

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE

Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique



Université Ibn-Khaldoun de Tiaret

Faculté des Sciences de la Matière

Département de Physique

Mémoire

Présenté Par :

Mekkari Aya

Khanoudj Khaoula

Pour obtenir le diplôme de

Master

Filière : Physique

Spécialité : **Physique Médicale**

Thème :

**Optimisation des paramètres d'acquisition en scanner et en IRM :
Réduction de la dose de rayonnement et amélioration de la qualité
d'image.**

Soutenance le : 29/06/2025

Devant le jury composé de :

Mr.AMMARI Abdelkader	Président	MCA	UNIV.Tiaret
Mr. LARABI Abdelkarim	Examineur	MCB	UNIV.Tiaret
Melle. MOKEDDEM Fatima	Encadrant	MCB	UNIV.Tiaret
Mr. SOUIDI Abed El Hakim	Invité	DR	UNIV.Tiaret

ANNEE UNIVERSITAIRE 2024/2025

Remerciement :

On remercie dieu le tout puissant de nous avoir donné la santé et la volonté d'entamer et de terminer ce mémoire.

Tout d'abord, ce travail ne serait pas aussi riche et n'aurait pas pu avoir le jour sans l'aide et l'encadrement de Dr. MOKEDDEM Fatima, on la remercie pour la qualité de son encadrement exceptionnel, pour sa patience, sa rigueur et sa disponibilité durant notre préparation de ce mémoire.

Nous exprimons également notre gratitude au membre du jury, Mr.AMMARI Abdelkader et Mr. LARABI Abdelkarim , qui nous a honorés en acceptant de juger ce travail et que nous remercions sincèrement pour le temps qu'ils y ont consacré.

Nous exprimons également notre profonde gratitude à M. HALIS Ladjel pour son accompagnement tout au long de notre parcours universitaire et pour le soutien qu'il nous a témoigné durant notre formation.

Nous adressons nos remerciements à M. SOUIDI Abed El Hakim pour ses idées précieuses et ses échanges enrichissants qui ont contribué à nourrir notre réflexion durant ce travail.

Notre remerciement s'adresse également à tous nos professeurs pour leurs générosités et la grande patience dont ils ont su faire preuve malgré leurs charges académiques et professionnelles.

Enfin nous tenons à remercier l'ensemble du corps enseignant de la filière de physique.

Dédicace :

À ceux qui ont quitté ce monde, mais dont l'ombre continue de m'accompagner,

À ceux dont les prières ont toujours été une source de bénédiction et de sérénité,

*À mon grand-père bien-aimé BAKIR et à ma grand-mère tendre FARIDA,
qu'Allah leur accorde Sa miséricorde et les accueille dans Son paradis.*

*Chaque pas dans ce parcours porte le souffle de leur amour,
et ce travail est le fruit de l'éducation noble qu'ils ont semée en nous...*

*À ma mère et mon père, sources de ma force et de ma chaleur, je vous adresse tout
l'amour du monde et une gratitude infinie, que les mots ne suffisent jamais à
exprimer.*

*À mes frères Loay et Kossay, vous êtes la joie de mon cœur et mes piliers dans cette
vie.*

*À mes deux oncles Brahim et Knino et ma tante chère à mon cœur, merci pour votre
présence bienveillante qui illumine mes journées.*

*À mon binôme Khaoula, merci pour ton soutien sincère et ton aide précieuse dans
la préparation de ce mémoire. Tu as été d'un grand secours dans les moments où
j'en avais le plus besoin.*

*À mes camarades et amis de parcours universitaire, ceux qui ont partagé avec moi
les efforts, les rires et les épreuves, cet accomplissement vous est également dédié.*

*Et à Adel, pour son soutien discret et ses encouragements constants tout au long de
ce chemin, je renouvelle mes remerciements pour ses paroles bienveillantes et ses
gestes inoubliables.*

*Et à moi-même... Pour toutes ces fois où j'ai voulu abandonner, mais où j'ai
continué malgré la fatigue, les doutes, et mes pensées trop bavardes. Merci d'avoir
tenu bon... même contre moi.*

Mekkhari Aya

Dédicace :

إلى روح جدتي الغالية

رحلتِ عن هذا العالم، لكنك ما زلتِ تسكنين قلبي ودعائي. كنتِ الحُسن الدافئ، والدعاء الجميل الذي يتصاعد في صمتك. أهديكِ هذا العمل عربون وفاء واشتياق، وأتمنى أن يصلك شعور الفخر من عالمك الهادئ.

إلى والدي العزيزين

شكراً لحبكما غير المشروط، لصبركما الواسع، ولدعمكما الذي لم ينقطع. كنتم دائماً النور الذي أضاء لي الطريق في لحظات التعب والضياع.

إلى إخوتي الأحبة

كنتم سندي، وضحتي التي تخفف الثقل، وكتفي الذي أستند إليه في صمت. أحبكم بلا حدود.

إلى عائلة عمي،

شكراً لحبكم الذي وسع قلبي، واحتضانكم الصادق، ولكل لحظة كنتم فيها إلى جانبي.

إلى رفيقة دربي آية

من تقاسمتُ معها التفاصيل، التعب، والانتصارات مهما كانت صغيرة. ممتنة لك لأنك كنتِ مرآتي ورفيقتي في هذه الرحلة.

إلى صديقتي نجاة

لقد كنتِ دائماً أكثر من مجرد صديقة، كنتِ الحضور الدافئ والكلمة الطيبة التي تخفف وطأة التعب. شكراً لوفائك، لصدقك، ولرفقتك التي كانت نعمة في هذا المشوار. وجودك بجانبني كان مصدر طمأنينة، ودعمك لا يُقدَّر بثمن.

إلى أصدقائي الأعزاء

شكراً لوجودكم الحقيقي في لحظات الإرهاق والصمت، ولابتساماتكم التي خففت عني ثقل الأيام. كنتم الدعم حين قلّ، والراحة حين اشتدّ الضغط. صداقتكم كانت نعمة وسط الفوضى، وذكراكم ستبقى محفورة في قلبي.

وأخيراً... إلى نفسي

لأنني لم أستسلم، رغم التعب، رغم الشكوك، رغم الانهيارات الصامتة. لأنني قاومت، وثابرت، ووصلت. هذا الإنجاز لك، وأنا فخورة بك.

Khanoudj khaoula

Liste des figures

Introduction

Figure 0-1 : Métriques d'évaluation et leur distribution	6
--	---

Chapitre 01 : Généralités sur l'imagerie médicale

Figure 1-1 : Les protons, constituant les noyaux d'hydrogène	15
Figure 1-2 : Orientation des protons sans champ magnétique	15
Figure 1-3: Mouvement de précession d'un proton soumis à un champ magnétique externe ...	16
Figure 1-4 : Influence des impulsions RF sur le vecteur d'aimantation	17
Figure 1-5 : Aimantation longitudinale et transversale	18
Figure 1-6 : Rayonnement de freinage	20
Figure 1-7 : Spectre du rayonnement de freinage	20
Figure 1-8 : Phénomène de collision	21
Figure 1-9 : Spectre d'émission complet	21
Figure 1-10 : Scanner CT industriel	22
Figure 1-11 : Schéma de principe de la TDM	23
Figure 1-12 : Échelle de Hounsfield	24

Chapitre 02 : Les paramètres influençant la dose et la qualité d'image

Figure 2-1 : Influence du kilovoltage (4 acquisitions d'un fantôme d'eau)	33
Figure 2-2 : Influence du kilovoltage avec contraste iodé	33
Figure 2-3 : Influence du milliampérage	34
Figure 2-4 : Illustration du pitch	36
Figure 2-5 : Résolution selon le champ de vue et la matrice	37
Figure 2-6 : Artefacts métalliques	39
Figure 2-7 : Artefacts dus aux électrodes ECG	41
Figure 2-8 : Artefacts liés à des implants métalliques rachidiens	41
Figure 2-9 : Artefacts de mouvement	42
Figure 2-10 : Artefact en anneau	42

<i>Figure 2-11 : Composants de base d'un IRM.....</i>	<i>46</i>
<i>Figure 2-12 : Position des bobines (shim, gradient, RF)</i>	<i>46</i>
<i>Figure 2-13 : Artefact de mouvement (IRM).....</i>	<i>47</i>
<i>Figure 2-14 : Artefact de mouvement cérébral (IRM)</i>	<i>48</i>
<i>Figure 2-15 : Artefacts de susceptibilité magnétique.....</i>	<i>48</i>
<i>Figure 2-16 : Autres artefacts de susceptibilité</i>	<i>49</i>
<i>Figure 2-17 : Artefact métallique (IRM)</i>	<i>49</i>
<i>Figure 2-18 : Artefact de repliement (aliasing)</i>	<i>51</i>
Chapitre 03 : Évaluation expérimentale des méthodes de débruitage	
<i>Figure 3-1 : Organigramme du processus de sélection de la méthode de débruitage optimale pour les images médicales CT.....</i>	<i>61</i>
<i>Figure 3-2 : Architecture du réseau DnCNN.....</i>	<i>66</i>
<i>Figure 3-3 :Schéma fonctionnel du modèle DnCNN.....</i>	<i>66</i>
<i>Figure 3-4 : Comparaison entre l'image CT Full Dose et sa version Low Dose simulée.....</i>	<i>69</i>
<i>Figure 3-5 : Résultats visuels des différentes méthodes de débruitage appliquées à l'image Low Dose.....</i>	<i>70</i>
<i>Figure 3-6 : Comparaison finale : Full Dose vs Low Dose vs DnCNN + filtre médian.....</i>	<i>71</i>
<i>Figure 3-7 : Histogramme comparatif des valeurs PSNR.....</i>	<i>72</i>
<i>Figure 3-8 : Histogramme comparatif des valeurs SSIM.....</i>	<i>73</i>
<i>Figure 3-9 : Histogramme comparatif des valeurs MSE</i>	<i>73</i>

Liste des tableaux :

Tableau 0.1 : Tableau comparatif des méthodes de débruitage d'images CT	7
Tableau 2.1 : Caractéristiques des examens TDM et IRM	55
Tableau 2.2 : Comparaison des caractéristiques principales entre l'IRM et le Scanner	56
Tableau 3.1 : Comparaison des performances des méthodes de débruitage.....	71
Tableau 3.2 : Résultats comparés avec la littérature.....	76

Liste des abréviations :

<i>IRM</i>	<i>Imagerie par Résonance Magnétique</i>
<i>TDM</i>	<i>Tomodensitométrie</i>
<i>CT</i>	<i>Computed Tomography</i>
<i>RF</i>	<i>Radiofréquence</i>
<i>TE</i>	<i>Temps d'Écho</i>
<i>TR</i>	<i>Temps de Répétition</i>
<i>FOV</i>	<i>Field of View (Champ de Vue)</i>
<i>ALARA</i>	<i>As Low As Reasonably Achievable</i>
<i>SNR</i>	<i>Signal to Noise Ratio</i>
<i>PSNR</i>	<i>Peak Signal to Noise Ratio</i>
<i>SSIM</i>	<i>Structural Similarity Index</i>
<i>MSE</i>	<i>Mean Squared Error</i>
<i>kV</i>	<i>Kilovoltage</i>
<i>mA</i>	<i>Milliampérage</i>
<i>ECG</i>	<i>Électrocardiogramme</i>
<i>RMN</i>	<i>Résonance Magnétique Nucléaire</i>
<i>IA</i>	<i>Intelligence Artificielle (Artificial Intelligence)</i>
<i>DnCNN</i>	<i>Denoising Convolutional Neural Network</i>
<i>CNN</i>	<i>Convolutional Neural Network</i>
<i>GAN</i>	<i>Generative Adversarial Network</i>
<i>U-Net</i>	<i>U-Net Neural Network</i>

