.1	Technique.....	22
2.7.2	Artefacts forensiques	24
2.7.2.1	Position du défunt.....	24
2.7.2.2	Lividité cadavérique.....	24
2.7.2.3	Décomposition du corps	25
2.8	Scanner DE.....	26
2.8.1	VNC.....	27
2.8.2	Zeff	28
2.9	Munitions d'arme à feu	29
2.9.1	9mm Parabellum.....	30
2.9.2	Action 4	30
2.9.3	GP 11	31
2.9.4	38 Special.....	32
3.	Méthodologie.....	32
3.1	Question de recherche	33
3.2	Hypothèse et objectifs	34
4.	Calendrier	34
5.	Protocole test	35
5.1.1	Mesures.....	35
5.1.2	Résultats, analyses et conclusion	37
5.1.2.1	Artefact	37
6.	Protocole final	40
6.1.1	Création du fantôme	41
6.1.2	Mesures.....	41
6.2	Résultats.....	43
6.2.1	MAR Spectral	43
6.2.2	Action 4	44
6.2.2.1	Qualité d'image.....	44
6.2.2.1.1	Fantôme.....	44

6.2.2.1.2	Artefact	46
6.2.2.2	Courbe d'atténuation	46
6.2.3	GP11	48
6.2.3.1	Qualité d'image.....	48
6.2.3.1.1	Fantôme.....	48
6.2.3.1.2	Artefact	50
6.2.3.2	Courbe d'atténuation	51
6.2.4	SP38.....	53
6.2.4.1	Qualité d'image.....	53
6.2.4.1.1	Fantôme.....	53
6.2.4.1.2	Artefact	54
6.2.4.2	Courbe d'atténuation	55
6.2.5	Résultats comparatifs des trois projectiles	57
6.2.5.1	Apex.....	57
6.2.5.1.1	Courbes d'atténuation.....	57
6.2.5.1.2	Standard déviation.....	58
6.2.5.2	Centre	59
6.2.5.2.1	Courbe d'atténuation	59
6.2.5.2.2	Standard déviation.....	61
6.2.5.3	Base.....	62
6.2.5.3.1	Courbes d'atténuation.....	62
6.2.5.3.2	Standard déviation.....	63
6.3	Analyse	64
6.3.1	Qualité d'image.....	64
6.3.2	Courbe d'atténuation des munitions.....	67
6.3.3	Analyse différentielle des trois projectiles	70
6.3.3.1	Apex.....	70
6.3.3.2	Centre	72
6.3.3.3	Base.....	72
6.3.4	Méthode d'identification	74
7.	Discussion.....	76
7.1	Difficultés rencontrées	76

7.2	Perspectives de recherches	77
7.3	Piste d'action.....	78
8.	Conclusion	79
	Liste de références.....	80
	Bibliographie.....	84
	Annexe 1 : Projectiles utilisés pour les analyses (GP 11, Action 4, SP 38	87
	Annexe 2 : Fantômes utilisés pour les analyses.	88
	Annexe 3 : Objectifs SMART du travail de Bachelor.	89
	Annexe 4 : Diagramme de Gantt du travail de Bachelor.	90
	Annexe 5 : Données de la qualité d'image de l'Action 4	91
	Annexe 6 : Données de l'Action 4	92
	Annexe 7 : Données de la qualité d'image de la GP 11	93
	Annexe 8 : Données de la GP 11	94
	Annexe 9 : Données de la qualité de la SP 38.....	95
	Annexe 10 : Données de la SP 38	96
	Annexe 11 : Analyse de l'Apex des projectiles.....	97
	Annexe 12 : Analyse du Centre des projectiles	98
	Annexe 13 : Analyse de la Base des projectiles	99

Liste des tableaux

Tableau 1 : Bénéfices de l'autopsie médicale.	17
Tableau 2 : Paramètres du protocole d'essai.	35
Tableau 3 : Paramètres utilisés pour mesurer l'artefact de la 9mm Parabellum.	36
Tableau 4 : Paramètres utilisés pour mesurer l'artefact de la 9mm Parabellum (A gauche)..	36
Tableau 5 : SD de l'artefact en reconstruction Os, Standard et MAR à 40 et 140 keV.	37
Tableau 6 : Paramètres d'acquisition du protocole final.	41
Tableau 7 : Paramètres utilisés pour la mesure des artefacts, des trois munitions et des références.	42
Tableau 8 Tableur informatique.	76

Liste des figures

Figure 1 : Tube RX.	4
Figure 2 : Rayonnement de freinage.	5
Figure 3 : Le rayonnement caractéristique.	5
Figure 4 : Formule Unité Hounsfield.	7
Figure 5 : Emi-CT du cerveau.	9
Figure 6 : Les quatre générations de scanner.	9
Figure 7 : ROI sur image.	11
Figure 8 : Modifications morphologiques.	12
Figure 9 : Artefact de mouvement.	13
Figure 10 : Artefact de durcissement.	13
Figure 11 : Artefact de présence de métal.	14
Figure 12 : Salle d'autopsie (a), exemples d'ustensiles utilisés lors de l'autopsie (b).	19
Figure 13 : Angio-CT post-mortem.	23
Figure 14 : Dual energy-CT.	23
Figure 15 : Exemple d'artefact de durcissement du faisceau lors d'acquisition post-mortem.	24

Figure 16 : Exemple d'artefacts causés par la lividité cadavérique	25
Figure 17 : Accumulation de gaz produit par la décomposition du corps.	26
Figure 18 : Coefficient d'atténuation	26
Figure 19 : Equation à deux inconnues à deux énergies.	27
Figure 20 : VNC.....	28
Figure 21 : Comparaisons d'examen au CT conventionnel et au CT Spectral.	29
Figure 22 : Schéma d'une munition.	29
Figure 23 : Photo de munitions de 9mm, avec et sans la douille.	30
Figure 24 : Photographie de l'Action 4 (colonne de gauche) et reconstruction post CT (colonne de droite) en volume rendering (en haut) et multiplanaire (en bas).	31
Figure 25 : Gewehr Patrone 11 (7.5mm GP11)	31
Figure 26 : Cartouche .38 Special, .38 Super et 9mm parabellum.	32
Figure 27 : Parabellum 9mm placée dans du sagex positionnée sur la table du CT.	35
Figure 28 : Exemple de mesure de l'artéfact en reconstruction "Os" à 40 keV à gauche et à 140 keV à droite.	38
Figure 29 : Acquisition de la 9mm Parabellum visualisée en coupe coronale sur la console de la HEDS.	39
Figure 30 : Mise en comparaison du Z de l'iode et du Z de la 9mm Parabellum à la console de la HEDS.	40
Figure 31 : Fantôme avec la GP11 positionné sur la table du CT.	41
Figure 32 : Composition de la gélatine utilisée pour la création des différents fantômes.....	41
Figure 33 : Exemple de la pose de ROIs pour la mesure de l'artefact de l'Action 4 effectué à 50 keV.....	42
Figure 34 - Coupe de l'ACTION 4 avec MAR.....	44
Figure 35 : Courbes des valeurs moyennes de la graisse (FAT) à gauche et de l'air (AIR) à droite de 40 à 140 keV sur la coupe 3.	45
Figure 36 : Courbes d'atténuation moyenne des standards déviations de la graisse (FAT) et de l'air de 40 à 140 keV.....	45
Figure 37 : Courbes de la déviation standard de l'artefact en trois point (Apex, Centre et Base) de 40 à 140 keV à la coupe 21.	46
Figure 38 : Courbe d'atténuation des unités Hounsfield en diverses mesures de 40 à 140 keV à la coupe 20.....	47

Figure 39 : Courbe d'atténuation des unités Hounsfield en diverses mesures de 40 à 140 keV à la coupe 21.....	47
Figure 40 : Courbe d'atténuation des unités Hounsfield en diverses mesures de 40 à 140 keV à la coupe 22.....	48
Figure 41 : Courbes d'atténuation moyenne des mesures obtenues de 40 à 140 keV sur la coupe 3. A gauche : la graisse (FAT) et à droite : l'air (AIR).	49
Figure 42 Courbes d'atténuation moyenne en unités Hounsfield générées par les mesures obtenues de 40 à 140 keV sur la coupe 3. A gauche : la graisse (FAT) et à droite : l'air (AIR).	49
Figure 43 : Courbes d'atténuation moyenne de la standard déviation de l'artefact à la coupe 25 générées par les mesures obtenues de 40 à 140 keV sur la coupe 25.	50
Figure 44 : Courbes d'atténuation HU de la GP11 générées par les mesures obtenues de 40 à 140 keV sur la coupe 19.	51
Figure 45 : Courbes d'atténuation HU de la GP11 générées par les mesures obtenues de 40 à 140 keV sur la coupe 25.	52
Figure 46 : Courbes d'atténuation HU de la GP11 générées par les mesures obtenues de 40 à 140 keV sur la coupe 29.	52
Figure 47 - Moyenne de référence à la coupe 3 pour la SP38 pour la graisse (FAT) à gauche et l'air (AIR) à droite.	53
Figure 48 : Moyenne de la SD à la coupe 3 pour la SP38.	53
Figure 49 : Mesure de l'artefact à 40keV pour la SP38.	54
Figure 50 : Courbes représentant l'évolution moyenne de chaque mesure effectuée de 40 à 140 keV à la coupe 23.	55
Figure 51 : Illustration d'une pose de ROI à la coupe 18 à 40 keV.....	55
Figure 52 : Illustration d'une pose de ROI à la coupe 27 à 40 keV.....	56
Figure 53 - Courbes d'atténuation en unité Hounsfield générées par les mesures obtenues de 40 à 140 keV sur les coupes 18 ; 23 et 27.....	57
Figure 54 : Courbes d'atténuation de l'apex des trois projectiles en HU de 40 à 140 keV.....	58
Figure 55 : Courbes des valeurs moyennes de standard déviation de l'apex des trois projectiles de 40 à 140 keV.	59
Figure 56 : Comparatif des unités Hounsfield du centre des trois projectiles.	60
Figure 57 : comparatif des standards déviations du centre des trois projectiles.....	61
Figure 58 Courbes d'atténuation de la base des trois projectiles en HU de 40 à 140 keV à leurs coupes respectives.....	63

Figure 59 Courbes des valeurs moyennes de standard déviation de la base des trois projectiles de 40 à 140 keV à leurs coupes respectives	64
Figure 60 : Exemple d'artefact de la munition SP 38.	67
Figure 61 : Exemple d'artefact des munitions scannées. A Gauche une image de l'artefact de l'Action 4. A droite une image de l'artefact de la GP11.	67
Figure 62 : Interactions selon énergies - Plomb.....	68
Figure 63 : Calcul coefficient atténuation linéique.....	68
Figure 64 : Couches d'un atome.....	69
Figure 65 : Énergies des différentes couches des atomes.....	70
Figure 66 : Coupe axiale de l'Action 4 à 140 keV (à gauche) ; photographie de la même munition coupée en deux (à droite) la partie supérieure de la munition avec le capuchon en plastique jaune (en haut) et la partie scannée représentant la base (en bas).	71

1. Introduction

L'imagerie par tomodensitométrie a fait ses preuves en tant que complément dans la détermination de la cause de la mort lors d'autopsies. « ...it serves both as an adjunct to the conventional autopsy, and for initial screening to help determine the following diagnostic workup required for the investigation of death. » (Adelman et al., 2018). En effet, la virtopsie (autopsie virtuelle par imagerie radiologique) s'est avérée efficace, entre autres, lors de blessures par arme à feu. Le CT Spectral pourrait être un outil plus performant que le CT conventionnel pour l'identification et la différenciation des projectiles grâce au large spectre d'énergie utilisé lors des acquisitions d'image ainsi qu'aux diverses applications qu'il propose.

Ce travail de Bachelor, en collaboration avec le Centre Universitaire Romand de Médecine Légale (CURML) à Lausanne, a pour objectif de mettre en place un protocole utile à la différenciation de trois munitions mises à disposition : la Spéciale 38 (SP 38), l'Action 4 et la Gewehrpatronen 11 (GP 11) (Annexe 1). Ces trois projectiles seront introduits dans des fantômes de gélatine de porc individuels pour simuler une densité proche du corps humain. Cette gelée de porc sera conservée dans trois bouteilles en PET (Annexe 2). Chacun des fantômes sera scanné avec le CT GE 750 HD et des reconstructions en mono-énergie entre 40 et 140 keV seront effectuées.

Une fois les images de chaque projectile obtenu, des régions d'intérêt seront appliquées dans l'air, dans la gélatine de porc, à trois endroits différents de l'artefact ainsi que sur trois niveaux définis des munitions. Ces ROIs seront effectués une fois par chacun des membres du groupe dans le but d'obtenir des moyennes et de limiter la marge d'erreur. Cette technique de mesure a été inspirée d'une étude balistique nommée « Heavy metal in radiology : how to reliably differentiate between lodged copper and lead bullets using CT numbers » (Gascho et al., 2020).

Les valeurs obtenues grâce aux régions d'intérêts (unité Hounsfield et standard déviation) pourront alors être corrélées avec les matériaux présents dans les munitions. Il sera alors important de connaître les caractéristiques spécifiques des matériaux qui composent les projectiles, telles que leur densité électronique, leur numéro atomique Z, etc. En effet, comme chaque matériel a des caractéristiques physiques qui lui sont propres, il obtiendra supposément des valeurs qui permettront de l'identifier.

Dans un premier temps, une analyse de la qualité d'image sera présentée. Ceci servira non seulement à mettre en évidence la problématique des artefacts (métallique et durcissement du faisceau) générée par l'interaction des photons avec les matériaux denses, mais également à confirmer la fiabilité des valeurs obtenues. Ensuite, chaque courbe d'atténuation générée par les valeurs obtenues des trois munitions sera présentée, comparée et analysée. L'objectif de cette étape est de mettre en évidence des tendances de courbes propres à chacune des munitions étudiées. Enfin, le protocole créé et utilisé pour ce travail pourra être testé sur des cas concrets du CURML afin de vérifier son efficacité.

2. Cadre Théorique

En médecine légale, l'identification d'un corps étranger apporte des informations non négligeables lors d'une mort violente ou d'une agression. Cela permet souvent d'apporter des réponses sur les événements qui se sont déroulés, et parfois même des informations sur l'agresseur.

Il existe plusieurs situations pour lesquelles la reconnaissance du corps étranger est nécessaire. Par exemple, lors d'une agression avec un objet contondant, il est possible de supposer que l'agresseur a planifié de commettre son crime en utilisant son propre couteau. En effet, s'il est possible de déterminer que l'arme utilisée était un couteau que l'agresseur portait sur lui, et non pas un tesson de bouteille qu'il a ramassé au sol, l'acte prémédité peut être confirmé. Cette distinction peut avoir un impact sur la sentence lors du jugement de l'agresseur.

Un autre exemple de cas que la médecine légale peut être amenée à étudier est lorsqu'une course poursuite a lieu entre la police et des individus. Il peut parfois arriver lors de ces interventions que des armes à feu soient utilisées dans les deux camps. En cas de blessures par armes à feu, que ce soit d'un policier ou d'un individu, il est nécessaire de reconnaître le type de munition retrouvée dans la victime afin de déterminer qui est responsable des blessures.

La radiologie est, non seulement un moyen d'obtenir des informations notamment sur l'emplacement, la profondeur, ainsi que la taille du corps étranger, mais également de documenter toutes ces informations afin qu'elles puissent être utilisées au tribunal. En effet, la majorité des corps étrangers sont retirés lors d'une chirurgie si la victime est vivante, ou lors de l'autopsie en cas de décès. Une fois l'objet retiré, il est impossible de retrouver les circonstances exactes dans lesquelles le corps étranger se trouvait. L'imagerie est un bon moyen de conserver des preuves de ces circonstances.

L'imagerie forensique est une branche du métier de technicien en radiologie médicale peu connue, que ce soit du grand public ou des TRM eux-mêmes, c'est pourquoi ce sujet a immédiatement interpellés et intéressés les membres de ce travail. De plus, le CT Spectral propose des applications cliniques telles que le mono-énergie, permettant ainsi d'étudier l'atténuation des RX en sélectionnant une énergie du Spectre. L'étude des unités Hounsfield en fonction de l'énergie peut avoir une plus-value dans l'identification des corps étrangers.

D'abord, nous allons effectuer un rappel sur les bases des rayons X, de la tomодensitométrie et des artefacts liés à cette technique, ainsi que du CT Spectral et des applications qu'il propose, tel que le VNC. Les artefacts rencontrés lors d'imagerie post-mortem seront également présentés.

Ensuite, nous expliquerons les diverses branches de la médecine légale et nous présenterons les munitions utilisées pour ce travail. Nous introduirons également notre question de recherche ainsi que notre problématique après avoir développé la méthodologie.

Pour finir, nous présenterons nos résultats, leurs analyses, les débouchés que ce travail peut apporter ainsi que notre conclusion.

2.1 Tube RX

Le tube à rayons X est la partie de la machine qui crée le rayonnement ionisant. Dans le tube à rayons X (Figure 1 : Tube RX), il y a deux électrodes, une cathode et une anode. La cathode va produire des électrons qui seront dirigés vers l'anode électriquement positive. La production d'électrons se fait grâce à un filament de tungstène qui est chauffé. La chaleur est ensuite transmise aux électrons sous forme d'énergie cinétique. Les électrons périphériques seront arrachés et se dirigeront vers l'anode. L'espace entre l'anode et la cathode doit être vide d'air afin d'éviter toute interaction avec le rayon. La DDP (différence de potentiel) est le fait que les électrons et l'anode ont des charges différentes et donc s'attirent. Les électrons sont négatifs et l'anode est positive. De ce fait, les électrons accélèrent en direction de l'anode en raison de leurs différences de charge à l'instar d'aimants. L'augmentation de la DDP entraîne une augmentation de l'accélération des électrons, ce qui se traduit par une augmentation de leur énergie cinétique. Lorsque ces électrons heurtent l'anode, une plus grande quantité d'énergie cinétique est convertie en rayons X. Les rayons issus d'une grande DDP sont plus pénétrants car plus énergétiques. Ensuite, le faisceau est dirigé vers le bas grâce à la fenêtre du tube et des collimateurs. Les collimateurs sont des lames métalliques sous la fenêtre de sortie du tube qui permettent de stopper les rayons X. En stoppant les rayons X, il est possible de délimiter le champ d'irradiation dans les trois axes. La fenêtre du tube est l'endroit par où les rayons sortent du tube. Celle-ci est faite de béryllium et est la plus fine possible afin de laisser passer le plus de rayons. Le béryllium est un élément perméable aux rayons X en raison de son numéro Z faible. Cette fenêtre permet de garder le vide à l'intérieur du tube tout en laissant passer le rayon incident. Ce vide permet aux photons de ne pas interagir avec de la matière dans le tube. L'anode, aussi appelée la cible, doit interagir avec les électrons. Pour ce faire, il faut qu'elle soit dense et avec un numéro atomique Z élevé.

Le rendement d'un tube RX est faible, lors de la perte d'énergie des électrons, 99% sont transformés en chaleur et 1% en RX.

Le tube du scanner doit remplir plusieurs conditions pour être efficace. Il doit être rapide pour certains examens, comme le CT cardiaque, afin de compenser le mouvement du cœur. Il doit également être rapide pour suivre la progression du produit de contraste dans le corps. Les patients en surpoids exigent une performance élevée pour que les rayons traversent leur corps et produisent une image de qualité acceptable.

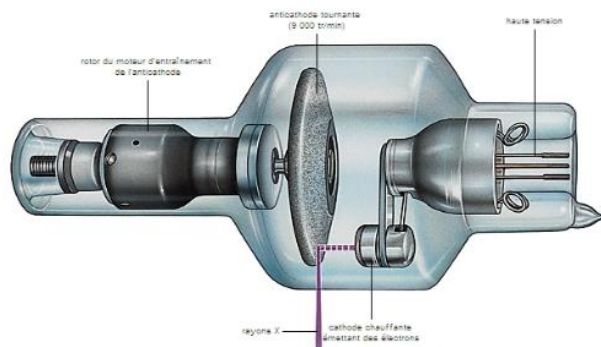


Figure 1 : Tube RX

Tiré de : Larousse (s.d), Tube à rayons X

2.2 Production du RX

Le rayon X est une onde électromagnétique à haute fréquence. C'est un rayonnement ionisant car sa puissance est suffisante pour transformer un atome en ion, cela signifie que ce dernier perd un électron. L'ionisation rend ce rayonnement dangereux.

La production de rayon X se fait dans le nuage électronique de l'atome. « X-rays result from the conversion of the kinetic energy attained by electrons accelerated under a potential difference » (Seibert, 2004). Les rayons X résultent de la conversion de l'énergie cinétique atteinte par les électrons accélérés sous une différence de potentiel qui peut aller de 40 à 150 keV. C'est cette variation de différence de potentiel qui donne aux électrons leur pouvoir plus ou moins pénétrant. Plus l'accélération est élevée, plus les électrons ont d'énergie cinétique qui sera transformée. S'il y a plus d'énergie, les électrons seront plus pénétrants. Il y aura deux interactions possibles : une interaction de l'électron incident avec le noyau de l'anode, appelée « rayonnement de freinage » ou une interaction de l'électron incident avec un électron de l'anode qui va produire un phénomène appelé « rayonnement caractéristique ».

Le rayonnement de freinage (Figure 2 : Rayonnement de freinage.) intervient lorsqu'un électron passe proche d'un noyau. Lorsqu'un noyau attire un électron, cela le dévie et lui fait perdre une partie de son énergie cinétique. Cette interaction produit de l'énergie qui est convertie en rayonnement X, car l'énergie cinétique ne peut pas disparaître, mais doit être convertie en rayonnement électromagnétique. L'énergie « ...est convertie en rayonnement photonique dont l'énergie dépend de la distance électron incident/noyau. » (Vermot-Gaud, 2020.) L'attraction entre l'électron et le noyau augmente lorsque l'électron s'approche du noyau, ce qui entraîne un freinage plus important de l'électron. Une grande partie de son énergie cinétique est convertie en rayonnement X, mais la plupart des interactions produisent de la chaleur plutôt que des rayons X. Les déviations légères produisent des rayonnements électromagnétiques de basse fréquence, tels que les rayonnements infrarouges.

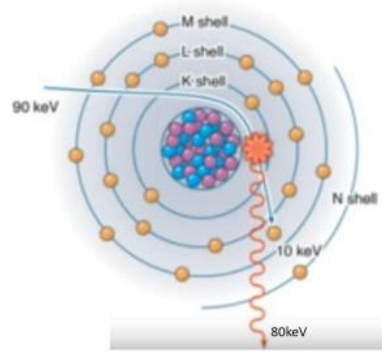


Figure 2 : Rayonnement de freinage.

Tiré de : T.Vermot-Gaud, 2020, p11

Concernant l'interaction électron-électron (Figure 3 : Le rayonnement caractéristique.), dans un atome, il y a plusieurs couches d'électrons qui forment le cortège électronique et chacune d'elle a une énergie qui lui est propre. Cette énergie dépend de l'énergie de liaison de la couche avec le noyau. L'électron qui sera proche du noyau aura plus d'énergie de liaison que l'électron qui en est loin. « Lorsque l'énergie des électrons incidents est supérieure à l'énergie de liaison d'un électron lié, ce dernier est arraché du cortège électronique » (Dillenseger et al., 2016). Ceci veut dire que si un électron incident possède plus d'énergie que celle de liaison entre un électron et le noyau, l'interaction de ceux-ci va éjecter l'électron de la couche et un vide sera créé. Lorsqu'un atome subit une perte d'électron sur une couche électronique, il est dans un état d'excitation. Pour retrouver son état stable, l'atome comble le manque en utilisant un électron d'une couche externe, ce qui produit de l'énergie sous forme de rayonnement X en raison de la différence d'énergie entre les deux couches. « Ce rayonnement caractérisé par un spectre de raies propres au métal de l'anode ne constitue qu'une faible proportion de l'énergie électronique incidente » (Dillenseger et al., 2016).

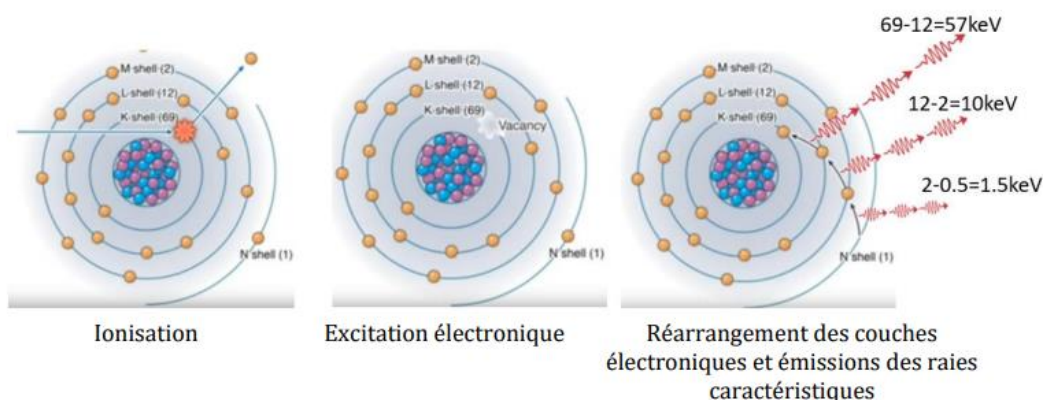


Figure 3 : Le rayonnement caractéristique.

Tiré de : T.Vermot-Gaud, 2020, p13

La production de rayons X est principalement due au rayonnement de freinage, car la probabilité qu'un électron incident rencontre les électrons d'un atome est faible. L'espace entre deux électrons de l'anode est grand et le cortège électronique est surtout constitué de vide.

Le spectre total obtenu de ces deux interactions est donc la combinaison du rayonnement de freinage et le rayonnement caractéristique avec majoritairement du rayonnement de freinage.

2.3 Historique et évolution de la radiologie conventionnelle

La radiologie a été découverte en 1895 par Wilhelm Conrad Roentgen, qui a remarqué un rayonnement inconnu qui pouvait imprimer une plaque photographique lorsqu'un tube était sous tension, découvrant ainsi les rayons X et leur capacité à pénétrer dans le corps humain. Roentgen a ensuite réalisé la première radiographie de l'histoire en utilisant sa propre main comme sujet.

Plus tard, W.C. Roentgen évoque quatre propriétés propres aux rayons X qui sont les suivantes ; le rayonnement est absorbé par la matière qu'il traverse, le rayonnement est diffusé par la matière, le rayon est capable d'impressionner une plaque photographique et il est capable de décharger un corps chargé électriquement. Il obtiendra par la suite, en 1901 le prix Nobel de physique, grâce à cette découverte.

Ces progrès scientifiques et technologiques ont conduit à des progrès tels que la spectrométrie par rayons X pour la structure atomique, la radiologie et la radiothérapie pour le traitement et l'observation du corps humain, ainsi que des applications dans d'autres domaines tels que l'archéologie, les industries, l'observation spatiale et la criminologie. Les examens complexes comme la mammographie ou le suivi de l'arthrose sont désormais possibles grâce aux avancées technologiques. La résolution spatiale et en contraste, ont permis l'obtention d'images de meilleure qualité pour les différents diagnostics réalisés. L'amélioration de la technologie informatique et technique, ainsi que l'utilisation de plaques radiographiques a permis au domaine de la radiologie de se développer et de permettre des diagnostics plus rapides et de meilleures qualités.

2.3.1 Les Unités Hounsfield

« Lors de ses travaux dans les années 1960, Hounsfield a réparti sur une échelle l'ensemble des tissus et éléments susceptibles d'être présents dans le corps humain » (Dillenseger et al., 2016). Cette échelle classe les tissus du corps humain selon leur capacité d'atténuation du RX. Les HU sont aussi appelés NCT (Nombre CT) au scanner. Dans l'échelle de Hounsfield, la valeur 0 qui est la valeur de référence, représente l'eau. La formule (Figure 4 : Formule Unité Hounsfield.) illustre la relation pour trouver l'unité Hounsfield d'un tissu pour une énergie donnée. Le sigle μ représente le coefficient d'atténuation d'un tissu. Ce coefficient varie selon l'énergie du faisceau ainsi que la densité du tissu étudié. Plus les photons sont pénétrants, moins le coefficient d'atténuation sera élevé car moins de rayons seront atténués par l'élément. Un autre élément de l'atténuation est le Z effectif. Il s'agit du nombre d'électrons qui gravitent

autour de l'atome sur les couches. Celui-ci est différent pour les éléments du tableau périodique. Afin de calculer le coefficient d'atténuation linéique, il faut prendre le coefficient d'atténuation massique et trouver la relation en fonction de l'énergie. Une fois cette relation trouvée, il faut multiplier le coefficient d'atténuation massique par la masse volumique.

$$HU = 1000 \times \left(\frac{\mu_x - \mu_{water}}{\mu_{water}} \right)$$

Figure 4 : Formule Unité Hounsfield.

Tiré de : Sudhyadhom, 2020, p3

La limite inférieure de l'échelle d'unité Hounsfield est la densité aérique qui est la densité la plus faible.

Cependant, « ... d'un point de vue strictement physique, la densité d'un corps est le rapport entre sa masse volumique et la masse volumique d'un corps de référence. » (Dillenseger et al., 2016) comme démontré dans la formule, deux densités sont comparées. Un tissu qui aura une masse volumique élevée aura un coefficient linéique élevé à une énergie donnée.

Il y a trois catégories de tissu distinctes sur l'échelle de Hounsfield : les structures à faible densité (poumons...), les structures « molles » (tissus mous) et les structures denses (os, produits de contraste...).

L'utilisation de l'échelle d'UH se concrétise au scanner lors de la lecture d'une image. Il y a trop de niveaux de gris pour l'œil humain qui ne peut en discerner environ qu'une vingtaine. Certains tissus seront mal visualisés par l'œil, cependant il est possible de compenser ses limites. Il faut sélectionner une partie spécifique de l'échelle de Hounsfield, qui sera représentée sur l'image en échelle de gris en modifiant son étendue et sa position. Cette opération se nomme le fenêtrage et se divise en deux opérations. La largeur, qui est l'étendue de l'échelle investiguée qui modifie le contraste, doit être grande pour étudier un maximum de structures ou petite pour étudier des structures à densité proche. La deuxième opération est d'ajuster le centre de la fenêtre des échelles de gris investiguées afin de modifier la luminosité de l'image. Ces opérations sont réversibles.

Durant la pratique, certaines reconstructions changent automatiquement le fenêtrage en proposant une fenêtre adaptée à la région investiguée. Certains réglages sont prédéfinis.

L'apport du CT spectral sur les unités Hounsfield est important car « In addition, there are many tissues that have similar densities such as low-density bone (trabecular) and high-density soft tissue (muscle) with vastly differing composition. » (Sudhyadhom, 2020). Avec une pratique TDM conventionnelle, il est difficile de différencier certains tissus ayant la même densité mais pas la même composition, car ils auront les mêmes valeurs HU à la console. Au CT spectral, nous pourrions distinguer les tissus selon leur composition en plus de leur densité. « Multi-energy CT offers better characterisation of materials, image reconstruction optimisa-

tion, and experimental iodine-, bismuth and gold-labelled nanoparticle contrast agents for tagging of disease processes in vivo e.g., fibrin, macrophages, and colon cancer. » (Hurrell et al., 2012).

2.4 La Tomodensitométrie

La TDM (Tomodensitométrie), plus communément appelée le scanner, est définie comme une technique d'imagerie médicale capable de calculer l'absorption des rayons X par les divers tissus. Les photons qui sont recueillis par le détecteur sont ensuite traités de manière informatique pour être numérisés et reconstruits afin de créer des images 2D (pixel) ou 3D (voxel) des structures anatomiques. Le scanner est composé de divers éléments comme un tube RX, des détecteurs, une gantry, une table d'examen, un système informatique nécessaire pour la visualisation, le traitement et la sauvegarde des images effectuées.

Pour acquérir ces données, il faut déployer la technique d'analyse tomographique ou par coupes, cela impose que le patient soit soumis à un balayage de faisceaux RX. Par la suite, le faisceau va subir diverses atténuations dans le corps du patient selon les différentes densités des tissus traversés. Ces coupes seront ensuite visibles en trois dimensions, dans le but d'avoir un meilleur renseignement physiologique du corps du patient dans les axes X, Y et Z qui correspondent respectivement à la profondeur, aux latéralités et à la hauteur du patient.

Cette atténuation va créer des nuances de gris, qui permettront de distinguer les divers éléments présents dans le corps du patient en surface et en profondeur, les différentes densités des organes ou éléments présents dans le corps humain, afin qu'un diagnostic puisse être mis en avant. Plus un élément du corps sera « blanc », plus il sera considéré comme étant en hyperdensité. A contrario, plus il sera « noir », plus il sera considéré comme un élément hypodense. Enfin, si deux éléments sont dans des gammes de « gris » similaires, nous parleront alors d'isodensité.

2.4.1 L'historique

Au début des années 1970, l'ingénieur britannique Hounsfield Godfrey et le physicien Allan Cormack mettent au point le premier scanner à rayons X. Cette machine est le fruit de la fusion de la tomographie et la numérisation informatique, créant ainsi un ensemble d'images en coupes permettant de visualiser l'intégralité des tissus du corps humain. Cela a apporté de plus amples informations sur la localisation en profondeur des structures, qu'elles soient saines ou pathologiques. Les premiers appareils de tomodensitométrie permettaient d'effectuer des images du cerveau uniquement, c'est pourquoi les machines avaient une configuration et une apparence spécifique à ce type d'examen (Figure 5 : Emi-CT du cerveau.).

Apparue dans le milieu des années 1970, la tomodensitométrie est aujourd'hui un examen indispensable de l'imagerie médicale.



Figure 5 : Emi-CT du cerveau.

Tiré de : Collection science museum group, 1971

« Tout au long de son histoire, la technologie du scanner a constamment bénéficié de progrès, voire de révolutions technologiques séquentielles ou simultanées, de ces processus fondamentaux : émission, collimation, projection, détection et processing. Depuis son prototype monocoupe, l'évolution la plus flagrante du scanner a été l'augmentation du champ (en z) et de la vitesse d'exploration » (Dillenseger et al., 2016). Quatre diverses générations de scanner sont apparues au fil des années dans le monde (Figure 6 : Les quatre générations de scanner.). Aujourd'hui, des scanners de troisième génération sont utilisés, car ils possèdent la capacité d'effectuer la rotation continue, ce qui permet un gain de temps pour les acquisitions.

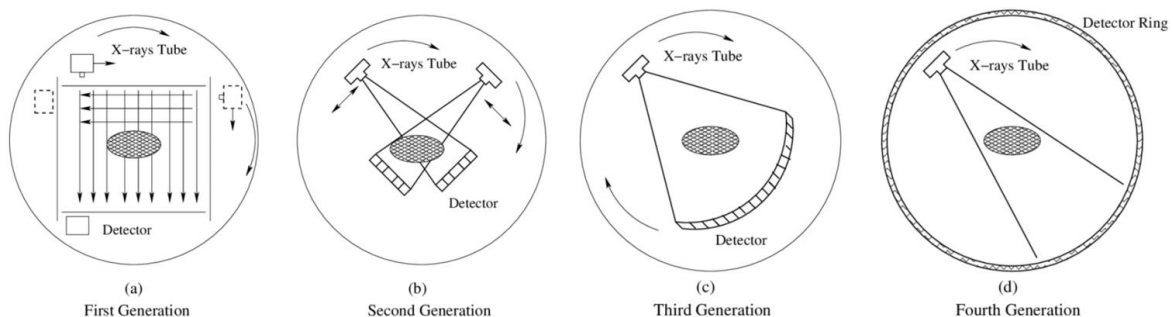


Figure 6 : Les quatre générations de scanner.

Tiré de : Kalender, 2006

2.5 Physique de la TDM

Au scanner, quatre résolutions sont primordiales et à surveiller afin d'avoir des examens de qualité.