Red-Net

Residual Network for Denoising

Db4

Daubechies 4 Wavelet

BM3D

Block-Matching and 3D Filtering

CCC

Concordance Correlation Coefficient

CNR

Contrast to Noise Ratio

DI

Dunn Index

IQR

Interquartile Range

NPS

Noise Power Spectrum

SE

Spin Echo

GRE

Gradient Echo

Table des matières

Introduction générale :	1
Etat de l'art sur les techniques de débruitage:	2
Introduction :	2
Méthodes de débruitage :	2
1.Méthodes classiques spatiales :	2
2.Transformée en ondelettes :	3
3.Méthodes itératives :	4
4.Méthodes basées sur l'apprentissage profond :	4
5.Méthodes classiques avancées et autres approches :	5
Évaluation des performances :	5
Justification du choix méthodologique adopté :	8
Conclusion :	9
Chapitre 01 : Généralités sur l'imagerie médicale.....	11
1.1 Introduction :	12
1.2 Historique et évolution de l'imagerie médicale :	12
1.2.1 La tomodensitométrie (TDM) :	12
1.2.2 L'imagerie par résonance magnétique (IRM) :	13
1.3 Principes de fonctionnement :	14
1.3.1 L'imagerie par résonance magnétique :	14
1.3.2 Scanner (rayonnement X) :	19
1.4 Effets biologiques des rayonnements ionisants (scanner) :	24
1.5 Risques liés à l'IRM :	25
1.6 Précaution et solution pour minimiser les risques :	26
1.7 Conclusion :	30
Chapitre 02 : Les paramètres influençant la dose et la qualité d'image.....	31
2.1. Introduction :	32
2.2. Scanner :	32
2.2.1. Paramètres d'acquisition en imagerie par scanner (CT) :	32
2.2.2. Facteurs influençant la qualité de l'image :	36
2.2.3 Artefacts en scanner :	38
2.3. IRM :	43
2.3.1. Paramètres influençant la qualité d'image :	43
2.3.2. Les antennes en IRM :	44

2.3.3. Artefacts en IRM :.....	46
2.4. Comparaison entre IRM et scanner : avantages et limites	51
2.5. Conclusion :	57
Chapitre 03 : Évaluation expérimentale des méthodes de débruitage.....	58
3.1 Introduction :.....	59
3.2 Démarche méthodologique pour le choix des méthodes optimales de débruitage :	59
3.2.1 Description des données :.....	62
3.2.2 Environnement de travail :	62
3.3 Méthodologie :	62
3.3.1 Le bruit :	62
3.3.2 Le bruit gaussien (Gaussian Noise) :.....	63
3.3.3 Le débruitage :	63
3.3.4 Critères d'évaluation :	66
3.4 Approche utilisée :	68
3.5 Resultats et discussion	69
3.5.1 Evaluation quantitative des performances.....	71
3.5.2 Discussion des résultats :	74
3.5.3 Comparaison avec les travaux antérieurs :	75
3.6 CONCLUSION :	77
Conclusion Générale :	78
Références bibliographiques.....	79

Introduction générale :

L'imagerie médicale constitue un pilier fondamental du diagnostic et du suivi thérapeutique moderne. Parmi les modalités les plus utilisées figurent la tomodensitométrie (TDM) et l'imagerie par résonance magnétique (IRM), qui permettent d'explorer le corps humain de manière non invasive.

La TDM, bien qu'efficace et rapide, expose le patient aux rayonnements ionisants, tandis que l'IRM offre une alternative sans radiation, mais reste sujette à divers artefacts. Dans le contexte actuel, la recherche en physique médicale s'oriente vers l'optimisation des paramètres d'acquisition et des techniques de traitement d'image, afin de réduire la dose tout en maintenant la qualité diagnostique.

Le premier chapitre de ce travail propose un survol général des principes physiques de l'imagerie médicale, avec un focus particulier sur la TDM et l'IRM, en retraçant leur évolution et leurs applications.

Le second chapitre s'attarde sur les paramètres techniques influençant la qualité d'image et la dose délivrée, en mettant en évidence l'importance de leur ajustement dans une approche de radioprotection.

Le troisième chapitre présente les principales méthodes de réduction du bruit, classées entre techniques classiques et approches modernes telles que les réseaux neuronaux. Enfin, le dernier chapitre est consacré à une étude expérimentale visant à comparer ces différentes méthodes appliquées à des images scanner cérébrales bruitées, en s'appuyant sur des métriques objectives (PSNR, SSIM, MSE) pour évaluer leur efficacité.

L'objectif global de ce mémoire est d'identifier la stratégie de débruitage la plus performante, capable d'assurer une qualité d'image satisfaisante tout en réduisant l'exposition aux rayonnements, et ce, dans une démarche d'amélioration continue de la pratique en imagerie médicale.

Etat de l'art sur les techniques de débruitage:

Introduction :

La tomodensitométrie (TDM) est une modalité d'imagerie médicale essentielle pour le diagnostic et le suivi de nombreuses pathologies. Toutefois, la nécessité de limiter la dose de rayonnement exposant les patients, en particulier dans les examens répétés, entraîne une augmentation du bruit dans les images.

Ce bruit, en altérant les contours et les textures fines, peut compromettre l'analyse visuelle et la fiabilité diagnostique. Dans ce contexte, la suppression du bruit tout en préservant les structures anatomiques pertinentes constitue un enjeu majeur.

Méthodes de débruitage :

1.Méthodes classiques spatiales :

Le débruitage des images CT s'effectue à l'aide de divers algorithmes, allant des filtres classiques aux techniques avancées basées sur l'intelligence artificielle. Parmi les approches conventionnelles, les filtres spatiaux simples tels que le filtre médian, le moyeneur gaussien et le filtre de Wiener sont souvent utilisés comme solutions de première intention en raison de leur simplicité et de leur rapidité d'exécution.

Dans ce contexte, Katta et al. (2024) ont mené une étude comparative afin d'évaluer l'efficacité de ces filtres appliqués à des images tomographiques bruitée par un bruit gaussien simulé, de moyenne nulle et dont l'écart-type varie entre $\sigma = 5$ et $\sigma = 20$.

Les performances ont été mesurées à l'aide des métriques classiques de qualité d'image, à savoir le PSNR (Peak Signal-to-Noise Ratio) et le SSIM (Structural Similarity Index). Pour un bruit de faible intensité ($\sigma = 5$), les résultats indiquent que le moyeneur gaussien n'atteint qu'un PSNR de 20,35 dB, traduisant une perte notable de qualité. En revanche, le filtre médian et celui de Wiener présentent des performances supérieures, avec des PSNR respectifs de 27,18 dB et 26,73 dB. En ce qui concerne la préservation des structures, le filtre de Wiener se montre légèrement plus performant ($SSIM \approx 0,8105$) que le filtre médian ($SSIM \approx 0,7827$) [1].

Ces résultats mettent en évidence les limites des filtres linéaires, tels que le gaussien, qui tendent à lisser excessivement les détails fins de l'image. À l'opposé, les filtres non linéaires comme le médian et le Wiener offrent un meilleur compromis entre atténuation du bruit et conservation des structures, même dans des conditions de bruit modéré ($\sigma = 5$).

2.Transformée en ondelettes :

Dans une étude publiée par Gungor (2021) dans la revue *Optik*, l'auteur met en lumière l'efficacité des fonctions d'ondelettes de la famille Daubechies pour le débruitage d'images CT fortement altérées par un bruit gaussien additif. Les expérimentations ont été conduites sur des images issues de la base de données SIRM, dégradées artificiellement par un bruit blanc gaussien avec deux niveaux d'écart-type ($\sigma = 30$ et $\sigma = 50$). Le processus de débruitage s'appuie sur la transformée en ondelettes discrète (DWT), suivie d'un seuillage soft utilisant la méthode BayesShrink, puis d'une reconstruction par transformée en ondelettes inverse (IDWT).

Parmi les différentes fonctions d'ondelettes évaluées, les fonctions db1, db2 et db3 ont été comparées. Les résultats montrent que la fonction db3 peut atteindre, pour un bruit modéré ($\sigma = 30$), un PSNR aussi bas que 28,042 dB et un indice β de 0,845,. Ces valeurs traduisent une capacité limitée de débruitage dans les cas les plus complexes, bien que la structure générale de l'image soit partiellement conservée.[2]

3.Méthodes itératives :

Dans l'étude menée par Katta et al. (2024), les auteurs ont évalué l'efficacité de plusieurs techniques de débruitage sur des images tomодensitométriques (CT) artificiellement dégradées par un bruit gaussien additif, avec des niveaux de bruit allant de $\sigma = 5$ à $\sigma = 20$. Parmi les méthodes testées figure le filtre gaussien, qui, bien qu'élémentaire, permet une amélioration notable des images bruitées. Pour un bruit de $\sigma = 20$, le filtre gaussien appliqué seul atteint un PSNR de 13,37 dB et un SSIM de 0,4590. En revanche, lorsqu'il est combiné à une stratégie de post-traitement dite method noise (basée sur un réseau de neurones convolutif), les performances s'améliorent significativement, atteignant un PSNR de 37,73 dB et un SSIM de 0,9536.

Bien que l'approche décrite ne soit pas itérative, elle reste conceptuellement proche de la méthode de lissage gaussien itératif utilisée dans notre travail, laquelle consiste à appliquer de manière répétée un filtrage gaussien avec un faible écart-type ($\sigma = 0,5$) sur plusieurs itérations. Cette stratégie simule une diffusion progressive du bruit, analogue à un lissage cumulatif, et vise également à atténuer le bruit tout en préservant au mieux les structures anatomiques. Les résultats obtenus dans notre étude présentent une évolution similaire, soulignant ainsi la pertinence du lissage gaussien comme méthode de référence pour le débruitage des images CT simulées à faible dose [1].

4.Méthodes basées sur l'apprentissage profond :

Dans le domaine du débruitage des images CT à faible dose, l'architecture DnCNN (Denoising Convolutional Neural Network), introduite par Zhang et al. (2017), s'est avérée particulièrement efficace. Cette méthode repose sur l'apprentissage profond par réseaux de neurones convolutifs avec une stratégie d'apprentissage résiduel, permettant au modèle de prédire directement le bruit présent dans une image bruitée, lequel est ensuite soustrait pour obtenir une image débruitée. Dans l'étude de Katta et al. (2024), DnCNN a été évaluée sur des images CT bruitées par un bruit gaussien additif avec différents niveaux d'intensité ($\sigma = 5, 10, 15, 20$). Les performances de débruitage ont été mesurées à l'aide des métriques PSNR et SSIM. Pour l'image CT1, le PSNR a atteint 26,97 dB pour $\sigma=5$, 21,34 dB pour $\sigma=10$, 17,82 dB pour $\sigma=15$ et 16,11 dB pour

$\sigma=20$. Les valeurs correspondantes de SSIM sont respectivement 0,8771, 0,7090, 0,5567 et 0,4651. Ces résultats démontrent que DnCNN conserve une bonne qualité de reconstruction même avec une augmentation du bruit, bien que ses performances décroissent face à des niveaux de bruit plus élevés. Cela confirme l'efficacité du DnCNN pour supprimer le bruit tout en préservant les structures de l'image dans le contexte médical, bien qu'il puisse être amélioré davantage par des approches hybrides [3].

D'autres architectures populaires comprennent :

- **U-Net**, particulièrement efficace pour préserver les détails fins grâce à ses connexions de saut.
- **Red-Net**, réseau résiduel profond adapté au débruitage.
- **GAN (Generative Adversarial Networks)**, qui génère des images débruitées réalistes en opposant un générateur à un discriminateur.
- **Transformers et modèles de diffusion**, techniques émergentes qui montrent un grand potentiel pour la modélisation fine du bruit et la reconstruction d'images.

5.Méthodes classiques avancées et autres approches :

Par ailleurs, d'autres techniques comme :

- **BM3D (Block-Matching and 3D filtering)**, qui exploite la similarité patch par patch dans l'image pour une réduction du bruit très performante,
- **Filtrage anisotrope**, qui effectue une diffusion sélective pour réduire le bruit sans lisser les contours,
- **Modèles statistiques Bayésiens**, qui modélisent explicitement la distribution du bruit et du signal, Complètent le panorama des méthodes de débruitage.

Évaluation des performances :

Dans le domaine du traitement d'images, l'évaluation de la qualité après débruitage est essentielle pour garantir la préservation des détails visuels tout en éliminant efficacement le bruit. Selon Yusra Al-Najjar (2024), les métriques objectives

telles que le MSE (Mean Squared Error), le PSNR (Peak Signal-to-Noise Ratio) et le SSIM (Structural Similarity Index) jouent un rôle fondamental dans l'évaluation de la performance des algorithmes de débruitage, en particulier dans les images simulées avec du bruit gaussien. Le MSE permet de quantifier l'erreur moyenne entre l'image originale et l'image débruitée, tandis que le PSNR, dérivé du MSE, fournit une mesure logarithmique de la qualité, couramment utilisée dans les contextes de compression et de restauration d'images. En revanche, le SSIM se distingue par sa capacité à modéliser la perception visuelle humaine en considérant la luminance, le contraste et la structure. Leur combinaison offre une évaluation complète : le MSE et le PSNR fournissent une base mathématique rigoureuse, tandis que le SSIM reflète davantage la qualité perçue visuellement. Ainsi, ces métriques sont cruciales pour valider l'efficacité des méthodes de débruitage face au bruit gaussien, où l'objectif est de supprimer les perturbations sans compromettre la fidélité visuelle de l'image [4].

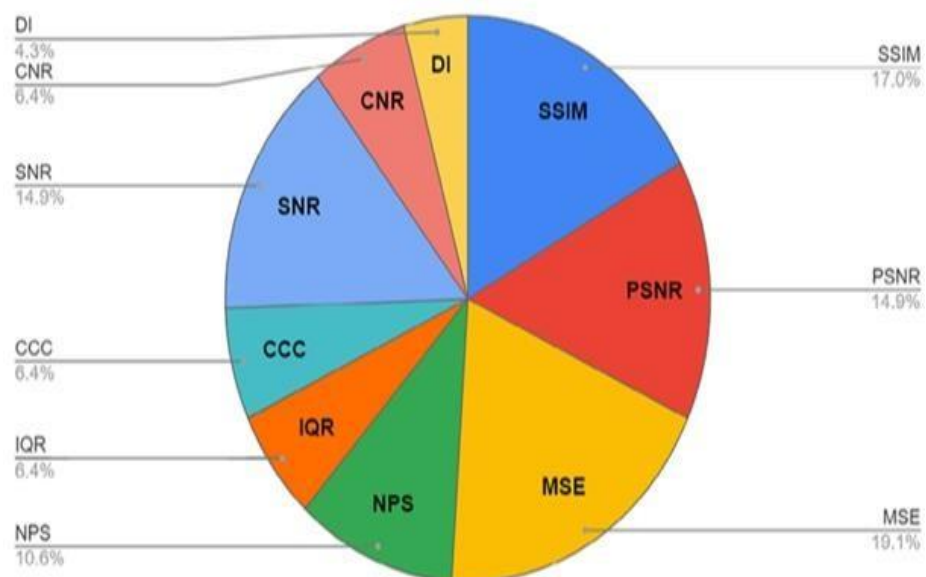


Figure 0.1 : Métriques d'évaluation et leur distribution. CCC, coefficient de corrélation de concordance ; CNR, rapport contraste/bruit ; DI, indice de Dunn ; IQR, interquartile ; MSE, erreur quadratique moyenne ; NPS, spectre de puissance du bruit ; PSNR, rapport signal de crete/bruit ; SNR, rapport signal/ bruit ; SSIM , indice de similarité structurale [5]

Méthode	Référence	Type	Images utilisées	PSNR (dB)	SSIM
Filtre moyen	Katta et al. (2024)	Filtrage spatial linéaire	CT simulées (bruit gaussien, $\sigma = 5$)	20.35	Non indiqué
Filtre médian	Katta et al. (2024)	Filtrage spatial non linéaire	CT simulées (bruit gaussien, $\sigma = 5$)	27.18	0.7827
Filtre de Wiener	Katta et al. (2024)	Filtrage fréquentiel adaptatif	CT simulées (bruit gaussien, $\sigma = 5$)	26.73	0.8105
Transformée en ondelettes (db3)	Gungor (2021)	Transformée discrète avec seuillage	CT simulées (bruit gaussien, $\sigma = 30$)	28,042	Non indiqué
DnCNN	Katta et al. (2024)	Réseau neuronal convolutif profond	CT simulées (bruit gaussien, $\sigma = 20$)	16.11	0.4651

Tableau 0.1 : Tableau comparatif des méthodes de débruitage d'images CT

Justification du choix méthodologique adopté :

L'étude des méthodes de débruitage appliquées aux images CT bruitées par un bruit gaussien simulé ($\sigma = 25$) met en évidence une progression claire entre les techniques classiques et l'intelligence artificielle. Dans notre projet, le choix des méthodes retenues repose sur une approche équilibrée tenant compte de la diversité des méthodes, de leur adéquation au contexte expérimental et de leur niveau de complexité algorithmique.

D'abord, l'implémentation des filtres classiques (moyenne, médian, Wiener) permet d'établir une ligne de base de performance, ces méthodes étant historiquement les plus utilisées dans le traitement d'images bruitées. Elles constituent un point de comparaison utile pour évaluer l'apport des approches plus avancées [6].

Ensuite, l'intégration de la transformée en ondelettes Daubechies 4 (db4) s'explique par son efficacité démontrée dans le débruitage multi-échelle d'images CT. Son adaptabilité au bruit gaussien, sa capacité à préserver les contours fins et sa faible complexité en font une solution intermédiaire pertinente entre les filtres simples et les réseaux profonds [7].

Par ailleurs, l'utilisation d'un lissage gaussien itératif s'inscrit dans une démarche inspirée des protocoles cliniques simulés. Cette méthode consiste à appliquer à plusieurs reprises un filtrage gaussien à faible écart-type, ce qui permet une atténuation progressive du bruit. Bien que simple dans sa mise en œuvre, cette approche offre un compromis intéressant entre efficacité de débruitage et préservation des structures, et constitue une alternative simulée aux techniques de reconstruction complexes utilisées en contexte réel de faible dose.

Enfin, le réseau neuronal DnCNN a été choisi pour représenter l'état de l'art du deep learning dans le débruitage d'images médicales. Son architecture résiduelle, sa spécialisation pour le bruit gaussien, et ses performances démontrées en termes de PSNR et SSIM, en font un candidat idéal pour évaluer les limites des méthodes classiques [8].

Ainsi, la méthodologie adoptée permet de comparer de manière rigoureuse des approches variées, allant de la plus simple à la plus avancée, tout en conservant un cadre d'analyse unifié basé sur des métriques objectives (PSNR, SSIM). Cette diversité méthodologique garantit la robustesse de l'évaluation et fournit des résultats exploitables dans des contextes cliniques ou expérimentaux variés.

Conclusion :

L'analyse comparative des différentes techniques de débruitage appliquées aux images CT simulées avec bruit gaussien met en évidence une hiérarchie claire en termes d'efficacité et de sophistication algorithmique. Les méthodes de filtrage classiques, telles que les filtres moyen, médian et de Wiener, bien qu'appréciées pour leur simplicité et leur faible coût computationnel, présentent des limites notables en matière de restitution des détails fins et de fidélité structurelle.

En revanche, les approches fondées sur la transformée en ondelettes, notamment celles utilisant les fonctions Daubechies, démontrent une capacité accrue à réduire le bruit tout en préservant les structures anatomiques, grâce à leur traitement multirésolution. Ces méthodes apparaissent ainsi comme une solution intermédiaire efficace entre les filtres conventionnels et les techniques d'intelligence artificielle.

Par ailleurs, les stratégies itératives, bien qu'élémentaires dans leur conception, révèlent un potentiel significatif lorsqu'elles sont intégrées à des processus hybrides combinant filtrage progressif et réseaux neuronaux. Ce couplage permet d'atteindre une qualité de reconstruction remarquable, en conciliant atténuation du bruit et préservation des détails.

Enfin, les modèles d'apprentissage profond, à l'instar du réseau DnCNN, s'imposent comme des solutions de pointe, capables d'apprendre les caractéristiques du bruit et de restituer une image débruitée de haute qualité. Leur efficacité demeure toutefois dépendante du niveau de bruit et de la qualité des données d'apprentissage.

En somme, cette étude met en évidence la pertinence d'une approche méthodologique diversifiée, combinant techniques classiques, transformées avancées et apprentissage

profond, afin d'optimiser le débruitage des images CT dans un contexte de faible dose. Cette complémentarité permet de répondre aux exigences diagnostiques tout en respectant les contraintes liées à la radioprotecti

CHAPITRE 01 : GENERALITES SUR L'IMAGERIE MEDICALE

1.1 Introduction :

L'imagerie médicale constitue un outil fondamental pour l'exploration non invasive des processus biologiques au sein des organismes vivants. Elle joue un rôle clé dans la compréhension des mécanismes physiopathologiques, facilitant ainsi le diagnostic, le pronostic et la prise en charge thérapeutique des maladies.

Les techniques d'imagerie médicale se subdivisent en deux grandes catégories : la radiologie et l'imagerie nucléaire. Elles reposent sur trois principaux principes physiques : l'utilisation des rayons X, des champs magnétiques ou des ultrasons.

Ce chapitre propose une vue d'ensemble des principales techniques d'imagerie médicale, en mettant l'accent sur leur évolution historique, leurs principes de fonctionnement et les risques associés à leur utilisation. Une attention particulière sera accordée aux techniques reposant sur les rayonnements ionisants, notamment l'imagerie par rayons X et le scanner, ainsi qu'aux précautions permettant de minimiser leurs effets biologiques.

1.2 Historique et évolution de l'imagerie médicale :

L'imagerie médicale regroupe l'ensemble des techniques permettant l'acquisition et la restitution d'images du corps humain en exploitant divers phénomènes physiques, tels que l'absorption des rayons X, la résonance magnétique nucléaire, la réflexion des ondes ultrasonores ou encore la radioactivité. Par ailleurs, certaines techniques d'imagerie optique, comme l'endoscopie, peuvent y être associées.[9]

Depuis les années 1970, une avancée significative a été marquée par l'apparition de la tomodensitométrie (TDM), communément appelée scanner à rayons X ou, en anglais, Computerized Tomography (CT) [10]. Cette technique a connu une évolution remarquable au fil des décennies, améliorant progressivement la qualité des images et l'efficacité des diagnostics médicaux.

1.2.1 La tomodensitométrie (TDM) :

La TDM repose sur l'utilisation des rayons X pour générer des images détaillées des structures internes du corps humain. Son principe trouve son origine dans les techniques de radiographie développées à la fin du XIXe siècle.

Les débuts révolutionnaires :[11]

- **1972** : Godfrey N. Hounsfield, en collaboration avec EMI, réalise le premier scanner cérébral, marquant le début de l'ère de la TDM.
- **1974** : Le premier scanner du corps entier est développé, élargissant considérablement les applications cliniques.
- **1979** : Godfrey Hounsfield et Allan MacLeod Cormack reçoivent le prix Nobel de médecine en reconnaissance de leur contribution déterminante dans ce domaine.

Les avancées technologiques :

- **1989** : Introduction de l'acquisition hélicoïdale, permettant une acquisition d'images plus rapide et continue.
- **1992** : Apparition des scanners à double coupe, réduisant le temps d'examen et améliorant la qualité des images.
- **1998** : Développement des scanners multi-barrettes, offrant une résolution d'image significativement améliorée et permettant des reconstructions tridimensionnelles de haute précision.