La première est la résolution en contraste qui est « ... la capacité à différencier la plus petite variation de contraste dans un milieu homogène » (Ramoussin, 2020). Si les Kiloélectronvolt sont augmentés, le contraste diminuera en raison du pouvoir pénétrant du faisceau qui sera plus important. Les rayons traversent mieux la matière donc les différences de contraste seront moins retranscrites sur l'image. La deuxième est la résolution spatiale qui est « ... la capacité à distinguer deux objets proches comme étant deux objets distincts » (Ramoussin, 2020). La mesure est les « paires de ligne/cm ». Cette mesure représente la capacité de la machine à distinguer deux densités de l'image comme étant bel et bien deux éléments différents. En cas de mauvaise résolution spatiale, ces deux éléments seraient confondus et apparaîtraient comme une seule entité. Le nombre de paires de lignes dans l'image est étudié et compté à l'aide d'un fantôme dédié. Plus le nombre est élevé, meilleure est la résolution spatiale. Il faut une taille de pixel inférieure à la taille de la structure étudiée sinon celle-ci ne sera pas visible de façon précise. Des filtres de convolutions peuvent être appliqués sur les données brutes. Ils influencent la résolution spatiale tout comme la résolution en contraste en privilégiant certaines proportions de fréquences dans l'espace fréquentielle de Fourier avant reconstruction. Le filtre passe haut privilégie les hautes fréquences qui contiennent majoritairement la résolution spatiale, tandis que le filtre passe bas privilégie les basses fréquences où la résolution en contraste prédomine. Les voxels isotropiques, qui sont des voxels ayant les mêmes dimensions de chaque côté, contribuent grandement à la résolution spatiale.

La troisième est la résolution temporelle qui est cruciale dans l'étude de structures mobiles telles que le cœur ou la région abdominale. Le tube a besoin de 180° de rotation pour créer une image au lieu de 360°, le reste est reconstruit grâce à l'interpolation linéaire. En n'utilisant qu'un demi-cercle pour extraire les données, l'acquisition se fera plus rapidement. Les structures mobiles seront moins affectées par le flou cinétique. Cependant, ce type de reconstruction doit être sélectionné dans le programme afin d'en bénéficier.

Enfin, la dernière est la résolution spectrale qui est le « ... pouvoir de séparation du spectre de rayons X » (Ramoussin, 2020). En TDM conventionnelle, une bonne résolution spectrale permet une bonne restitution de la structure anatomique de l'objet. Pour le CT spectral, si les deux spectres (80 et 140 keV généralement) sont bien distincts, la décomposition matérielle en sera meilleure. Pour ce faire, un filtre peut être utilisé à l'énergie de 140 keV afin de bien dissocier cette énergie des 80 keV. La TDM spectrale est utilisée pour déterminer la composition des matériaux en fonction de leur réponse spécifique en absorption à un rayon incident d'énergie donnée. Une résolution spectrale élevée est nécessaire pour différencier les matériaux ayant des coefficients d'absorption similaires.

Le bruit est un paramètre important à prendre en compte car les photons subissent des fluctuations aléatoires, également connues sous le nom de fluctuation quantique. « Le bruit d'une image est la fluctuation aléatoire de la valeur des pixels autour d'une valeur moyenne » (Ramoussin, 2020). Le bruit altère la qualité de l'image car il la rend floue. Deux pixels qui devraient avoir les mêmes valeurs peuvent être différents en raison de ces fluctuations. Le bruit est lié au nombre de photons donc influencé par la collimation, la charge et le temps d'acquisition. La solution pour réduire l'impact des fluctuations aléatoires des photons est d'augmenter l'épaisseur de coupe, car cela permettra de contenir plus de photons dans un voxel. Afin de mesurer le bruit, nous utilisons un ROI (Region of Interest) qui permet de mesurer les valeurs

HU ainsi que la déviation standard dans une zone qui peut être placée n'importe où sur notre image. La déviation standard est une valeur objective sur le bruit, lorsque sa valeur est élevée, cela signifie qu'il y a beaucoup de bruit dans l'image.

On peut observer les HU et la standard déviation qui est de 33.8 HU. (Figure 7 : ROI sur image.)



Figure 7 : ROI sur image.

Tiré de : Lederlin & de Rennes, 2015, p15

2.5.1 Utilisation actuelle

A ce jour, la TDM est un examen qui est utilisé pour de nombreuses fonctions dans les institutions de soins. Le but premier étant de mettre en avant un diagnostic ou d'exclure une ou plusieurs pathologies chez un patient. De plus, celle-ci peut être utilisée lors d'urgences diverses, telles que pour des pathologies cardiaques comme un infarctus du myocarde ou lors d'une dissection. En outre, la TDM est également utilisée pour mettre en évidence de possibles fractures, lors de recherches en pathologie ostéoarticulaire. Cette technique d'imagerie est également utilisée lors de procédures interventionnelles comme pour des accidents de la voie publique en général.

Lorsque l'on effectue des examens de TDM, on utilise, dans la grande majorité des cas, une injection de produit de contraste iodé (PCI). Celle-ci permet de déceler les pathologies dont pourrait souffrir le patient, par exemple dans le cas d'un cancer ou d'une dissection. Le PCI est un produit chimique radio-transparent ou radio-opaque, dont le but est de rehausser le contraste naturel de certains organes lorsque ces derniers sont difficiles à analyser. Il permet de mettre en avant le rehaussement des organes du corps humain dans le temps et d'analyser cette prise de contraste pour déceler des pathologies ou un rehaussement normal.

Cependant, il peut arriver que le produit de contraste crée des réactions allergiques chez certains patients ayant des antécédents d'allergie. De ce fait, il est nécessaire d'avoir une surveillance rigoureuse lors de chaque utilisation du PCI. De plus, ce dernier n'est pas recommandé lorsque le patient souffre d'une insuffisance rénale ou lors d'une hyperthyroïdie.

Comme démontré sur les deux images ci-dessous, l'organe investigué ne correspond pas toujours à une anatomie dite standard. Lorsque ce cas se présente, nous parlons de variante

anatomique ou de pathologie, dépendamment des cas. Ces modifications d'images peuvent provenir d'origines diverses dont des origines morphologiques ou densimétriques et bien d'autres (Figure 8 : Modifications morphologiques.).

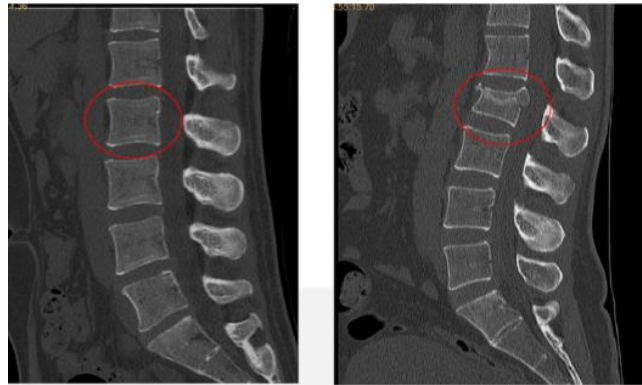


Figure 8 : Modifications morphologiques.

Tiré de : T. Ramoussin, 2020, p 43

2.5.2 Artefacts classiques

« Du latin artis (artificiel) et actum (effet), un artéfact (ou artefact) peut être défini comme étant un « effet artificiel » venant nuire à la qualité d'une image. » (Dillenseger et al., 2016). Les artefacts en TDM peuvent avoir des origines diverses. Ces images parasites peuvent altérer l'interprétation de l'image en masquant des informations ou en créant de fausses images. Ils peuvent être confondus avec une structure, en masquer une ou encore mimer une pathologie. Il existe cependant des solutions qui sont propres à chaque artefact.

Certains artefacts sont liés aux mouvements du patient qui peuvent être de causes multiples, comme le tremblement d'un membre ou un battement du cœur. Cet artefact se manifeste par un dédoublement des contours de structures comme visible sur la Figure 9 : Artefact de mouvement.. Pour réduire cet artefact, il faut miser sur la coopération du patient ainsi que sur les supports de contention. Si celui-ci ne bouge pas, aucun mouvement volontaire ne viendra parasiter l'image. Pour contrer les artefacts induits par des mouvements non volontaires tels que les battements du cœur ou la respiration, il est possible d'augmenter la vitesse d'acquisition, de faire une apnée si on investigate le thorax, d'augmenter le pitch ou encore d'utiliser une synchronisation ECG. Des reconstructions de type itérative, au lieu de la rétroprojection filtrée, peuvent être utilisées afin de corriger les mouvements. Ce nouveau type de reconstruction permet d'améliorer la qualité de l'image par le biais de plusieurs itérations et calcul de l'image.

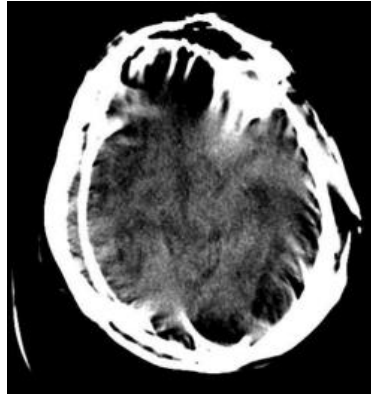


Figure 9 : Artefact de mouvement.

Tiré de : T. Ramoussin, 2020, p74

Concernant les artefacts de cible, ils « se manifestent sous forme de cercles d'intensité variable, centrés sur l'axe de rotation » (Dillenseger et al., 2016). Cet artefact est présent en cas de défaut du détecteur. Si celui-ci est défectueux, un vide d'informations serait capté et projeté. Afin de parer ceci, une recalibration ainsi qu'une maintenance sont efficaces.

L'artefact de durcissement du faisceau est présent lorsque les RX subissent des transitions trop brusques d'atténuation. Cela se voit sur les coupes par une plage hypodense dans le sens des transitions ainsi que du bruit (Figure 10 : Artefact de durcissement.). Les images TDM contiennent des artefacts de durcissement mais ceux-ci sont peu intenses, ce qui change peu les HU. Le tube polyénergétique est responsable de cet artefact. Les parties anatomiques traversées sont comme des filtres qui auront la capacité d'atténuer les rayons de faibles énergies mais auront moins d'impact sur les rayons à hautes énergies. Les structures qui seront derrière la première structure seront traversées par un rayon qui sera plus énergétique. Le coefficient d'atténuation linéique sera réduit car l'énergie moyenne du faisceau aura été augmentée. Les solutions pour limiter cet artefact sont l'augmentation de la tension, ce qui limitera l'effet de durcissement, l'utilisation de logiciels de modulation d'intensités, l'usage de reconstructions itératives qui permettent de prévenir un artefact et les modes d'acquisition bi-énergie qui utiliseront l'acquisition à énergie élevée pour minorer l'artefact.

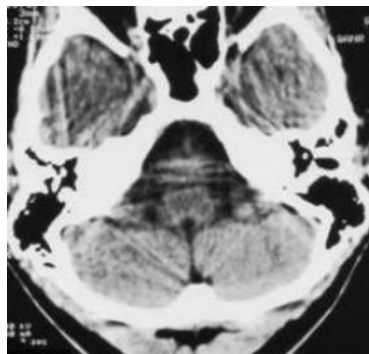


Figure 10 : Artefact de durcissement.

Tiré de : T.Ramoussin, 2020, p77

Les artefacts causés par la présence de métal sont problématiques. Ils peuvent prendre deux apparences : les artefacts en forme d'étoiles hyperdenses qui peuvent recouvrir des structures et créer du bruit ainsi que les artefacts en forme d'étoiles hypodenses qui ont pour origine l'artefact de durcissement du faisceau. « Les « rayons » hyper-intenses proviennent en partie de l'atténuation brutale du rayonnement X par le métal ». (Dillenseger et al., 2016). Le moyen efficace pour éviter ces artefacts est d'enlever les structures métalliques quand ceci est possible. Plus l'élément a un numéro atomique élevé, plus l'artefact sera prononcé. Les solutions, pour parer ce phénomène, sont l'acquisition bi-énergétique et l'obtention « d'image mono-énergétiques virtuelles à pondérées en hautes énergie. » (Dillenseger et al., 2016). Les images à hautes énergies présentent des artefacts de métal moins prononcés. Des options logicielles existent et repèrent les sur-atténuations sur le sinogramme et les corrige. Ce logiciel se trouve sur les scanners sous l'acronyme « MAR » qui signifie "metal artifact reduction". Une amélioration du logiciel MAR utilise le processus itératif qui se nomme « IMAR » "iterative metal artifact reduction".

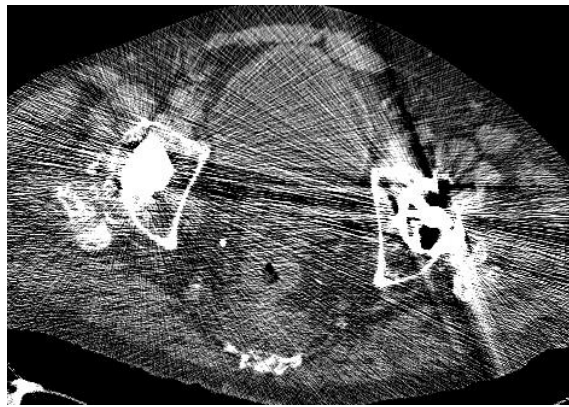


Figure 11 : Artefact de présence de métal.

Tiré de : Revision Radiology, (s.d), CT metal artifact reduction

Un artefact qui découle des pixels est l'effet de volume partiel. Ceci arrive quand des structures qui possèdent chacune des atténuations différentes se retrouvent dans le même voxel. L'intensité de ce voxel sera alors une moyenne pondérée de toutes ses intensités qui peuvent provenir de structures à intensités différentes ou d'artefacts, ce qui ne reflétera pas la réalité. Nous privilégions les coupes fines ainsi que des incréments faibles pour réduire cet artefact.

2.5.3 Reconstructions itératives

Les algorithmes de reconstruction itérative permettent de résoudre des calculs afin de déterminer les valeurs d'atténuations de chaque voxel. « La reconstruction en scanner peut ainsi être vue comme la simple résolution d'un système d'équations et d'inconnues, où les inconnues sont les valeurs d'atténuations de chaque voxel, et où chaque mesure d'atténuation d'un rayon X fournit une équation. » (Bricault, 2018).

Avant l'arrivée de ces algorithmes, les coupes CT étaient reconstruites par la méthode de rétroprojection filtrée (Filtered Back Projection, ou FBP). Cette dernière est rapide mais peu précise car elle ne prend pas en compte certaines caractéristiques liées au CT comme les caractéristiques géométriques (par exemple, les acquisitions hélicoïdales, l'effet cône du faisceau etc.) ou encore les caractéristiques physiques (par exemple, le durcissement du faisceau en cas de matériel, le bruit etc.).

Les reconstructions itératives permettent notamment d'identifier le bruit généré par l'interaction photon-matière, et de le corriger. La diminution du bruit à l'image grâce aux algorithmes a permis de diminuer les doses utilisées lors des acquisitions.

Chaque constructeur propose leur propre méthode de reconstruction. Ce travail étant effectué avec un CT GE (General Electric Healthcare), leur reconstruction itérative de première génération est mise en avant. L'Adaptive Statistical Iterative Reconstruction (ASiR) est une technique basée sur un algorithme mathématique appliqué aux données brutes pendant l'acquisition qui permet de réduire le bruit présent dans les différents pixels d'une image. La technique ASiR est principalement utilisée afin de limiter la dose reçue par le patient lors d'un examen en diminuant les mAs utilisés tout en gardant une qualité d'image optimale pour l'analyse de ces dernières. Cette technique prend en compte, entre autres, la taille du patient, la localisation anatomique que l'on désire examiner et la pratique clinique. En outre une grande puissance de calcul est requise pour pouvoir effectuer les diverses reconstructions requises pour avoir une qualité optimale à la bonne lecture des professionnels de santé.

2.5.3.1 Model Based Iterative Reconstruction

Les artefacts causés par les implants métalliques subsistent malgré les progrès en matière de qualité d'image au CT. Le métal peut causer le durcissement du faisceau, la dispersion des faisceaux, le bruit, les edge effects ainsi que le manque d'informations aux détecteurs. Tout ceci retranscrit une image à partir de données incorrectes. Une analyse d'une structure avoisinant du métal sera donc compromise et incorrecte. Le durcissement du faisceau limite les photons qui atteignent le détecteur et limite les informations reçues. Il y a un déséquilibre entre les photons de basses énergies et ceux de hautes énergies captées. Si aucun photon n'est détecté, du bruit sera créé sur l'image. Le peu, ou manque, d'informations laissera place aux fluctuations quantiques qui créent le bruit.

Il y a trois étapes dans la reconstruction d'une image CT : la projection des images Data, la reconstruction de l'image et le post-traitement. Ces trois étapes peuvent subir des modifications afin de réduire les artefacts métalliques.

En réduisant ces artefacts, l'objectif est de réduire leurs implications dans l'image à savoir le durcissement du faisceau, le bruit etc. L'une des premières solutions est l'augmentation des constantes Kvp et des mAs, ainsi plus d'informations arriveront au détecteur en raison du pouvoir pénétrant du faisceau plus important à haut Kv. Le bruit et le manque de photons seront parés. Une réduction de la largeur de la collimation réduira la diffusion. Une utilisation d'un filtre passe-bas qui se concentre sur les basses fréquences où les informations sur le contraste sont présentes permet de réduire les artefacts.

Concernant la reconstruction, il faut utiliser un modèle de reconstruction itératif basé sur le modèle MBIR (Model Based Iterative Reconstruction). Selon Wellenberg et al. (2018), le MBIR est meilleur que la rétroprojection filtrée en matière de rapport signal sur bruit mais le calcul est plus long, ce qui explique le peu d'utilisation en clinique.

La méthode MAR va identifier les données erronées dues à la présence de métal dans le sinogramme et va les remplacer par des données moyennes ou bien interpolées basées sur les voxel avoisinant. Un seuillage est mis en place et chaque pixel dépassant ce seuillage est considéré comme appartenant à la structure métallique. Une image CT métallique sera créée avec tous les pixels qui sont au-dessus du seuil. Le sinogramme métallique et celui d'origine sont combinés. La fusion sera rétroprojetée afin de créer une image en réduisant les artefacts métalliques. Un sinogramme imparfait contenant d'autres artefacts peut être créé si les corrections sont incorrectes en raison des limites de cette technique du au seuillage.

2.6 Médecine légale

La médecine légale relie la médecine à la justice en apportant des informations complémentaires dans le but de résoudre des enquêtes pénales ou civiles. À la suite de la demande du procureur, le médecin légiste effectue des examens afin de déterminer la cause de la mort, mais il peut aussi effectuer des examens sur des vivants. Il est parfois amené à témoigner en tant qu'expert dans un tribunal.

En cas de mort dite violente ou suspecte, la police ou le procureur fait appel à un médecin légiste afin d'effectuer la levée du corps. Cette dernière consiste à faire les premières constatations sur les lieux de découverte du cadavre. En cas d'agression sexuelle ou physique, il est contacté par le procureur afin d'examiner l'agresseur présumé ainsi que la victime lorsque cette dernière donne son consentement.

L'institut médico-légal regroupe plusieurs secteurs d'activité. En Suisse, il existe quatre instituts de médecine légale. Le Centre Universitaire Romand de Médecine Légale (CURML) est divisé en deux sites, l'un se trouvant à Genève, l'autre à Lausanne. Le CURML est composé de douze unités du domaine forensique, dont l'unité romande de médecine forensique (URMF) et l'unité d'imagerie et d'anthropologie forensique (UIAF). L'URMF et l'UIAF regroupent trois types d'activités : les examens thanatologiques (autopsies), les expertises cliniques et les expertises sur dossier. Ces trois activités sont expliquées dans les sections suivantes.

2.6.1 Autopsie

L'autopsie est un acte qui a pour objectif de déterminer ou d'élucider la cause de la mort. Il existe néanmoins plusieurs types d'autopsies, chacune d'entre elles bénéficie de protocoles différents et nécessite des documents officiels spécifiques.

2.6.1.1 Autopsie médicale

L'autopsie médicale est effectuée en cas de mort naturelle. Elle est prescrite par le médecin en charge du défunt avec l'accord de la famille. « Elle représente un bon indicateur de qualité, mais aussi un outil de formation, avec un impact non négligeable dans le processus de deuil des proches. » (Rotman & Zaugg, 2016). Ce type d'autopsie met en évidence la cause de la mort et permet également de confirmer le diagnostic d'une éventuelle maladie présumée ou encore les conséquences d'un traitement médical ou chirurgical.

Afin qu'elle puisse être effectuée, il est nécessaire que le médecin fournisse le formulaire de demande d'autopsie ainsi que le formulaire de consentement signé par un membre de la famille. Le médecin pathologiste effectue l'autopsie dans un établissement agréé. Lors de son analyse, des incisions discrètes sont pratiquées afin que le défunt puisse être présenté à la famille une fois l'examen terminé. Chaque organe est extrait, analysé et subit un prélèvement tissulaire. Grâce à cette autopsie, le médecin pathologiste peut également établir une corrélation entre les examens radiologiques et les interventions chirurgicales ou médicales qui sont effectués avant le décès de la personne. Le Tableau 1 met en évidence les bénéfices des autopsies médicales.

	TABLEAU 1	Bénéfices de l'autopsie	
Identification de la cause de la mort			
Démarche «qualité»	14% d'erreurs majeures de diagnostics en moyenne		
Formation	Du clinicien et du pathologiste		
Evaluer l'efficacité d'un traitement	Par ex. : évaluation de la réponse à un traitement expérimental oncologique		
Banque de tissus (biobanque)	Prélèvement de tissus pour la recherche		
Répondre aux questions de la famille	Aide à faire le deuil/à redonner confiance en la médecine		
Bénéfice médical pour la famille	Par ex: découverte de maladies génétiques avec implication pour les descendants		

Tableau 1 : Bénéfices de l'autopsie médicale.

Tiré de : Rotman & Zaugg, 2016

« Il a fallu également développer un processus de remontée d'informations concernant les résultats des autopsies aux différents services... Des colloques de confrontation clinicopathologique ont été mis sur pied. » (Rotman & Zaugg, 2016). Quarante-huit heures après l'acte terminé, le médecin pathologiste donne les résultats oralement au médecin prescripteur et un rapport est transmis dans les dix jours à tous les services concernés. La famille peut obtenir

un retour concernant le rapport par le biais du médecin prescripteur ou le médecin généraliste qui s'occupait du défunt de son vivant.

2.6.1.2 Autopsie sanitaire

L'autopsie sanitaire est demandée par le médecin cantonal en cas de crise sanitaire telle qu'une épidémie. Des prélèvements sont réalisés afin d'obtenir plus d'informations sur l'infection et de déterminer la cause du décès dans le but d'assurer la sécurité de la santé publique.

2.6.1.3 Autopsie anatomique

L'autopsie anatomique est effectuée par des étudiants en médecine dans le cadre de la formation et de la recherche sur des défunts ayant donné leur corps à la science. « Voir de ses propres yeux une pathologie, pouvoir examiner avec ses mains un organe malade, sont une source irremplaçable d'apprentissage pour les étudiants. » (Bosman et al., 2001). L'autopsie anatomique permet aux jeunes médecins d'avoir une vision globale sur l'impact d'une pathologie, ou d'un traitement sur les organes.

2.6.1.4 Autopsie médico-légale

Réalisée en cas de mort suspecte ou violente, elle n'est pratiquée qu'avec l'accord du ministère public. « L'autopsie médico-légale diffère tant dans ses objectifs que dans la technique utilisée. Le but de cette dernière, est de rassembler tous les éléments de preuve tendant à reconstituer les modalités de l'intervention éventuelle d'un tiers. » (Meersseman, 1988). La famille du défunt ne peut pas s'opposer à cet acte, néanmoins, à Genève, la famille peut demander un recours, la décision finale est prise par le procureur général.

Avant d'effectuer l'autopsie médico-légale, le médecin légiste procède à la levée du corps à la demande de la police ou du procureur. L'examen du corps de la victime se déroule en trois parties. La première consiste à investiguer les lieux afin de trouver des éventuels indices, effectuer des photos ainsi qu'un plan de la scène avec l'aide de la police judiciaire.

La deuxième étape est un examen externe du corps lors duquel le médecin légiste analyse les vêtements du cadavre, sa position, sa rigidité et sa localisation. Il vérifie aussi la température corporelle et ambiante ainsi que la présence de lésions sur le corps, par exemple, des signes de violence. Le médecin légiste a pour objectif de constater le décès, déterminer s'il s'agit d'une mort naturelle ou violente (accident, suicide, homicide), estimer l'heure du décès et identifier la victime à l'aide des vêtements, bijoux ou documents trouvés sur place.

La troisième étape se déroule à l'institut médico-légal, le médecin légiste procède, avec l'aide d'un confrère, à un nouvel examen du corps dans la salle d'autopsie (Figure 12).

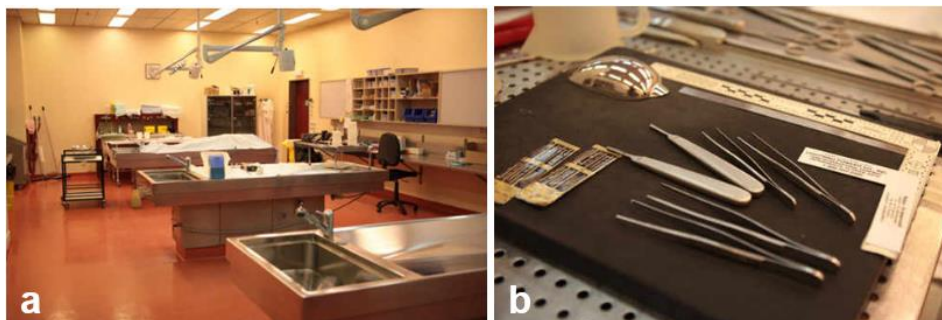


Figure 12 : Salle d'autopsie (a), exemples d'ustensiles utilisés lors de l'autopsie (b).

Tiré de : Romain Graf, 2012, section 3, 4

Le médecin légiste analyse les vêtements, une fois que ces derniers sont retirés, la peau ainsi que les signes distinctifs tels que des cicatrices ou des tatouages, le prélèvement des empreintes digitales est également effectué. Selon Beauchier (2007), l'étude radiologique est faite de manière systématique lorsque la victime est décédée par arme à feu, ou lorsque son identification est difficile due à la putréfaction ou à la carbonisation. Elle permet également de mettre en évidence des lésions récentes ou encore du matériel prothétique. Une fois l'étude radiologique terminée, le corps est ouvert afin d'analyser les organes et d'effectuer les prélèvements nécessaires au bon déroulement de l'enquête.

2.6.2 Expertises cliniques

La médecine légale clinique, également appelée médecine légale du vivant, permet d'apporter des constatations médicales importantes pour la justice. Comme mentionné plus haut, le médecin légiste effectue également des examens sur des victimes ayant vécu une agression. Le médecin légiste documente les lésions et les traces afin de pouvoir les interpréter.

En Suisse, l'unité de médecine des violences (UMV) du CURML permet aux victimes de bénéficier de consultation dans l'objectif de documenter les lésions afin de porter plainte.

Les domaines d'examen clinique en médecine légale sont larges, le médecin légiste est amené à s'occuper, entre autres, de cas d'agression sexuelle, de maltraitance à l'enfant ou envers les personnes âgées.

Lors de cet examen, le médecin rédige un rapport dans lequel il est primordial que toutes les informations soient inscrites, afin que la victime puisse bénéficier au mieux des indemnités. « L'expert ne pourra pourtant pas les prendre en compte si les lésions initiales n'ont pas été décrites d'emblée et ceci même si le blessé les allègue le jour d'une expertise. » (Baccino, 2015). Les blessures seront décrites sous forme de photographies, de schémas et de rédaction. Selon Baccino (2015), chaque blessure doit être décrite par sa forme, sa taille, sa couleur ainsi que sa localisation. Il est également important que la blessure soit datée. L'analyse des vêtements est elle aussi effectuée.

En plus des hématomes, des ecchymoses ou des abrasions, le médecin analyse les blessures par arme blanche et les blessures par arme à feu. L'analyse des blessures par arme blanche

permet rarement de déterminer avec précision l'arme blanche utilisée. Par exemple, l'arme blanche n'est pas toujours enfoncée au maximum, ceci rend difficile la définition de sa taille. Il est néanmoins possible de spécifier le type d'instrument contondant, par exemple, différencier un instrument piquant comme un tournevis, d'un instrument tranchant comme un couteau.

Les blessures par arme à feu sont plus rarement analysées chez les vivants. La collaboration du médecin urgentiste ou du chirurgien est primordiale, selon Baccino (2015). « En effet, le traitement chirurgical (parage) de telles blessures fera souvent disparaître les aspects médico-légaux les plus significatifs. » (Baccino, 2015). Les projectiles retirés lors de l'intervention chirurgicale devront être conservés et remis aux forces de l'ordre. Des résidus de tirs peuvent se trouver sur les vêtements de la victime ainsi que sur le tireur (ses mains, ses vêtements et ses cheveux).

Des examens radiologiques, comme la tomodensitométrie, la radiologie conventionnelle et l'échographie, sont pratiqués afin de localiser et d'identifier le projectile, lorsque ce dernier est présent. Si le projectile ne se trouve plus dans le corps de la victime, il reste néanmoins possible, grâce à l'imagerie médicale, d'obtenir des informations supplémentaires telles que la puissance du projectile ou son blindage.

2.6.3 Expertises sur dossier

Le médecin légiste doit parfois donner son avis d'expert en allant témoigner au tribunal. Il peut également procéder à des expertises d'alcoolémie, par exemple à la suite d'un accident de la route, il peut évaluer le taux d'alcool au moment des faits. Lorsqu'un patient pense qu'il n'a pas bénéficié des soins qu'il aurait dû recevoir, le médecin légiste peut effectuer une évaluation de prise en charge médicale. Il est également possible pour lui de déterminer la mise en danger de la vie d'autrui au moment d'une agression. Par exemple, lors d'une agression au couteau, le médecin légiste peut analyser les images médicales afin de déterminer si l'arme blanche est passée proche d'un organe vital, ce qui alourdirait la peine de l'agresseur.

Le médecin légiste peut également participer à des expertises d'âge. « En Suisse romande, les expertises d'âge sont réalisées par le CURML, lequel est mandaté le plus souvent par le tribunal des mineurs, le ministère public ou par le Secrétariat d'État aux migrations (SEM), qui dépend du Département fédéral de justice et police. » (Waelti et al., 2020). Ces expertises peuvent être demandées dans le cas de demande de requérant d'asile pour mineur, ou lorsqu'un délit a été commis, mais que l'âge de la personne est mis en doute. En effet, s'il est mineur (en Suisse : âgé de moins de 18 ans), la personne est placée dans un établissement carcéral dédié aux mineurs. La réalisation de ces expertises est basée sur les recommandations de l'Arbeitsgemeinschaft für Forensische Altersdiagnostik (AGFAD). Cette dernière a été créée par la société Allemande de médecine légale. Elle est composée de 16 pays, dont la Suisse. Les recommandations de l'AGFAD ont pour objectif de déterminer l'âge d'une personne de la manière la plus précise et reproductible possible. Il est important de garder en tête, qu'actuellement, il est impossible d'effectuer cette expertise d'âge sans employer une marge d'erreur. L'examen est composé de trois étapes et la personne examinée doit donner son consentement avant de débiter les démarches. Elle peut également refuser certains examens composant l'expertise.

2.6.3.1 Anamnèse et examen clinique

La première étape consiste à effectuer une anamnèse lors de laquelle un médecin approuvé par l'AGFAD s'assure de l'absence de maladie pouvant influencer la croissance de la personne, il vérifie également l'absence de traumatisme, notamment au niveau des mains et des clavicules, ce qui pourrait influencer les résultats radiologiques. Le médecin vérifie également les habitudes d'alimentation du jeune afin d'écarter des malnutritions pouvant également avoir un impact sur sa croissance.

L'examen clinique, quant à lui, va permettre au médecin de déterminer le développement de la puberté du jeune, toujours avec l'accord de ce dernier. Cette étape peut être accompagnée de photographie dans le but de documenter l'examen.

2.6.3.2 Examens radiologiques

La deuxième partie de l'expertise d'âge consiste à réaliser des examens radiologiques. D'abord, une radiographie de la main gauche lorsque la personne examinée est droitier, ou une radiographie de la main droite lorsqu'elle est gauchère ou lorsqu'une ancienne fracture est présente à gauche. La radiographie est analysée par un radiologue expérimenté en estimation d'âge, il va regarder l'ossification de l'articulation du poignet. « Si les épiphyses sont ouvertes, on a la certitude que la personne est mineure et l'évaluation se termine. Malheureusement, c'est le cas dans moins de 10 % des expertises d'âge. » (Waelti et al., 2020).

Ensuite, un CT de l'articulation sterno-claviculaire est réalisé dans l'objectif de comparer l'évolution de l'articulation, avec une base de données. « Les images du CT-scan sont comparées à une base de données d'âge pour fournir une estimation de l'âge moyen avec déviation standard, ainsi qu'un âge minimum. » (Waelti et al., 2020).

2.6.3.3 Examen dentaire

La troisième partie de l'expertise d'âge diffère à Genève, au Tessin et à Lausanne. A Genève, l'examen est composé d'un examen dentaire effectué par un dentiste expert lors duquel des photographies sont réalisées. Puis, un orthopantomogramme (OPG, radiographie panoramique des dents) est effectué afin de compléter l'expertise. Dans le canton du Tessin et à Lausanne, seul l'orthopantomogramme est réalisé. « Les articles de référence pour la classification d'âge selon l'OPG sont basés sur les stades de maturation des dents et offrent l'avantage d'avoir comme références des populations diversifiées contrairement à celles utilisées pour l'évaluation de l'âge osseux, basées essentiellement sur des individus caucasiens issus de la classe moyenne. » (Waelti et al., 2020).

Une fois la totalité de l'expertise effectuée, un document contenant les rapports rédigés par les experts des trois étapes est accompagné de l'avis d'un médecin légiste. Ce dernier se base principalement sur les résultats obtenus lors des examens radiologiques et dentaires. Ces deux examens obtiennent souvent les mêmes résultats, mais lorsque les résultats sont trop

divergents, le médecin légiste cherche des causes pouvant expliquer cette différence. « ...par exemple une maladie métabolique ou une autre cause permettant d'expliquer ces discordances. » (Waelti et al., 2020).

2.7 Imagerie forensique

Les techniques modernes de l'imagerie forensique ont pris de l'importance au fil des ans dans le domaine médico-légal, notamment lors d'investigations du système vasculaire ou lors des reconstitutions de cas complexes qui sont impossibles avec une autopsie. Ces techniques ont permis aux autopsies et aux documentations objectives une plus-value augmentant ainsi la qualité des investigations médico-légales et améliorant le respect éthique et religieux de la victime et ses proches.

Ces images peuvent être acquises de diverses manières : par radiographie standard, par scanner et par imagerie par résonance magnétique (IRM). L'imagerie post-mortem est non-invasive et ne porte pas d'atteinte sur le corps de la victime. De plus, les images obtenues sont archivées et réexaminées par la suite dans le but de compléter les données lors d'une autopsie.

De plus, il est important de souligner que pour effectuer ces diverses techniques, il est nécessaire de préparer l'autopsie et anticiper les dangers. Dans un premier temps, le médecin légiste va consulter les images, afin de sélectionner la bonne technique d'approche. Cela a pour but également d'éviter ou d'anticiper des dangers, par exemple une infection à la tuberculose ou un corps étranger coupant par exemple.

2.7.1 Technique

L'imagerie forensique est constituée de multiples techniques qui permettent d'obtenir une variété de résultats en fonction des objectifs. Certaines de ces techniques se distinguent par leur degré de précision, lesquelles seront développées dans les paragraphes suivants.

L'angio-CT post-mortem est un examen peu invasif qui va investiguer le système vasculaire très minutieusement. Cet examen est un outil qui permet d'obtenir un diagnostic. Il a pour but de mettre en avant une éventuelle malformation du système vasculaire, les lésions artériosclérose, une source hémorragique, l'occlusion d'un vaisseau ou de voir l'anatomie vasculaire du défunt. Cet examen est utile pour une investigation de lésions hémorragiques de causes diverses (AVC hémorragique, dissection de vaisseaux, ...).

Ci-dessous se trouve une image de angio-CT visualisant l'ensemble du système vasculaire au niveau crânio-thoraco-abdominal (A) et une reconstruction en 3D (B) (Figure 13 : Angio-CT post-mortem).