En résumé, la TDM est passée d'un outil initialement limité à l'imagerie cérébrale à une technologie avancée capable de fournir des images 3D d'une grande précision pour l'ensemble du corps humain

1.2.2 L'imagerie par résonance magnétique (IRM) :

L'IRM constitue une avancée majeure dans le domaine de l'imagerie médicale. Cette technique non invasive permet d'explorer le corps humain sans recours à des rayonnements ionisants. Elle repose sur la résonance magnétique nucléaire et permet d'obtenir des coupes anatomiques selon des plans d'acquisition librement orientables.

L'évolution de l'IRM peut être retracée à travers plusieurs étapes clés :[12]

- **1946** : La résonance magnétique nucléaire (RMN) est introduite par Felix Bloch (Stanford) et Edward M. Purcell (Harvard), qui reçoivent le prix Nobel de physique en 1952.

- **1950-1970** : La RMN est principalement exploitée en spectroscopie.
- **1971** : Raymond Damadian met en évidence des différences significatives entre les temps de relaxation T1 et T2 des tissus normaux et cancéreux, ouvrant ainsi la voie à des applications cliniques.
- **1973** : Paul C. Lauterbur produit les premières images de structures biologiques.
- **1975** : Richard Ernst améliore la qualité des images en perfectionnant la méthode d'encodage.
- **1976** : William Moore et Waldo Hinshaw réalisent les premières images de l'homme, tandis que Peter Mansfield développe une méthode d'imagerie ultra-rapide.
- **Années 1980** : L'IRM commence à être utilisée en pratique clinique.

Ainsi, l'IRM s'est progressivement imposée comme une technique de référence, complémentaire à la TDM, pour l'exploration approfondie des tissus mous et l'évaluation de pathologies variées.

1.3 Principes de fonctionnement :

1.3.1 L'imagerie par résonance magnétique :

L'imagerie par résonance magnétique (IRM) est une modalité d'imagerie diagnostique utilisée pour évaluer les structures anatomiques et les conditions pathologiques du corps humain. Elle est particulièrement performante pour la visualisation des tissus mous grâce à la sensibilité du signal au noyau d'hydrogène, très abondant dans le corps (environ 75 % d'eau).[13]

Les atomes d'hydrogène se comportent comme de petits aimants lorsqu'ils sont soumis à un champ magnétique intense. Cela permet leur alignement selon le champ et leur activation par une onde de radiofréquence (RF), d'où leur rôle fondamental en IRM[14].

Magnétisme Nucléaire et Moment Magnétique des Protons :[15]

Les noyaux d'hydrogène présents en abondance dans le corps humain possèdent un moment magnétique intrinsèque, résultant de la rotation de leurs protons sur eux-mêmes, comme illustré dans la Figure 1-1. Cette propriété est essentielle en IRM, car ces protons se

comportent comme de minuscules aimants susceptibles d'interagir avec un champ magnétique externe, comme représenté dans la Figure 1-2.

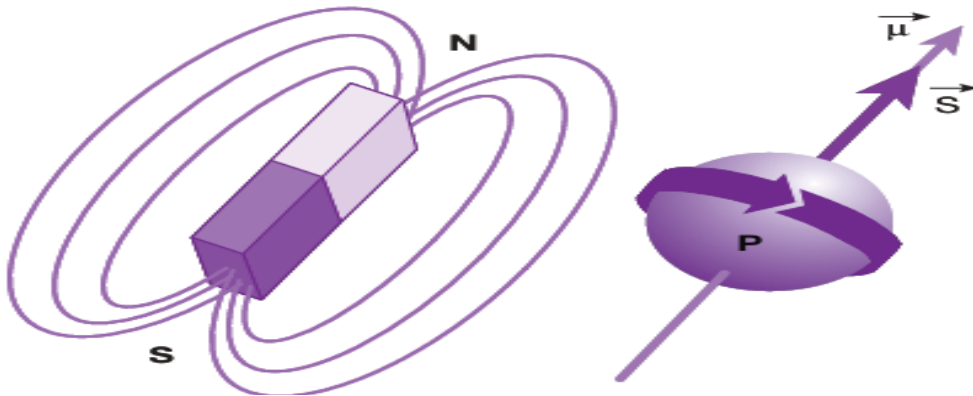


Figure 1-1: Les protons, constituant les noyaux d'hydrogène, possèdent une charge électrique positive. Ils jouent un rôle fondamental dans la structure des atomes et les interactions électromagnétiques

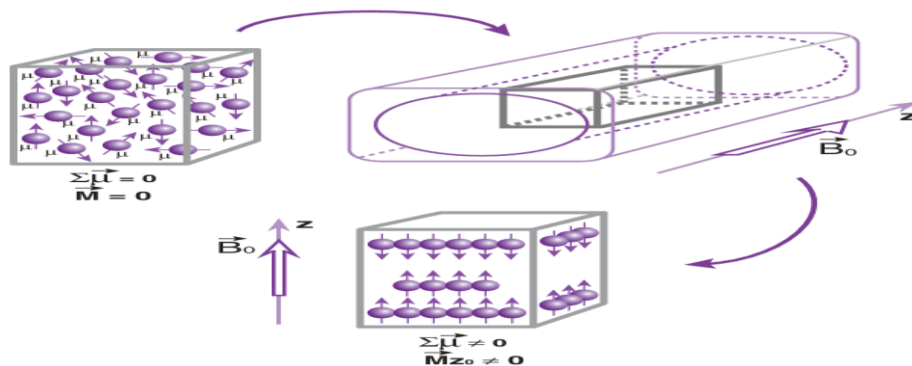


Figure 1-2 : En l'absence d'un champ magnétique externe, les protons présents dans un échantillon tissulaire adoptent une orientation aléatoire, répartie dans toutes les directions

Lorsqu'un individu est placé dans un champ magnétique intense (B_0), ces protons s'alignent selon deux orientations énergétiquement distinctes :

- **État de basse énergie** : aligné parallèlement au champ, plus fréquent (distribution de Boltzmann).
- **État de haute énergie** : aligné antiparallèlement, moins fréquent, nécessitant un apport énergétique pour être atteint.

Cette répartition asymétrique est à l'origine du **signal IRM** détectable.

Principe de Résonance Magnétique Nucléaire (RMN) : [16]

Lorsqu'une onde de radiofréquence (RF) à la **fréquence de Larmor** est appliquée, elle excite les protons et les fait basculer vers un état énergétique plus élevé. Cette fréquence est définie par :

$$\omega_0 = \gamma B_0 \quad (1.1)$$

Où :

- ω_0 est la fréquence angulaire de précession (en rad/s).
- γ est le rapport gyromagnétique du proton (en MHz/T).
- B_0 est l'intensité du champ magnétique externe (en Tesla).

À l'arrêt de l'impulsion RF, les protons retournent progressivement à leur état fondamental, émettant ainsi un signal détectable et exploitable pour la reconstruction d'images.

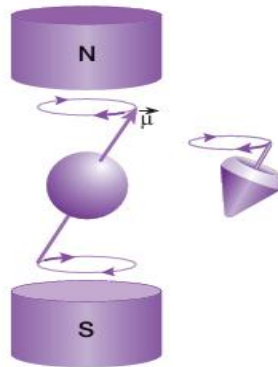


Figure 1-3 : Mouvement de précession d'un proton soumis à un champ magnétique externe

Excitation des Protons en IRM : [17]

a) État d'Équilibre Initial :

Avant l'application de l'impulsion RF, les protons se trouvent dans un état d'équilibre dicté par le champ B_0 . La somme des moments magnétiques des protons crée une aimantation longitudinale $\vec{M}_{Z_0}$, orientée selon l'axe du champ magnétique.

b) Application de l'Impulsion de Radiofréquence :

L'application d'une onde RF, à la fréquence de Larmor, provoque une excitation des protons, entraînant :

- Un basculement des spins, réduisant l'aimantation longitudinale $\vec{M}_z$.
- L'apparition d'une aimantation transversale $\vec{M}_{xy}$, génératrice du signal détecté.
- Une mise en phase des protons, qui précèdent alors de manière synchronisée.

L'angle de bascule de l'aimantation est déterminé par la durée et l'intensité de l'impulsion radiofréquence (RF). Une impulsion RF de 90° déplace entièrement l'aimantation dans le plan transverse, produisant une composante $\vec{M}_{xy}$ maximale et annulant $\vec{M}_z$. En revanche, une impulsion de 180° entraîne une inversion complète de la composante longitudinale $\vec{M}_z$.

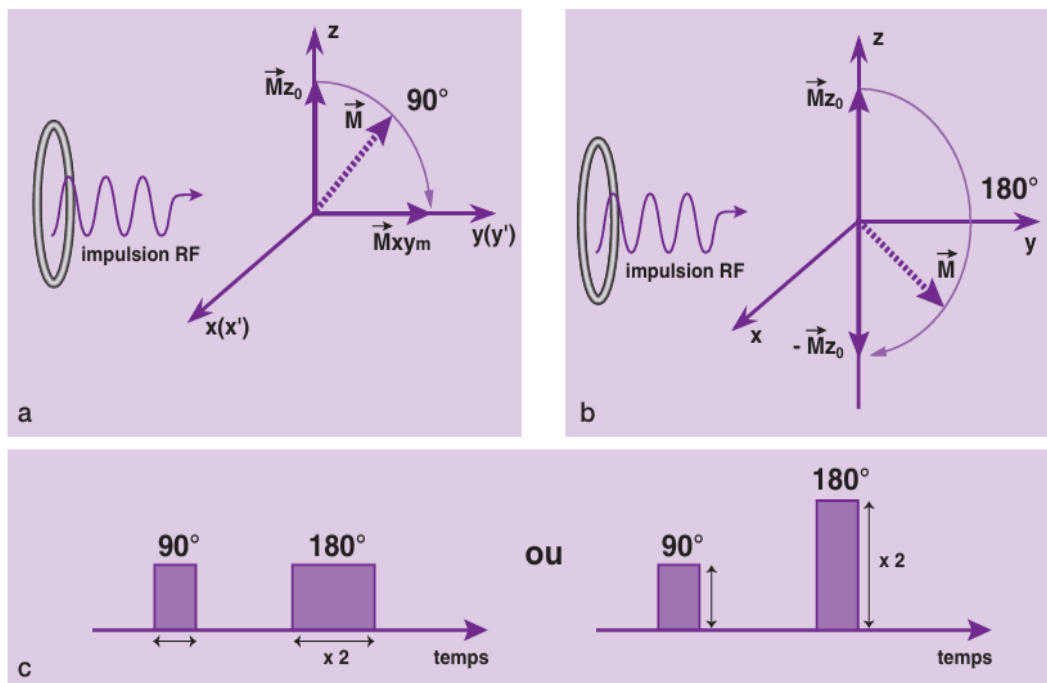


Figure 1-4 :Influence des impulsions RF sur le vecteur d'aimantation macroscopique

Retour à l'État d'équilibre (Relaxation) : [18]

Après l'arrêt de l'impulsion RF, les protons retournent spontanément à leur état d'origine selon deux mécanismes distincts :

a. Relaxation Longitudinale (T1) :

Ce phénomène, également appelé récupération de l'aimantation longitudinale, correspond au retour progressif des protons à l'état fondamental d'énergie basse. Il est caractérisé par une constante de temps T1, propre à chaque tissu, qui influence le contraste des images IRM.

b. Relaxation Transversale (T2) :

Parallèlement, l'aimantation transversale $\vec{M}_{xy}$ décroît en raison du déphasage progressif des protons sous l'effet des interactions magnétiques intermoléculaires. Cette décroissance est caractérisée par la constante T2, qui varie en fonction de la composition et de la structure du tissu examiné.

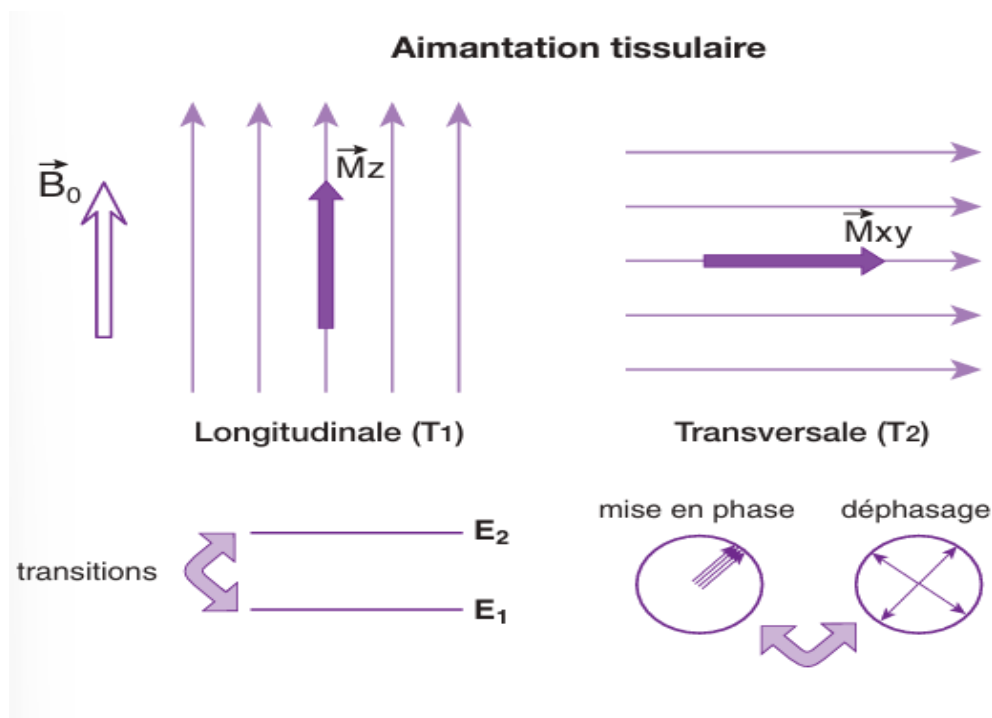


Figure 1-5 : L'aimantation longitudinale $\vec{M}_z$, alignée avec $\vec{B}_0$, (associée à la relaxation T1), et l'aimantation transversale $\vec{M}_{xy}$, perpendiculaire à $\vec{B}_0$ (associée à la relaxation T2). L'établissement et la disparition de ces aimantations résultent

1.3.2 Scanner (rayonnement X) :

Production de rayon X :

La différence de potentiel entre le filament cathodique et la cible anodique d'un tube à rayons X est directement fixée par la valeur du kilovoltage (kV) sélectionnée, paramètre déterminant l'amplitude du champ électrique accélérant les électrons. L'énergie cinétique acquise par les électrons dans le champ électrique cathode-anode est calculée par $E = eV$, où E représente la charge électrique d'un électron (une constante égale à $1,60 \times 10^{-19}$ C) et V la différence de potentiel cathode-anode [19]. Il convient de noter que bien que la différence de potentiel cathode-anode puisse être exprimée en termes de kilovoltage pic (Kvp), en réalité, le kilovoltage varie en fonction de la qualité du redressement du courant électrique alimentant le tube. Seule une petite fraction des électrons est accélérée par le champ électrique maximal, et pour cette fraction, l'énergie cinétique des électrons, exprimée en kiloélectronvolts (keV), est équivalente au Kvp (par exemple, pour une ddp de 100 Kvp, cette fraction des électrons acquiert une énergie cinétique de 100 keV). En revanche, le reste des électrons acquiert une énergie cinétique inférieure à 100 keV, et l'énergie cinétique moyenne des électrons traversant le tube pour un Kvp de 100 est d'environ 70 keV. [20]

Les photons X considérés comme "utiles" pour le radiodiagnostic (radiographie par projection et scanographie) ont des énergies allant de 10 à 130 keV. Ces photons sont générés par deux mécanismes principaux : le freinage et le phénomène de collision.

- **Rayonnement de freinage :**

La déviation de la trajectoire d'un électron incident à proximité d'un noyau atomique résulte de l'attraction exercée par la charge positive nucléaire. Lors de ce passage, l'électron subit une accélération centripète importante et émet une partie de son énergie sous forme d'un photon : c'est le mécanisme de « rayonnement de freinage » ou Bremsstrahlung. L'énergie du photon émis dépend de la distance minimale entre l'électron et le noyau ; elle peut varier continûment de zéro (lorsque l'électron passe à grande distance) jusqu'à l'énergie cinétique initiale E_i de l'électron (passage très proche du noyau). La distribution spectrale de ces photons présente une prédominance marquée des basses énergies, puisqu'il est beaucoup plus fréquent qu'un électron ne s'approche faiblement du noyau que très près. En milieu radiographique, le Bremsstrahlung ne représente qu'une faible fraction (environ 0,1 % à 1 %) du rayonnement total comparé au rayonnement de fluorescence (caractérisé par l'émission de photons X de raies

discrètes), si bien que la majeure partie de l'interaction électron-matière se traduit par un dégagement thermique plutôt que par une production de photons X. Enfin, l'émission Bremsstrahlung confère au faisceau de rayons X un caractère polyénergétique (ou polychromatique), c'est-à-dire un spectre continu de photons de différentes énergies (longueurs d'onde)[21]

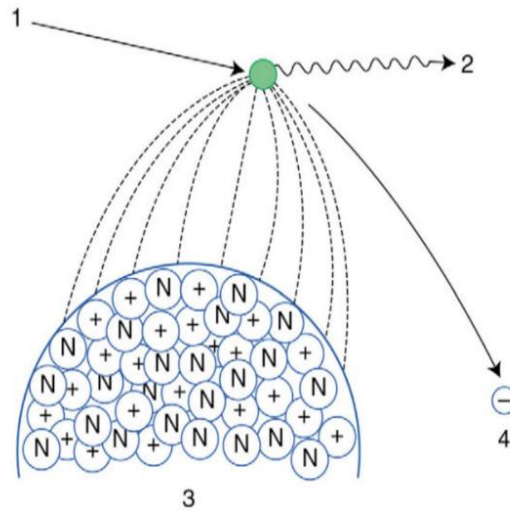


Figure 1-6 : Rayonnement de freinage : La charge positive du noyau des atomes de tungstène, constituant la cible anodique (3), induit un freinage (2) et une déviation (4) des électrons issus du filament (1), accélérés sous l'effet de la différence de potentiel

En résumé, le freinage et la déviation des électrons sont des phénomènes significatifs dans le processus de rayonnement de freinage.

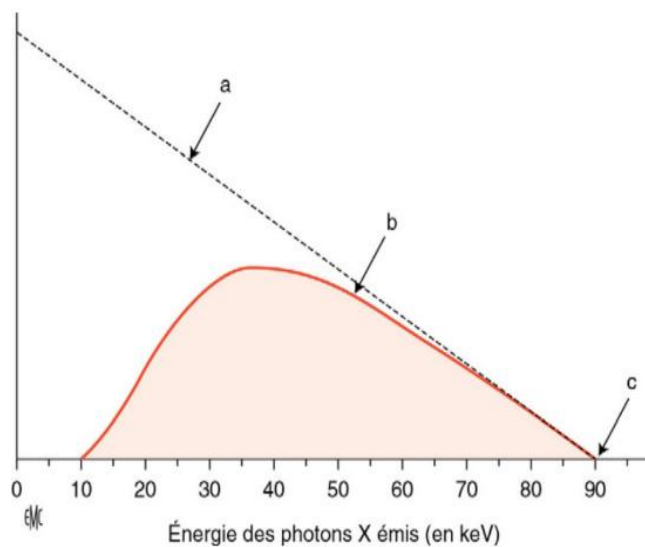


Figure 1-7 : Spectre du rayonnement de freinage

- **Le rayonnement caractéristique (phénomène de collision) :**

Le rayonnement caractéristique apparaît lorsqu'un électron incident, doté d'une énergie suffisante, éjecte un électron d'une sous-couche interne de l'atome cible, créant ainsi une vacance électronique. La recombinaison d'un électron d'une couche supérieure pour combler ce vide libère un photon X dont l'énergie, strictement définie, correspond à la différence des énergies de liaison entre les deux niveaux électroniques. Au spectre, ce processus se manifeste par des maxima étroits et bien distincts — les raies caractéristiques — dont les positions énergétiques sont propres à chaque élément chimique[22], comme illustré dans la Figure 1-8.

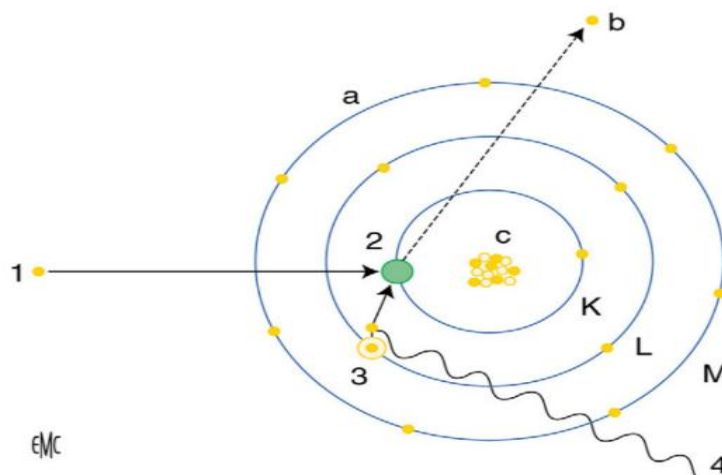


Figure 1-8 : Phénomène de collision Les interactions entre les électrons du tube à rayons X (1) et les électrons périphériques des atomes de tungstène de la cible anodique (2, 3) entraînent l'expulsion d'électrons des couches internes (ayant une énergie de liaison élevée).

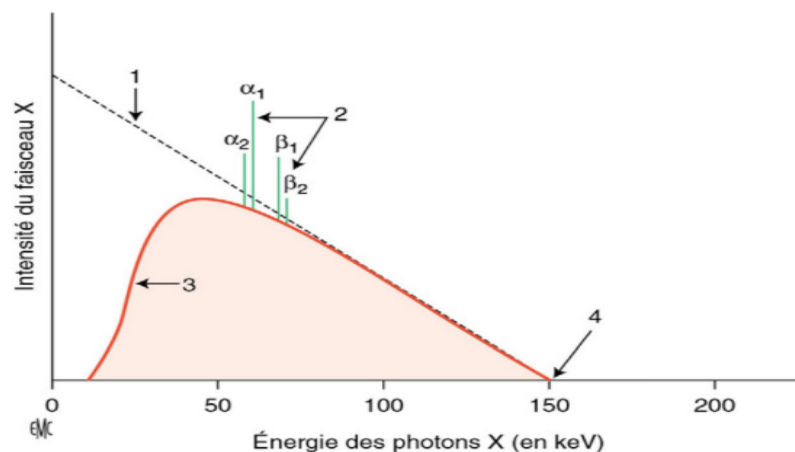


Figure 1-9 : Spectre d'émission complet: Il combine le spectre continu du rayonnement produit par le freinage (1), après filtration des photons X « mous » (3), et le spectre de raies (2), caractéristique du métal constituant la cible anodique.

Configuration du système CT :

Les systèmes CT se composent d'une source de rayons X, d'une table rotative, d'un détecteur à rayons X et d'une puissante unité de traitement des données pour calculer, afficher et analyser les résultats de mesure, comme illustré dans la Figure 1-10.