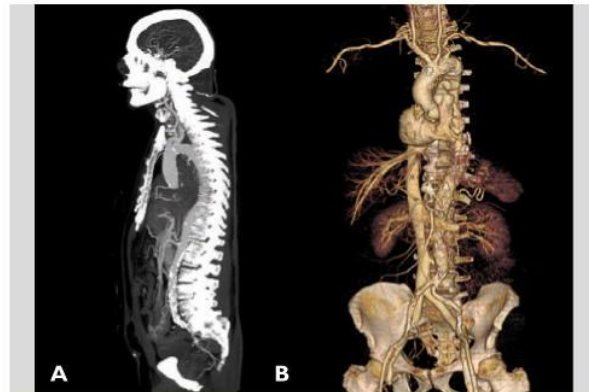


Figure 13 : Angio-CT post-mortem

Tiré de : S. Grabherr et al, 2011, p1509

L'imagerie 3D consiste à reconstruire virtuellement un modèle à partir d'un scanner qui capture des coupes fines de la zone étudiée. Grâce à cette technique, il est possible de numériser le modèle scanné dans l'ordinateur et de réaliser des reconstructions complexes avec une résolution extrêmement élevée, permettant ainsi des comparaisons morphométriques entre les différentes lésions et les objets à l'origine de ces lésions.

L'anthropologie permet l'application de l'anthropologie biologique, la physique ainsi que l'archéologique. Elle se centre en priorité sur la découverte, l'exhumation et les analyses des restes humains. De plus, cet examen peut être complété par d'autres outils d'imagerie forensique modernes pour optimiser l'analyse telle que le CT scan ou le 3D Surface scanner.

Le DUAL CT est une technique de tomодensitométrie qui utilise deux spectres d'énergie de photons de rayons X différents comme nous pouvons le constater sur la Figure 14 : Dual energy-CT. Cette technique sera explicitée de manière plus détaillée ultérieurement.

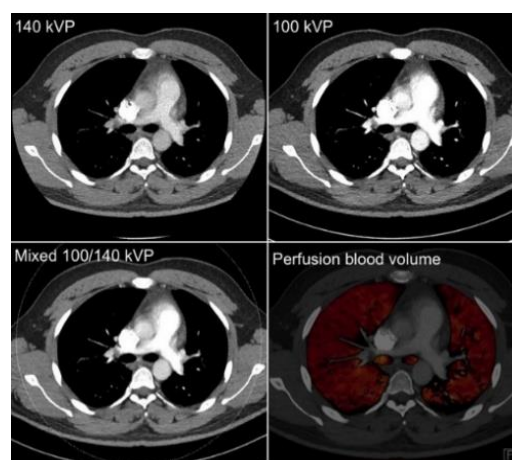


Figure 14 : Dual energy-CT.

Tiré de : Radiopaedia, 2022, section 6

2.7.2 Artefacts forensiques

Les artefacts rencontrés lors des acquisitions au CT post-mortem diffèrent énormément de ceux que le radiologue clinicien a pour habitude de voir. « ...these have the potential to mimic or obscure underlying pathologies, or result in distraction for the radiologist. » (Sutherland & O'Donnell, 2018). Il est important d'avoir une bonne compréhension de ces artefacts afin d'aboutir à une interprétation adéquate des images. En effet, certains artefacts post-mortem liés à la décomposition du corps peuvent imiter une pathologie sous-jacente ou alors la camoufler.

2.7.2.1 Position du défunt

L'artefact de durcissement du faisceau, mentionné auparavant, peut également être présent dans les acquisitions post-mortem. La première cause de cet artefact est la position du défunt. La victime est scannée dans son sac mortuaire, couchée sur le dos lorsque cela est possible. Ses vêtements sont retirés au préalable et ses bras restent le long du corps. Lorsqu'il y a une présence de métal, il est possible de légèrement repositionner la tête et la housse, mais la seule façon de diminuer cet artefact est l'utilisation de logiciel sur la console. A la Figure 15 : (a) Les flèches indiquent des stries provoquées par la position des bras le long du corps. (b) On peut voir la fermeture éclair du sac mortuaire proche de la tête, du matériel chirurgical sur son ulna gauche, ainsi qu'une dague dans sa cage thoracique.

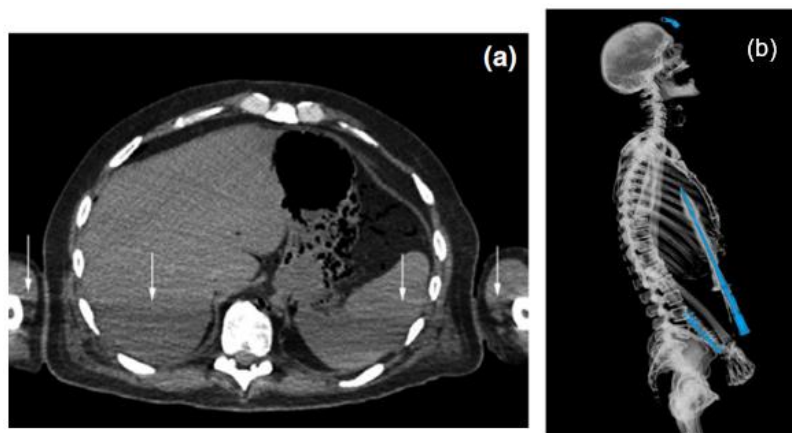


Figure 15 : Exemple d'artefact de durcissement du faisceau lors d'acquisition post-mortem.

Tiré de : Sutherland & O'Donnell, 2018, p204, 205

2.7.2.2 Lividité cadavérique

Les autres artefacts rencontrés sont dus à la mort de la victime. Le premier est provoqué par la lividité cadavérique, il s'agit de l'accumulation de fluide dans le corps causé par l'arrêt de la circulation sanguine. Cette caractérisation se voit sur la peau de la victime lors de l'examen externe par des décolorations rougeâtres. « ... while on CT is encountered as increased den-

sity in the lungs, dependent skin thickening and haematocrit formation in vessels. » (Sutherland & O'Donnell, 2018). Sur les images CT de la Figure 16, on observe une augmentation de densité au niveau des poumons (b) et (c) ainsi que la formation d'hématocrite dans les vaisseaux. L'apparition d'hématocrite est majoritairement présente dans des cavités importantes comme l'atrium droit (a). La formation de cet artefact dépendra de la position de la victime au moment de la mort, sur l'image (c), on remarque que le défunt était en décubitus ventral au moment du décès.

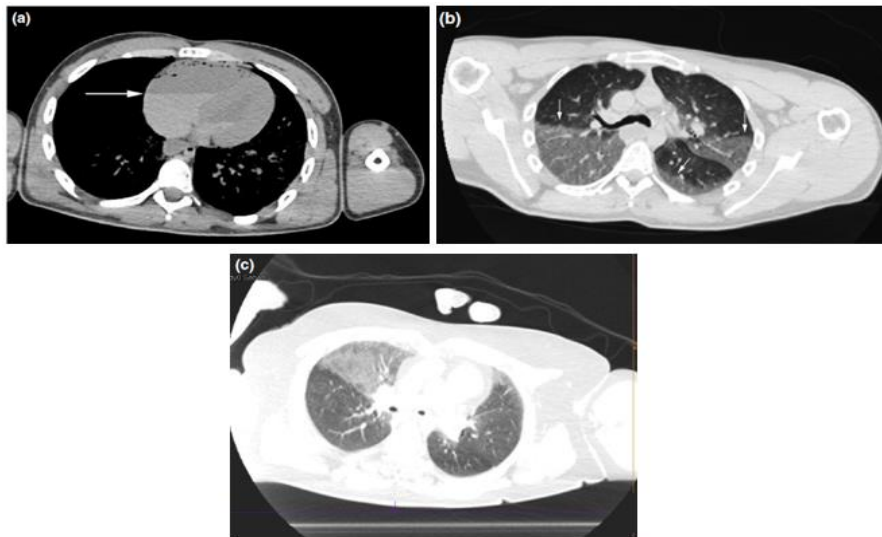


Figure 16 : Exemple d'artefacts causés par la lividité cadavérique

Tiré de : Sutherland & O'Donnell, 2018, p204

2.7.2.3 Décomposition du corps

Les artefacts causés par la décomposition du corps sont produits par deux principaux processus. Les tissus se dégradent, conduisant ainsi à l'autolyse et la putréfaction. « Autolysis is the breakdown of cells by intracellular enzymatic processes with the rate being dictated by temperature (slows in cold conditions) and the concentration of the enzymes (rapid in enzymatically rich tissues such as the pancreas). » (Sutherland & O'Donnell, 2018). Ainsi, le pancréas perd rapidement ses caractéristiques lorsque le processus d'autolyse commence, la graisse autour de l'organe devient irrégulière, rendant le diagnostic d'une éventuelle pancréatite difficile.

La putréfaction est un processus lié à l'accumulation bactérienne et de fermentation avec production de gaz. A l'examen externe du corps, la putréfaction apparaît par des décolorations verdâtres de la peau, principalement au niveau de la fosse iliaque droite, dans la région du cæcum.

Sur les images CT de la Figure 17, la flèche démontre une accumulation de gaz produite lors de la putréfaction s'accumulant d'abord dans le cæcum (a), envahissant progressivement tout l'organisme dans les stades plus avancés de putréfaction (b). Cette accumulation de gaz est problématique pour la détection d'éventuelles ischémies ou des perforations intestinales.

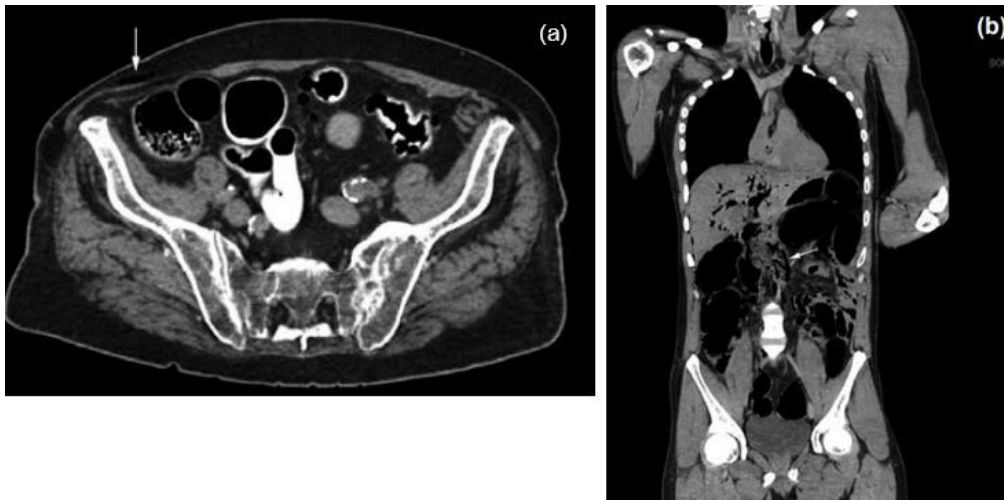


Figure 17 : Accumulation de gaz produit par la décomposition du corps.

Tiré de : Sutherland & O'Donnell, 2018, p205

2.8 Scanner DE

Le CT conventionnel forme ses images grâce à la différenciation globale des tissus. Ceci dépend du numéro Z du tissu ainsi que de la densité des éléments. Il ne peut retranscrire qu'une seule grandeur physique qui est l'atténuation globale exprimée en HU. Deux éléments de composition différente pourraient avoir la même densité pour un CT conventionnel.

« La TDM double énergie étend les capacités de l'imagerie TDM conventionnelle en permettant de distinguer des éléments de même atténuation globale par leur différence d'atténuation photoélectrique et Compton. » (Si-Mohamed et al., 2019). Deux énergies sont utilisées, une haute et une basse énergie, qui permettent d'avoir une image fonctionnelle et quantitative pour l'analyse des tissus et de leur composition. La TDM spectrale est capable de différencier deux tissus qui ont les mêmes HU, contrairement à la TDM conventionnelle. Le CT Dual-Energy est capable de trouver la prépondérance de l'interaction photoélectrique et Compton grâce à une acquisition à haute énergie et une autre acquisition à basse énergie. Ceci est possible grâce à la décomposition du spectre. La machine sait différencier les basses énergies qui correspondent à l'effet photoélectrique et les hautes énergies qui correspondent à l'effet Compton. A partir de ces deux données, un calcul permet de trouver le coefficient d'atténuation photoélectrique et Compton (Figure 18 : Coefficient d'atténuation) grâce à une équation à deux inconnues (Figure 19 : Equation à deux inconnues à deux énergies.).

$$\mu(E) = \mu_P(E) + \mu_C(E) = \alpha P_f P(E) + \alpha C_f C(E)$$

Figure 18 : Coefficient d'atténuation

Tiré de : T.Ramoussin, (s.d), p18

Une structure a une interaction photoélectrique ainsi que Compton qui lui est propre, en ayant ces deux informations, il est possible de déterminer la composition de la structure. L'atténuation montre que l'atténuation totale est majoritairement composée d'interaction Compton et photoélectrique. Cependant, il est nécessaire de résoudre une équation à deux inconnues afin de séparer ces deux effets.

Pour se faire, des mesures à deux énergies différentes (Figure 19 : Equation à deux inconnues à deux énergies.) permettront d'obtenir les informations nécessaires pour trouver les interactions des tissus. Les interactions photoélectriques à hautes et basses énergies sont calculées. De même pour l'effet Compton. Ceci permet de calculer les coefficients d'atténuation à haute et basses énergies des tissus.

$$\begin{aligned}\mu(EL) &= \alpha PfP(EL) + \alpha CfC(EL) \\ \mu(EH) &= \alpha PfP(EH) + \alpha CfC(EH)\end{aligned}$$

Figure 19 : Equation à deux inconnues à deux énergies.

Tiré de : T.Ramoussin, (s.d), p19

Une image photoélectrique et une image Compton sont créées et certaines anomalies ne se voient que dans une des deux. Pour chaque voxel présent dans l'image, un modèle de mélange probabiliste peut être utilisé afin de calculer la probabilité que le voxel soit composé de tel ou tel matériaux. Ceci permet de modifier un tissu qui nous intéresse car on peut le différencier des autres. Il est aussi possible de créer une image monoénergétique, qui est une image où l'opérateur choisit l'énergie qu'il veut afficher en fonction du tissu à examiner. Chaque tissu a une énergie de prédilection où il est mieux visible. De plus, les images monoénergétiques peuvent aussi être utilisées afin d'augmenter le contraste en sélectionnant une basse énergie ou pour réduire les artefacts en sélectionnant une haute énergie.

Afin d'effectuer une acquisition à deux énergies, deux types d'installation se distinguent. En effet, il est possible de travailler côté source comme le Dual-Source CT, où deux tubes sont placés de manière orthogonale dans une gantry et chacun travaille à des tensions différentes. Le TwinBeam dual-energy est un tube divisé par deux matériaux, l'étain et l'or. Ces derniers ont des densités différentes ce qui permet de créer de la haute et de la basse énergie grâce à leurs interactions différentes avec les rayons X. Le fast Kv switching est un système où la tension varie très rapidement durant l'acquisition. Une image à haute et basse tension est créée et ensuite le tube bouge. Le sequential acquisition est un système où deux acquisitions hélicoïdales sont faites à la suite mais à énergies différentes. Côté détecteur, Philips se concentre sur les détecteurs bicouches qui seront capables de séparer les différentes énergies des rayons incidents polyénergétiques.

2.8.1 VNC

Le VNC qui est l'acronyme de « Virtual non contrast » est une des applications possibles au scanner double énergie. Il s'agit d'une fonctionnalité disponible sur le scanner double énergie

qui permet de supprimer le contraste d'une série injectée afin de créer une série Native (sans injection). Grâce à la double acquisition, le système peut supprimer le produit de contraste sur une série injectée afin de donner un examen natif (Figure 20 : VNC.). L'iode ayant des interactions spécifiques, on peut l'isoler et le supprimer. Cette méthode réduit la charge en rayonnement ce qui est précieux quand un patient doit passer plusieurs examens.



Figure 20 : VNC.

Tiré de : Li et al., 2021

Cependant, les calcifications sont souvent plus petites sur les images VNC que sur une série native ce qui peut induire des négligences. « Incompletely removed iodine areas result in false positive findings » (Goo & Goo, 2017). Si une zone iodée n'est pas totalement retirée cela peut créer des faux positifs. Pour utiliser le VNC, il faut une bonne résolution spectrale, c'est-à-dire le pouvoir de séparation des deux spectres d'énergies différentes. Sinon l'image sera bruitée et des erreurs de discrimination des structures peuvent survenir comme entre le calcium et l'iode par exemple. Il existe aussi le virtual non-calcium qui a le même fonctionnement que le VNC pour l'iode mais on supprime le calcium.

2.8.2 Zeff

Le Z effectif (Z_{eff}) est la charge nucléaire (nombre de protons) propre à chaque atome. Il y a une attraction entre le noyau et les électrons situés sur la couche la plus externe d'un atome, également appelée couche de Valence. Néanmoins, lorsque d'autres couches se situent entre le noyau et la couche de Valence, cette attraction est diminuée du fait que les électrons des couches internes tendent à repousser ceux situés sur la couche de Valence. Ce phénomène est appelé l'effet d'écran. Le Z_{eff} représente la différence entre le nombre Z d'un atome, autrement dit, la quantité de protons dans un atome et l'effet d'écran.

Ainsi, il est possible d'obtenir des informations propres au tissu, en plus de l'atténuation globale des rayons décrite en unité Hounsfield (UH). Il est important de différencier le Z_{eff} des unités Hounsfield, car lors d'un Z effectif élevé, l'interaction prédominante est l'effet photoélectrique, ce dernier dépend de l'énergie. Tandis que lorsque le Z effectif est faible, l'effet prédominant est le Compton, indépendant de l'énergie.

L'application de décomposition matérielle met en évidence la différence de tissus ayant les mêmes unités Hounsfield en réalisant des cartographies en Z_{eff} , où les couleurs chaudes

indiquent un Z_{eff} élevé et les couleurs froides un Z_{eff} faible. Cela permet une imagerie fonctionnelle et quantitative des organes pour diverses applications cliniques telles que l'oncologie, la suspicion d'embolie pulmonaire et la détermination de la composition de lithiase.

Lorsque l'on compare la TDM conventionnelle au CT Spectral, on constate que la cartographie en Z_{eff} peut apporter des informations complémentaires. A la Figure 21, la vésicule biliaire apparaît de manière homogène malgré l'injection de produit de contraste en TDM conventionnelle (A), on remarque la présence d'une tumeur grâce à la cartographie en Z_{eff} (B). On constate que la tumeur et la vésicule biliaire ont des Unités Hounsfield similaires, mais des Z_{eff} différents. Malgré l'injection de PCI, l'embolie pulmonaire n'est pas flagrante (C), l'embolie est mise en évidence grâce à la cartographie en Z_{eff} (D).

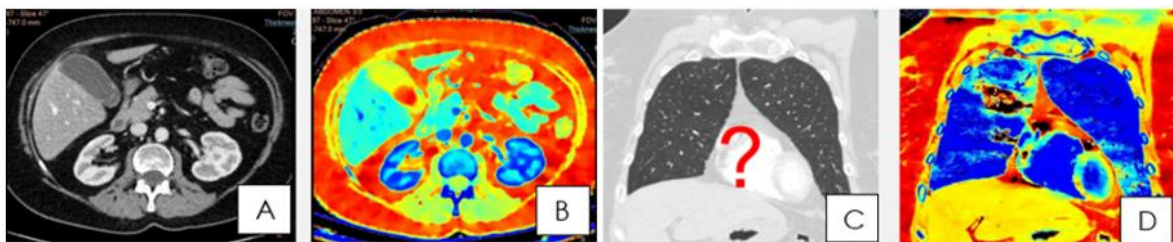


Figure 21 : Comparaisons d'examen au CT conventionnel et au CT Spectral.

Tiré de : Ramoussin, (s.d), p71, 74

2.9 Munitions d'arme à feu

Les munitions sont conçues pour propulser des projectiles à grande vitesse à partir d'une arme à feu. Une cartouche de munition est composée de cinq éléments (Figure 22) : la douille, la poudre, l'amorce, la capsule d'amorce et le projectile.

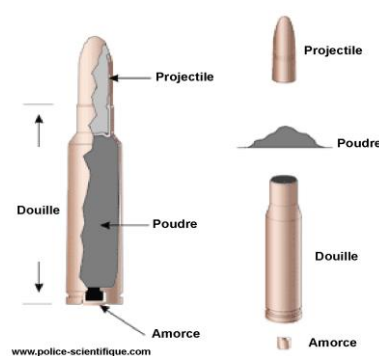


Figure 22 : Schéma d'une munition.

Tiré de : police-scientifique, s.d

La douille permet de maintenir les autres éléments ensemble et agit également comme un contenant pour la poudre propulsive. Elle est généralement constituée de matériaux tels que le laiton, le cuivre ou le nickel. La poudre, également appelée charge propulsive, génère du gaz qui propulse le projectile hors du canon.

L'amorce est composée d'une capsule d'amorçage, qui contient l'explosif primaire utilisé pour enflammer la poudre à l'intérieur de la douille. La capsule d'amorçage est composée de canaux qui permettent de faire le lien entre l'explosif primaire et la poudre conservée dans la douille.

Le projectile est la partie de la munition qui est projetée hors du canon de l'arme à feu et qui cause des dommages à la cible. Les projectiles peuvent avoir une variété de formes, telles que des formes cylindriques, coniques, aplaties ou à tête en forme de croix. En ce qui concerne leur composition, ils sont classés en deux catégories : les projectiles homogènes (un seul matériau, par exemple le plomb) ou chemisés (noyau de plomb enveloppé d'une chemise en cuivre ou en laiton). La composition du projectile peut influencer son comportement balistique et son effet sur la cible, tels que la portée, la précision et la capacité de pénétration.

2.9.1 9mm Parabellum

Le 9mm Parabellum est une munition d'origine allemande très répandue. Également appelée 9x19mm Para, cette munition présentée à la Figure 23, a un diamètre de 9mm et une longueur de 19 mm (douille incluse). Selon Aydin et Apalak, c'est un type de munition FMJ (Full Metal Jacket), sa douille est en laiton composée à partir d'un alliage de cuivre et de zinc (CuZn36) et son projectile est une composition d'un alliage de plomb et d'antimoine.



Figure 23 : Photo de munitions de 9mm, avec et sans la douille.

Tiré de : Wikipédia, s.d.

2.9.2 Action 4

Ce projectile est du type semi-chemisé à pointe creuse et sa forme extérieure est assez identique à une 9 mm Parabellum. Il est principalement composé de plomb avec un capuchon en plastique jaune au niveau de la tête. Son chemisage est en laiton fabriqué à partir d'alliages de cuivre et de zinc, ce qui lui donne la particularité de déformation. De plus, elle contient une cavité dans son noyau métallique appelée « trou de forage » qu'il est possible d'observer à la Figure 24. Ce projectile a été conçu dans l'objectif d'obtenir une profondeur de pénétration inférieure, afin d'éviter qu'il ne traverse le corps de la cible et qu'il n'atteigne d'autres personnes à proximité, ce qui fait d'elle une munition fréquemment utilisée par la police Suisse. Néanmoins, cette particularité fait qu'elle peut causer plus de dégâts internes une fois la cible

atteinte. « Semi-jacketed hollow-point (SJHP) bullets are preferred, since this type of bullet has a smaller penetration depth, and thus it is less likely that such bullets will pass through the body. However, SJHP bullets are more likely to cause severe injuries than FMJ bullets, since SJHP bullets deform after entering the body. » (Gasho et al, 2020)

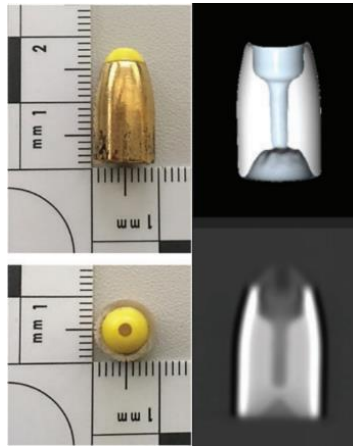


Figure 24 : Photographie de l'Action 4 (colonne de gauche) et reconstruction post CT (colonne de droite) en volume rendering (en haut) et multiplannaire (en bas).

Tiré de : Gascho et al, 2020

2.9.3 GP 11

La munition GP11, également appelée Gewehrpatronen Ordonnanz 1911, est un projectile utilisé par l'armée Suisse. Son calibre est de 7,5 x 55,5 mm. D'après Egli (1984), cette munition (Figure 25) est non seulement connue pour sa précision mais également pour sa polyvalence en termes d'armement : armes semi-automatiques et automatiques, certains types de fusils, de mitrailleuses, de carabines et bien d'autres. Le cœur de la GP 11, autrement dit, la partie la plus interne, est composé de plomb et d'antimoine. Sa chemise, une couche métallique qui enveloppe directement le cœur, est majoritairement composée de fer. Enfin, le manteau, correspondant à la couche la plus externe, est majoritairement composé de cuivre. Sa composition reste néanmoins complexe car d'autres éléments comme le zinc, le manganèse et le nickel sont également présents.



Figure 25 : Gewehr Patrone 11 (7.5mm GP11)

Tiré de : swisswaffen, 2014

2.9.4 38 Special

La 38 Special, aussi appelée SP38, est un projectile de calibre 9,1 mm conçu pour le revolver Smith et Wesson .38. Cette munition est fréquemment utilisée et fait partie des munitions les plus vendues. Elle est composée de plomb nu et pèse 10.6 grammes. Cette munition est appréciée de la police. Depuis 2000, cette munition est autorisée pour les forces de l'ordre de proximité telles que les polices municipales suisses. Ce projectile (Figure 26) est principalement constitué de plomb nu recouvert d'un chemisage.



Figure 26 : Cartouche .38 Special, .38 Super et 9mm parabellum.

Tiré de : wikipédia

3. Méthodologie

Le but de ce travail est d'établir une méthode de différenciation entre les trois munitions (Action 4, SP38 et GP11) grâce à leurs compositions en fonction de l'énergie. La courbe d'unité Hounsfield, la standard déviation ainsi que l'artefact sont propres à chaque projectile scanné. Une étude est effectuée sur plusieurs énergies, reconstruite en MonoE grâce au système spectral, afin de trouver des propriétés qui permettent d'identifier le projectile au scanner. Un tableau est créé et permet une approche multifactorielle dans la reconnaissance de la munition.

L'article de Paulis et al. (2019) est pris comme inspiration afin de créer le premier protocole qui est testé. Une première analyse est effectuée avec une munition 9mm Parabellum avec plusieurs reconstructions telles que le MAR, le filtre osseux et standard. Ce protocole d'essai est nommé « TdB ESSAI 1 ». Pour chaque reconstruction et différentes énergies (40 et 140 keV), des ROIs ont été disposés dans et en dehors de l'artefact créé par la munition afin de l'analyser. La standard déviation, qui indique la qualité de l'image, a été retenue afin d'étudier la reconstruction et l'énergie idéale afin d'étudier le projectile. Chaque ROI a été placé de manière reproductible dans sa superficie et sa position. Toutes ces mesures seront retranscrites dans un tableau et ceci permet de comparer les reconstructions et les deux énergies pour savoir lesquelles utiliser ou exclure. Ceci permettra d'ajuster le protocole pour la partie finale qui sera le scanner de trois munitions différentes : GP11, SP38 et l'Action 4 qui sont des munitions fournies par le CURML et utilisées en Suisse. Les reconstructions qui sont trop perturbées par le bruit seront écartées, car il peut fausser les analyses ainsi que la reproductibilité

des calculs. La reproductibilité est étudiée lors de ce protocole test car elle a toute son importance. Le protocole doit être reproductible pour espérer une reconnaissance des munitions au scanner spectral par la suite.

Afin de scanner les trois munitions, un fantôme a été créé grâce à une bouteille PET vide ainsi que de la gélatine de porc achetée en grande surface. Ceci permet de créer de la densité autour des munitions et de simuler le corps humain.

Une fois le protocole ajusté, qui sera nommé le « final Protocol », un scanner des trois munitions une par une est effectué avec la méthode fast kV switching du scanner GE 750 HD. Une reconstruction mono-énergétique est faite pour les énergies 40 / 50 / 60 / 80 / 100 / 110 / 120 / 130 et 140 keV. Les énergies 70 et 90 keV sont exclues, car le scanner ne peut reconstruire que 9 énergies. Pour chaque projectile et chaque énergie, des ROIs ont été placés à divers endroits. Pour chaque région d'intérêt, les valeurs de standard déviation ainsi que d'unité Hounsfield de ces régions d'intérêt sont reportées dans un tableau qui montre l'évolution de la SD et des HU selon les énergies. Il faut utiliser les « extended Hu » pour pouvoir analyser la munition. Les valeurs des munitions sortent du domaine clinique. Chaque ROI est placé trois fois, une fois par membre du travail de Bachelor et toujours avec la même surface (20mm²). Ceci permet de tester la reproductibilité de la méthode ainsi que de vérifier les valeurs. Les ROIs sont placés au début de l'acquisition, dans le but d'analyser notre fantôme et l'air pour avoir des valeurs de références témoins afin de valider les acquisitions effectuées et certifier qu'elles sont utilisables. Le métal, étant souvent peu analysé, perturbe le scanner et il faut savoir si les valeurs sont utilisables. Ensuite, des ROIs sont placés à 3 endroits différents de la munition : à la tête, au centre et à la base. Sur la coupe médiane, une analyse de l'artefact métallique est faite. Trois ROIs supplémentaires sont placés sur cette coupe. Un ROI à 10mm antérieurement du bord de la munition qui est appelé « Nord », un ROI « milieu » placé au contact de la munition sur son versant antérieur et un ROI « Sud » sur le versant postérieur de la munition. Ceux-ci permettent d'étudier l'impact de l'artefact dans les mesures ainsi que sa variabilité.

Une analyse est effectuée avec les mesures récoltées. Une méthode est trouvée afin de pouvoir différencier les trois munitions. En effet, chaque munition pourrait avoir ses propres valeurs d'unité Hounsfield selon le spectre d'énergie en raison des différences de densité qui proviendraient des différents matériaux qui constituent les munitions. L'utilisateur du protocole fait les acquisitions comme indiqué et prend des mesures avec des ROIs, comme effectué dans ce travail de Bachelor. Une courbe d'unité Hounsfield selon l'énergie sera générée et l'utilisateur pourra l'introduire dans un tableau qui cherchera une correspondance entre les courbes des trois munitions scannées, GP11, SP38 et Action 4.

3.1 Question de recherche

Notre question de recherche est « Quel est l'apport du CT-Spectral en médecine légale dans le contexte de l'identification d'un corps étranger localisé ? ». Nous voulons étudier si le CT Spectral a réellement une plus-value dans la caractérisation des corps étrangers. Afin de les caractériser, nous avons établi notre hypothèse ainsi que nos objectifs qui nous permettront d'avoir une meilleure vue d'ensemble sur le déroulement de notre travail de recherche.

3.2 Hypothèse et objectifs

Notre hypothèse est basée sur la recherche d'une méthode de différenciation grâce aux coefficients d'absorption. Aujourd'hui, il est possible de déterminer la composition de certaines lithiases. Les munitions ont des densités différentes donc les courbes devraient être différentes. Si un tableau est effectué avec les trois courbes, une reconnaissance pourrait être effectuée entre la courbe faite au scanner post-mortem et ceux de ce travail de Bachelor.

Nous espérons trouver une corrélation entre les diverses mesures que nous allons effectuer, ce qui nous permettrait d'obtenir une méthode fiable et reproductible dans l'identification de corps étrangers. De plus, avec la possibilité de reconstruction monoénergétique, nous comptons trouver des artefacts spécifiques de chaque matériau à une énergie donnée. En effet, nous pensons que la présence d'artefacts risque d'entraver la qualité de nos mesures, c'est pourquoi, il nous semble important de les identifier afin de les diminuer autant que possible. Nous avons également pensé que chaque matériau peut engendrer un artefact à une énergie donnée, ce qui signifie que l'apparition d'un artefact pourrait éventuellement nous fournir des informations spécifiques à un certain type de matériau. Ainsi, en analysant les énergies qui créent et réduisent un artefact, nous pourrions identifier le matériel du corps étranger. Lors de nos mesures, il sera primordial que l'on prenne en compte l'aspect du corps étranger, par exemple, si ce dernier est fragmenté. Des valeurs intrigantes pourraient provenir du métal ou du scanner qui rencontre des problèmes tels que la calibration ou un détecteur hors-service.

Les limites potentielles de ce travail de Bachelor seraient les limites techniques de la machine. Il pourrait être difficile d'analyser nos munitions étant donné que ceci sort du domaine clinique. Les scanners ne sont pas adaptés à l'analyse du métal, surtout du métal très dense comme le plomb. Les unités Hounsfield pourraient être peu précises et la standard déviation très importante. De plus, le manque de ressources tels que des cas ou encore le matériel pourraient poser un problème.

4. Calendrier

Afin de mener à bien notre travail de recherche, nous avons créé un diagramme de Gantt. Ce dernier est composé de nos objectifs SMART jusqu'au moment de la soutenance en septembre 2023 (Annexe 3 et Annexe 4). Nous sommes conscients que des imprévus viendront entraver le planning que nous avons établi. C'est pourquoi nous avons prévu des plages plus larges pour certains objectifs. La durée est représentée en jours car nous espérons que les tâches comme les collectes de données à Genève et à Lausanne prendront un jour. Néanmoins, nous avons laissé une marge de 15 jours pour chaque site, ce qui nous permettra de programmer nos déplacements avec la Doctoresse Egger et Monsieur Dominguez.

Pour la rédaction, nous avons jugé plus sage de la programmer tout au long de notre troisième année afin de fournir un travail régulier. Il nous sera difficile de constamment travailler les trois ensembles, c'est pourquoi nous avons décidé de programmer des réunions mensuelles lors desquelles nous partagerons nos incertitudes ou les informations intéressantes que nous avons trouvées. Ceci nous permettra de garder un fil rouge régulier sur nos recherches.

5. Protocole test

La phase initiale de la récolte de données est composée par la création d'un protocole expérimental appelé "TdeB ESSAI 1" inspiré de l'étude menée par Paulis et al., 2019. Ce protocole vise à mettre en évidence les divers problèmes rencontrés lors des mesures et de l'élaboration du protocole.

Une acquisition d'images d'une munition de calibre 9 mm Parabellum (1,6 cm de longueur, 0,9 cm de largeur et 0,9 cm de hauteur) a été réalisée à l'aide du scanner General Electrics 750 HD Spectral. Lors de l'acquisition, la munition était intacte, sur un support en polystyrène expansé (sagex), positionnée sur la table du scanner. L'intégralité du protocole a été réalisée en utilisant l'Extended Hounsfield Range afin d'obtenir une échelle de données plus étendue (supérieure à vingt milles HU). Les paramètres spécifiés lors du protocole (Tableau 2) ainsi que le positionnement de la Parabellum positionnée au CT (Figure 27) sont présentés ci-dessous. L'énergie utilisée était de 40 keV et de 140 keV, avec une reconstruction MAR, en utilisant un filtre standard ainsi qu'un filtre osseux. La SFOV (Scan Field Of View) était de 50 cm et la DFOV (Display Field Of View) était de 14 cm.

Type d'acquisition	Hélicoïdal
Pitch	0,984
KeV	140
mAs	Adaptatif
Épaisseur de coupe	1,25
Épaisseur intercoupe	1
SFOV	50
DFOV	14
Reconstructions	Énergies De 40 et 140
	MAR, Standard, Os

Tableau 2 : Paramètres du protocole d'essai.



Figure 27 : Parabellum 9mm placée dans du sagex positionnée sur la table du CT.

5.1.1 Mesures

Afin d'obtenir une bonne reproductibilité pour chacune des mesures effectuées, les paramètres tels que la taille du ROI, sa localisation, l'espacement entre les ROIs, la coupe sélectionnée et le Window Width / Level ont été déterminés. Dans l'objectif d'optimiser le déroulement de l'opération, les mesures ont été réalisées individuellement sur la même console par les trois membres de ce travail. Chaque ROI sera mesuré à 40 KeV ainsi qu'à 140 KeV en

reconstruction os, standard et MAR sur une coupe axiale. Cette étape a pour objectif de mettre en avant la problématique concernant la qualité de l'image, notamment l'artefact métallique généré, afin de déterminer quelle méthode de reconstruction est la plus adaptée et la plus fiable. L'analyse sera visuelle, mais également quantitative grâce aux standards déviations récoltées.

Dans le Tableau 3, les paramètres mentionnés concernant les mesures de l'artefact sont présentés. Un premier ROI a été placé à 8,18 mm du centre de la 9 mm Parabellum, tandis que le deuxième ROI était à 16,32 mm du centre de la même munition. Ceci a permis de récolter les unités Hounsfield ainsi que les valeurs de l'écart-type de l'artefact présent.

Numéro de coupe	14
Window / Level	Reconstruction os : 2000 / 350 Reconstruction standard et MAR : 400 / 40
Taille de ROI	Diamètre vertical : 0,98 mm Diamètre horizontal : 1,30 mm
Distance entre les deux ROI	8,18 mm
Localisation ROI 1	16,32 mm du centre de la munition
Localisation ROI 2	8,18 mm du centre de la munition

Tableau 3 : Paramètres utilisés pour mesurer l'artefact de la 9mm Parabellum.

Concernant la munition de 9mm Parabellum scannée, les mesures ont été réalisées en plaçant un ROI au centre et deux ROIs en périphérie dans les reconstructions MAR, filtre standard et filtre osseux à 40 et 140 keV dans l'objectif d'obtenir les valeurs des unités Hounsfield, de l'écart type ainsi que du Zeff. La munition faisant 9mm de diamètre, une distance entre les ROIs ne semblait pas adaptée car les régions d'intérêt ont un diamètre de 0,98 x 1,30 cm, c'est pourquoi il a été décidé que les ROIs placés en périphérie seraient au contact du bord interne de la munition.

Numéro de coupe	14
Window/Level	Reconstruction os : 2000 / 350 Reconstruction standard et MAR : 400 / 40
Taille de ROI	Diamètre vertical : 0,98 mm Diamètre horizontal : 1,30 mm
Localisation ROI 1	Bord antérieur interne de la munition
Localisation ROI 2	Au centre de la munition
Localisation ROI 3	Bord postérieur interne de la munition

Tableau 4 : Paramètres utilisés pour mesurer l'artefact de la 9mm Parabellum (A gauche).

5.1.2 Résultats, analyses et conclusion

Les données collectées dans le cadre de ce protocole test sont d'abord analysées pour évaluer l'impact des trois reconstructions utilisées sur l'artefact généré, puis pour évaluer la plus-value des techniques utilisées pour la caractérisation de la munition 9mm Parabellum. Une conclusion rappellera les points significatifs de ce protocole test et un protocole final sera présenté.

5.1.2.1 Artefact

Le tableau suivant (Tableau 5) illustre que, de manière générale, les énergies élevées permettent d'obtenir des valeurs moyennes d'écart-type plus faibles. Les photons de basse énergie sont davantage atténués que ceux de haute énergie. Cela entraîne à la fois une quantité insuffisante de photons atteignant le détecteur et un durcissement du faisceau. En augmentant l'énergie du faisceau, une quantité plus importante de photons atteint le détecteur, ce qui diminue l'apparition du bruit.

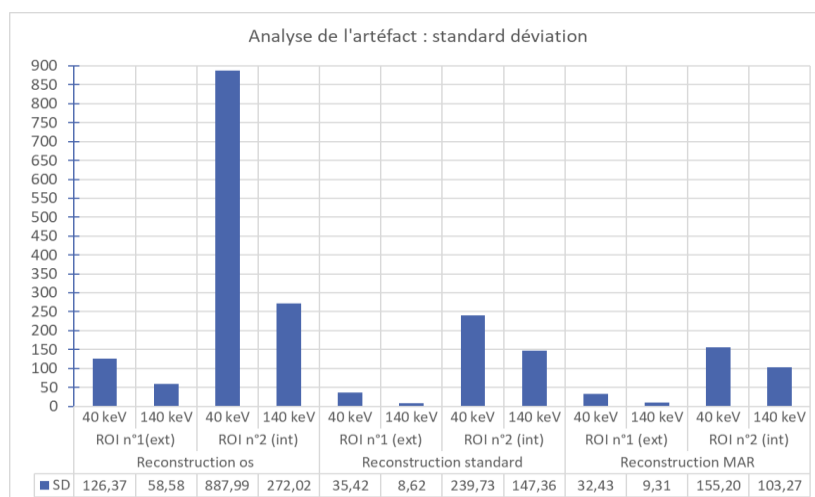


Tableau 5 : SD de l'artefact en reconstruction Os, Standard et MAR à 40 et 140 keV.

Les ROIs placés à l'extérieur de l'artefact (ROI ext) présentent des valeurs moyennes inférieures de standard déviation aux ROIs placés sur l'artefact, pour les trois reconstructions utilisées. Ceci s'explique par le fait que les valeurs extraites de la région d'intérêt sont moins impactées lorsque l'artefact n'est pas directement au contact avec cette région d'intérêt.

En ce qui concerne les ROIs placés directement sur l'artefact (ROI int), la reconstruction « Os » génère les deux valeurs moyennes les plus importantes avec une SD de 887,99 à 40 keV et une SD de 272,02 à 140 keV. "... 'sharp' kernels provides the maximum obtainable spatial resolution in images, but it is also a fact that these kernels lead to a higher level of pixel noise and occurrence of streak artefacts." (Eldevik et al., 2010). La méthode de reconstruction « Os » améliore la résolution spatiale, autrement dit, les détails et les contours de l'image. Cependant, en amplifiant les hautes fréquences de l'image, le bruit est également amplifié, ce qui explique les valeurs moyennes élevées de l'écart-type observées pour les deux énergies étudiées. En observant la Figure 28 : Exemple de mesure de l'artefact en reconstruction "Os" à 40 keV à gauche et à 140 keV à droite., une analyse visuelle révèle une prédominance plus importante de l'artefact à 40 keV par rapport à 140 keV.

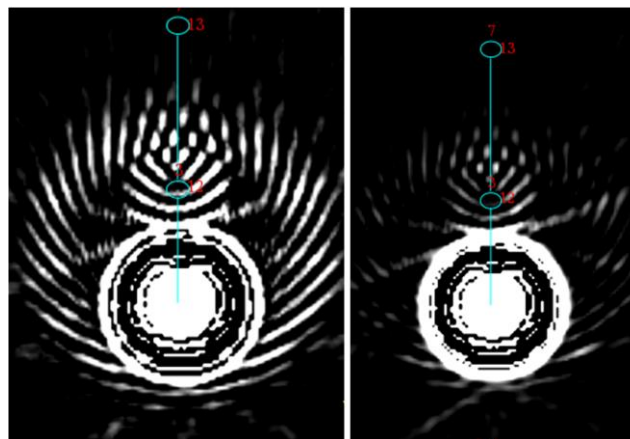


Figure 28 : Exemple de mesure de l'artefact en reconstruction "Os" à 40 keV à gauche et à 140 keV à droite.

Les valeurs moyennes d'écart-type obtenues avec la reconstruction « Standard » sont de 239,73 à 40 keV et de 147,36 à 140 keV. Il est possible de constater que ces valeurs sont inférieures aux valeurs générées avec la reconstruction « Os ». Le filtre « Standard » est un filtre de convolution permettant d'amplifier les basses fréquences au détriment des hautes fréquences et ainsi, d'améliorer le contraste à l'image. En atténuant les hautes fréquences, le bruit est lui aussi diminué.

La reconstruction MAR génère les valeurs moyennes d'écart-type les plus faibles, avec un résultat de 155,20 à 40 keV et 103,27 à 140 keV. « MAR aims to reduce artifacts caused by beam hardening and photon starvation. » (Greffier et al., 2019). Cet algorithme segmente l'objet métallique dans les Raw Data afin d'atténuer le durcissement du faisceau et la privation de photons au détecteur. Cette reconstruction itérative contribue ainsi à diminuer le bruit généré à l'image.

La récolte de données pour la 9mm Parabellum a été impactée par plusieurs paramètres techniques. Les acquisitions effectuées sur la console du CURML de Lausanne avec l'Extended HU n'étaient pas adaptées pour la version des consoles disponibles à la Haute École de Santé à Genève. Cette information se confirme par les valeurs des ROIs seuillées visibles à la Figure 29. D'une part, une analyse visuelle permet de mettre en avant l'effet « marche d'escalier »

sur la 9mm Parabellum. Cet effet est un des signes que l'Extended HU n'est pas pris en compte par la console de la HEDS. De plus, il est possible de constater les valeurs de 3071 HU pour les deux ROIs placés ainsi que l'indisponibilité des valeurs de standard déviation pour les deux régions d'intérêt respectives.

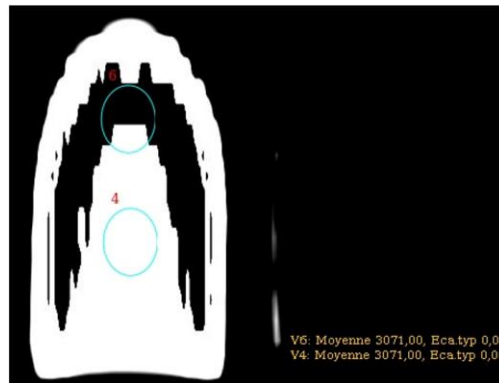


Figure 29 : Acquisition de la 9mm Parabellum visualisée en coupe coronale sur la console de la HEDS.

Quant à l'utilisation du Z effectif, une extension spéciale pour le Z métallique est nécessaire. Cependant, cette extension dépasse le domaine de la clinique et est généralement utilisée dans le domaine de l'industriel. Une tentative d'utilisation de cette méthode sur la console de la HEDS est mise en avant sur la Figure 30. À droite de la figure, le ROI placé sur une coupe axiale de la 9mm Parabellum obtient à nouveau des valeurs seuillées d'unité Hounsfield (3071 HU) ainsi qu'une indisponibilité de la standard déviation. Ce ROI génère la courbe rouge sur le graphique de gauche. Cette courbe est mise en comparaison avec la courbe rose représentant le Z effectif de l'iode disponible à la console. La Parabellum est composée de plomb, ce dernier a une valeur de Z de 82 tandis que l'iode à un Z de 53. Ce graphique n'est donc pas correct, car il met en évidence des valeurs de Z de la Parabellum bien plus faibles que celle de l'iode.

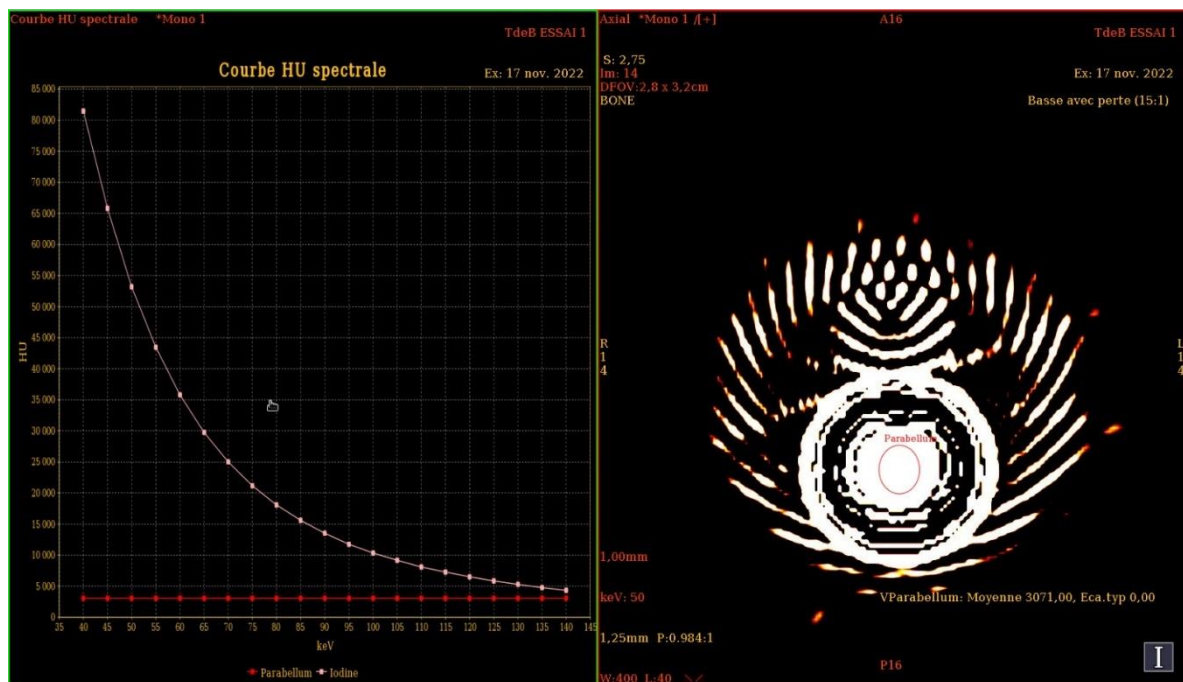


Figure 30 : Mise en comparaison du Z de l'iode et du Z de la 9mm Parabellum à la console de la HEDS.

Pour conclure, cette étape du protocole test s'est avérée extrêmement bénéfique pour identifier les problèmes techniques et déterminer les reconstructions les plus appropriées pour les analyses de ce travail. Il a été décidé que les mesures du protocole final seraient effectuées directement à la console du CURML de Lausanne afin d'éviter les limitations associées aux autres consoles. De plus, il a été décidé d'abandonner l'utilisation du Z effectif et de la reconstruction "Os" afin de se concentrer sur les reconstructions "Standard" et MARS. Cette dernière semble être mieux adaptée car elle est programmée spécifiquement pour le CT Spectral.

6. Protocole final

Les trois munitions (Action 4, GP11 et SP38) ont été scannées individuellement dans leur fantôme respectif. Les projectiles étaient coupés à mi-hauteur et leurs parties intactes ont été placées au centre du fantôme à l'aide d'une pince, de sorte que leur face coupée soit visible depuis le haut du fantôme. Lors de l'acquisition, les fantômes étaient positionnés sur une tête à l'isocentre du scanner. Les paramètres utilisés (Tableau 6) et le positionnement des fantômes lors de l'acquisition (Figure 31) sont mentionnés ci-dessous.

Type d'acquisition	Hélicoïdal
Pitch	0,984
KeV	140
mAs	130
Épaisseur de coupe	1,25
Épaisseur intercoupe	1
SFOV	50
DFOV	14
Reconstructions	Énergies 40, 50, 60, 80, 100, 110, 120, 130, 140
	MARS et Standard

Tableau 6 : Paramètres d'acquisition du protocole final.

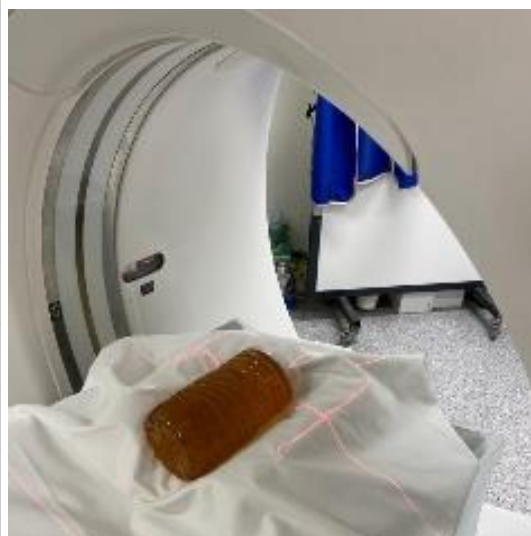


Figure 31 : Fantôme avec la GP11 positionné sur la table du CT.

6.1.1 Création du fantôme

La création de trois fantômes à base de gélatine de porc était utile afin d'augmenter le nombre de valeurs quantitatives récolté en additionnant une densité présente également dans le corps humain. La gélatine de porc a été choisie non seulement par l'accessibilité de la matière, mais également car les unités Hounsfield de cette dernière sont connues. « Fat, which floats on water (i.e., is less dense) is typically in the -30 to -70 HU range. » (Shervin Kamalian, 2016).

Chaque fantôme a été créé en mélangeant 60 grammes de poudre de gélatine de porc à un litre d'eau portée à ébullition. La composition précise de la poudre utilisée peut être consultée dans la Figure 32. Le mélange de gélatine a été versé dans une bouteille en PET pour qu'il refroidisse et durcisse. Son diamètre fait 8,3 cm x 8,5 cm avec une hauteur de 10 cm.

Ingrédients : gélatine de porc 54%, sel de cuisine, sucre, exhausteur de goût (glutamate monosodique), extrait de levure, arômes, acidifiant (acide citrique), sirop de sucre caramel, maltodextrine. Peut contenir des céréales contenant du gluten, du lait, des œufs, du soja, du céleri et de la moutarde.

Figure 32 : Composition de la gélatine utilisée pour la création des différents fantômes.

Tiré de : Knorr©, 2023

6.1.2 Mesures

Comme pour les mesures du protocole test, les paramètres tels que la taille du ROI, sa localisation, l'espacement entre les ROIs, la coupe sélectionnée et le Window / Level ont été déterminés pour une meilleure standardisation et reproductibilité. Les mesures se sont effectuées directement sur la console du CURML. Les énergies 40, 50, 60, 80, 100, 120, 130 et

140 keV ont été utilisées pour cette récolte de données. Dans le Tableau 7, les paramètres utilisés pour l'artefact et les projectiles sont mentionnés. La récolte de données basée sur la mesure des artefacts présents et des munitions mais aussi sur des mesures de références (la graisse et l'air). Chacun des membres de ce travail a effectué la totalité des ROIs à tour de rôle, sur la même console.

	Artéfact	Projectile	Graisse et air
Numéro de coupe	Action 4 : 21 GP11 : 25 SP 38 : 23	Action 4 : 20, 22, 21 GP11 : 19, 25, 29 SP 38 : 18, 23, 27	3
Window/Level	4000 / 1000	4000 / 1000	4000 / 1000
Taille de ROI	Surface de 20mm2	Surface de 20mm2	Surface de 20mm2
Localisation ROI 1	À 10 mm de la face antérieur du projectile	Au centre du projectile	
Localisation ROI 2	Au contact de la face antérieur du projectile	Au centre du projectile	
Localisation ROI 3	Au contact de la face postérieur du projectile	Au centre du projectile	

Tableau 7 : Paramètres utilisés pour la mesure des artefacts, des trois munitions et des références.

Il a été décidé que l'emplacement des trois ROIs serait sur la coupe axiale où l'artefact était le plus prononcé en accord avec les trois membres du groupe. Ainsi, les coupes ayant été sélectionnées sont la 21 pour l'Action 4, la 25 pour la GP11 et la 23 pour la SP 38. Pour chacun de ces projectiles, le ROI Nord était placé à 10 mm de la face antérieure du projectile, le ROI milieu était au contact de la face antérieur de la munition et enfin, le ROI Sud se trouvait au contact de la face postérieure du projectile. Sur la Figure 33, un exemple des mesures de l'artefact et les paramètres des ROIs sont présentés.

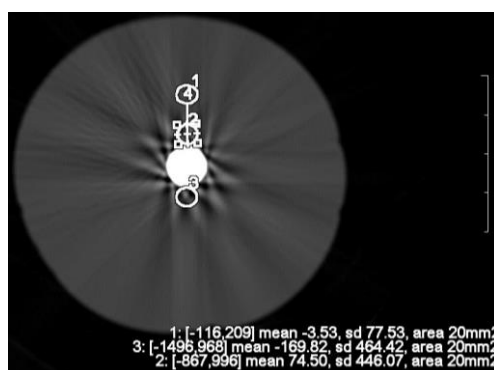


Figure 33 : Exemple de la pose de ROIs pour la mesure de l'artefact de l'Action 4 effectué à 50 keV.

Concernant les trois munitions, un ROI a été placé sur trois coupes axiales sélectionnées. La première coupe représente la première coupe où la munition est visible, la deuxième coupe

représente le centre de la munition et la troisième coupe représente la dernière coupe où la munition est visible. Les ROIs, d'une surface de 20mm^2 , ont été placés au centre du projectile.

Les coupes axiales choisies pour la mesure des références (graisse et air) sont exemptes de la munition et de l'artefact. Ainsi, les mesures ont été effectuées sur la coupe 3 pour chacun des projectiles. Un ROI de 20mm^2 a été placé respectivement dans l'air et dans la gélatine du fantôme.

6.2 Résultats

Un premier sous chapitre est dédié au MARS, puis les résultats individuels de chaque munition sont divisés en deux sous chapitres. La première partie prend en compte la qualité de l'image grâce aux fantômes créés et aux artefacts présents. La deuxième partie d'analyse permet de générer des courbes de décroissance des unités Hounsfield en fonction de l'énergie en keV.

Cette première partie de l'analyse a pour objectif de mettre en avant une reproductibilité réussie lors de la prise de mesure.

Sur la base des résultats obtenus (de l'Annexe 5 à l'Annexe 10), il a été possible de réaliser les graphiques suivants, qui traitent des courbes d'atténuation de 40 à 140 keV pour les munitions Action 4, GP11 et SP38. Des mesures ont été effectuées à trois reprises pour chacune des coupes choisies au préalable. Les différences entre les trois mesures de chaque coupe ont été calculées en soustrayant la valeur la plus basse de la valeur la plus haute.

6.2.1 MAR Spectral

Les HU extended ne sont pas compatibles avec le MAR. Les unités Hounsfield sont trop élevées pour que la correction d'artefact métallique soit effectuée. Le MAR n'est pas prévu pour des utilisations sur des matériaux aussi denses mais plutôt pour de la clinique. La technicienne a indiqué que l'Extended HU n'a été utilisé qu'une fois depuis son installation. La Figure 34 - Coupe de l'ACTION 4 avec ce phénomène, 1354,9 HU est une valeur aberrante car sans le MAR nous obtenons environ 15'000 HU à la même coupe. La standard déviation est de 0.9 ce qui est improbable dans un milieu métallique à forte atténuation donc de durcissement du faisceau. De plus, des marches d'escalier sont visibles tout autour de la munition sur la (Figure 34 - Coupe de l'ACTION 4 avec) qui ne sont pas présentes sur la munition.

Au vu de tous ces éléments, le MAR spectral n'apporte pas d'informations correctes et ne peut fonctionner avec les extended HU qui sont primordiales à notre protocole. C'est pourquoi, cette reconstruction ne fait plus partie de notre protocole.

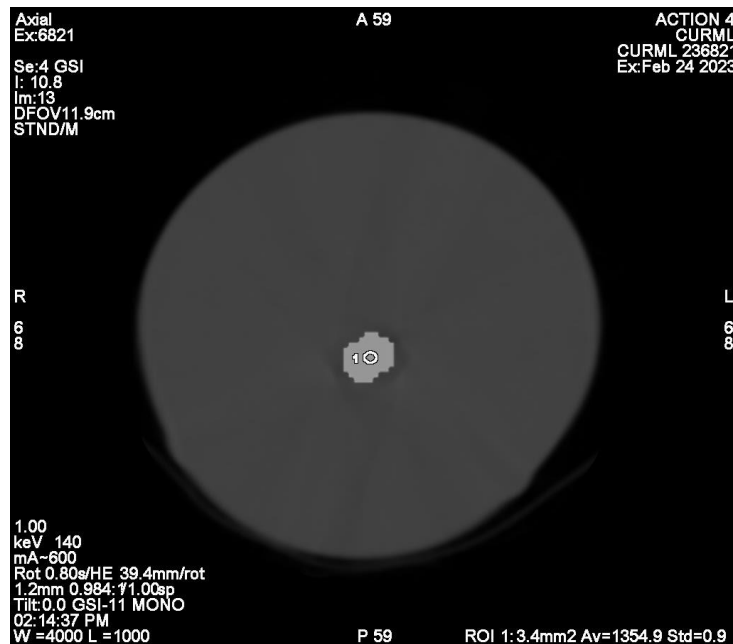


Figure 34 - Coupe de l'ACTION 4 avec MAR

6.2.2 Action 4

6.2.2.1 Qualité d'image

6.2.2.1.1 Fantôme

A la Figure 35, les différentes valeurs moyennes pour la graisse (FAT) et pour l'air sont représentées. Elles sont toutes les deux calculées selon des valeurs HU comprises dans diverses énergies de 40 à 140 keV.

La courbe des valeurs moyennes de la graisse (FAT) est représentée par une courbe décroissante des HU en fonction de l'augmentation de l'énergie utilisée. La valeur maximale est de 49 HU à 40 keV et la valeur minimale, quant à elle, est de 12 HU à 140 keV. Entre 40 et 100 keV, les HU chutent de façon importante avec un écart entre les deux valeurs de 31 HU. Ceci représente la plus grande chute d'HU dans cette courbe. Entre 100 et 130 keV, elle est relativement stable et effectue un léger plateau visible. La différence maximale entre ces différentes énergies est de 2 HU. Une dernière chute de HU est présente entre 130 et 140 keV, mais celle-ci reste relativement minimale avec un écart de 4 HU.

La courbe des valeurs moyennes de l'air est représentée par un plateau avec de légères variations. Les valeurs les plus importantes sont présentes respectivement à 100 keV avec une valeur maximale de -993 HU et à 130 keV avec une valeur de -995 HU. Pour la valeur minimale, celle-ci est de -1000 HU à 40 keV. L'écart le plus important de la courbe est égal à 6 HU et correspond à la différence de la valeur maximale et minimale. Une légère augmentation de 6 HU par rapport à l'augmentation de l'énergie est visible entre 40 et 100 keV. Un plateau avec de légères variations s'installe à partir de 80 keV jusqu'à 140.

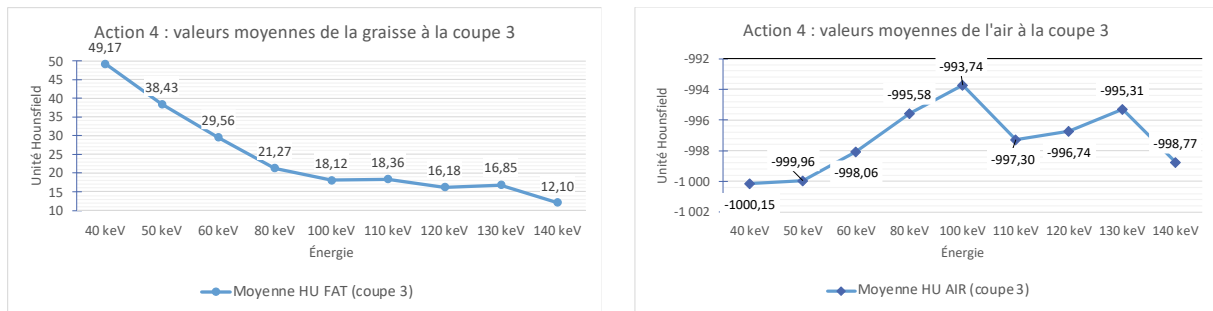


Figure 35 : Courbes des valeurs moyennes de la graisse (FAT) à gauche et de l'air (AIR) à droite de 40 à 140 keV sur la coupe 3.

A la Figure 36, les moyennes des standards déviations de la graisse (FAT) et de l'air sont représentées dans un même tableau. Les courbes sont relativement similaires dans les basses énergies entre 40 et 80 keV, mais une fois arrivées à 100 keV, elles ont des variations distinctes. Dans les premières énergies, les HU des standards déviations diminuent de plus de la moitié, passant de 7 à 40 keV pour la graisse (FAT) à 3 pour 60 keV et pour l'air, les valeurs passent de 6 à 3 pour les mêmes énergies.

De 60 à 80 keV, une légère augmentation est apparente dans les deux courbes, avec une augmentation de valeur pour la graisse de 0,65 et pour l'air de 0,90. A partir de 100 keV et jusqu'à 140, les variations entre les deux différents milieux vont varier de manière opposée, mais ne dépassant jamais la valeur de 2 et de 4.

La valeur minimale de l'air est de 2 à 110 keV et la valeur maximale est de 6 à 40 keV pour un écart maximal entre les valeurs de 4.

La valeur minimale de la graisse (FAT) est de 2 à 130 keV et la valeur maximale est de 7 à 40 keV pour un écart maximal entre les valeurs de 5.

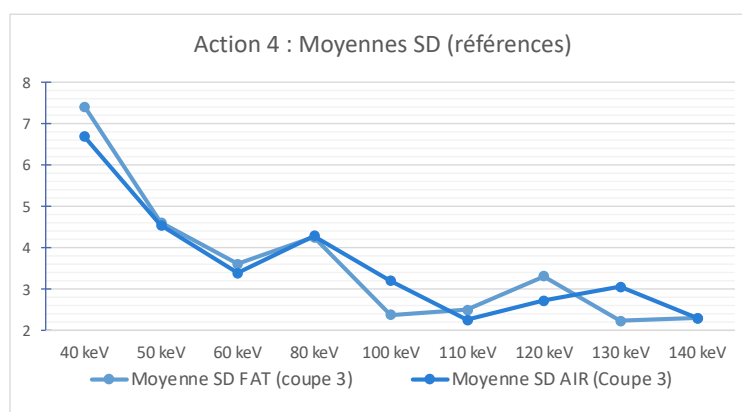


Figure 36 : Courbes d'atténuation moyenne des standards déviations de la graisse (FAT) et de l'air de 40 à 140 keV.

6.2.2.1.2 Artefact

A la Figure 37, les différentes moyennes sont obtenues par des mesures effectuées à la coupe 21. Ces moyennes sont mesurées dans trois points différents de l'image. L'apex correspond aux valeurs calculées à 10 millimètres de la tête du projectile. Le centre correspond aux valeurs calculées au contact de la tête de la munition et la base correspond aux valeurs de la base inférieure du projectile.

Concernant l'apex (Moyenne SD Apex), la courbe est décroissante entre 40 et 100 keV et relativement stable entre 110 et 140 keV. La valeur maximale de la moyenne est de 101 à 40 keV et la valeur minimale est quant à elle de 42 à 130 keV avec un écart maximal entre les valeurs de 58.

Pour le centre (Moyenne SD centre), les variations sont beaucoup plus importantes. De 40 à 110 keV, les valeurs diminuent avec l'apparition d'un petit plateau entre 60 et 80 keV. A 120 keV, une hausse des valeurs est présente passant à 414, pour finalement retourner à des valeurs de 251 et 257 pour 130 et 140 keV. La valeur maximale pour cette courbe est de 627 et la valeur minimale, quant à elle, est de 251.

Enfin, la base (Moyenne SD Base) a une courbe décroissante au fur et à mesure que l'énergie augmente. Cette tendance est constatée jusqu'à 110 keV, par la suite, les valeurs se stabilisent, avec un résultat maximal de 648 à 40 keV et un résultat minimal de 224 à 140 keV. Entre 40 et 110 keV, nous avons une variation égale à 409 alors que la variation la plus importante entre 110 et 140 keV est égale à 28.

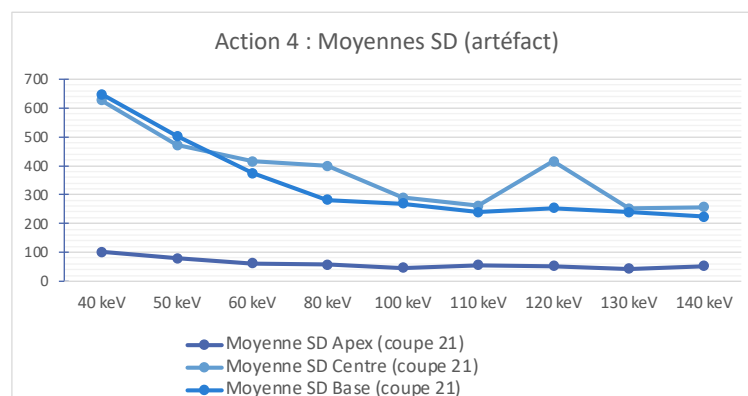


Figure 37 : Courbes de la déviation standard de l'artéfact en trois point (Apex, Centre et Base) de 40 à 140 keV à la coupe 21.

6.2.2.2 Courbe d'atténuation

A la Figure 38, le tableau montre les courbes de différentes mesures effectuées à la coupe 20. Le graphique nous montre une courbe exponentielle avec une légère variation des HU entre 120 et 140 keV. La valeur minimale de cette courbe est de 12985 HU à 40 keV. La valeur maximale, quant à elle, est de 18612 HU à 140 keV. Les trois courbes sont relativement similaires dans les résultats, et ce, à n'importe quel palier énergétique. L'écart le plus important entre les HU se situe à 40 keV avec une différence de 808 HU.

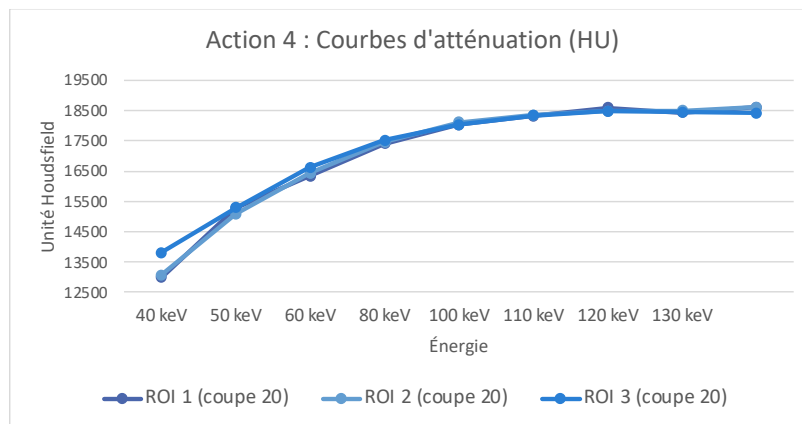


Figure 38 : Courbe d'atténuation des unités Hounsfield en diverses mesures de 40 à 140 keV à la coupe 20.

Les différentes courbes des mesures de la coupe 21 sont recensées à la (Figure 39 : Courbe d'atténuation des unités Hounsfield en diverses mesures de 40 à 140 keV à la coupe 21.. Les courbes sont croissantes et composées de variations entre 120 et 140 keV qui sont relativement faibles avec un écart maximal de 143 HU. La valeur minimale est de 12631 HU à 40 keV et la valeur maximale est de 18795 HU à 120 keV. Toutes les courbes sont également très similaires avec la plus grande variation HU entre les mesures présentes à 40 keV qui est égale à 979 HU.

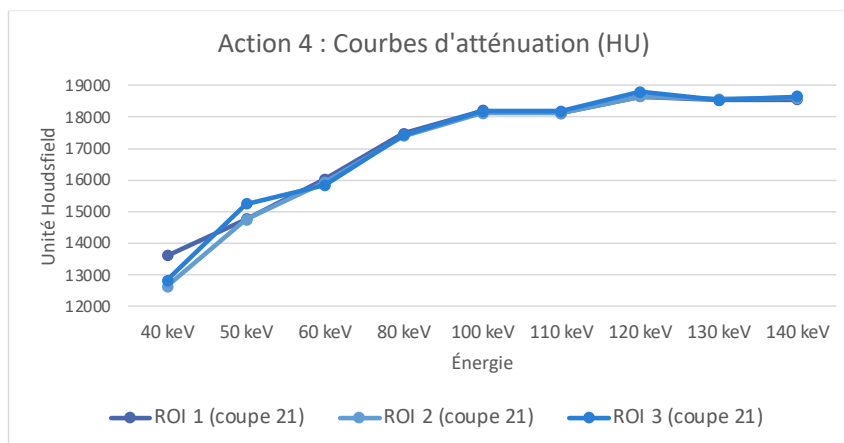


Figure 39 : Courbe d'atténuation des unités Hounsfield en diverses mesures de 40 à 140 keV à la coupe 21.