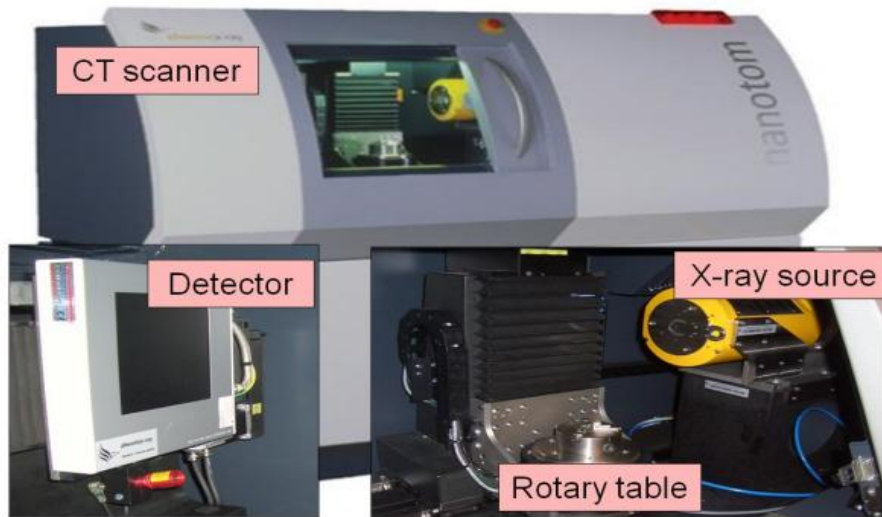


Figure 1-10 : Scanner CT industriel à faisceau conique [GE Phoenix|Nanotom à rayons X]

L'acquisition d'un grand nombre de projections linéaires d'une coupe transversale permet la reconstruction informatique de l'objet examiné. Ces projections sont obtenues en faisant tourner un tube à rayons X et son ensemble de détecteurs autour du patient, le volume à imager étant interposé entre la source et la chaîne de détection. Au passage à travers les tissus, le faisceau X subit une atténuation (absorption et diffusion) variable selon la densité, la composition atomique et l'énergie du rayonnement. La tomodensitométrie (TDM) exploite ainsi la transmission différentielle des rayons X pour mettre en évidence les contrastes de densité au sein de l'organe étudié. Dans le cas d'un faisceau monochromatique traversant un matériau homogène, l'atténuation suit la loi de Lambert–Beer, liant de manière exponentielle l'intensité transmise à l'épaisseur et au coefficient d'absorption du milieu.[23]

$$I = I_0 e^{-\mu L} \quad (1.2)$$

Avec :

I_0 : flux de photons incidents

I : flux de photons transmis

L : épaisseur du matériau traversé (en cm)

μ : coefficient d'atténuation linéique du milieu (en cm^{-1})

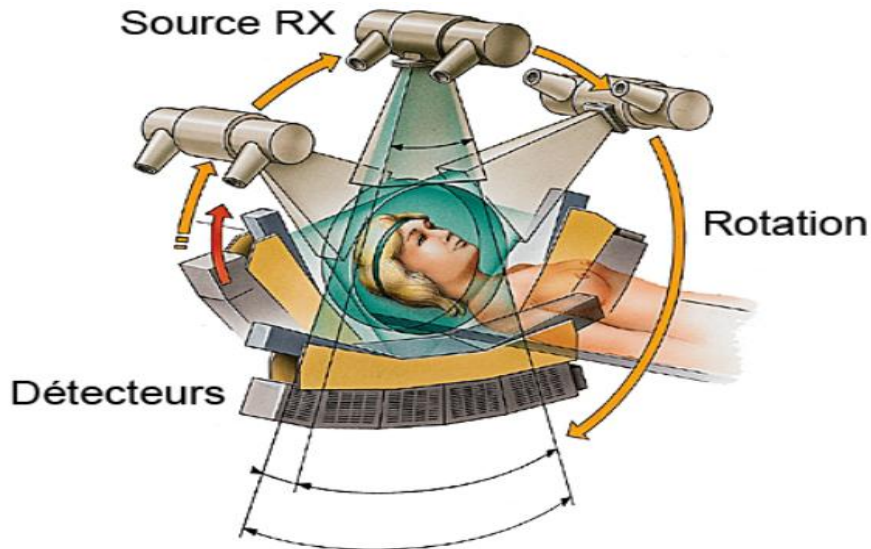


Figure 1-11 : Schéma de principe de la TDM

Les systèmes de tomodensitométrie industriels peuvent être classés en macroscopes pour les grands systèmes de tomodensitométrie et en microsystemes pour les petits objets de mesure. En utilisant des tubes à rayons X avec de petits points focaux et en plaçant l'objet près du foyer, un grossissement géométrique est obtenu par micro-CT. La résolution de la micro CT est limitée - entre autres choses - par la taille du foyer. Dernièrement, des sources de rayons X avec des tubes à rayons X à nanofocus (c.-à-d. des points focaux inférieurs à $1\ \mu\text{m}$) ont été disponibles et élargiront le spectre de la tomodensitométrie industrielle à l'avenir à des objets de plus petite taille.[24]

Absorption des rayons X :[25]

L'absorption des rayons X par les matériaux traversés dépend principalement de leur composition chimique. Les tissus mous, tels que la graisse et le sang, présentent un pouvoir absorbant similaire à celui de l'eau, avec des coefficients d'absorption très proches. En revanche, les structures osseuses contiennent des atomes plus lourds, leur conférant une capacité d'absorption comparable à celle de l'aluminium.

L'image obtenue en tomographie est représentée sous forme d'une matrice de coefficients d'absorption ponctuels. Une échelle de mesure, développée par Hounsfield, permet de quantifier ces valeurs :

$$N = \frac{\mu_{tissu} - \mu_{eau}}{\mu_{eau}} \quad (1.3)$$

Où :

N : représente le nombre d'unités Hounsfield,

μ_{tissu} : Est le coefficient d'absorption du tissu étudié,

μ_{eau} : Correspond au coefficient d'absorption de l'eau, soit $0,203 \text{ cm}^{-1}$

Dans cette échelle, l'air est associé à une valeur de -1000 unités Hounsfield, l'eau à 0, et l'os dense à +1000, comme illustré dans la Figure 1-12. Les valeurs d'absorption des différents tissus anatomiques selon l'échelle de Hounsfield sont présentées dans le tableau 01. Ces valeurs sont établies pour une énergie moyenne de 70 keV, avec une tension de crête de 120 kV. Toutefois, elles restent indicatives et peuvent fluctuer en fonction des conditions de mesure et des caractéristiques des patients examinés.

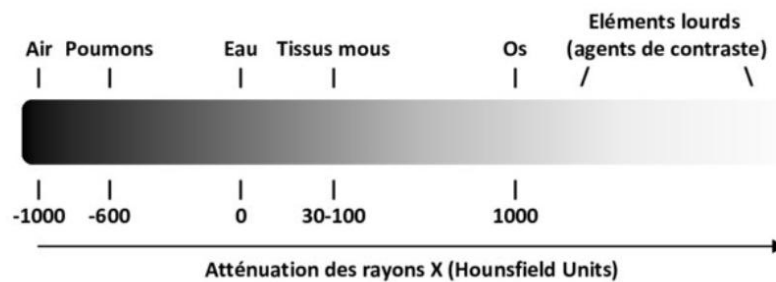


Figure 1-12 : Échelle de Hounsfield.

1.4 Effets biologiques des rayonnements ionisants (scanner) :

Effets des rayonnements ionisants sur le fœtus et l'enfant :

Chez la femme enceinte, l'exposition du fœtus dépend de la dose absorbée, particulièrement en présence de tératogènes [26]. Avant 14 jours de conception, l'exposition peut provoquer un échec d'implantation ou un avortement [27]. Entre la 2^e et la 8^e semaine, période d'organogenèse, le risque de malformations, surtout neurologiques, est élevé [28-30].

De la 8^e à la 15^e semaine, le fœtus reste très sensible à cause de la prolifération neuronale [31]. Après la 25^e semaine, le système nerveux devient plus résistant [32].

Les conséquences possibles incluent des malformations, des pertes de grossesse, un retard mental ou de croissance [33]. Le risque de malformations est d'environ 3 %, et de fausse couche 15 %, selon les antécédents [34].

Risque de cancer lié aux rayonnements ionisants :

L'exposition aux rayonnements ionisants entraîne la production de radicaux libres, provoquant un stress oxydatif qui endommage gravement l'ADN nucléaire et les macromolécules cellulaires, favorisant ainsi le développement de cancers. À fortes doses, cette exposition peut entraîner une division cellulaire incontrôlée et des symptômes de syndrome d'irradiation aiguë tels que la coagulopathie, la fièvre, les troubles immunitaires et neurologiques [35].

La leucémie fut le premier cancer associé à l'exposition aux radiations, observée chez les enfants et les adultes après les bombardements d'Hiroshima et Nagasaki [36]. D'autres types de cancers comme ceux du sein, du côlon et des poumons ont également été signalés, avec une incidence accrue chez les enfants [37].

Le risque de leucémie lymphoïde chronique (LLC) reste faible au Japon, mais cette pathologie est plus fréquente en Europe [38]. La LLC a été observée chez les patients atteints de cancer de la prostate, les mineurs d'uranium et les travailleurs exposés à Tchernobyl, même sans exposition directe aux radiations [39].

1.5 Risques liés à l'IRM :

L'imagerie par résonance magnétique (IRM) est une technique non invasive largement utilisée en médecine diagnostique. Toutefois, elle présente certains risques qu'il convient de prendre en compte :

Effets biologiques des champs électromagnétiques en IRM

Le champ magnétique statique peut provoquer une élévation de la température cutanée, une induction électrique et des effets cardiaques tels qu'une augmentation de l'amplitude de l'onde T. Il pourrait également affecter les neurones. Toutefois, ces effets biologiques n'ont pas été prouvés comme étant dangereux à des intensités de champ inférieures à 3 Tesla. Lorsque le champ dépasse 2 Tesla, certains patients peuvent ressentir des vertiges, des maux de tête ou une stimulation des nerfs périphériques.[40]

Effets des ondes RF en IRM :

Les champs de radiofréquence (RF) en IRM représentent une source majeure de préoccupations en raison de leur capacité à induire un échauffement tissulaire via le dépôt d'énergie. Ce phénomène peut entraîner des effets physiologiques tels que des altérations du débit cardiaque. Les organes thermosensibles, comme les yeux et les testicules, sont particulièrement surveillés, bien qu'aucun effet nocif n'ait été scientifiquement prouvé à ce jour. Une vigilance accrue est néanmoins recommandée chez les patients porteurs d'implants métalliques non ferromagnétiques, en raison du risque potentiel d'échauffement localisé.[41]

1.6 Précaution et solution pour minimiser les risques :

Le principe ALARA en radioprotection :

Le principe ALARA, acronyme de l'expression anglaise *As Low As Reasonably Achievable*, se traduit en français par « aussi bas qu'il est raisonnablement possible ». Ce principe fondamental en radioprotection vise à réduire l'exposition aux rayonnements ionisants au niveau le plus faible possible, tout en tenant compte des facteurs économiques, techniques et sociaux. Il ne s'agit donc pas seulement de respecter les limites réglementaires de dose, mais d'aller au-delà en optimisant les pratiques afin de minimiser toute exposition inutile, en particulier dans les domaines médical et industriel.[42]

Ce concept a émergé dans le cadre du Projet Manhattan dans les années 1940 et a été officiellement intégré par la Commission Internationale de Protection Radiologique (ICRP) en 1977. Il repose sur trois principes fondamentaux :[43]

1. **Principe de justification** : « Aucune pratique ne doit être entreprise à moins que son introduction n'apporte un bénéfice net positif ».
2. **Principe d'optimisation** : « Toutes les expositions doivent être maintenues au niveau le plus bas raisonnablement possible, en tenant compte des facteurs économiques et sociaux » (principe ALARA : *As Low As Reasonably Achievable*).
3. **Principe de limitation des doses individuelles** : Il garantit que la dose équivalente reçue par un individu ne dépasse pas les limites recommandées par la CIPR (*Commission Internationale de Protection Radiologique* – ICRP en anglais).