A la Figure 40 : Courbe d'atténuation des unités Hounsfield en diverses mesures de 40 à 140 keV à la coupe 22., les différentes mesures de la coupe 22 sont présentées. Les trois courbes sont décroissantes avec des variations très importantes dans les hautes énergies entre 100 et 140 keV. Dans les basses énergies, les valeurs sont relativement proches, à part à 40 keV où la variation la plus importante est de 856 HU. La valeur minimale à cette énergie est de 18425 et la maximale de 19321 HU. Le schéma se reproduit dans les hautes énergies avec

des écarts maximaux qui sont de l'ordre de 1090 HU à 100 keV, 929 HU à 110 keV, près de 860 HU à 120 keV, de 671 HU à 130 keV et enfin de 1157 HU à 140 keV. Les variations de mesures sont plus importantes dans les hautes que dans les basses énergies.

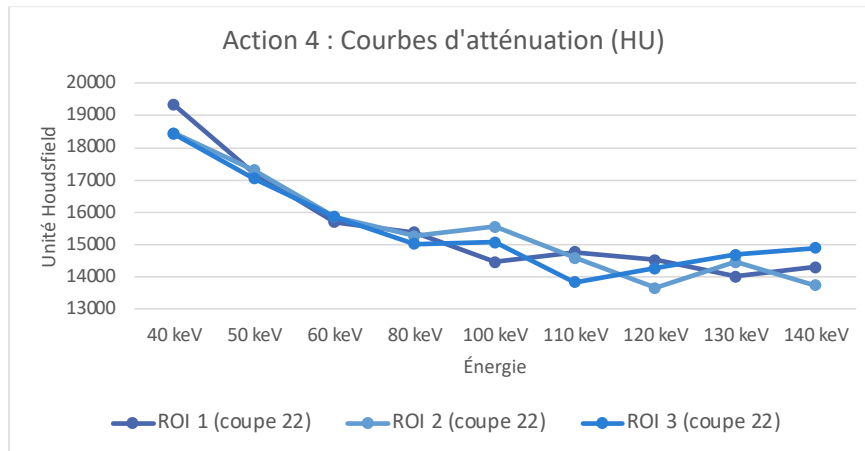


Figure 40 : Courbe d'atténuation des unités Hounsfield en diverses mesures de 40 à 140 keV à la coupe 22.

6.2.3 GP11

6.2.3.1 Qualité d'image

6.2.3.1.1 Fantôme

A la Figure 41 : Courbes d'atténuation moyenne des mesures obtenues de 40 à 140 keV sur la coupe3. A gauche : la graisse (FAT) et à droite : l'air (AIR)., les valeurs moyennes de la graisse (FAT) relevées à la coupe 3 sont représentées par une courbe décroissante de 40 à 140 keV. La valeur la plus élevée est de 46 HU à 40 keV et la valeur la plus basse est de 13 HU à 140 keV. La différence de la valeur moyenne entre 40 et 50 keV est de 9 HU tandis que la différence de la valeur moyenne entre 130 et 140 keV est de 1 HU. La différence entre deux énergies successives diminue plus rapidement jusqu'à 100 keV. A partir de cette énergie, un plateau décroissant se forme avec des différences moins importantes entre 110 et 140 keV.

Les valeurs moyennes de l'air (AIR) de la Figure 41 : Courbes d'atténuation moyenne des mesures obtenues de 40 à 140 keV sur la coupe3. A gauche : la graisse (FAT) et à droite : l'air (AIR). forment une courbe stable avec une valeur moyenne de -998 HU à 40 keV et une valeur moyenne de -997 HU à 140 keV. La différence entre la valeur la plus élevée (110 keV : -993 HU) et la plus basse (50 keV : -998 HU) est de 4 HU.

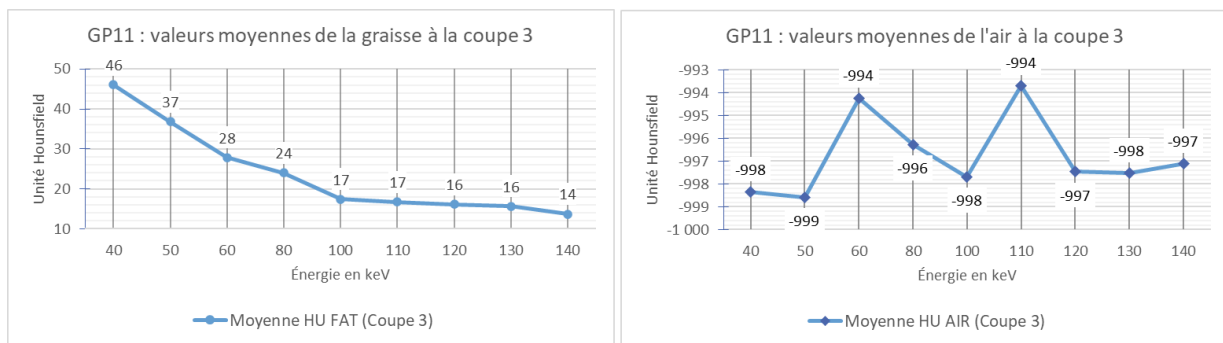


Figure 41 : Courbes d'atténuation moyenne des mesures obtenues de 40 à 140 keV sur la coupe 3. A gauche : la graisse (FAT) et à droite : l'air (AIR).

Le graphique de la Figure 42 Courbes d'atténuation moyenne en unités Hounsfield générées par les mesures obtenues de 40 à 140 keV sur la coupe 3. A gauche : la graisse (FAT) et à droite : l'air (AIR). ci-dessous représente les courbes générées par les valeurs moyennes de standard déviation de la graisse (FAT) et de l'air (AIR) récoltées à la coupe trois.

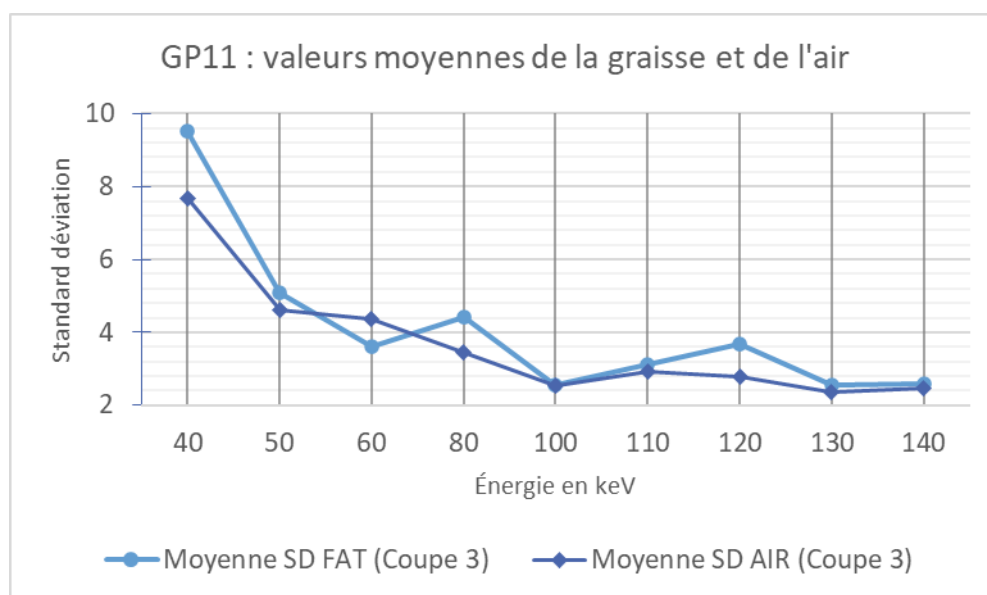


Figure 42 Courbes d'atténuation moyenne en unités Hounsfield générées par les mesures obtenues de 40 à 140 keV sur la coupe 3. A gauche : la graisse (FAT) et à droite : l'air (AIR).

Une courbe à tendance décroissante met en avant des valeurs de référence pour la graisse allant de 9 à 2 de standard déviation de 40 keV à 140 keV. La diminution la plus importante rencontrée entre deux énergies successives est de 4 située entre 40 et 50 keV. Une augmentation est observée à quatre reprises, entre 60 et 80 keV, entre 100 et 110 keV, entre 110 et 120 keV, puis entre 130 et 140 keV. La plus importante étant de 0,57 entre 100 et 110 keV.

Concernant l'air, la courbe a également une tendance décroissante avec une valeur de 7 à 40 keV et une valeur de 2 à 140 keV. La diminution la plus importante entre deux énergies successives se trouve également entre 40 et 50 keV. La courbe démontre une augmentation à deux reprises, la plus importante étant de 0.39 SD entre 100 et 110 keV.

6.2.3.1.2 Artefact

La Figure 43 : Courbes d'atténuation moyenne de la standard déviation de l'artefact à la coupe 25 générées par les mesures obtenues de 40 à 140 keV sur la coupe 25. démontre les trois valeurs moyennes obtenues grâce aux mesures effectuées à la coupe 25. La « moyenne SD Nord » représente les mesures à 10 mm du bord antérieur de la GP11. Sa courbe a une tendance stable avec des valeurs inférieures aux valeurs des deux autres courbes du graphique. La valeur la plus basse est de 92 SD à 100 keV et la valeur la plus élevée est de 140 SD à 40 keV. La différence la plus importante de 40 à 140 keV est de 47 SD. Une augmentation de 32,60 SD est présente entre 100 et 120 keV, suivi d'une diminution de 33 SD entre 120 et 130 keV.

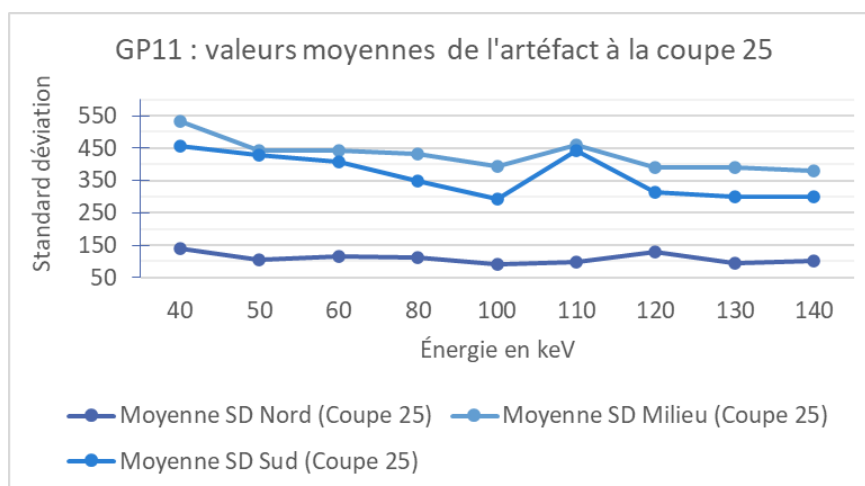


Figure 43 : Courbes d'atténuation moyenne de la standard déviation de l'artefact à la coupe 25 générées par les mesures obtenues de 40 à 140 keV sur la coupe 25.

La « moyenne SD Milieu » correspond aux mesures de l'artefact sur le bord supérieur de la GP11 à la coupe 25. Sa courbe a une tendance décroissante, débutant avec une standard déviation de 531 à 40 keV et finissant avec une standard déviation de 280 à 140 keV. Une augmentation est présente entre 100 et 110 keV avec une différence de 64 SD suivie d'une diminution de 70 SD entre 110 et 120 keV.

La « moyenne SD Sud » correspond aux mesures de l'artefact sur le bord inférieur de la GP11 à la coupe 25. Sa courbe a une tendance décroissante composée d'une valeur de 456 SD à 40 keV et d'une valeur de 300 SD à 140 keV. Tout comme la courbe décrite dans le paragraphe précédent, une augmentation est visible entre 100 et 110 keV avec une différence de 148 SD.

Puis, comme pour la courbe « moyenne SD Centre » une diminution de 127 SD se produit entre 110 et 120 keV.

6.2.3.2 Courbe d'atténuation

Dans la Figure 44 : Courbes d'atténuation HU de la GP11 générées par les mesures obtenues de 40 à 140 keV sur la coupe 19., chacune des courbes représente les mesures effectuées à la coupe 19 par les trois membres du Bachelor.

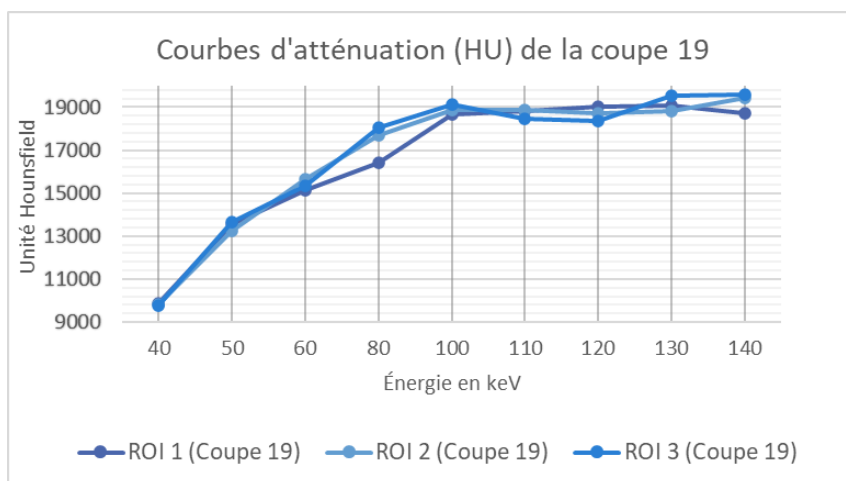


Figure 44 : Courbes d'atténuation HU de la GP11 générées par les mesures obtenues de 40 à 140 keV sur la coupe 19.

La coupe 19, qui correspond au sommet de la GP11, contient la différence la plus importante calculée, d'une valeur de 1663 HU à 80 keV entre la courbe « ROI 1 » à 16394 HU et la courbe « ROI 3 » à 1805HU. L'allure croissante des trois courbes ont une valeur moyenne minimale de 9758 HU à 40 keV et une valeur moyenne maximale de 19596 HU à 140 keV. Concernant les énergies situées entre 100 keV et 140 keV, un écart moyen de 207 HU a été obtenue avec la moyenne de chacune des courbes.

Concernant la coupe 25, correspondant au milieu de la GP11 (Figure 45), les courbes sont présentées à la Figure 45. La différence la plus importante est de 1191 HU à 110 keV entre la courbe « ROI 1 » à 28712 HU et la courbe « ROI 3 » à 29904 HU. La valeur minimale est de 15256 HU à 40 keV et de 30500 HU à 140 keV. A partir de 100 keV, il est possible de constater la formation d'un plateau avec des valeurs qui augmentent de manière progressive. En calculant la moyenne des trois courbes, un écart moyen de 276 HU a été obtenu de 100 à 140 keV. Une diminution de 1193,49 HU est néanmoins constatée pour la courbe « ROI 1 » entre 100 keV à 29906 HU et 110 keV à 28712 HU.

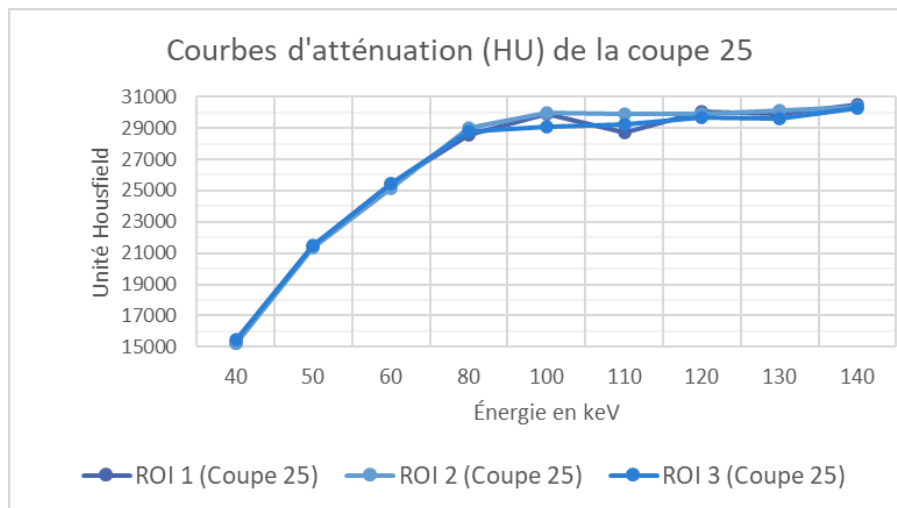


Figure 45 : Courbes d'atténuation HU de la GP11 générées par les mesures obtenues de 40 à 140 keV sur la coupe 25.

La Figure 46 met en évidence les courbes d'atténuation pour la coupe 29, correspondant à la base de la GP11. La différence la plus importante calculée entre les trois courbes est de 769 HU à 130 keV entre la courbe « ROI 3 » à 26962 HU et la courbe « ROI 1 » à 27667 HU. La valeur minimale est de 21158 HU à 40 keV et la valeur maximale est de 28192 HU à 140 keV. Les courbes ont une allure croissante de 40 keV à 80 keV, puis forment un plateau avec une diminution visible pour les trois courbes entre 120 keV et 130 keV. Une diminution de 531 HU est constatée pour la courbe « ROI 1 », de 264 HU pour la courbe « ROI 2 » et de 726 HU pour la courbe « ROI 3 ».

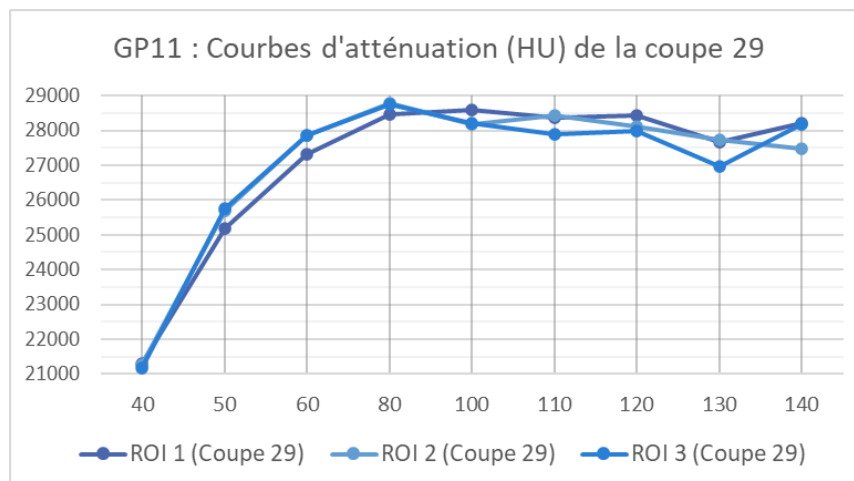


Figure 46 : Courbes d'atténuation HU de la GP11 générées par les mesures obtenues de 40 à 140 keV sur la coupe 29.

6.2.4 SP38

6.2.4.1 Qualité d'image

6.2.4.1.1 Fantôme

Dans la Figure 47 - Moyenne de référence à la coupe 3 pour la SP38 pour la graisse (FAT) à gauche et l'air (AIR) à droite., les HU moyens de la graisse (FAT) décroissent avec l'augmentation des énergies, passant de 45 HU à 40 keV pour arriver à 16 HU à 140 keV. La chute est rapide entre 40 et 100 keV, puis la courbe effectue ensuite un plateau entre 18 HU et 19 HU.

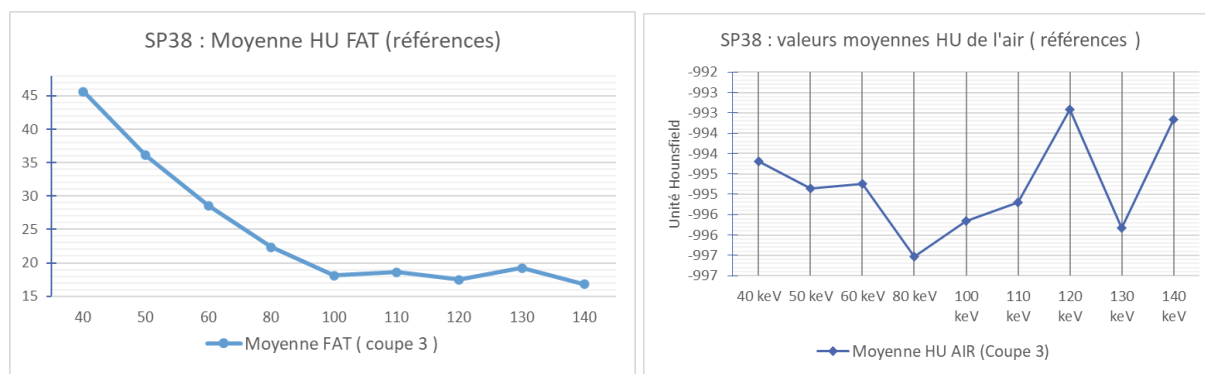


Figure 47 - Moyenne de référence à la coupe 3 pour la SP38 pour la graisse (FAT) à gauche et l'air (AIR) à droite.

Concernant la moyenne des ROIs dans l'air, la courbe est plus fluctuante avec un écart maximum à 80 et 120 keV (-996 HU à 80 et -992 à 120 keV). Les plus grandes variations de valeurs se trouvent dans les hautes énergies, de 110 à 150 keV. La courbe de HU dans l'air s'étend de -994 HU à 40 keV pour finir à -993 à 140 keV.

La moyenne de la standard déviation de la FAT pour la SP 38 à la coupe 3 (Figure 48) est une courbe décroissante de 40 keV à 110 keV allant de 6 à 2. Cependant, la standard déviation remonte jusqu'à 2 à 120 keV et fini à 2 à 140 keV.

En ce qui concerne la standard déviation de l'air, la courbe est semblable à celle de la FAT, en effet, elle obtient un résultat inférieur à 110 keV (2,33) par rapport à 100 keV (2,78). La courbe remonte, comme pour la SD de la FAT, à 120 keV (2) pour finir à 3 à 140 keV.

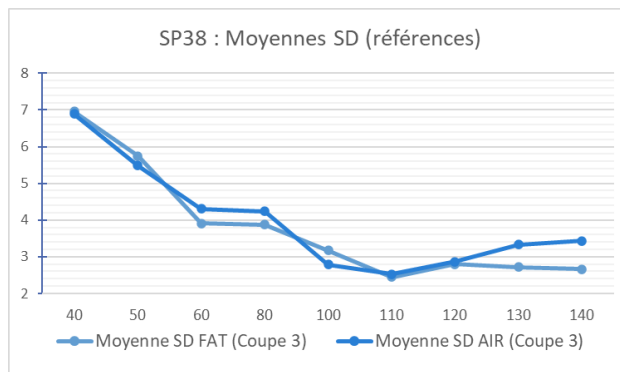


Figure 48 : Moyenne de la SD à la coupe 3 pour la SP38.

6.2.4.1.2 Artefact

Les courbes sur la Figure 50 représentent la moyenne des valeurs de standard déviation mesurée à la coupe 23 de l'acquisition avec différents emplacements sur l'artefact. Ces trois ROIs ont été placés, avec chacun une appellation : "Nord" pour le Roi à 10mm en antérieur de la munition, "milieu" pour l'artefact en antérieur de la munition mais accolé à celle-ci et l'artefact "Sud" pour le ROI en postérieur de la munition mais accolé à celle-ci. Une représentation de ces ROIs est visible à la Figure 49.

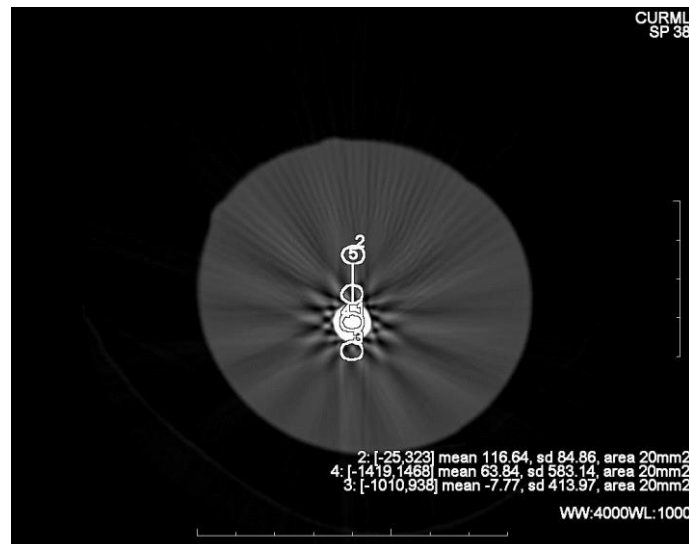


Figure 49 : Mesure de l'artefact à 40keV pour la SP38.

L'artefact « Nord » a des valeurs rapprochées, le plus grand écart est entre 50 et 60 keV (75 et 60). Les valeurs sont comprises entre 85 à 40 keV et 52 à 140 keV. Ce qui en fait une courbe décroissante. Les plus gros écarts entre les trois mesures du même ROI se situent à 120 Kev avec un écart de 7.53.

Les valeurs de l'artefact Sud sont comprises entre 432 à 40 keV et 347 à 140 keV. La courbe est décroissante avec une remontée de valeurs à 80 keV. Passant de 361.15 à 60 keV pour aller à 444 à 80 keV pour ensuite redescendre à 352 à 100 keV. Les plus gros écarts entre les trois mesures du même ROI se situent à 40 keV avec un écart de 82.

L'artefact du milieu possède des valeurs allant de 561 à 40 keV pour finir à 515 à 140 keV. La courbe du milieu a une tendance descendante de 40 keV jusqu'à 80 keV pour ensuite remonter jusqu'à 110 keV puis redescendre jusqu'à 140 keV. Les valeurs entre 484 à 100 keV et 566 à 110 keV correspondent au plus grand écart de valeurs entre deux énergies successives. Les plus gros écarts entre les trois mesures du même ROI se situent à 60 keV avec 152.

La courbe avec la valeur inférieure est celle de l'artefact Nord, suivi de la courbe avec l'artefact Sud et pour finir, l'artefact du Milieu qui possède les valeurs les plus élevées. Les trois courbes sont distinctes et chacune a des échelles de valeurs différentes sans qu'elles se croisent. Les plus grandes différences entre deux courbes sont entre l'artefact Nord et l'artefact Sud.

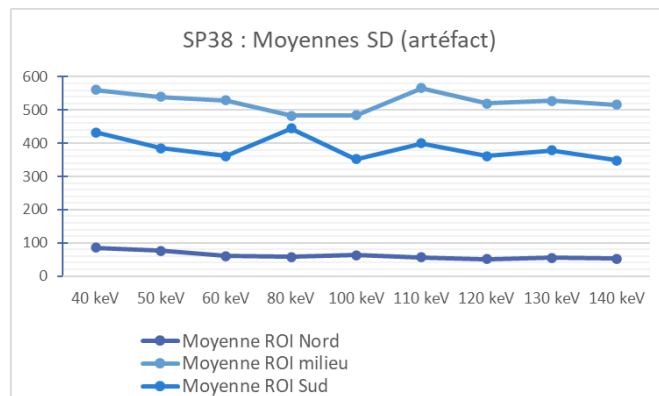


Figure 50 : Courbes représentant l'évolution moyenne de chaque mesure effectuée de 40 à 140 keV à la coupe 23.

6.2.4.2 Courbe d'atténuation

La coupe 18 correspond au bas de la munition. Le premier graphique (Figure 53) indique une pente ascendante rapide montant de 10139 HU en moyenne à 40 keV pour arriver à 16693 HU en moyenne à 100 keV. De 100 keV à 140 keV, une augmentation de 345 HU est visible. La courbe a une augmentation importante de 40 à 100 keV, puis celle-ci effectue un plateau aux alentours de 17000 HU par la suite. Les mesures effectuées de 100 keV à 140 keV ont un plus grand écart entre elles que celles effectuées à bas keV. Un écart de 1547 HU existe à 140 keV alors qu'à 50 keV, l'écart est de 133 HU entre les deux mesures les plus éloignées.

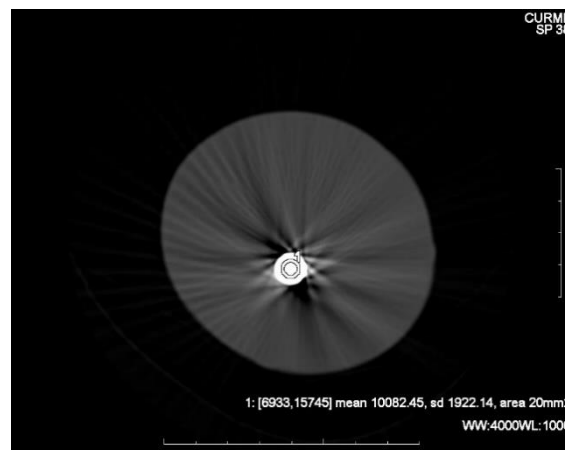


Figure 51 : Illustration d'une pose de ROI à la coupe 18 à 40 keV.

La coupe 23 correspond au centre de la munition SP 38 (Figure 53), elle possède un écart inférieur aux mesures de la coupe 18. L'écart de HU le plus important à la coupe 23 est de 273 HU situé à 80 keV. La courbe possède moins d'écart de valeurs entre les trois mesures comparées à la coupe 18 et à la coupe 27. Le plus grand écart entre deux ROIs posés par une personne différente est de 273 HU à 80 keV. La courbe augmente de façon importante

entre 40 et 140 keV : de 13479 à 25157 pour ensuite augmenter entre 100keV et 140 keV de 1192 HU. La courbe a donc une augmentation importante dans les bas keV et une allure plus rectiligne dans les hauts keV. Les valeurs pour la coupe 23 sont plus élevées que pour la coupe 18. En effet, elles vont de 10139 HU à 17038 pour la coupe 18 alors que pour la coupe 23, elles s'étendent de 13479 à 26350 HU.

Concernant la coupe 27 (Figure 52 : Illustration d'une pose de ROI à la coupe 27 à 40 keV. et Figure 53), elle correspond au sommet de la munition. Comme pour la coupe 18 et 23, la courbe effectue une ascension de 40 à 100 keV (18219 – 28536 HU) et ensuite effectue un plateau entre 100 et 140 keV (28536 – 28726 HU). Le plus grand écart de mesure se situe à 140 keV et est de 1191 HU. Concernant la SP38, sa courbe est celle qui atteint les valeurs les plus élevées (29411) à 140 keV et celle qui possède les valeurs les plus basses à 40 keV est la coupe 18 avec 10082 HU.

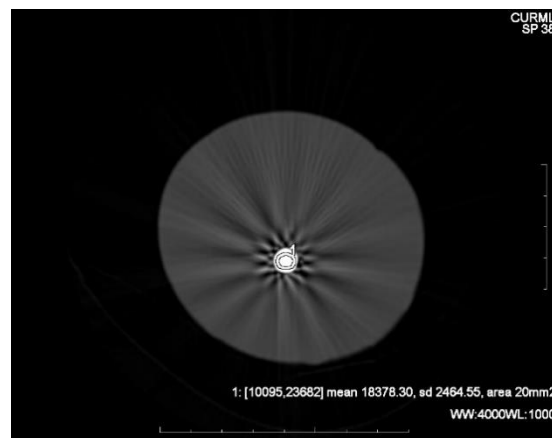


Figure 52 : Illustration d'une pose de ROI à la coupe 27 à 40 keV.

Les valeurs des courbes d'atténuation de la SP 38 (Figure 53) suivent la même tendance avec une augmentation rapide jusqu'à 80 keV, suivie d'une augmentation moins importante jusqu'à 140 keV.

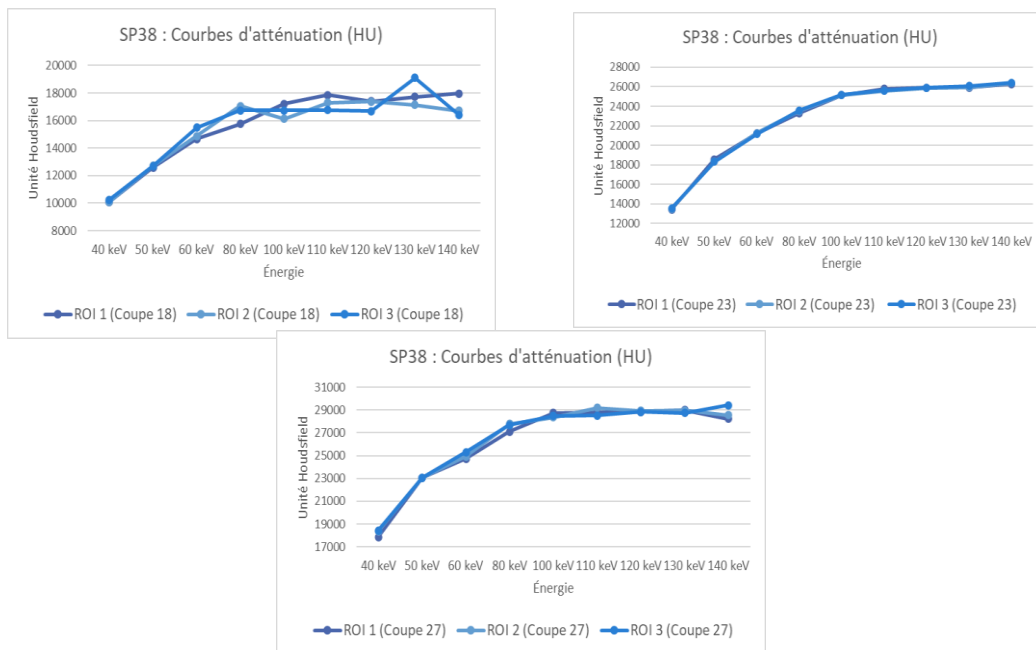


Figure 53 - Courbes d'atténuation en unité Hounsfield générées par les mesures obtenues de 40 à 140 keV sur les coupes 18 ; 23 et 27

6.2.5 Résultats comparatifs des trois projectiles

Dans cette section, un comparatif entre l'Action 4, la GP 11 et la SP 38 est regroupé par niveau des projectiles (de l'Annexe 11 à l'Annexe 13). L'apex représente la face coupée des munitions, le centre correspond au milieu des munitions et enfin, la base est la partie intacte des munitions. Afin de comparer la courbe de chacun des projectiles, les valeurs moyennes des unités Hounsfield et de la standard déviation ont été effectuées pour chacune des courbes.

6.2.5.1 Apex

6.2.5.1.1 Courbes d'atténuation

La Figure 54 met en évidence un graphique avec les trois courbes générées par les valeurs moyennes de la coupe 20 pour l'Action 4, la coupe 19 pour la GP 11 et la coupe 18 de la SP 38. Les trois coupes correspondent à l'apex, autrement dit, au niveau où les trois projectiles ont été coupés.

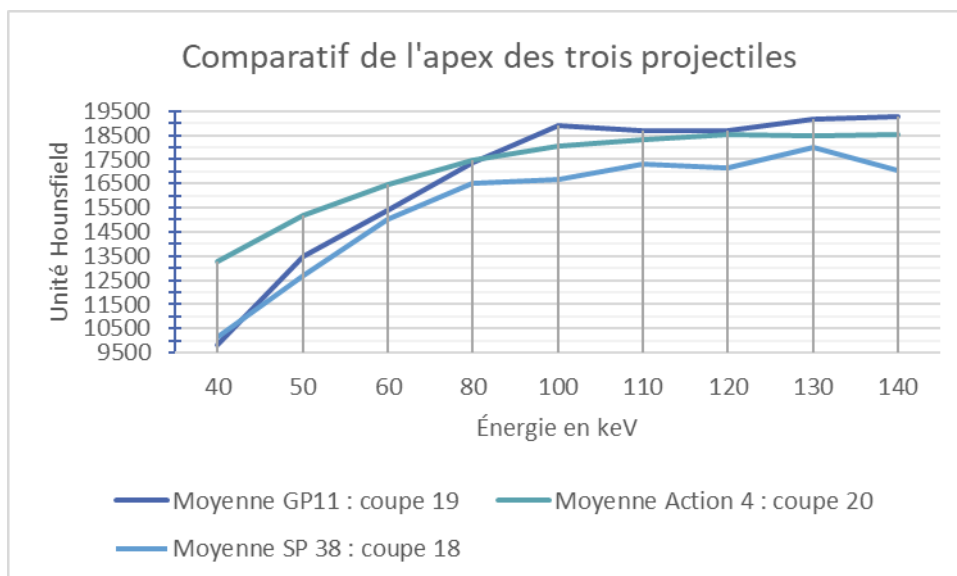


Figure 54 : Courbes d'atténuation de l'apex des trois projectiles en HU de 40 à 140 keV.

La courbe de l'Action 4 a une caractéristique ascendante régulière de 40 à 140 keV. La valeur moyenne est de 13282 HU à 40 keV et de 18551 HU à 140 keV. Ce qui fait d'elle la courbe avec la valeur la plus importante à 40 keV. La plus grande différence entre deux énergies successives est de 1929 HU et se situe entre 40 et 50 keV. Une légère diminution est observée de 56 HU entre 120 et 130 keV avant de remonter de 85 HU entre 130 et 140 keV.

La courbe de la GP11 a une caractéristique ascendante très prononcée dans les premiers paliers énergétiques et elle se stabilise à partir de 100 keV. Les valeurs obtenues sont de 9809 HU à 40 keV et de 19251 HU à 140 keV. La plus grande différence entre deux énergies successives est de 3661 HU et elle se situe entre 40 et 50 keV, comme pour l'Action 4. Elle enregistre le pic le plus élevé entre les trois courbes d'une valeur de 18878 HU à 100 keV avant de se stabiliser jusqu'à 120 keV avec des valeurs de 18703 HU à 110 keV et de 18711 HU à 120 keV. Enfin, elle forme une augmentation de 112 HU entre 130 et 140 keV.

La courbe de la SP 38 a un aspect ascendant régulier jusqu'à 80 keV, puis elle devient irrégulière jusqu'à 140 keV. Sa valeur moyenne à 40 keV est de 10139 HU et de 17039 HU à 140 keV. Elle présente des valeurs moyennes plus faibles que les courbes de l'Action 4 et la GP 11, hormis à 40 keV, où elle démontre une valeur moyenne de 10139 HU. Sa valeur la plus élevée est de 17987 HU et se situe à 130 keV.

6.2.5.1.2 Standard déviation

Les courbes de la standard déviation des trois projectiles respectifs sont présentées dans la Figure 55 : Courbes des valeurs moyennes de standard déviation de l'apex des trois projectiles de 40 à 140 keV.. Elles ont des tendances différentes. Les trois munitions ont des valeurs très rapprochées entre 40 et 50 keV avec une différence de 467, et leur plus grand écart (2716) est situé à 110 keV.

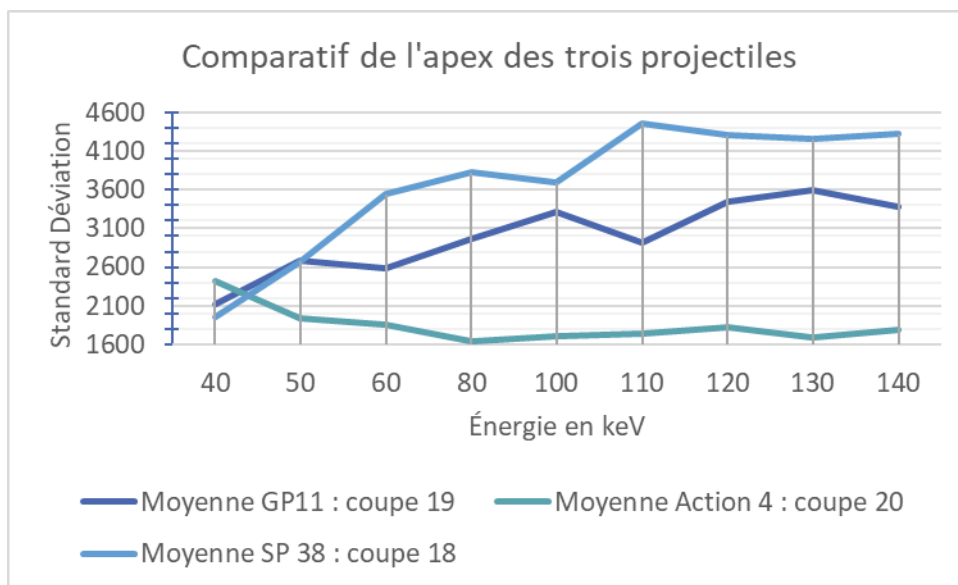


Figure 55 : Courbes des valeurs moyennes de standard déviation de l'apex des trois projectiles de 40 à 140 keV.

Les valeurs moyennes de standard déviation de la GP11 génèrent une courbe ascendante irrégulière de 40 à 140 keV (de 2123 à 3373). La différence la plus importante entre deux énergies successives se situe entre 40 et 50 keV avec une valeur de 554.

L'Action 4 est l'unique munition qui génère des valeurs moyennes de standard déviations décroissantes de 40 à 140 keV (de 2423 à 1788). Elle obtient la valeur la plus élevée des trois projectiles à 40 keV et les valeurs les plus basses des trois projectiles de 50 à 140 keV. Tout comme la GP 11, la plus grande différence entre deux énergies successives se situe entre 40 à 50 keV et a d'une valeur de 475. Une augmentation se produit de 80 à 120 keV (de 1639 à 1820) et de 130 à 140 keV (de 1693 à 1788).

Les valeurs moyennes de standard déviation de la SP 38 créent une courbe croissante de 40 à 140 keV (de 1956 à 4318). Contrairement aux deux autres projectiles, la plus grande différence entre deux énergies successives se situe entre 50 à 60 keV et a une valeur de 877. La courbe se stabilise à deux reprises, la première se situe entre 60 et 100 keV (de 3538 à 3692) avant de former un pic à 110 keV d'une valeur de 4458. Ce pic est le plus important enregistré sur les trois courbes étudiées. Le deuxième plateau est situé entre 110 et 140 keV (4458 et 4318).

6.2.5.2 Centre

6.2.5.2.1 Courbe d'atténuation

La Figure 56 présente la moyenne des valeurs des HU des régions d'intérêt (ROIs) centrales pour les trois projectiles analysés : la GP11 (coupe 25), l'Action 4 (coupe 21) et la SP38 (coupe 23).

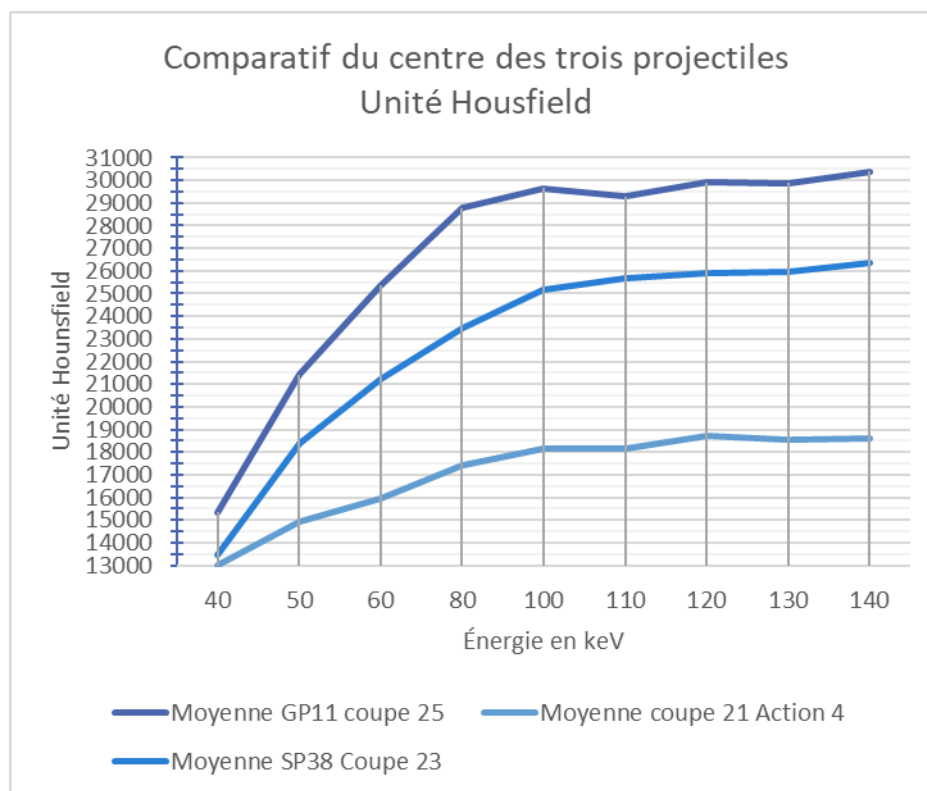


Figure 56 : Comparatif des unités Hounsfield du centre des trois projectiles.

La courbe correspondant à la GP11 affiche des valeurs allant de 15345 HU à 40 keV, atteignant 30392 HU à 140 keV. Une augmentation de 13438 HU entre 40 et 80 keV est présente, ainsi qu'une augmentation de 1609 HU entre 80 et 140 keV. Cette courbe présente la plus forte augmentation des valeurs ainsi que les valeurs les plus élevées à chaque énergie comparée aux deux autres projectiles. La courbe connaît une descente des valeurs à 110 keV (29294 HU) de 365 HU, avant de remonter à 29890 HU à 120 keV.

En ce qui concerne la courbe du projectile Action 4, une augmentation significative de 5144 HU entre 40 et 100 keV est constatée, ce qui fait passer de 13022 HU à 18166 HU. Entre 100 et 140 keV, les valeurs augmentent de 432 HU. Les valeurs de l'Action 4 sont inférieures à celles de la GP11 à toutes les énergies. La croissance est moins significative que pour la GP11 et la SP38.

Les caractéristiques de la SP38 diffèrent des autres courbes, avec des valeurs inférieures aux deux autres projectiles. La courbe de la SP38 augmente de 11677 HU entre 40 et 100 keV (passant de 13480 HU à 25157 HU), puis augmente de 1193 HU entre 100 et 140 keV. Ce projectile présente la plus faible augmentation des valeurs.

Les trois projectiles connaissent une augmentation des valeurs des HU. La plus grande différence entre les trois projectiles est observée à 140 keV entre la GP11 et l'Action 4, avec une différence de 11794 HU. Les deux valeurs les plus proches entre deux projectiles est à 40 keV entre la SP38 (13480) et l'Action 4 (13022). Une différence de 458 HU est notée. L'Action 4

est la munition avec la plus faible augmentation des valeurs des HU entre 40 et 140 keV (5576 HU), comparée à la GP11 qui présente une tendance croissante avec une différence de 15047 HU.

6.2.5.2.2 Standard déviation

La standard déviation des différentes munitions est très atypique et propre à chacune, les courbes sont présentées à la Figure 57 ci-dessous.

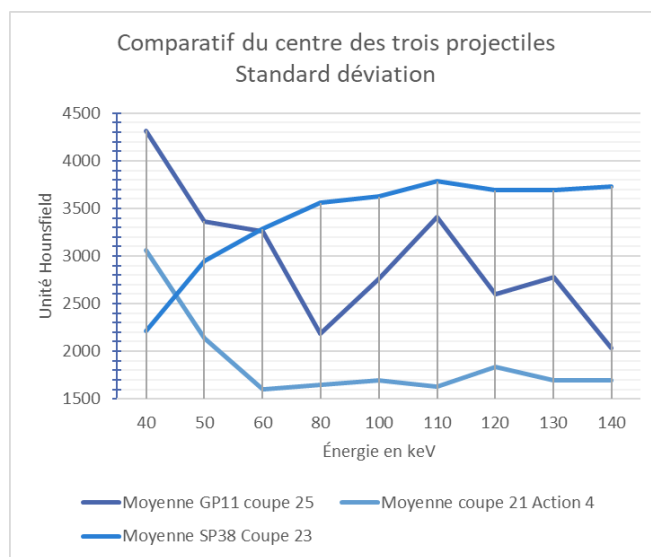


Figure 57 : comparatif des standards déviations du centre des trois projectiles.

La GP11 connaît une descente de 40 à 80 keV (4318 – 2184) pour ensuite remonter à 110 keV (3409). De 110 keV à 140 keV, la courbe redescend pour finir à 2036. La standard déviation de la GP11 possède un tracé atypique différent des deux autres munitions. La courbe effectue une descente de 40 à 80 keV pour ensuite remonter à 110 keV à 3409. La valeur à 110 keV est proche de celle de 50 keV avec 44 de SD de différence. C'est le seul projectile qui a une tendance changeante de la courbe. Globalement, il y a une diminution jusqu'à 80, une augmentation à 110 puis une redescente à 140 keV.

L'action 4 est décroissante dans sa standard déviation au fil des énergies. La chute des valeurs est importante de 40 (3057) à 60 keV (1599). La courbe connaît ensuite des fluctuations jusqu'à 140 keV. À 120 keV, la valeur connaît son pic pour les valeurs après les 60 keV à 1835.

Concernant la SP38, il s'agit de la seule courbe du graphique qui connaît une tendance montante. La valeur de départ à 40 keV est de 2217 pour finir à 3733 à 140 keV. La courbe croît de 40 à 110 keV pour ensuite effectuer un plateau. La valeur la plus élevée est de 3786 à 110 keV.

6.2.5.3 Base

6.2.5.3.1 Courbes d'atténuation

La Figure 58 Courbes d'atténuation de la base des trois projectiles en HU de 40 à 140 keV à leurs coupes respectives. met en évidence les valeurs moyennes des trois courbes effectuées sur les trois projectiles différents dans les coupes correspondant à la base de chaque munition, à savoir la coupe 22 pour l'Action 4, la coupe 29 pour la GP 11 et la coupe 27 pour la SP 38.

La courbe de l'Action 4 est caractérisée par une courbe descendante, c'est le seul des trois projectiles qui possède cette caractéristique. La valeur moyenne à 40 keV est de 18732 HU et de 14316 à 140 keV et cette dernière valeur est la plus faible des trois projectiles. La différence la plus importante entre deux énergies se situe entre 40 et 50 keV et est de 1548 HU. La courbe diminue entre 40 et 80 keV passant de 18732 HU à 15221 HU. Un plateau est visible entre 80 et 100 keV avec une variation de valeur de 192 HU. Une légère diminution est visible entre 100 et 110 keV passant de 15029 à 14404 HU. Enfin, un plateau apparaît entre 110 et 140 keV avec une légère diminution de valeur à 120 keV avec 14150 HU, ce qui en fait la valeur la plus basse des trois munitions.

La courbe de la GP 11 est caractérisée par une courbe ascendante fulgurante entre 40 et 80 keV passant de 21243 HU à 40 keV à 28675 HU à 80 keV. Une légère baisse de 355 HU se produit entre 80 et 100 keV, avant de se stabiliser entre 100 et 140 keV, avec une légère baisse de HU à 130 keV passant à 27454 HU, ce qui en fait la valeur la plus faible des hautes énergies pour cette munition. L'écart le plus important entre deux énergies se situe entre 40 et 50 keV, comme pour l'Action 4 avec un écart de 4297 HU. La GP 11 possède la courbe qui progresse le plus vite dans les basses énergies des trois projectiles et également celle qui possède la valeur HU la plus importante à 40 keV.

La courbe de la SP 38 se comporte de manière similaire à celle de la GP 11. Une courbe ascendante est visible de 40 à 110 keV, puis elle effectue un plateau de 110 à 140 keV. La valeur moyenne à 40 keV est de 18219 HU et à 140 keV elle est de 28726 HU. La valeur moyenne à 40 keV est similaire à celle de l'Action 4. Comme pour les autres munitions, la variation la plus importante entre deux énergies se situe entre 40 et 50 keV et est égale à 4834 HU. Sa valeur moyenne la plus élevée se situe à 130 keV et est égale à 28911 HU. La SP 38 possède les valeurs HU les plus élevées des trois munitions.

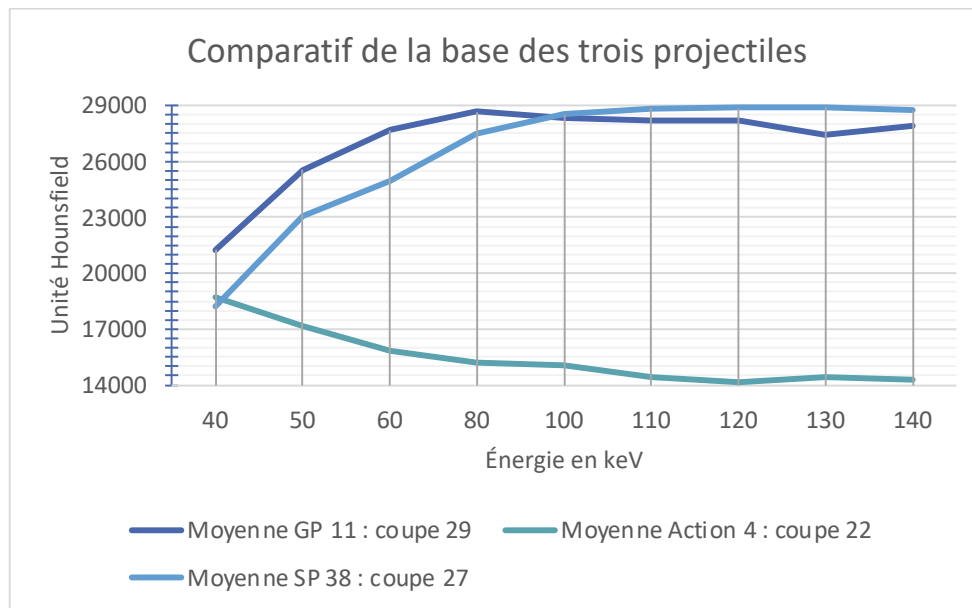


Figure 58 Courbes d'atténuation de la base des trois projectiles en HU de 40 à 140 keV à leurs coupes respectives.

6.2.5.3.2 Standard déviation

Les courbes d'atténuation des trois projectiles possèdent chacune leurs propres comportements respectifs (Figure 59 Courbes des valeurs moyennes de standard déviation de la base des trois projectiles de 40 à 140 keV à leurs coupes respectives).

La GP 11 génère une forte décroissance entre 40 et 50 keV passant de 5764 à 3455 de standard déviation. Elle effectue ensuite une courbe ascendante de 50 à 130 keV en atteignant la valeur la plus importante de standard déviation des trois différents projectiles, 6917 à 130 keV. Puis de 130 à 140 keV, une diminution de la standard déviation est présente, où l'on passe de 6917 pour 130 keV à 6102 pour 140keV. La plus grande différence entre deux énergies pour ce projectile se situe entre 40 et 50 keV avec une différence de 2309 de standard déviation.

L'Action 4, est le projectile qui présente la standard déviation la plus faible des trois projectiles : celle-ci est de 1665. Dans un premier temps, la courbe va légèrement diminuer entre 40 et 50 keV, avant de monter légèrement entre 50 et 60 keV. L'ascension la plus importante s'effectue entre 60 et 100 keV, passant de 1816 à 3736. La courbe va se stabiliser entre 100 et 120 keV, puis effectuer une dernière ascension entre 120 et 130 keV, passant de 3576 à 3991 de standard déviation. Enfin, la courbe se stabilise de nouveau entre 130 et 140 keV. La différence la plus importante entre deux énergies pour ce projectile se situe entre 60 et 80 keV avec une différence de 1352 de standard déviation.

En ce qui concerne la SP 38, elle génère une courbe stable entre 40 et 50 keV, puis effectue une ascension entre 50 et 60 keV passant de 2552 à 3495 de standard déviation. De 60 à 120 keV, la courbe prend une forme descendante, passant de 3495 à 2714. Enfin, elle va effectuer une dernière ascension entre 120 et 140 keV, passant de 2714 à 3280. La différence la plus importante entre deux énergies se situe entre 50 et 60 keV et est de 943 de standard déviation. Des trois projectiles, c'est la SP 38 qui a le plus faible écart entre deux énergies.

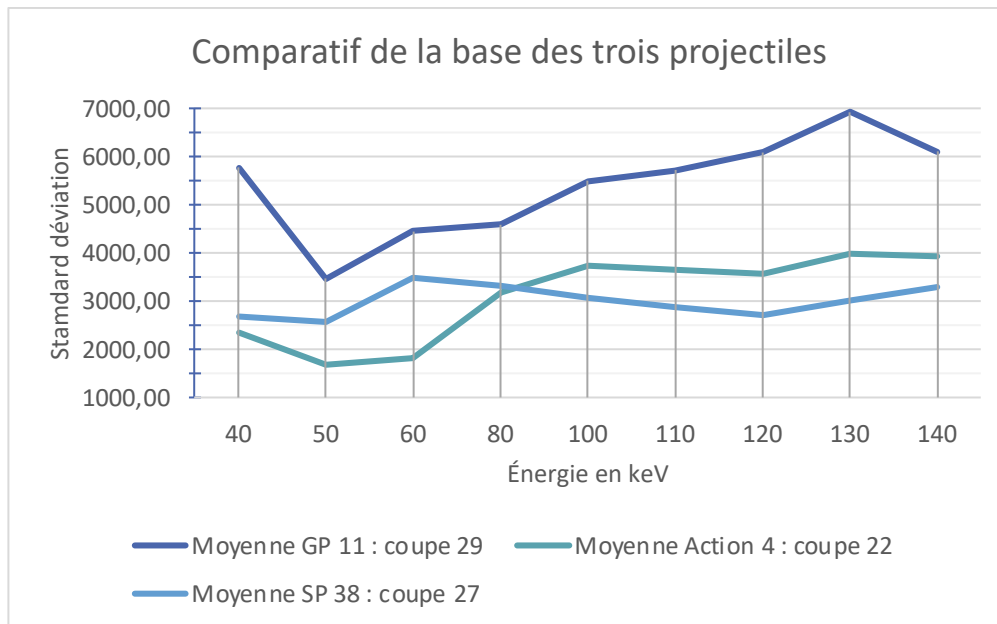


Figure 59 Courbes des valeurs moyennes de standard déviation de la base des trois projectiles de 40 à 140 keV à leurs coupes respectives

6.3 Analyse

6.3.1 Qualité d'image

Grâce au graphique des unités Hounsfield de la graisse, il est possible de constater que plus l'énergie des photons augmente, plus la valeur des HU diminue. Ceci s'explique par le fait que les photons de haute énergie sont plus pénétrants. La graisse a une faible densité, ce qui se traduit par une faible présence de l'effet photoélectrique. Cependant, l'effet Compton est indépendant du numéro atomique Z . Il dépend de la densité électronique de la matière traversée. « The mass attenuation coefficient for Compton scattering is independent of Z , decreases slowly with photon energy, and is directly proportional to the number of electrons per gram... » (Verhey & Petti, 2010). Comme les métaux ont un numéro atomique Z élevé, l'effet le plus prédominant sera le photoélectrique, avec une moindre présence d'effet Compton. Pour rappel, plus la densité électronique est élevée, plus la probabilité que le photon interagisse avec un électron du milieu augmente.

Les résultats concernant les trois projectiles sont très similaires entre eux, avec des écarts entre les valeurs qui n'atteignent pas les 5 HU.

Le fait que le coefficient d'atténuation massique pour l'effet Compton décroît lentement avec l'augmentation de l'énergie peut expliquer la faible différence entre deux énergies successives à des niveaux d'énergie élevés. Cela peut aussi s'expliquer par la présence du rayonnement diffusé propre au Compton, dont les parcours des photons diffusés sont aléatoires et n'atteignent pas obligatoirement le détecteur. Dans ce cas, il y a moins de photons dans le détecteur, donc moins d'informations et ainsi moins de variations dans les résultats. L'analyse des HU de la graisse permet de garantir une bonne reproductibilité des mesures et de la création des trois fantômes.

Concernant la courbe des unités Hounsfield de l'eau, Weeb et al. (2018), mettent en évidence la relation entre le coefficient d'atténuation linéique de l'air et de l'eau. « HU are a normalized representation of the linear attenuation coefficient designed to yield constant values for air and water regardless of the x-ray spectrum. » (Webb et al., 2018). Les valeurs HU de l'air et de l'eau demeurent stables indépendamment de l'énergie appliquée. Ceci explique le caractère stable de la courbe des HU de l'air. De plus, les valeurs HU obtenues respectent les valeurs de référence déterminées par Monsieur Hounsfield, ce qui confirme une bonne calibration du CT lors des acquisitions.

Pour les analyses des HU de l'air, une stabilité est présente dans les différents résultats. Les écarts les plus importants sont inférieurs à 6 HU, ce qui reste un écart faible dans l'ensemble des mesures. « Overall, the difference in CT number by different kVps was statistically significant for most materials except for air where the density is very low and therefore, noise affects the image more significantly than the cross-section differences from various photon energy » (Rhee et al, 2015.). Cette citation explique que les HU varient pour tous les matériaux, sauf pour l'air, car sa densité n'est pas importante, donc les valeurs des HU ne varient pas énormément comme c'est le cas dans les différentes analyses.

Les graphiques respectifs de la standard déviation de la graisse (FAT) et de l'air démontrent une diminution du bruit présent dans l'image avec l'augmentation de l'énergie. Cette diminution du bruit dans les deux milieux est également applicable aux trois différents fantômes utilisés pour les trois projectiles différents. Comme pour les valeurs des HU de l'air et de la graisse, les valeurs de SD des deux milieux sont très similaires pour l'ensemble des mesures effectuées avec les trois fantômes. Des variations faibles inférieures à 4 de SD sont présentes.

En effet, l'augmentation des kilovolts génère non seulement plus d'énergie, mais également plus de photons qui traversent la matière. De ce fait, un nombre plus important de photons rentrent en contact avec le détecteur permettant ainsi d'apporter plus d'informations pour la création de l'image. Les valeurs de standards déviations obtenues sont inférieures à 10 pour les trois fantômes, ce qui confirme une bonne qualité d'image, même à un niveau d'énergie plus faible, mais également une bonne reproductibilité dans la création des fantômes et des mesures.

En ce qui concerne les résultats des SD de l'artefact métallique et de durcissement du faisceau, les résultats analysés possèdent des différences significatives entre les différents projectiles scannés.

Grâce au graphique dédié à l'artefact de durcissement de faisceau et métallique, il est possible de constater que la courbe représentant le ROI Nord a des valeurs inférieures aux deux autres courbes, et ce, pour les trois projectiles. Un projectile se démarque des deux autres, il s'agit de la GP11. Pour le ROI Nord, les valeurs de la GP11 sont bien supérieures à celles mesurées pour l'Action 4 ou la SP 38. Malgré ces différences de valeurs, elles suivent les trois le même comportement.

L'observation constatée pour le ROI Nord, s'explique par la position de cette région d'intérêt. En effet, étant située à une distance de 10 mm de la paroi antérieure des projectiles, elle se trouve plus éloignée de l'artefact par rapport aux deux autres régions d'intérêt. En raison de cette distance plus importante par rapport à l'artefact, les valeurs de standard déviation restent

stables, bien qu'elles soient élevées. De plus les différents types de matériaux qui composent les projectiles, influent également sur les résultats obtenus. La GP11 se démarque des autres munitions, en raison de sa structure complexe composée de cupro-nickel, d'acier et de plomb. Quant à l'Action 4, composée de laiton et la SP 38 de plomb, elles ont des valeurs très similaires.

En ce qui concerne les deux autres régions d'intérêt, leurs courbes ont des comportements similaires, car leurs ROIs respectifs sont au contact des munitions, sauf pour la SP 38 qui possède des valeurs très différentes entre le ROI Centre et le ROI Sud.

Pour la GP 11, la SD est plus présente dans le ROI Centre que dans le ROI Sud. Ceci s'explique par une présence plus grande de l'artefact métallique et de durcissement du faisceau à cet endroit de la munition.

Pour l'Action 4, le schéma inverse de la GP 11 se produit. Pour cette munition, c'est le ROI Sud qui semble plus atteint par les différents artefacts et démontre une différence dans les différentes valeurs SD qui sont aléatoires.

En ce qui concerne la SP38, comme pour l'Action 4, le ROI Centre est le plus atteint pour les différents artefacts présents à l'image. Cependant, pour cette munition, les valeurs SD sont très élevées. Ceci s'explique par la présence importante de plomb dans la munition et de la densité de ce matériau.

En analysant les trois munitions, des différences sont visibles entre les différents résultats obtenus. Les valeurs élevées de la SP 38, ainsi que l'écart des valeurs SD entre les ROIs Centre et Sud démontrent une caractéristique propre à cette munition par rapport aux autres. La GP 11 quant à elle, possède des valeurs supérieures aux autres munitions dans le ROI Nord, ce qui la démarque des autres munitions et nous permet de l'identifier plus facilement. Enfin l'Action 4, malgré des valeurs qui ne suivent pas la tendance générale de la courbe (80 et 120 keV), est la munition dont la régularité est la plus similaire entre les ROIs Centre et Sud, ce qui en fait une caractéristique propre à cette munition. De manière générale, les standard déviation sont plus faibles pour les trois munitions à 140 keV, ceci s'explique par l'augmentation des photons qui entrent en contact avec le détecteur permettant une acquisition plus importante des informations pour la création des images.

Enfin, les mesures de déviation standard des trois munitions sont bien supérieures à 25. Le fait de mesurer des matériaux aussi denses explique ce phénomène et font de ces images, des acquisitions bruitées et dont la qualité est, par conséquent, péjorée (Figure 61 et Figure 60).

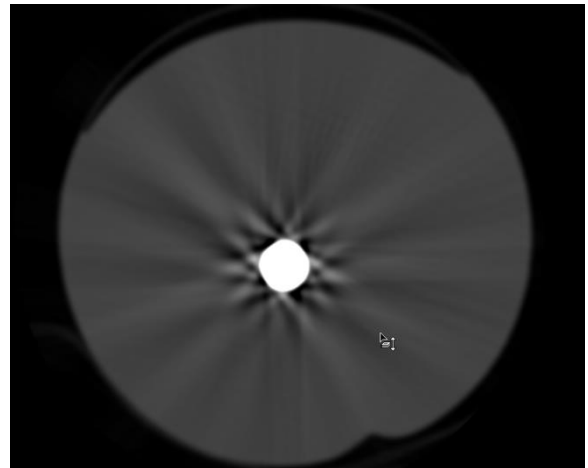
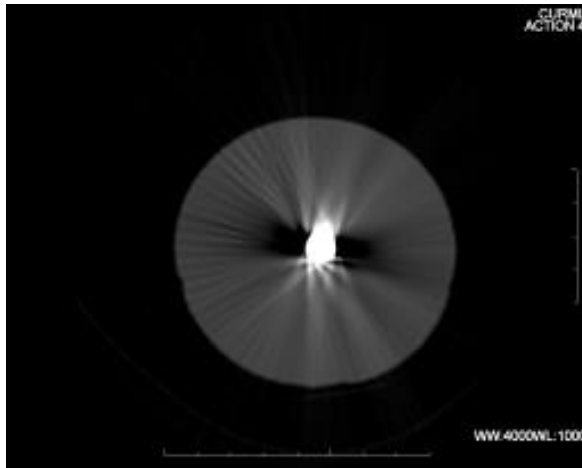


Figure 61 : Exemple d'artefact des munitions scannées. A Gauche une image de l'artefact de l'Action 4. A droite une image de l'artefact de la GP11.

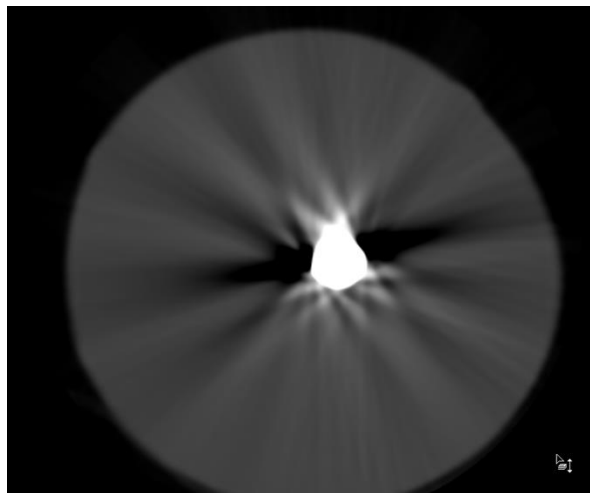


Figure 60 : Exemple d'artefact de la munition SP 38.

6.3.2 Courbe d'atténuation des munitions

Les courbes d'atténuation en fonction des énergies KeV pour les munitions ont des valeurs croissantes contrairement à l'air ou à la graisse.

Ceci peut s'expliquer par le fait que les munitions sont constituées de matériaux possédant des numéros atomiques Z très élevés comparés à la clinique. Le produit de contraste iodé, qui est utilisé pour améliorer le contraste naturel au scanner, possède un nombre Z de 53 comparé à 82 pour le plomb qui est l'un des principaux constituants de nos munitions. Les interactions photons-matières avec des matériaux denses sont différentes de celles qu'avec des matériaux non-denses comme les tissus mous. En effet, les interactions qui peuvent se résumer à l'effet photoélectrique et à l'effet Compton dans nos gammes d'énergies (Figure 62 : Interactions selon énergies - Plomb.) seront influencés par le numéro atomique effectif, la densité physique et l'énergie effective des rayons X. « The interaction process is influenced by the effective atomic number, physical density, and effective energy of CT X-rays » (Yada & Onishi, s. d.).

Selon le numéro atomique Z, les matériaux ne seront pas affectés par le même effet. Un matériel avec un numéro atomique faible sera affecté par l'effet Compton tandis que les matériaux avec un numéro atomique élevé seront affectés par l'effet photoélectrique. « Organic substances with a low atomic number are affected by Compton scatter, whereas those with a higher atomic number are affected by the photoelectric effect » (Coursey et al., 2010). De ce fait, en fonction de l'énergie et du matériau, les faisceaux n'auront pas le même effet ni la même incidence sur la matière. Ceci explique pourquoi les courbes ne sont pas des plateaux, mais que les HU évoluent en fonction de l'énergie. Les unités Hounsfield sont calculées grâce aux coefficients d'atténuation de la densité étudiée ainsi que celle de l'eau à l'énergie utilisée (Chapitre 2.4.1).

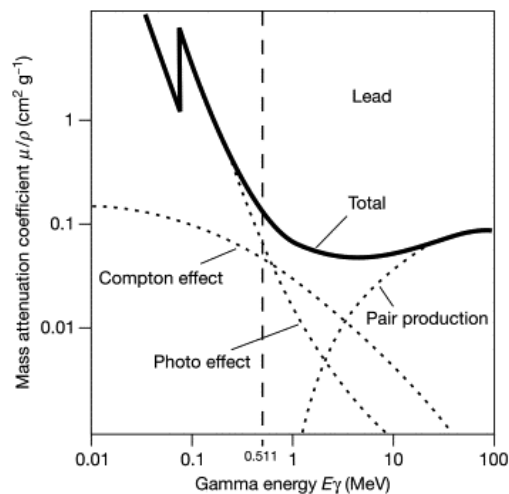


Figure 62 : Interactions selon énergies - Plomb.

Tiré de : K.P. Schäfers, ... T. Viel, 2014

Dans le calcul du coefficient d'atténuation linéique, deux éléments interviennent : le coefficient d'atténuation massique, qui « caractérise la probabilité d'interaction d'un photon par unité de longueur dans un milieu homogène » (Henri & Lucien, s. d.) et qui est différent en fonction de l'énergie du photon incident et la masse volumique de l'élément qui est une constante (Figure 63 : Calcul coefficient atténuation linéique.). Le plomb ayant 11,34 g.cm-3 de masse volumique contre 1 g.cm-3 pour de l'eau, le coefficient d'atténuation linéique dépend donc directement de la tension du tube comme l'expliquent Rhee et al., (2015) : « Attenuation coefficient varies with a chosen X-ray tube voltage (kVp) from the CT scanner since attenuation coefficient has an energy dependent property ».

$$\mu = \mu_m \times \rho$$

μ : coefficient d'atténuation linéique en cm^{-1}
 μ_m : coefficient d'atténuation massique en cm^2/g
 ρ : densité ou masse volumique en g/cm^3

Figure 63 : Calcul coefficient atténuation linéique.

Tiré de : Vermot-Gaud, 2020

Un facteur important intervient dans la courbe d'atténuation massique d'un élément : l'énergie de lien de l'atome avec la couche électronique K. Un atome possède différentes couches d'électrons qui gravitent autour du noyau (Figure 64 : Couches d'un atome.). Chacune des couches possède son énergie de liaison avec le noyau. La couche K est celle qui est la plus proche du noyau et qui possède le plus d'énergie de liaison. Il s'agit donc de la couche qui demande le plus d'énergie pour une interaction d'ionisation vis-à-vis des autres couches. Pour que l'effet photoélectrique se produise, il est nécessaire que le photon incident possède une énergie égale ou supérieure à l'énergie de liaison entre l'atome et le noyau. « The photoelectric effect is energy dependent, and its likelihood increases as the energy of the incident photon approximates the K-shell binding energy of an electron », (Coursey et al., 2010). Ils expliquent en effet que la probabilité de l'interaction photoélectrique augmente quand l'énergie du photon incident s'approche de l'énergie de liaison de la couche K.