L'application du principe ALARA est cruciale dans le domaine médical, notamment en radiodiagnostic et en radiothérapie, afin de limiter l'exposition des patients et des professionnels tout en garantissant une qualité d'image diagnostique optimale.

La radioprotection des patients en milieu médical :

La radioprotection des patients est une composante essentielle de la pratique médicale moderne, notamment dans les domaines de l'imagerie médicale et de la radiothérapie. Outils et dispositifs de suivi

Les professionnels de santé jouent un rôle central dans cette démarche. Les équipes médicales et paramédicales sont formées à la bonne utilisation des équipements, à l'application des protocoles optimisés, ainsi qu'à la surveillance des paramètres techniques liés à l'exposition.[44]

La radioprotection moderne repose sur l'utilisation d'outils de mesure et de suivi des doses délivrées. De nombreux systèmes permettent aujourd'hui de collecter automatiquement les données dosimétriques au cours des examens ou traitements. L'intégration de ces données dans les systèmes d'information hospitaliers ou les dossiers médicaux électroniques permet un suivi individualisé de l'exposition des patients. Des initiatives internationales, comme celles menées par l'Agence internationale de l'énergie atomique (AIEA), encouragent le développement de solutions numériques pour tracer l'historique d'exposition des patients à l'échelle nationale ou transfrontalière.[45]

Radioprotection au bloc opératoire :

- **La durée d'exposition** : plus le temps d'exposition est long, plus la dose absorbée est importante [46].
- **La distance** : La dose de rayons X reçue par l'opérateur varie considérablement en fonction de la distance qui le sépare de la source de rayonnement. Conformément à la loi de l'inverse du carré de la distance, cette dose décroît de manière exponentielle à mesure que la distance augmente [47]. Autrement dit, plus le personnel se tient éloigné du patient au moment de l'émission des rayons X, plus la quantité de rayonnement diffusé en direction de l'opérateur est réduite.

Les travaux d'Alonso et al. ont démontré qu'une distance de 2 mètres entre l'opérateur et la source permet une réduction significative de l'irradiation, et qu'au-delà de cette distance, la dose reçue devient inférieure à 1 microsievert par procédure [48].

Recommandations pratiques :

Pour renforcer la culture de radioprotection dans le bloc opératoire, il est recommandé de :[49]

- a) Surveiller les indicateurs lumineux signalant l'émission de rayons X afin d'éviter toute entrée sans protection.
- b) Réduire la durée d'utilisation de l'amplificateur de brillance au strict nécessaire.
- c) S'éloigner autant que possible du tube à rayons X pendant son fonctionnement. Le personnel non essentiel peut quitter la salle, tandis que le personnel proche doit se placer du côté de l'amplificateur pour les clichés de profil, et positionner le tube sous la table pour les clichés antéropostérieurs.
- d) Utiliser des équipements de protection collective : paravents plombés mobiles, tabliers fixés à la table opératoire, écrans suspendus au plafond pour protéger la tête.
- e) Porter des protections individuelles adéquates : blouses plombées, cache-thyroïdes, lunettes et gants plombés.

Mesures de sécurité dans la zone de contrôle de l'IRM :

Afin de garantir la sécurité des patients, du personnel soignant et du matériel, des précautions strictes doivent être appliquées dans la zone de sécurité entourant la salle d'imagerie par résonance magnétique (IRM).

- **Accès à la salle d'examen :[50]**

- a) Toute personne souhaitant entrer dans la salle d'examen doit faire l'objet d'un dépistage préalable afin de détecter la présence éventuelle d'objets ferromagnétiques mobiles, susceptibles d'être attirés violemment par le champ magnétique.
- b) La porte de la salle d'examen doit rester fermée en permanence, sauf lors des entrées et sorties encadrées.
- c) Aucun patient ne doit être laissé sans surveillance à l'intérieur de la salle de l'aimant.

- **Politique de dépistage préalable :[51]**

Tous les centres doivent mettre en place une politique de dépistage systématique, incluant la vérification de la présence de :

- Stimulateurs cardiaques (pacemakers) ;
- Corps étrangers métalliques intra-oculaires ;
- Dispositifs ou prothèses métalliques ;
- Implants cochléaires ;
- Possibilité de grossesse précoce.
- Objets personnels :(Montres, cartes bancaires ; Les objets non amovibles, tels que les attelles ou orthèses, doivent faire l'objet d'un contrôle rigoureux à l'aide d'un aimant portatif manuel, afin de s'assurer de leur compatibilité avec l'environnement IRM.

1.7 Conclusion :

L'imagerie médicale, qui comprend une gamme variée de techniques telles que la radiologie et l'IRM, s'avère être un instrument fondamental pour l'exploration non invasive du corps humain et l'analyse des processus physiopathologiques. Son évolution incessante, allant des premiers scanners à rayons X jusqu'aux avancées contemporaines en IRM, a entièrement transformé le diagnostic et la gestion thérapeutique des maladies. Toutefois, bien que ces méthodes présentent des avantages significatifs, il est crucial de considérer les risques associés, notamment ceux liés à l'exposition aux rayonnements ionisants et aux champs magnétiques. L'application systématique du principe ALARA, ainsi qu'une examination minutieuse des antécédents médicaux des patients, sont indispensables pour réduire ces risques et assurer la sécurité des examens. En optimisant les protocoles et en sensibilisant le personnel médical, il devient possible d'exploiter pleinement le potentiel offert par l'imagerie médicale tout en préservant la santé des patients.

CHAPITRE 02 : LES PARAMETRES INFLUENÇANT LA DOSE ET LA QUALITE D'IMAGE

2.1. Introduction :

Dans le contexte de l'évolution rapide des technologies d'imagerie médicale, la nécessité de concilier qualité d'image optimale et réduction de la dose délivrée au patient s'est imposée comme une priorité incontournable. Que ce soit en tomодensitométrie (CT) ou en imagerie par résonance magnétique (IRM), l'optimisation des paramètres d'acquisition repose sur une compréhension fine de leur influence sur le rendu diagnostique et la sécurité du patient. Ce chapitre se propose d'analyser de manière approfondie les principaux facteurs impactant la qualité de l'image et la dose d'irradiation, tout en mettant en lumière l'importance de la gestion des artefacts et le rôle des dispositifs d'acquisition, notamment les antennes en IRM, dans l'amélioration de la performance diagnostique.

2.2. Scanner :

2.2.1. Paramètres d'acquisition en imagerie par scanner (CT) :

a) Le paramètre Kilovoltage Peak (KVp) :

Le kilovoltage (kV) correspond à l'énergie des photons produits au sein du faisceau de rayons X. Il est généralement compris entre 70 et 140 kV. La baisse du kilovoltage est à l'origine d'une réduction importante de la dose (par exemple, en gardant les autres paramètres constants, la baisse du kilovoltage de 120 à 80 kV réduit la dose délivrée d'un facteur 2,2 [52]) mais est aussi à l'origine d'une augmentation du bruit [53](Figure 2- 1). Une réduction trop importante du kV peut aussi être à l'origine d'artéfact de durcissement du faisceau. Par contre, la réduction du kV améliore le contraste des images réalisées avec injection de produit de contraste iodé car l'abaissement de l'énergie moyenne du faisceau favorise d'absorption des photons X par effet photo-électrique et cela d'autant plus que l'énergie des rayons X est proche du pic de fluorescence de l'iode[54] (Figure 2- 2).

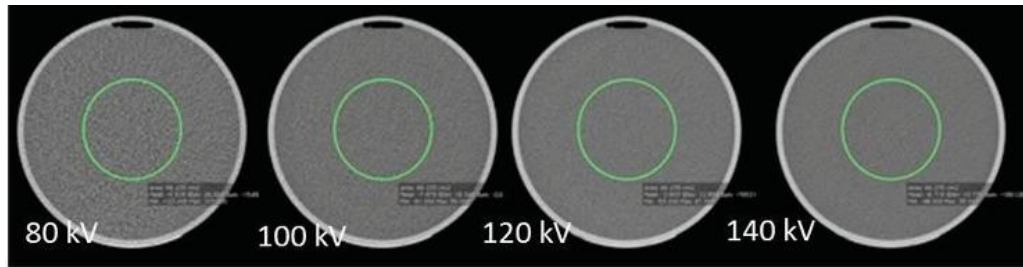


Figure 2- 1 : Exemple de l'influence du kilovoltage à partir de quatre acquisitions d'un fantôme d'eau avec des valeurs de kV croissant (80, 100, 120 et 140 kV) et en gardant les autres paramètres d'acquisition constants. En diminuant le kV de 120 à 80 Kv la dose est réduite d'un facteur 2,2 mais le bruit augmente.

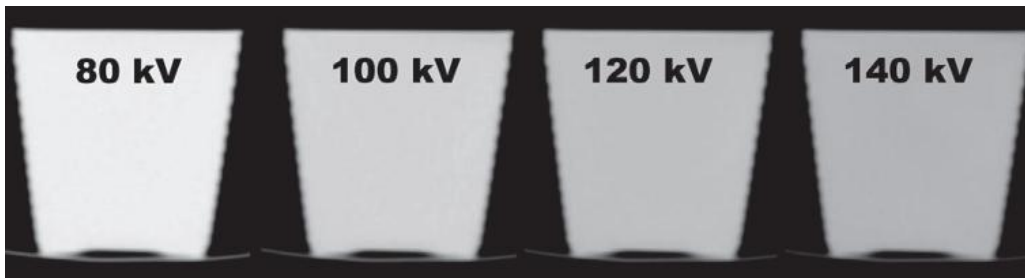


Figure 2-2 : l'évaluation de l'influence du kilovoltage en présence d'un agent de contraste iodé, des acquisitions ont été effectuées à l'aide d'un échantillon composé de 100 mL d'eau et de 5 mL d'IOMERON 400®. Le protocole expérimental consistait à faire varier le kilovoltage (80, 100, 120 et 140 kV) tout en maintenant constants les autres paramètres d'acquisition. Les résultats mettent en évidence une augmentation progressive des valeurs d'atténuation à mesure que le kilovoltage diminue.

b) Le paramètre milliampérage (mAs) :

Au cours de l'acquisition en imagerie médicale, l'un des paramètres principaux et modulables par l'utilisateur est le milliampérage (mA). Le milliampérage correspond à l'intensité du courant traversant le tube à rayons X, déterminant ainsi la quantité de photons émis dans le faisceau. Une augmentation du mA entraîne une élévation proportionnelle de la dose de rayonnement administrée au patient, tout en réduisant le bruit de l'image, ce dernier étant inversement proportionnel au carré du milliampérage. Une optimisation rigoureuse de ce paramètre est donc essentielle pour assurer un équilibre entre qualité d'image et minimisation de la dose[55]