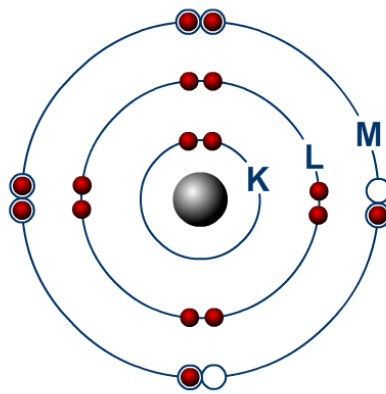


Figure 64 : Couches d'un atome.

Tiré de : tube-a-essai.fr (s.d)

Aux alentours de l'énergie de liaison de la couche K, le coefficient d'atténuation linéique connaît une augmentation, malgré la croissance de l'énergie, avant de redescendre (Figure 62 : Interactions selon énergies - Plomb.). Ceci se produit aux alentours de l'énergie de liaison de la couche K du plomb qui est de 88.02 keV comme l'indique la Figure 65 : Énergies des différentes couches des atomes.. Selon la courbe sur la Figure 62 : Interactions selon énergies - Plomb., les spectres de reconstruction de ce travail qui s'étendent de 40 à 140 keV ne permettent pas de voir la redescente du coefficient d'atténuation et donc des HU. De plus, entre 80 et 130 keV, les différences d'atténuation pour le plomb et le laiton sont faibles selon (Ruder et al., 2013) « ANOVA revealed that the difference in attenuation between beam energies of 80 kVp compared to 130 kVp was statistically significant ($p < 0.005$) for all materials except brass and lead ». L'explication se fait principalement pour le plomb qui est un des principaux constituants de nos munitions avec le laiton. Cependant, il est impossible de distinguer le laiton du plomb selon (Ruder et al., 2013).

81 Tl	85,53	15,35	14,70	12,66
82 Pb	88,02	15,87	15,21	13,05
83 Bi	90,54	16,40	15,72	13,43
84 Po	93,11	16,94	16,24	13,82

Figure 65 : Énergies des différentes couches des atomes.

Tiré de : (Henri & Lucien, s. d.)

Ceci est l'explication des tendances croissantes des courbes HU en fonction des énergies pour les munitions. Cette explication est confirmée par ce que disent Coursey et al., (2010) : « Because the K edge of iodine (33.2 keV) is closer to 80 kVp than it is to 140 kVp, the attenuation of iodine-containing substances is substantially higher at 80 kVp ». Il est expliqué qu'étant donné que le seuil K de l'iode (33,2 keV) est plus proche de 80 keV que de 140 keV, l'atténuation des substances contenant de l'iode est considérablement plus élevée à 80 keV. De ce fait, sachant qu'il y a peu de différence d'atténuation entre 80 et 130 keV pour le plomb, on observe que c'est aux alentours de 80 keV qu'un plateau se forme dans les courbes. L'ascension de celles-ci est bel et bien due au niveau d'énergie de la couche K du plomb qui se trouve à 88 keV. Ceci explique les résultats ascendants trouvés pour les unités Hounsfield des munitions.

6.3.3 Analyse différentielle des trois projectiles

Dans les sections ci-dessous, une analyse différentielle des trois projectiles est présentée pour les trois hauteurs des munitions scannées (Apex, Centre, Base). Une liaison entre les unités Hounsfield, la standard déviation et la composition des trois projectiles est mise en évidence avant.

Chaque munition possède ses propres caractéristiques qui se retranscrivent par des valeurs différentes provenant de la composition des projectiles. En effet, chacune des munitions possède des matériaux qui leurs sont propres ayant chacun une prépondérance différente. L'atténuation étant influencée par le matériau, les HU seront donc inégaux entre les projectiles analysés.

Pour la GP11, il peut s'agir de plomb, d'acier, de cuivre ou de laiton. L'élément le plus dense et avec le plus haut Z est le plomb. C'est pour ceci que la courbe suivra la tendance du plomb avec le plateau post 80 keV. L'action 4 est fait de plomb ainsi que d'un alliage de cuivre et de zinc mais ne possède ni acier ni fer. La SP38 est-elle faite de plomb nu chemisé. Cependant, la composition exacte des munitions ainsi que la prépondérance des différents matériaux sont inconnues, ceci explique la différence entre les différentes courbes. Les tendances pourtant similaires avec une ascension et un plateau démontrent que chaque munition est faite principalement de plomb.

6.3.3.1 Apex

Les valeurs moyennes des unités Hounsfield de l'Action 4 démontrent une progression ascendante régulière sans présence de pic notable. Le fait que cette munition soit en plomb dans

son noyau avec un « trou de forage » au centre et en laiton pour son chemisage a un impact sur l'évolution régulière des valeurs avec l'augmentation de l'énergie. Néanmoins, lorsque les trois paliers de ce projectile sont comparés (Apex, Centre, Base), l'Action 4 met en avant des valeurs moyennes de HU plus importantes à l'Apex qu'aux deux autres niveaux. Ceci s'explique par le fait que le trou de forage est présent au niveau de l'Apex, tandis que pour les deux autres niveaux (Centre et Base), un creux plus large est au centre de la munition. Cette différence est mise en évidence à la Figure 66. Un creux plus large rend la région d'intérêt moins dense, ce qui explique une baisse des HU moyennes récoltées au Centre et à la Base.

Le résultat des valeurs moyennes de standard déviation est également influencé par la faible quantité des matériaux présents dans ce projectile. Un impact de l'artefact est néanmoins notable si une photographie de la munition est comparée à une image CT en coupe axiale. A la Figure 66, il est possible de constater le « trou de forage » présent au centre de l'Action 4. Ce trou est impossible à identifier sur l'image CT à cause de l'artefact de durcissement présent.

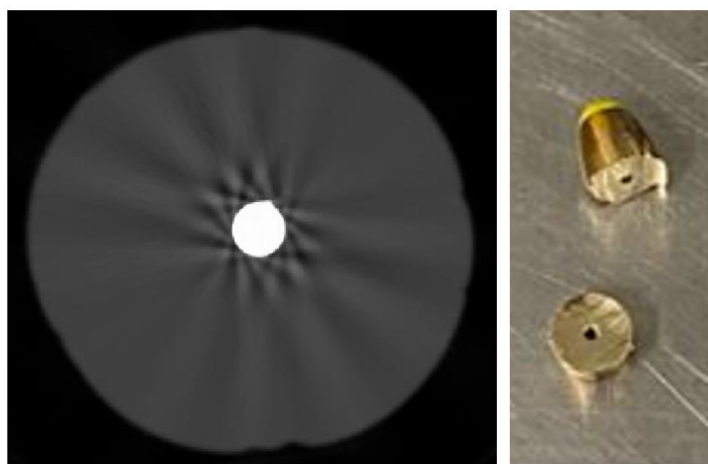


Figure 66 : Coupe axiale de l'Action 4 à 140 keV (à gauche) ; photographie de la même munition coupée en deux (à droite) la partie supérieure de la munition avec le capuchon en plastique jaune (en haut) et la partie scannée représentant la base (en bas).

La GP 11 étant le projectile avec la composition la plus complexe, il est difficile de se prononcer avec certitude sur la tendance de la courbe des unités Hounsfield. Le Cuivre et le Fer présents dans la composition de cette munition ont des K-edges trop faibles et ne sont donc pas représentés dans les courbes. Les deux pics présents aux environs de 50 et 100 keV sont causés par le nombre important de divers matériaux pouvant être présents en plus du Plomb, du Cuivre et du Fer. La présence d'une grande variété de matériaux dans la munition entraîne une instabilité des valeurs de l'écart-type standard. De plus, en raison de la forte densité de certains des matériaux, les moyennes HU de la GP11 ont une tendance croissante significative.

Concernant les valeurs moyennes des HU de la SP 38, il est difficile de trouver des caractéristiques propres à cette munition car la tendance de la courbe est similaire à celle de la GP 11. Néanmoins, une différence de comportement est notable au niveau des valeurs moyennes

de standard déviation. L'importante hausse de standard déviation s'explique par la composition de la SP 38.

6.3.3.2 Centre

L'Action 4 est le projectile qui est en dessous par rapport aux autres en matière de densité et donc d'unité Hounsfield. À partir de 60 keV, l'Action 4 a des valeurs très inférieures comparées à la SP38 et la GP11. Ceci peut s'expliquer par le trou de forage qui se trouve au centre de la munition. Cette partie étant vide, l'atténuation y est moindre et donc la courbe est inférieure comparée aux autres munitions pour chaque énergie. Sur l'Action 4, un creux est cependant visible dans la base de celle-ci allant jusqu'au centre en hauteur. En regardant les valeurs, celle du centre se rapproche de celle de l'apex qui n'est pas touché par le creux contrairement à la base. Les mesures du centre ont été effectuées dans la partie sans le creux, sinon les valeurs seraient proches de celles de la base. Ceci est un élément pour la différenciation des trois munitions. En effet, si la coupe centrale est identifiable comparée à l'apex et la base, au-dessous d'un certain seuil et avec une pente ascendante modérée, il serait envisageable de supposer qu'il s'agit de la munition Action 4. Inversement, la GP11 possède les valeurs HU les plus élevées de la courbe et serait donc reconnaissable avec une allure ascendante importante puis le plateau à 80 keV. Pour ces deux munitions, en trouvant qu'il s'agit du centre, il serait envisageable de les identifier en associant l'allure de la courbe ainsi qu'une fourchette de valeur selon l'énergie. En ce qui concerne la SP38, la méthode serait par élimination. En effet, la GP11 et l'Action 4 étant plus reconnaissables par leur grande différence de valeurs démontrée dans la partie résultat, la SP38 serait identifiée si la munition n'est ni une GP11 ni une Action 4.

La standard déviation peut aussi être utilisée afin de reconnaître l'une des munitions. Pour exemple, l'Action 4 est la seule munition qui possède une SD qui diminue concernant la coupe centrale dû au trou de forage. Plus l'énergie augmente, plus les photons peuvent traverser le projectile avec le pouvoir pénétrant qui a plus d'impact avec une munition creuse. Cependant, pour la SP38, l'ascendance de la courbe est présente puis effectue un plateau. Ceci est dû à la prépondérance de l'effet photoélectrique qui est présent. Les photons ayant plus de chance de se faire arrêter sans diffuser, le détecteur reçoit moins d'informations. La GP11 a des valeurs assez fluctuantes et ceci en raison du mélange de matériaux la constituant. En effet, les atténuations peuvent être changeantes en fonction des endroits de la munition et du matériel rencontré. Malheureusement, l'artefact métallique empêche l'analyse des matériaux constituant les projectiles et de voir les différentes densités au sein de la munition.

Cette analyse et cette méthode d'identification sont propres à la coupe centrale des munitions. Les analyses des autres parties des munitions serviront à créer le protocole de reconnaissance.

6.3.3.3 Base

L'Action 4 est le projectile le plus reconnaissable grâce aux HU. En effet, il s'agit de la seule munition dont les valeurs HU diminuent avec l'augmentation de l'énergie. Ceci s'explique par

sa composition anatomique. Malgré le fait que ce projectile soit composé de plomb, il est également composé d'un chemisage en laiton et donc sa densité est bien inférieure à celle des autres projectiles, car contrairement aux autres projectiles, il est composé d'un trou de forage en son centre et à l'apex, ainsi que d'un creux au niveau de la partie inférieure, autrement dit, au niveau de la base.

Bien que les proportions précises des matériaux composant la GP 11 soient inconnues, il est possible d'expliquer les valeurs HU importantes croissantes dans les basses énergies entre 40 et 80 keV, par le fait que cette munition est entièrement chemisée, tandis que les deux autres projectiles sont semi-chemisés. Cette différence explique l'atténuation des photons aux basses énergies, car le chemisage est généralement constitué de matériaux moins denses que le plomb.

En ce qui concerne la SP 38, la différenciation est principalement visible en comparant les différentes parties du projectile. La courbe d'atténuation des valeurs HU est la plus faible à l'apex du projectile. En effet, cette munition a été placée à « l'envers » dans le fantôme de telle sorte à ce que les parties coupées des projectiles soient toutes considérées comme apex. Dans le cas de la SP 38, la tête de la munition correspond à la partie base. Plus on s'approche de la base et plus la courbe des valeurs des HU devient importante. Ceci s'explique par la différence de matériaux qui composent la munition. A l'apex, la SP 38 est composée de plomb, ainsi que d'un chemisage en un autre alliage. Les chemisages des munitions sont fait dans des métaux moins denses que le plomb, ce qui explique la différence d'HU qui évolue entre l'apex et la base du projectile. Plus on s'approche de la base et plus le chemisage se fait rare et donc la munition ne se compose plus que de plomb. Comme le chemisage disparaît à la tête du projectile pour ne laisser place qu'à du plomb, les photons vont être plus atténués et donc entraîner l'augmentation de HU visibles dans la courbe d'atténuation de la SP 38. Pour une identification de la SP 38, il faut se concentrer sur l'analyse des différentes coupes du projectile (apex, centre et base). Si la courbe d'atténuation HU augmente entre l'apex, le centre et la base alors l'identité de SP 38 est possible.

Un autre élément utilisé pour la différenciation des projectiles est la standard déviation. Comme pour l'Apex et le Centre, des différences ont été mises en évidence pour démontrer des différences entre les munitions. Tout d'abord, la GP 11 est celle qui se démarque le plus des trois types de projectiles analysés. Elle possède un standard déviation bien plus élevée et moins régulière que les deux autres projectiles. Ceci est la conséquence des différents alliages présents dans la composition de la munition et de la présence de l'artefact métallique, ce qui perturbe la standard déviation. L'Action 4 et la SP 38 sont des projectiles plus difficiles à identifier, mais qui possèdent néanmoins des caractéristiques qui permettent de les différencier l'une par rapport à l'autre. L'Action 4 possède de manière générale les valeurs les moins importantes entre 40 et 50 keV par rapport aux autres munitions. L'Action 4 et la SP 38 effectuent tous deux une sorte de plateau avec de légères variations entre les 100 et 140 keV, avec des valeurs de déviation standards qui sont plus importantes dans l'Action 4. Ces deux projectiles, étant composés de moins de matériaux par rapport à la GP 11, possèdent des standards déviations qui sont plus similaires. L'élément principal de la standard déviation est la mise en avant de la GP 11 par rapport aux autres projectiles.

Cette analyse permet de mettre en avant des éléments de différenciation indéniables, mais pour s'assurer de la véracité de l'identité de la munition recherchée, plusieurs éléments d'identification combinés sont nécessaires, comme les HU et la SD dans l'ensemble du spectre d'énergie.

6.3.4 Méthode d'identification

Le moyen trouvé pour différencier les trois munitions est de procéder par étapes dans l'identification. Les deux munitions facilement reconnaissables sont l'Action 4 et la GP11. Avec la combinaison de la standard déviation et des unités Hounsfield, il est possible de mettre en avant des ressemblances avec un nouvel échantillon inconnu. Une analyse multifactorielle est nécessaire. Cependant, la pose de ROI étant propre à chaque utilisateur, les chiffres des tableaux sont indicatifs. C'est pourquoi, la réelle indication sur laquelle il est fiable de se baser est la tendance de la courbe. Les valeurs des tableaux ne sont pas à utiliser pour chaque énergie mais à prendre en tant que plage de valeurs. Un des repères peut être les valeurs à 40, 100 et 140 keV. En effet, ces trois énergies permettent de décrire une courbe ascendante, descendante ou effectuant un plateau. Une courbe donnée qui possède un écart significatif entre la valeur minimale de la courbe, la valeur centrale ainsi que la valeur maximale serait à écarter. L'analyse multifactorielle commence par une reconnaissance de la tendance de la courbe avec la standard déviation qui est significativement différente selon les munitions peu importe l'apex, le centre où la base. Une fois la tendance reconnue et identifiée, les unités Hounsfield permettent une vérification de notre première identification grâce à la SD. En effet, les HU sont plus ressemblants mais restent tout de même un facteur à prendre en compte dans leur ensemble. Pour une identification réussie de munitions, la SD ainsi que les HU doivent correspondre dans les courbes.

Afin d'utiliser le protocole, il faut préalablement sélectionner la fonction « Extended HU » du scanner ainsi que de préprogrammer les reconstructions en Mono énergie à 40,50,60,80,100,110,120,130 et 140 keV. Pour la pose des ROIs, l'utilisateur doit en poser à trois endroits différents : à la tête du projectile, au centre et à la base. Chaque ROI doit mesurer 20mm². L'utilisateur peut prendre plusieurs mesures et en faire une moyenne.

Concernant les différents niveaux des munitions (Apex, Centre, Base), voici un exemple avec l'apex qui possède des tendances de courbes proches concernant les unités Hounsfield. Cependant, la standard déviation met en avant une reconnaissance aisée de l'Action 4, car elle génère l'unique courbe descendante des trois munitions. La SP38 est aussi identifiable grâce à une ascension importante et des valeurs zénith à 110 keV. La GP11 effectue une ascension légère avec une redescente à 110keV. Ceci est une information cruciale, en effet, la GP11 et la SP38 se comportent très différemment à 110 keV. Grâce à ces informations et avec l'aide des graphiques contenant les valeurs, l'utilisateur constate une ressemblance avec une des courbes de SD et ensuite compare les HU. Il faut que les deux tendances de courbes correspondent. Ceci est important car dans les HU, l'Action 4 a une courbe qui démarre avec des valeurs plus élevées à 40 keV. Une courbe descendante des SD ainsi qu'une courbe des HU à ascension légère avec des valeurs à 40 keV qui commencent aux alentours de 13500 HU

pourraient très probablement indiquer qu'il s'agit d'une Action 4. Ce processus d'identification doit être la méthode à suivre pour chaque projectile à identifier.

Concernant le centre, les courbes de SD sont toutes différentes. L'Action 4 est de nouveau la seule munition qui possède une courbe descendante ce qui la rend identifiable. La GP11 possède une tendance de courbe particulière avec une descente, puis une remontée à 110keV (contrairement à la descente à 110keV de l'apex) et elle se termine enfin par une allure décroissante. Cette particularité permet une reconnaissance vis-à-vis des deux autres munitions. La SP38 obtient une tendance de courbe croissante avec un plateau dès 110keV. Pour les HU, les trois munitions ont des tendances montantes mais chacune d'entre elles est située à des niveau HU différents C'est pourquoi il est nécessaire de se fier non seulement à la tendance de la courbe, mais également à la fourchette d'unité Hounsfield de la courbe. En effet, s'il existe une différence importante des HU entre deux munitions, les valeurs peuvent favoriser l'indentification. Nous voyons directement environ 13'000 HU de différence entre la GP11 et Action 4 à 100 keV, ce qui permet une bonne identification.

La base possède aussi des valeurs de SD différentes qui permettent une bonne identification des munitions avec notamment des valeurs pour la GP11 qui sont élevées comparées aux autres munitions. La différenciation entre la SP38 et l'action 4 se fait grâce à la tendance de la courbe. L'Action 4 possède une brusque ascension de 60 à 80 keV tandis que la SP38 descend progressivement entre 60 et 120 keV. Les HU sont identifiables pour l'Action 4 étant la seule munition qui a une courbe descendante. Pour les deux autres munitions, cela est plus compliqué, mais il faut regarder l'énergie à 40 keV ainsi que la tendance de la courbe à 80 keV. En effet, à 80 keV, la SP38 aura une descente contrairement à la GP11 qui aura une tendance ascendante.

Voici une présentation de la méthode d'identification trouvée pour ce travail de Bachelor. Cette méthode n'a pas pu être testée sur de nouveaux cas. Néanmoins, l'important est l'étude multifactorielle pour l'analyse. L'utilisateur a aussi la liberté d'interprétation selon les courbes. Ce sont des supports d'aide et de référence.

Un programme sur un tableur informatique a aussi été créé permettant de chercher des correspondances. Il faut entrer les valeurs obtenues en fonction des énergies dans les cases appropriées. Les correspondances sont exactes ou correspondent à l'élément supérieur suivant. Une courbe HU ainsi qu'une courbe SD sont automatiquement générées afin d'aider l'utilisateur à utiliser les tendances de ses courbes pour identifier la munition. Dans le Tableau 8 Tableur informatique. ci-dessous, le tableau informatique est présenté. Une fois que la valeur trouvée est introduite sous l'énergie concernée, la munition ayant la valeur la plus proche de celle trouvée par l'utilisateur apparaît sur la ligne « projectile ». Cet outil est une aide à l'identification, mais elle nécessite l'attention de son utilisateur. Il permet de trouver une correspondance entre les valeurs de l'utilisateur et les valeurs générées par les trois munitions de ce travail.

TUTO : Rentrez vos données afin de trouver une correspondance exacte ou supérieure. Les HU en bleu et la SD en vert. Un graphique sera alors généré à partir de vos données et falicitera une étude de la tendance de la courbe.									
	40	50	60	80	100	110	120	130	140
Valeurs HU									
Projectile	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Valeurs SD									
Projectile	-	-	-	-	-	-	-	-	-

Tableau 8 Tableur informatique.

7. Discussion

7.1 Difficultés rencontrées

Le travail de Bachelor s'est déroulé à Genève à la HEDS et au CURML de Lausanne. En effet, la partie théorique, dont les différentes analyses, a été effectuée à l'école et la partie pratique s'est déroulée à Lausanne. Les différents déplacements étaient donc nécessaires pour la bonne avancée du travail, mais cela a nécessité une organisation rigoureuse. Les différences de calendrier entre l'école et le CURML rendaient parfois la tâche ardue. De plus, les différences entre les mises à jour des consoles de l'école et celle du CURML ont posé des problèmes, car celle du CURML a une avancée technologique que celle de l'école n'a pas et cela a compliqué les analyses et a retardé le travail.

Au début de notre travail, nous pensions avoir besoin d'un pare-brise cassé ou démonté pour effectuer nos analyses. Trouver celui-ci s'est avéré être une tâche bien difficile. Il a été nécessaire de contacter des décharges, des carrossiers, des vendeurs et autres particuliers. L'ensemble des personnes qui ont été contactées ne pouvaient donner que des pare-brises abîmés mais entier, ce qui ne convenait pas. En effet, un pare-brise entier est trop volumineux pour être analysé il ne peut pas être coupé pour des questions de sécurité. Finalement, un particulier a accepté de donner un bout de pare-brise de taille convenable qui pouvait servir pour les analyses de base. Plus tard, l'idée de pare-brise a été abandonnée pour se concentrer uniquement sur les munitions.

Les problèmes de sauvegarde entre les récoltes de données et les analyses sur les consoles de l'école ont été des complications fréquentes. Problèmes de sauvegarde des noms des séquences, problèmes de seuillage, analyse en ROI volumique ou en ROI standard, sont certaines des difficultés rencontrées lors des nombreuses phases d'analyse et de récoltes de données. Les problèmes de sauvegarde des noms des séquences ont amené des problèmes dans l'organisation de la récolte de données (confusion entre les séries d'acquisition, sauvegardes, ...). Le problème de seuillage a, pendant une longue période, été un frein à nos analyses, car elles ne dépassaient jamais la valeur de 3071 HU. Une fois l'échelle des extended HU utilisée, le problème a été résolu. Pour les ROI volumiques et standards, cela est resté un débat qui n'a été vraiment résolu qu'à la fin des analyses. Le ROI volumique ne pouvant être utilisé entre la console de l'école et celle du CURML, l'idée a été rejetée. Ces différents éléments ont mené à des retards dans le travail ainsi que dans les différentes phases d'analyse pour le protocole test et final.

L'adaptation a été le point le plus important de tout le travail de Bachelor. En effet, il a été en constante évolution, et ce, depuis le début du projet. La patience et la remise en question ont été les éléments principaux qui nous ont permis de résoudre les nombreuses divergences que ce travail a apportées. Les divers objets qui devaient être analysés ont évolué avec le temps (de pare-brise, lame, tesson de bouteilles à munitions), tout comme le protocole et la manière dont les résultats allaient être interprétés (pas de corps à disposition, création d'un fantôme). Diverses techniques d'analyse ont été abandonnées en cours de route, notamment le Zeff et le VNC. Ces divers éléments mis ensemble, ont mené à des moments d'incertitude, mais des solutions ont été trouvées grâce aux divers acteurs qui ont participé au projet, notamment grâce au travail d'équipe et de collaboration.

Les connaissances partagées dans ce travail, en particulier les résultats, sont des informations qui ne font pas partie de la clinique standard. Travailler avec une échelle HU étendue avec des matériaux très denses n'est pas quelque chose de courant. C'est pourquoi il a, par moment, été difficile d'expliquer les divers résultats obtenus lors de l'étude des munitions. Les courbes ascendantes des munitions ont relativement perturbé l'avancée de l'analyse des résultats. Une mise à niveau a par la suite été nécessaire, afin de réellement comprendre l'impact de nos mesures et de la signification des divers résultats qui ont été obtenues.

Les munitions sont des objets qui sortent de l'ordinaire pour une analyse radiologique. Elles peuvent être de formes, de tailles et surtout de matériaux différents. Ce dernier a été un point particulier de nos analyses. Il était nécessaire d'avoir des munitions composées de différents matériaux pour pouvoir confirmer si le protocole allait mettre en avant des différences entre les munitions. Malgré le fait que les matériaux étaient différents, il était très difficile de connaître la composition exacte des projectiles, que ce soit sur le nombre de matériaux exact dans les munitions ou le pourcentage de chacun. La recherche sur les matériaux des munitions s'est révélée difficile. Bien que nous ayons trouvé quelques informations dans des articles, il nous a été impossible de trouver la composition exacte de chacun de nos projectiles.

7.2 Perspectives de recherches

Les perspectives de recherche de ce travail de Bachelor étaient, en premier lieu, de tester le protocole proposé. En effet, par manque de temps, celui-ci n'a pu être confirmé. Le test suggérerait de prendre des cas existants avec autopsie et identification des munitions effectuées. Lors du scanner spectral post-mortem, l'utilisateur emploie le protocole avec les poses de ROIs ainsi que les reconstructions associées et identifie un projectile. Lors de l'autopsie, l'utilisateur vérifie son analyse avec celle de l'examen et peut valider, ou non, le protocole. Ce test est à effectuer, plusieurs fois, sur toutes les munitions utilisées lors de ce travail. Un autre test pertinent est l'évaluation de ce protocole sur des munitions qui ont été tirées. Celles-ci ont été analysées, coupées en deux, mais elles n'ont pas été tirées lors de ce travail pour des raisons pratiques et de sécurité. Une reprise de cette étude testée, voire ajustée, sur des fragments de projectiles tirés permettrait d'apporter des données supplémentaires ainsi que de la précision dans l'identification.

D'autres perspectives de recherche seraient des analyses avec d'autres paramètres des munitions. Un profil de dose, comme en radiothérapie, serait intéressant afin d'étudier l'homogénéité ou non de la dose à travers la munition. De plus, si des différences apparaissent, celles-ci pourraient être utilisées pour la différenciation de projectiles en plus des HU et standard déviation. Mettre en évidence un troisième paramètre serait pertinent pour une reconnaissance plus efficace et plus exacte. Un autre exemple de paramètre serait l'obtention d'un Z effectif métallique qui permettrait d'identifier les munitions en fonction de leur composition exacte et des matériaux présents dans la partie scannée.

Le filtre de correction d'atténuation serait aussi un élément à étudier car celui-ci peut altérer nos mesures en corrigeant de manière incorrecte les atténuations. Ces filtres sont conçus pour la clinique et non pour compenser l'atténuation de matériaux aussi denses. L'efficacité de ce filtre ainsi que son bon fonctionnement n'ont pas été testés lors de nos acquisitions.

Après une vérification de la méthode ainsi qu'une implémentation de potentiel de nouveaux paramètres d'identification, une perspective pour ce travail serait de reprendre le protocole et de l'élargir à un plus grand nombre de munitions. En effet, les trois munitions proposées par le CURML de Lausanne ne sont pas les seules en circulation, bien qu'elles aient été sélectionnées pour leur importante fréquence d'utilisation. Si le protocole était utilisé avec une munition autre que les trois munitions de ce travail, une correspondance pourrait-elle être trouvée avec la SP38, l'Action 4 et la GP11 ? Sachant que celle-ci serait fausse. Ceci pourrait faire partie des futurs tests à effectuer. Quand un cas arrive et une virtopsie est effectuée, personne ne sait s'il peut s'agir d'une de nos trois munitions. Si une correspondance avec un projectile inconnu est établie avec une des trois munitions, ceci est problématique.

Une autre proposition de perspectives de recherches serait de créer un protocole, en reprenant les grandes lignes de ce travail, sur une autre marque de scanner. Les reconstructions peuvent être différentes et d'autres marques proposent des reconstructions itératives jusqu'à 200 keV. Au vu de l'influence de la couche K sur les mesures, une augmentation de l'énergie sur les reconstructions monoE pourrait s'avérer intéressante et pertinente, tout comme la reconstruction des énergies de 70 et 90 keV qui ont dû être abandonnées. En effet, la console ne pouvant reconstruire toutes les énergies, ces deux ont dû être abandonnées alors que des informations importantes auraient pu s'y trouver, notamment dans la reconstruction de 90 keV qui correspond à l'énergie de liaison de la couche K du plomb. Aux alentours de 80 keV, des graphiques possèdent des changements significatifs de valeurs HU dont l'énergie de 90 keV auraient aider à les identifier plus facilement. S'ils étaient reconnaissables plus aisément ainsi qu'individuellement, l'identification pourrait être plus fiable.

7.3 Piste d'action

Si le protocole s'avère efficace et fiable, les TRM ainsi que les collaborateurs du CURML de Lausanne pourront utiliser le protocole afin de pouvoir identifier des corps étrangers au scanner spectral post mortem. Ce travail pourra être alimenté par les nouveaux cas du CURML en reprenant la manière de créer le protocole mais appliquée sur d'autres projectiles. Ceci peut être fait avec un cas existant ou avec une création de fantôme comme ceux réalisés dans ce travail.

8. Conclusion

Lors de ce travail, les valeurs générées par la GP11, l'Action 4 et la SP 38 ont été analysées dans l'objectif de mettre en évidence une tendance dans les courbes d'atténuation des trois munitions. Il a été possible de faire un lien entre la physique de la tomодensitométrie spectrale et les matériaux présents dans les projectiles, bien que la composition précise de ces derniers nous soit inconnue.

Les principaux défis auxquels nous avons été confrontés étaient liés aux spécificités du terrain. En effet, les scanners actuels sont conçus pour s'adapter aux besoins du domaine clinique. C'est pourquoi l'analyse avec l'application du Z effectif a été abandonnée, car l'extension spécifique au Z métallique était indisponible. De plus, la reconstruction itérative de réduction d'artefact (MARS) n'était pas adaptée aux valeurs HU extrêmement élevées obtenues grâce à l'utilisation de l'Extended HU.

D'autres objectifs comme la mise en place d'un protocole ou encore l'analyse de la qualité des images obtenues ont été étayés lors de cette étude. En effet, la qualité de l'image était un point important à aborder, compte tenu de la présence d'artefact de durcissement. Il aurait été préférable de tester le protocole établi lors de cette étude sur des cas concrets, cependant, par manque de temps, cette phase n'a pas pu être effectuée.

Bien que ce travail ait mis en lumière les potentialités du CT Spectral pour la différenciation des munitions, il reste des défis techniques à relever pour une application dans le domaine de l'autopsie virtuelle concernant les densités élevées. Cette méthode s'est révélée prometteuse grâce aux résultats encourageants, elle reste néanmoins peu fiable par manque de tests sur des cas concrets. Il a cependant été possible de mettre en avant l'importance de l'étude multifactorielle pour une meilleure différenciation des trois projectiles. En effet, il nous semblait peu reproductible de se fier uniquement aux valeurs d'unités Hounsfield. C'est pourquoi lors de la mise en évidence de la tendance des courbes, la corrélation entre les facteurs tels que les valeurs de standard déviation, la fourchette des unités Hounsfield et le caractère évolutif de chaque courbe en fonction des énergies a été effectué. Nous espérons que ce travail pourra inspirer d'autres recherches sur l'identification de projectiles ainsi que sur les applications du CT Spectral dans la virtopsie.

Liste de références

- Adelman, A., Vasserman, M., Graziani, G., Kugel, C., Meir, K., Bdolah-Abram, T., & Krispin, A. (2018). Post-mortem computed tomography compared to medico-legal autopsy – pathologies in the torso and limbs. *Journal of Forensic Radiology and Imaging*, 12, 43-49. <https://doi.org/10.1016/j.jofri.2017.12.002>
- Aran, S., Shaqdan, K. W., & Abujudeh, H. H. (2014). Dual-energy computed tomography (DECT) in emergency radiology : Basic principles, techniques, and limitations. *Emergency Radiology*, 21(4), 391-405. <https://doi.org/10.1007/s10140-014-1208-2>
- Bosman, F. T., Genton, C. Y., & Lobrinus, A. (2001). La consultation finale : Autopsie de l'autopsie. *Rev Med Suisse*, 2367, 2158-2161.
- Bricault, I. (2018). La reconstruction itérative en scanner : Pourquoi ? Comment ça marche ? *Journal d'imagerie diagnostique et interventionnelle*, 1(2), 76-80. <https://doi.org/10.1016/j.jidi.2018.01.001>
- Coursey, C. A. (2010). Dual-Energy Multidetector CT : How Does It Work, What Can It Tell Us, and When Can We Use It in Abdominopelvic Imaging? *RadioGraphics*, 30(4), 1037-1055. <https://doi.org/10.1148/rq.304095175>
- Egli, E. (1984). *Die Gewehrpatrone 11 (GP 11): Fabrikation und Praxis* [Text/html,application/pdf,text/html]. 20-28. <https://doi.org/10.5169/SEALS-713926>
- Eldevik, K., Nordhoy, W., & Skretting, A. (2010). Relationship between sharpness and noise in CT images reconstructed with different kernels. *Radiation Protection Dosimetry*, 139(1-3), 430-433. <https://doi.org/10.1093/rpd/ncq063>
- Gascho, D., Zoelch, N., Deininger-Czermak, E., Tappero, C., Richter, H., Thali, M. J., & Schaerli, S. (2020). In situ identification of Action 4, SECA and QD-PEP bullets from special police armunitions by computed tomography. *Medicine, Science and the Law*, 60(3), 188-195. <https://doi.org/10.1177/0025802420911555>

- Goo, H. W., & Goo, J. M. (2017). Dual-Energy CT : New Horizon in Medical Imaging. *Korean Journal of Radiology*, 18(4), 555. <https://doi.org/10.3348/kjr.2017.18.4.555>
- Greffier, J., Larbi, A., Frandon, J., Daviau, P. A., Beregi, J. P., & Pereira, F. (2019). Influence of iterative reconstruction and dose levels on metallic artifact reduction : A phantom study within four CT systems. *Diagnostic and Interventional Imaging*, 100(5), 269-277. <https://doi.org/10.1016/j.diii.2018.12.007>
- Henri, J., & Lucien, P. (1968). *MASS ATTENUATION AND MASS ENERGY ABSORPTION COEFFICIENTS FOR 10 keV TO 10 MeV PHOTONS*.
- Hurrell, M. A., Butler, A. P. H., Cook, N. J., Butler, P. H., Ronaldson, J. P., & Zainon, R. (2012). Spectral Hounsfield units : A new radiological concept. *European Radiology*, 22(5), 1008-1013. <https://doi.org/10.1007/s00330-011-2348-3>
- Lederlin, M., & de Rennes, C. (2015). *Pathologies vasculaires pulmonaires : Embolie pulmonaire, HTAP et autres*. 56.
- Li, Y., Li, K., Garrett, J., & Chen, G.-H. (2021). Generation of virtual non-contrast (VNC) image from dual energy CT scans using deep learning. In H. Bosmans, W. Zhao, & L. Yu (Éds.), *Medical Imaging 2021 : Physics of Medical Imaging* (p. 48). SPIE. <https://doi.org/10.1117/12.2582006>
- McCollough, C. H., Leng, S., Yu, L., & Fletcher, J. G. (2015). Dual- and Multi-Energy CT : Principles, Technical Approaches, and Clinical Applications. *Radiology*, 276(3), 637-653. <https://doi.org/10.1148/radiol.2015142631>
- Meersseman, F. (1988). La preuve most-mortem : Apport de l'autopsie. *Revue belge du dommage corporel*, 15(3-4). <https://bib.kuleuven.be/rbib/collectie/archieven/conm/1988-3-4.pdf>
- Ramoussin, T. (s. d.). *Tomodensitométrie Physique de la TDM 2*. https://cyberlearn.hes-so.ch/pluginfile.php/3607648/mod_resource/content/3/Physique%20de%20la%20TDM%202021.pdf

- Rhee, D. J., Kim, S., Jeong, D. H., Moon, Y. M., & Kim, J. K. (2015). Effects of the difference in tube voltage of the CT scanner on dose calculation. *Journal of the Korean Physical Society*, 67(1), 123-128. <https://doi.org/10.3938/jkps.67.123>
- Rotman, D. S., & Zaugg, T. (2016). Les autopsies médicales comme contrôle de qualité de la prise en charge des patients en médecine interne. *REVUE MÉDICALE SUISSE*.
- Ruder, T. D., Thali, Y., Schindera, S. T., Torre, S. A. D., Zech, W.-D., Thali, M. J., Ross, S., & Hatch, G. M. (2012). How reliable are Hounsfield-unit measurements in forensic radiology? *Forensic Science International*, 220(1-3), 219-223. <https://doi.org/10.1016/j.forsciint.2012.03.004>
- Seibert, J. A. (2004). X-Ray Imaging Physics for Nuclear Medicine Technologists. Part 1 : Basic Principles of X-Ray Production. *JOURNAL OF NUCLEAR MEDICINE TECHNOLOGY*, 32(3), 9.
- Shervin Kamalian. (2016). *Neuroimaging. Part 1: Vol. Volume 135* (Elsevier). Elsevier.
- Si-Mohamed, S. A., Douek, P. C., & Boussel, L. (2019). Tomodensitométrie spectrale : De la double énergie à la multiénergie. *Journal d'imagerie diagnostique et interventionnelle*, 2(1), 32-45. <https://doi.org/10.1016/j.jidi.2018.11.004>
- Sudhyadhom, A. (2020). On the molecular relationship between Hounsfield Unit (HU), mass density, and electron density in computed tomography (CT). *PLOS ONE*, 15(12), e0244861. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0244861>
- Sutherland, T., & O'Donnell, C. (2018). The artefacts of death : CT post-mortem findings. *Journal of Medical Imaging and Radiation Oncology*, 62(2), 203-210. <https://doi.org/10.1111/1754-9485.12691>
- Vermot-Gaud, T. (s. d.). *ProductionRX* [Cours]. https://cyberlearn.hes-so.ch/plugin-file.php/3281160/mod_resource/content/24/ProductionRX.pdf

- Waelti, et al. (2020). Enfant ou adulte ? Réflexions transdisciplinaires sur les expertises d'âge. *Revue Médicale Suisse*, 16(691), 773-777. <https://doi.org/10.53738/REVMED.2020.16.691.0773>
- Waelti, F., Haller, D. M., Genet, P., & Heller, P. (2020). Enfant ou adulte ? Réflexions transdisciplinaires sur les expertises d'âge. *Rev Med Suisse*, 691, 773-777.
- Webb, T. D., Leung, S. A., Rosenberg, J., Ghanouni, P., Dahl, J., Pelc, N. J., & Pauly, K. B. (2018). Measurements of The Relationship Between CT Hounsfield Units and Acoustic Velocity and How it Changes with Photon Energy and Reconstruction Method. *IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control*, 65(7), 1111-1124. <https://doi.org/10.1109/TUFFC.2018.2827899>
- Wellenberg, R. H. H., Hakvoort, E. T., Slump, C. H., Boomsma, M. F., Maas, M., & Streekstra, G. J. (2018). Metal artifact reduction techniques in musculoskeletal CT-imaging. *European Journal of Radiology*, 107, 60-69. <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2018.08.010>
- Yada, N., & Onishi, H. (s. d.). *Validation of Computed Tomography-based Attenuation Correction of Deviation between Theoretical and Actual Values in Four Computed Tomography Scanners*.

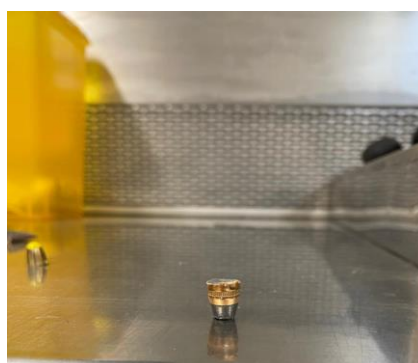
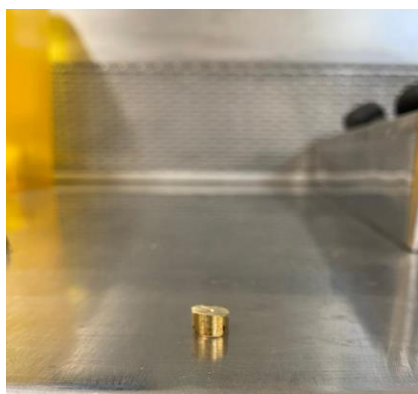
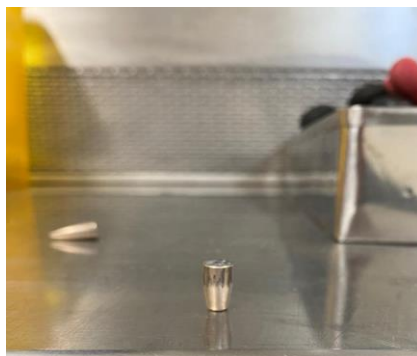
Bibliographie

- .38 *Special vs 9mm—Difference and Comparison | Diffen*. (s. d.). Consulté 25 juillet 2023, à l'adresse https://www.diffen.com/difference/.38_Special_vs_9mm
- Baccino, É. (2015). *Médecine légale clinique : Médecine de la violence, prise en charge des victimes et des agresseurs*. Elsevier Masson.
- Beauthier, J.-P. (2007). *Traité de médecine légale*. De Boeck.
- Carneiro, B. C., & et al. (2020). Multimodality Imaging of Foreign Bodies : New Insights into Old Challenges. *RadioGraphics*, 40(7), 1965-1986. <https://doi.org/10.1148/rq.2020200061>
- Centre Hospitalier Universitaire Vaudois. (2018, février 26). *CT Scanner—Computed Tomography*. CHUV. <https://www.chuv.ch/fr/rad/rad-home/patients-et-familles/nos-examens/ct-scanner>
- Centre Universitaire Romand De Médecine Légale. (2022, mai 12). *Présentation de l'unité d'imagerie et d'anthropologie forensiques (UIAF)—Centre Universitaire Romand de Médecine Légale (CURML)*. CURML. [https://www.curml.ch/unite-dimagerie-et-danthropologie-forensiques-
uiaf](https://www.curml.ch/unite-dimagerie-et-danthropologie-forensiques-uiaf)
- Comité des ministres. (1999, février 2). *Recommandation R(99)3 sur l'harmonisation des règles en matière d'autopsie médico-légale*. http://prison.eu.org/spip.php?page=imprimer_article&id_article=2970#nb1
- Coursey, C. A. (2010). Dual-Energy Multidetector CT : How Does It Work, What Can It Tell Us, and When Can We Use It in Abdominopelvic Imaging? *RadioGraphics*, 30(4), 1037-1055. <https://doi.org/10.1148/rq.304095175>
- Cropp, R. J., Seslija, P., Tso, D., & Thakur, Y. (2013). Scanner and kVp dependence of measured CT numbers in the ACR CT phantom. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 14(6), 338-349. <https://doi.org/10.1120/jacmp.v14i6.4417>

- Dillenseger. (2016). *Guide des technologies de l'imagerie médicale et de la radiothérapie : Quand la théorie éclaire la pratique* (2e éd). Elsevier Masson.
- F. Bonbled. (1991). ETAT DES LIEUX DE LA MEDECINE LEGALE: De l'affaire Kennedy à la recherche d'une définition. *Revue Générale des Assurances et des Responsabilités*.
<https://bib.kuleuven.be/rbib/collectie/archieven/rGAR/1991-7.pdf>
- Grabherr, S., Dominguez, A., & Mangin, P. (2011). L'angio-CT post-mortem : Un nouvel outil diagnostique. *Revue Médicale Suisse*, 4.
- Henri, J., & Lucien, P. (1968). *MASS ATTENUATION AND MASS ENERGY ABSORPTION COEFFICIENTS FOR 10 keV TO 10 MeV PHOTONS*.
- Multimodality Imaging of Foreign Bodies: New Insights into Old Challenges*. (s. d.).
<https://doi.org/10.1148/rq.2020200061>
- Nahum, H., Adamsbaum, C., Frija, G., Grenier, N., Grenier, P., Lewin, M., Morvan, G., Savatovsky, J., & Vignaux, O. (2013). *Traité d'imagerie médicale* (2ème, Vol. 1). Lavoisier.
- Parakh, A., An, C., Lennartz, S., Rajiah, P., Yeh, B. M., Simeone, F. J., Sahani, D. V., & Kambadakone, A. R. (2021). Recognizing and Minimizing Artifacts at Dual-Energy CT. *RadioGraphics*, 41(2), 509-523. <https://doi.org/10.1148/rq.2021200049>
- Patrice Mangin. (2008). Médecine légale d'hier, d'aujourd'hui et de demain.... *Rev Méd Suisse, Médecine Légale*(164), 1587-1588.
- Persson, A., Jackowski, C., Engström, E., & Zachrisson, H. (2008). Advances of dual source, dual-energy imaging in postmortem CT. *European Journal of Radiology*, 68(3), 446-455.
<https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2008.05.008>
- Rhee, D. J., Kim, S., Jeong, D. H., Moon, Y. M., & Kim, J. K. (2015). Effects of the difference in tube voltage of the CT scanner on dose calculation. *Journal of the Korean Physical Society*, 67(1), 123-128. <https://doi.org/10.3938/jkps.67.123>

- Ruder, T. D., Thali, Y., Schindera, S. T., Torre, S. A. D., Zech, W.-D., Thali, M. J., Ross, S., & Hatch, G. M. (2012). How reliable are Hounsfield-unit measurements in forensic radiology? *Forensic Science International*, 220(1-3), 219-223. <https://doi.org/10.1016/j.forsciint.2012.03.004>
- Saw, C. B., Loper, A., Komanduri, K., Combine, T., Huq, S., & Scicutella, C. (2005). Determination of CT-to-density conversion relationship for image-based treatment planning systems. *Medical Dosimetry*, 30(3), 145-148. <https://doi.org/10.1016/j.meddos.2005.05.001>
- Société française de pharmacologie. (2022, mai 12). *Produits de contraste et médicaments radio-pharmaceutiques*. Site du Collège National de Pharmacologie Médicale. <https://pharmacomedicale.org/medicaments/par-specialites/item/produits-de-contraste-et-medicaments-radio-pharmaceutiques#:~:text=Le%20produit%20de%20contraste%20est,la%20visualisation%20des%20organes%20explor%C3%A9s.>
- Yada, N., & Onishi, H. (s. d.). *Validation of Computed Tomography-based Attenuation Correction of Deviation between Theoretical and Actual Values in Four Computed Tomography Scanners*.

Annexe 1 : Projectiles utilisés pour les analyses (GP 11, Action 4, SP 38)



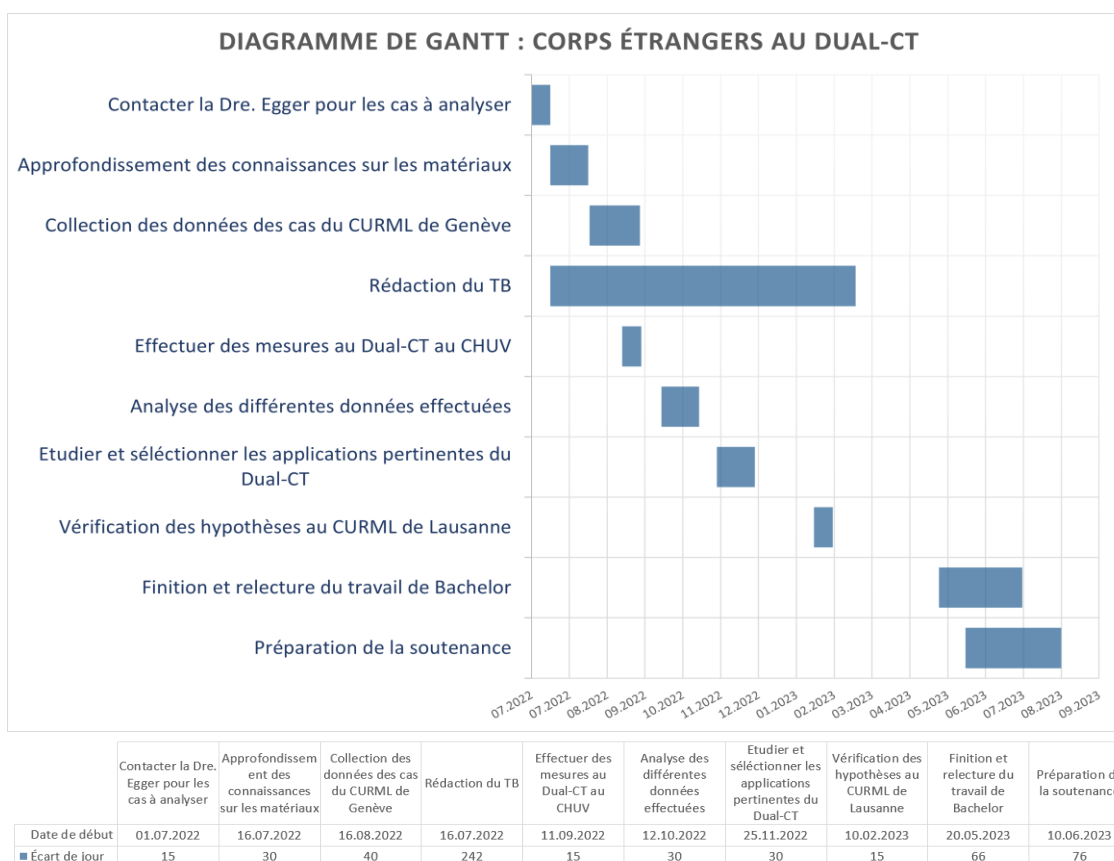
Annexe 2 : Fantômes utilisés pour les analyses.



Annexe 3 : Objectifs SMART du travail de Bachelor.

Objectifs SMART (Spécifique, Mesurable, Atteignable, Réaliste, Temporellement défini)	
Juillet 2022 :	Approfondir nos connaissances sur les matériaux à étudier, tels que leur composition, leur masse et les possibles artéfact.
	Confectionner les fantômes pour les acquisitions de données.
Septembre 2022 :	Aller à Lausanne pour collecter des informations spécifiques sur les matériaux au CT Spectral afin d'étoffer nos données.
Octobre 2022 :	Trouver des caractéristiques spécifiques à chaque matériau par l'analyse des données recollées.
	Étudier les diverses applications cliniques au CT-Spectral et sélectionner la plus pertinente pour ce travail.
Février 2023 :	Vérifier nos hypothèses avec de nouvelles mesures au CURML de Lausanne.

Annexe 4 : Diagramme de Gantt du travail de Bachelor.



Annexe 5 : Données de la qualité d'image de l'Action 4

		Fantôme de l'Action 4 : Unité Hounsfield								
		40 keV	50 keV	60 keV	80 keV	100 keV	110 keV	120 keV	130 keV	140 keV
Coupe 3	ROI FAT	7	6	3	4	2	2	3	2	2
	ROI FAT	8	4	4	4	3	2	3	2	3
	ROI FAT	7	4	4	4	2	3	3	2	3
	Moyenne	7	5	4	4	2	3	3	2	2
	ROI Air	6	4	3	4	4	2	2	3	3
	ROI Air	6	4	4	6	4	3	3	2	2
	ROI Air	8	5	4	4	2	2	3	4	2
	Moyenne	7	5	3	4	3	2	3	3	2

		Fantôme de l'Action 4 : Standard déviation								
		40 keV	50 keV	60 keV	80 keV	100 keV	110 keV	120 keV	130 keV	140 keV
Coupe 3	ROI FAT	7	6	3	4	2	2	3	2	2
	ROI FAT	8	4	4	4	3	2	3	2	3
	ROI FAT	7	4	4	4	2	3	3	2	3
	Moyenne	7	5	4	4	2	3	3	2	2
	ROI Air	6	4	3	4	4	2	2	3	3
	ROI Air	6	4	4	6	4	3	3	2	2
	ROI Air	8	5	4	4	2	2	3	4	2
	Moyenne	7	5	3	4	3	2	3	3	2

		Artéfact de l'Action 4 : Standard déviation								
		40 keV	50 keV	60 keV	80 keV	100 keV	110 keV	120 keV	130 keV	140 keV
Coupe 21	ROI NORD	99	86	64	55	46	64	53	42	57
	ROI NORD	99	75	62	51	46	53	50	45	57
	ROI NORD	106	78	60	66	48	50	53	42	43
	Moyenne	101	80	62	57	47	56	52	43	52
	ROI MILIEU	658	509	417	326	293	250	492	269	238
	ROI MILIEU	574	457	416	324	298	250	276	253	277
	ROI MILIEU	651	447	410	549	277	285	476	232	257
	Moyenne	628	471	414	400	289	262	415	251	257
	ROI SUD	637	560	372	281	280	242	273	241	221
	ROI SUD	637	478	382	289	266	233	217	233	225
	ROI SUD	670	472	369	276	261	242	268	244	226
	Moyenne	648	503	374	282	269	239	253	239	224

		Artéfact de l'Action 4 : Unité Hounsfield								
		40 keV	50 keV	60 keV	80 keV	100 keV	110 keV	120 keV	130 keV	140 keV
Coupe 21	ROI NORD	9	9	-15	-41	-40	-17	-35	-47	-30
	ROI NORD	9	-9	-19	-48	-42	-28	-40	-48	-28
	ROI NORD	24	-4	-22	-26	-41	-40	-35	-46	-42
	Moyenne	14	-1	-19	-38	-41	-29	-37	-47	-33
	ROI MILIEU	114	83	113	87	88	82	160	96	67
	ROI MILIEU	23	71	121	92	113	82	98	69	90
	ROI MILIEU	75	49	107	171	94	94	149	82	100
	Moyenne	70	68	114	117	98	86	136	83	85
	ROI SUD	-205	-88	-118	-59	-49	-54	13	-42	-27
	ROI SUD	-205	-149	-86	-42	-48	-53	-24	-57	-39
	ROI SUD	-198	-169	-114	-71	-58	-22	5	-46	-38
	Moyenne	-203	-135	-106	-57	-51	-43	-2	-48	-35

Annexe 6 : Données de l'Action 4

Action 4 : Unité Hounsfield										
		40 keV	50 keV	60 keV	80 keV	100 keV	110 keV	120 keV	130 keV	140 keV
Coupe 20	ROI Cathia	12986	15272	16328	17405	18039	18321	18596	18441	18615
	ROI Loris	13067	15076	16431	17454	18113	18351	18488	18500	18612
	ROI Antonio	13794	15286	16631	17528	18039	18343	18482	18457	18427
	Moyenne	13282	15211	16463	17462	18064	18338	18522	18466	18551
Coupe 21	ROI Cathia	13611	14768	16032	17476	18191	18117	18638	18532	18542
	ROI Loris	12632	14746	15943	17394	18121	18117	18646	18572	18599
	ROI Antonio	12823	15239	15842	17428	18187	18187	18795	18528	18652
	Moyenne	13022	14918	15939	17433	18166	18140	18693	18544	18598
Coupe 22	ROI Cathia	19322	17197	15707	15381	14460	14774	14523	14024	14314
	ROI Loris	18450	17309	15865	15260	15551	14596	13662	14466	13739
	ROI Antonio	18426	17049	15861	15022	15079	13844	14267	14696	14896
	Moyenne	18732	17185	15811	15221	15030	14404	14151	14395	14316

Action 4 : Standard déviation										
		40 keV	50 keV	60 keV	80 keV	100 keV	110 keV	120 keV	130 keV	140 keV
Coupe 20	ROI Cathia	1911	2057	1629	1613	1689	1720	1900	1674	1842
	ROI Loris	1834	1712	1784	1659	1726	1738	1772	1724	1855
	ROI Antonio	3525	2075	2142	1646	1689	1766	1790	1684	1667
	Moyenne	2424	1948	1852	1639	1702	1742	1820	1694	1788
Coupe 21	ROI Cathia	4188	1906	1714	1689	1743	1588	1796	1682	1664
	ROI Loris	2189	1800	1639	1563	1634	1588	1815	1728	1693
	ROI Antonio	2795	2703	1444	1688	1715	1707	1893	1677	1721
	Moyenne	3057	2136	1599	1647	1698	1628	1835	1696	1693
Coupe 22	ROI Cathia	2412	1689	1738	3324	3308	3949	3850	3761	4034
	ROI Loris	2301	1832	1856	3117	4093	3815	3186	4035	3441
	ROI Antonio	2310	1472	1856	3064	3806	3169	3693	4179	4333
	Moyenne	2341	1665	1816	3168	3736	3644	3576	3992	3936

Annexe 7 : Données de la qualité d'image de la GP 11

		Fantôme de la GP11 : Unité Hounsfield								
		40 keV	50 keV	60 keV	80 keV	100 keV	110 keV	120 keV	130 keV	140 keV
Coupe3	ROI FAT	51	39	28	25	18	18	19	15	12
	ROI FAT	41	35	27	23	16	12	11	16	18
	ROI FAT	47	37	28	24	18	21	18	16	12
	Moyenne	46	37	28	24	17	17	16	16	14
	ROI Air	-996	-1000	-989	-995	-999	-996	-999	-998	-997
	ROI Air	-997	-997	-998	-997	-998	-995	-999	-999	-996
	ROI Air	-1002	-998	-996	-997	-997	-989	-995	-996	-999
	Moyenne	-998	-999	-994	-996	-998	-994	-997	-998	-997

		Fantôme de la GP11 : Standard déviation								
		40 keV	50 keV	60 keV	80 keV	100 keV	110 keV	120 keV	130 keV	140 keV
Coupe3	ROI FAT	10	5	4	4	3	4	3	3	2
	ROI FAT	10	5	4	4	2	3	3	3	2
	ROI FAT	9	5	3	5	2	2	5	2	3
	Moyenne	10	5	4	4	3	3	4	3	3
	ROI Air	8	5	5	4	2	3	1	2	3
	ROI Air	6	4	4	3	2	2	2	3	2
	ROI Air	8	5	4	3	3	3	5	2	2
	Moyenne	8	5	4	3	3	3	3	2	2

		Artéfact de la GP11 : Unité Hounsfield								
		40 keV	50 keV	60 keV	80 keV	100 keV	110 keV	120 keV	130 keV	140 keV
Coupe25	ROI NORD	124	154	117	135	130	119	88	142	141
	ROI NORD	139	97	119	93	139	122	88	138	147
	ROI NORD	110	156	115	151	137	149	87	114	111
	Moyenne	125	136	117	126	135	130	88	131	133
	ROI MILIEU	-133	-83	-26	9	15	15	6	30	22
	ROI MILIEU	-121	-92	-20	-12	-1	20	14	17	-21
	ROI MILIEU	-118	-64	-23	-3	15	71	3	25	12
	Moyenne	-124	-79	-23	-2	10	35	8	24	4
	ROI SUD	-25	4	3	50	10	148	47	42	27
	ROI SUD	-34	6	5	19	15	48	70	17	27
	ROI SUD	-34	11	97	13	12	11	34	5	29
	Moyenne	-31	7	35	27	12	69	50	21	27

		Artéfact de la GP11 : Standard déviation								
		40 keV	50 keV	60 keV	80 keV	100 keV	110 keV	120 keV	130 keV	140 keV
Coupe25	ROI NORD	142	92	116	102	97	108	128	83	87
	ROI NORD	129	138	113	139	89	106	129	89	77
	ROI NORD	150	89	114	91	91	75	130	115	115
	Moyenne	140	106	114	111	93	97	129	96	93
	ROI MILIEU	501	444	438	445	408	404	390	396	398
	ROI MILIEU	509	440	450	416	365	400	392	389	347
	ROI MILIEU	586	444	434	434	412	575	387	388	362
	Moyenne	532	443	441	432	395	459	389	391	369
	ROI SUD	449	521	338	407	293	679	329	322	284
	ROI SUD	461	388	322	320	296	356	312	286	285.06
	ROI SUD	461	379	566	313	291	289	301	289	316
	Moyenne	457	429	409	347	293	442	314	299	300

Annexe 8 : Données de la GP 11

		GP11 : Standard déviation								
		40 keV	50 keV	60 keV	80 keV	100 keV	110 keV	120 keV	130 keV	140 keV
Coupe 19	ROI Cathia	2219	2775	2268	2252	3074	3122	3368	3651	3159
	ROI Loris	2096	2282	2976	3080	3330	3035	2891	3326	3569
	ROI Antonio	2055	2977	2499	3556	3554	2586	4064	3823	3394
	Moyenne	2123	2678	2581	2963	3319	2914	3441	3600	3374
Coupe 25	ROI Cathia	4266	3384	3293	3099	2494	4268	2448	2724	2002
	ROI Loris	4205	3333	3200	3070	2454	2370	2565	2327	2045
	ROI Antonio	4484	3377	3284	384	3325	3588	2789	3276	2060
	Moyenne	4318	3365	3259	2184	2757	3409	2601	2776	2036
Coupe 29	ROI Cathia	5717	3964	5096	4803	5118	5157	5373	6686	5801
	ROI Loris	5722	3319	4131	4428	5485	5115	6405	6535	6529
	ROI Antonio	5853	3080	4107	4525	5862	6878	6475	7531	5975
	Moyenne	5764	3455	4445	4585	5488	5716	6084	6917	6102

		GP11 : Unité Hounsfield								
		40 keV	50 keV	60 keV	80 keV	100 keV	110 keV	120 keV	130 keV	140 keV
Coupe 19	ROI Cathia	9872	13531	15158	16395	18642	18825	19043	19073	18723
	ROI Loris	9798	13220	15654	17700	18868	18850	18710	18821	19434
	ROI Antonio	9758	13660	15316	18058	19123	18435	18380	19523	19597
	Moyenne	9809	13470	15376	17384	18878	18703	18711	19139	19251
Coupe 25	ROI Cathia	15286	21433	25445	28561	29906	28713	30054	29871	30501
	ROI Loris	15256	21360	25134	28975	29965	29905	29937	30135	30368
	ROI Antonio	15494	21476	25460	28813	29104	29263	29678	29618	30306
	Moyenne	15345	21423	25346	28783	29659	29294	29890	29875	30392
Coupe 29	ROI Cathia	21308	25192	27319	28473	28595	28362	28418	27667	28193
	ROI Loris	21261	25688	27850	28791	28172	28433	28105	27733	27484
	ROI Antonio	21159	25741	27844	28761	28193	27901	27989	26963	28166
	Moyenne	21243	25540	27671	28675	28320	28232	28171	27454	27947

Annexe 9 : Données de la qualité de la SP 38

Fantôme de la SP 38 : Unité Hounsfield										
		40 keV	50 keV	60 keV	80 keV	100 keV	110 keV	120 keV	130 keV	140 keV
Coupe 3	ROI FAT	44	37	28	21	18	19	18	18	17
	ROI FAT	43	36	29	24	19	19	17	20	17
	ROI FAT	49	36	29	22	18	18	17	19	17
	Moyenne	46	36	29	22	18	19	17	19	17
	ROI Air	-992	-997	-995	-998	-997	-994	-994	-995	-991
	ROI Air	-994	-995	-997	-999	-998	-996	-996	-995	-991
	ROI Air	-996	-992	-993	-993	-993	-996	-989	-998	-998
	Moyenne	-994	-995	-995	-997	-996	-995	-993	-996	-993

Fantôme de la SP 38 : Standard déviation										
		40 keV	50 keV	60 keV	80 keV	100 keV	110 keV	120 keV	130 keV	140 keV
Coupe 3	ROI FAT	7	7	3	4	4	2	3	2	2
	ROI FAT	7	6	4	4	4	2	3	3	3
	ROI FAT	7	5	4	4	2	3	2	3	3
	Moyenne	7	6	4	4	3	2	3	3	3
	ROI Air	5	5	3	3	1	3	3	3	3
	ROI Air	6	5	4	6	3	3	3	2	4
	ROI Air	10	6	6	4	4	2	3	5	3
	Moyenne	7	5	4	4	3	3	3	3	3

Artéfact de la SP38 : Standard déviation										
		40 keV	50 keV	60 keV	80 keV	100 keV	110 keV	120 keV	130 keV	140 keV
Coupe 23	ROI NORD	86	79	59	58	62	55	55	56	56
	ROI NORD	85	75	63	55	61	58	47	58	49
	ROI NORD	80.86	73	61	61	65	54	52	52	53
	Moyenne	85	76	61	58	63	56	51	55	53
	ROI MILIEU	562	620	649	486	427	567	421	585	588
	ROI MILIEU	583	497	475	479	431	582	588	421	413
	ROI MILIEU	538	502	464	483	595	550	551	576	546
	Moyenne	561	540	529	483	484	566	520	527	516
	ROI SUD	469	418	361	437	369	381	372	369	344
	ROI SUD	414	392	361	422	342	434	344	384	367
	ROI SUD	414	347	362	474	348	386	368	383	333
	Moyenne	432	386	361	444	353	400	361	379	348

Artéfact de la SP 38 : Unité Hounsfield										
		40 keV	50 keV	60 keV	80 keV	100 keV	110 keV	120 keV	130 keV	140 keV
Coupe 23	ROI NORD	121	83	67	27	36	31	28	26	29
	ROI NORD	117	77	74	38	38	35	16	29	17
	ROI NORD	112	72	69	32	45	28	22	20	23
	Moyenne	117	77	70	32	39	31	22	25	23
	ROI MILIEU	75	92	78	-11	20	56	20	67	72
	ROI MILIEU	64	44	24	-8	30	60	39	24	-27
	ROI MILIEU	82	57	39	12	82	52	51	80	45
	Moyenne	74	65	47	-3	44	56	37	57	30
	ROI SUD	21	2	-5	1	-6	-17	-20	-36	-13
	ROI SUD	-8	-7	-5	-2	-15	26	-9	-11	-16
	ROI SUD	-8	37	-8	27	-14	44	32	1	-9
	Moyenne	2	11	-6	8	-12	17	1	-15	-13

Annexe 10 : Données de la SP 38

		SP 38 : Standard déviation								
		40 keV	50 keV	60 keV	80 keV	100 keV	110 keV	120 keV	130 keV	140 keV
Coupe 18	ROI Cathia	1922	2479	3343	3329	3963	4725	4607	4107	4723
	ROI Loris	1922	2638	3365	4096	3297	4124	4371	3737	4164
	ROI Antonio	2025	2864	3907	4050	3818	4526	3927	4905	4069
	Moyenne	1956	2660	3538	3825	3693	4458	4302	4250	4319
Coupe 23	ROI Cathia	2164	3123	3349	3403	3638	3764	3695	3632	3708
	ROI Loris	2206	2869	3273	3593	3589	3764	3682	3658	3733
	ROI Antonio	2280	2840	3229	3676	3647	3829	3694	3778	3759
	Moyenne	2217	2944	3284	3557	3624	3786	3690	3689	3733
Coupe 27	ROI Cathia	3183	2508	3756	3907	2779	2935	2734	2947	4078
	ROI Loris	2465	2538	3620	2986	3418	2421	2674	2826	3446
	ROI Antonio	2387	2611	3109	3012	2984	3257	2734	3238	2318
	Moyenne	2678	2552	3495	3302	3060	2871	2714	3003	3280

		SP 38 : Unité Hounsfield								
		40 keV	50 keV	60 keV	80 keV	100 keV	110 keV	120 keV	130 keV	140 keV
Coupe 18	ROI Cathia	10082	12586	14670	15758	17206	17860	17403	17728	17975
	ROI Loris	10082	12719	14877	17071	16133	17293	17371	17137	16713
	ROI Antonio	10254	12694	15494	16743	16741	16767	16699	19097	16428
	Moyenne	10140	12666	15014	16524	16693	17306	17157	17987	17039
Coupe 23	ROI Cathia	13405	18575	21210	23311	25137	25805	25904	25900	26271
	ROI Loris	13481	18330	21257	23510	25156	25585	25882	25943	26367
	ROI Antonio	13553	18313	21171	23585	25179	25633	25903	26094	26412
	Moyenne	13480	18406	21213	23469	25157	25674	25896	25979	26350
Coupe 27	ROI Cathia	17847	23051	24733	27112	28760	28791	28853	28993	28220
	ROI Loris	18378	23051	24921	27771	28375	29191	28951	28987	28550
	ROI Antonio	18434	23060	25306	27693	28474	28519	28853	28754	29411
	Moyenne	18220	23054	24987	27525	28537	28834	28886	28911	28727

Annexe 11 : Analyse de l'Apex des projectiles

	Colonne1	40 keV	50 keV	60 keV	80 keV	100 keV	110 keV	120 keV	130 keV	140 keV
Apex	Moyenne GP11	9809	13470	15376	17384	18878	18703	18711	19139	19251
	Moyenne Action 4	13282	15211	16463	17462	18064	18338	18522	18466	18551
	Moyenne SP38	10140	12666	15014	16524	16693	17306	17157	17987	17039

Unités Hounsfield.

	Colonne1	40 keV	50 keV	60 keV	80 keV	100 keV	110 keV	120 keV	130 keV	140 keV
Apex	Moyenne GP11	2123	2678	2581	2963	3319	2914	3441	3600	3374
	Moyenne Action 4	2424	1948	1852	1639	1702	1742	1820	1694	1788
	Moyenne SP38	1956	2660	3538	3825	3693	4458	4302	4250	4319

Standard déviation.

Annexe 12 : Analyse du Centre des projectiles

	Colonne1	40 keV	50 keV	60 keV	80 keV	100 keV	110 keV	120 keV	130 keV	140 keV
Centre	Moyenne GP11	15345	21423	25346	28783	29659	29294	29890	29875	30392
	Moyenne Action 4	13022	14918	15939	17433	18166	18140	18693	18544	18598
	Moyenne SP38	13480	18406	21213	23469	25157	25674	25869	25979	26350

Unités Hounsfield.

	Colonne1	40 keV	50 keV	60 keV	80 keV	100 keV	110 keV	120 keV	130 keV	140 keV
Centre	Moyenne GP11	4318	3365	3259	2184	2757	3409	2601	2776	2036
	Moyenne Action 4	3057	2136	1599	1647	1698	1628	1835	1696	1693
	Moyenne SP38	2217	2944	3284	3557	3624	3786	3690	3689	3733

Standard déviation.

Annexe 13 : Analyse de la Base des projectiles

	Colonne1	40 keV	50 keV	60 keV	80 keV	100 keV	110 keV	120 keV	130 keV	140 keV
Base	Moyenne GP11	21243	25540	27671	28675	28320	28232	28171	27454	27947
	Moyenne Action 4	18732	17185	15811	15221	15030	14404	14151	14395	14316
	Moyenne SP38	18220	23054	24987	27525	28537	28834	28886	28911	28727

Unités Hounsfield.

	Colonne1	40 keV	50 keV	60 keV	80 keV	100 keV	110 keV	120 keV	130 keV	140 keV
Base	Moyenne GP11	5764	3455	4445	4585	5488	5716	6084	6917	6102
	Moyenne Action 4	2341	1665	1816	3168	3736	3644	3576	3992	3936
	Moyenne SP38	2678	2552	3495	3302	3060	2871	2714	3003	3280

Standard déviation.