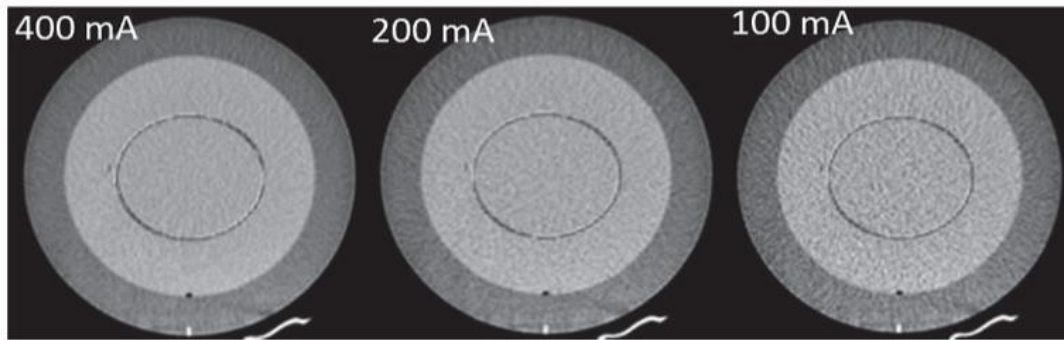


Figure 2- 3 :Exemple de l'influence du milliampérage à partir de trois acquisitions d'un fantôme d'eau avec des valeurs de milliampérage décroissant (400, 200 et 100 mA) et en gardant les autres paramètres d'acquisition constants. Notez la dégradation de la qualité d'image avec une augmentation du bruit quand le milliampérage diminue

L'optimisation du milliampérage doit également tenir compte du morphotype du patient. En effet, la quantité de photons X requise pour maintenir une qualité d'image constante varie en fonction de l'épaisseur corporelle. Afin d'ajuster de manière plus précise le mA aux caractéristiques morphologiques des patients, des techniques de modulation automatique du milliampérage ont été développées au début des années 2000. Ces systèmes permettent une adaptation dynamique du courant en fonction de l'atténuation traversée, contribuant ainsi à une meilleure balance entre qualité d'image et réduction de dose.[56]

c) Collimation primaire :

La collimation primaire est définie par la largeur du faisceau de rayons X à la sortie du tube. Elle détermine l'épaisseur nominale de la coupe en mode d'acquisition monocoupe, avec des valeurs généralement comprises entre 1 mm et 10 mm.. En mode d'acquisition multicoupe, la collimation primaire dépend du nombre de coupes et de l'épaisseur individuelle de chaque coupe. Actuellement, les valeurs de collimation peuvent varier de 1 mm (permettant l'acquisition de 2 coupes de 0,5 mm chacune) jusqu'à 32 mm (correspondant à 4 coupes de 8 mm chacune).[57]

d) Pitch :

Le pitch est défini comme le rapport entre le déplacement de la table pendant une rotation (d) et la largeur de la collimation du faisceau de rayons X (c) (Equation 1). Le déplacement de la table (d) est, quant à lui, exprimé comme le produit de la vitesse de déplacement de la table (v) par le temps nécessaire à une rotation complète du tube à rayons X (t) (Equation 2).[58]

$$pitch = \frac{d}{c} \quad (1)$$

$$d = v \cdot t \quad (2)$$

Le choix du pitch est toujours un compromis entre la vitesse d'acquisition, la dose reçue par le patient et la résolution de l'image. Il est utile de considérer un pitch de 1 comme point de départ (Figure 4). Un pitch de 1 signifie qu'il n'y a pas de lacunes dans la zone couverte par le faisceau de rayons X et qu'aucun tissu n'est exposé plus d'une fois. Augmenter le pitch au-delà de 1 entraîne l'apparition de lacunes dans la couverture du faisceau de rayons X, de sorte que certains tissus reçoivent beaucoup moins de radiation. Bien que cela puisse entraîner des lacunes complètes dans l'image en mode d'acquisition axial, en raison de l'interpolation des données, ces lacunes dans le balayage hélicoïdal signifient simplement que les estimations sont moins précises. En principe, cela peut être utilisé pour réduire la dose, à condition que la qualité de l'image reste suffisante, et l'augmentation du pitch permet une couverture plus rapide de l'anatomie. Par exemple, c'est une option intéressante pour l'angioscanner thoracique, où les exigences en matière de résolution sont moindres que pour un angioscanner cérébral, mais où une couverture rapide d'une grande section anatomique est nécessaire. À l'exception de l'imagerie cardiaque, il est rare d'utiliser un pitch inférieur à 1, mais cela peut être utile pour des examens nécessitant un haut niveau de détail, comme les scanners des os temporaux. Avec un pitch faible, il y a un chevauchement du faisceau de rayons X sur le corps, ce qui entraîne une augmentation de la dose dans ces zones. Cependant, cet échantillonnage supplémentaire permet une mesure plus précise des valeurs d'atténuation et une réduction du bruit. Un pitch faible nécessite également plus de temps pour couvrir la même anatomie.[11]

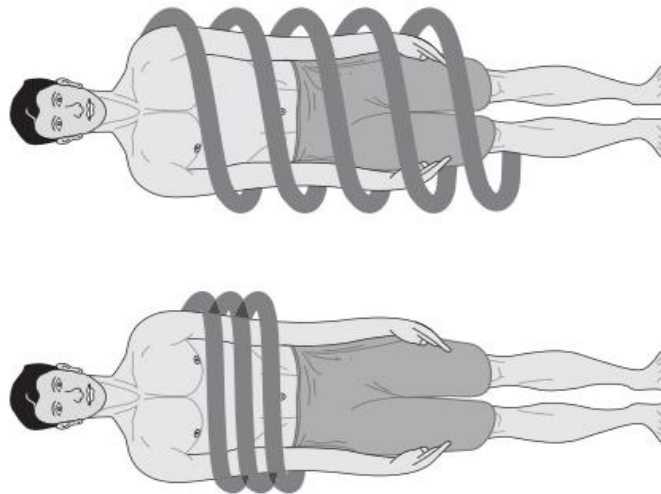


Figure 2- 4 : illustration montre les larges écarts entre les enroulements du faisceau de rayons X lorsqu'un pitch élevé est utilisé (image du haut) par rapport à un pitch faible (image du bas). Elle illustre également pourquoi une couverture anatomique beaucoup plus large est possible dans le même temps avec un pitch plus grand

2.2.2. Facteurs influençant la qualité de l'image :

L'ajustement des paramètres techniques permet de contrôler la qualité de l'image, notamment en réduisant le bruit et en améliorant le contraste et la résolution spatiale. Une attention particulière doit être portée à la modulation de dose pour éviter une exposition excessive tout en maintenant une qualité diagnostique suffisante.

a) La résolution spatiale :

La résolution spatiale correspond à la capacité d'un système d'imagerie à distinguer de petits objets ou à séparer deux structures rapprochées sur une image. On parle également de pouvoir séparateur. Une faible résolution spatiale entraîne un étalement du signal et la création d'un flou autour des structures représentées, dégradant ainsi la netteté de l'image.[59]

Pour améliorer la résolution spatiale on peut : [60]

- Diminuer la taille du FOV associée ou non à une augmentation de la taille de la matrice pour des voxels de taille réduite.
- Augmenter la tension (kV).

- Diminution de l'épaisseur de la reconstruction. Pour un petit FOV (inférieur à 8x8cm), les pixels doivent avoir des côtés mesurant entre 70 et 125 μ m pour permettre un diagnostic en endodontie (une spécialité de la dentisterie qui s'occupe du diagnostic, du traitement et de la prévention des maladies de la pulpe dentaire (le nerf de la dent) et des tissus autour de la racine). Pour des FOV plus grands, des pixels entre 150 et 250 μ m sont suffisants pour la majorité des autres diagnostics.

La résolution spatiale pour un FOV donné est proportionnelle au nombre de voxel et inversement proportionnelle à leur taille

En revanche la qualité de l'image ne dépendra pas uniquement que de la taille du voxel. Les autres paramètres influant sur la qualité de l'image sont :

- La taille du foyer à rayon X (de 0,5 à 0,6mm).
- La taille du capteur (résolution du voxel d'acquisition de 50 μ m à 125 μ m).
- Le nombre de paires de lignes (de 4 à 10l/mm).
- Les niveaux de gris (de 12 à 16 bits).
- La résolution de l'écran de visualisation. Les écrans en ultra-haute résolution (3840x2160 pixels) sont à privilégiés par rapport aux écrans full HD (1920x1080 pixels).

Il faut distinguer la résolution spatiale réelle qui dépend du détecteur et la résolution spatiale visuelle qui dépendra du logiciel d'exploitation (performance, filtres de reconstruction...) et du système d'affichage (ordinateur, carte graphique, écran...).

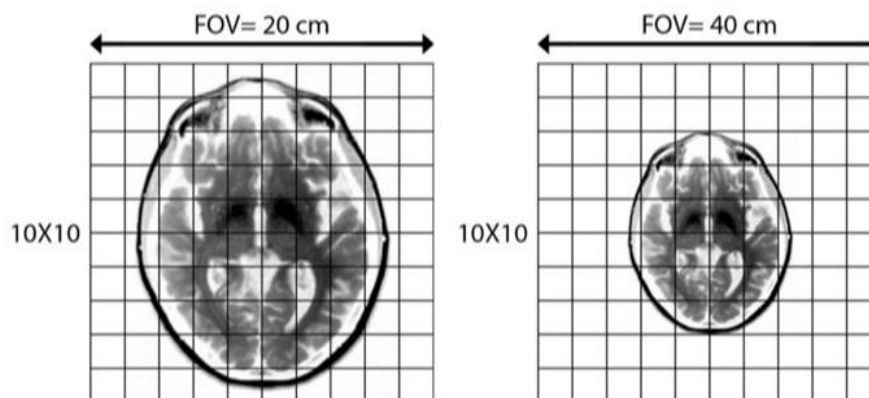


Figure 2- 5 :Résolution d'une image en fonction du champ de vue (FOV) et la matrice

b) Le contraste : [61]

Le contraste est la capacité d'un système à distinguer deux structures à la densité proche. Celui-ci peut être augmenté en modifiant le rapport signal/bruit. La qualité d'image et la pertinence du diagnostic sont liées au contraste.

Les paramètres influençant le contraste sont :

- L'intensité du courant (mA).
- La taille du voxel en élargissant le FOV et/ou en diminuant la taille de la matrice.
- L'épaisseur de reconstruction

Il sera majoré en diminuant les kilovolts et en augmentant les milliampères.

c) Bruit :

Le bruit image correspond aux variations aléatoires de l'intensité du signal, susceptibles d'altérer la visibilité des structures anatomiques. Il est principalement influencé par les mAs, un niveau plus élevé permettant d'améliorer le rapport signal sur bruit. Toutefois, une augmentation excessive des mAs entraîne une élévation non négligeable de la dose de rayonnement, justifiant l'utilisation de techniques de réduction de bruit basées sur des algorithmes de reconstruction avancés. [62]

2.2.3 Artefacts en scanner :

Les artefacts d'image sont des images idéales qui ne sont pas connectées à des doses couramment utilisées et sont des fausses déclarations de distorsions et de propriétés systématiques.

Différentes apparences des artefacts d'image :

Il existe plusieurs sortes d'artefacts en TDM : de mouvement, métalliques, ... Les plus typiques et les plus fréquents, sont traités ici :

a) Artéfacts de détection/étalonnage :

L'apparition d'anneaux, de bandes ou d'artefacts au centre peut se produire lorsqu'un ou plusieurs canaux du détecteur ne sont pas correctement corrigés pendant le processus de reconstruction de l'image. Les canaux centraux du détecteur sont particulièrement sensibles aux erreurs. L'étalonnage et les corrections des canaux centraux doivent être à moins de 0,05 % pour éviter les artefacts au centre. Des erreurs peuvent se produire si les étalonnages de routine sont ignorés, si un canal du détecteur présente une dérive excessive ou si de petites particules ou imperfections existent dans les mécanismes de collimation et de filtrage pré-patient. Ces types d'artefacts peuvent indiquer que le système nécessite un étalonnage ou une maintenance[63]

b) Les artefacts métalliques :[64]

Les artefacts métalliques sont le plus souvent causés par le durcissement du faisceau ou par le rayonnement diffusé. Ils peuvent se caractériser par la présence de plages de perturbations hypodenses, plus ou moins intenses (zones d'ombre, bandes sombres) de stries radiaires noires ou blanches qui sont centrées sur la structure métallique. (Figure 2- 6)

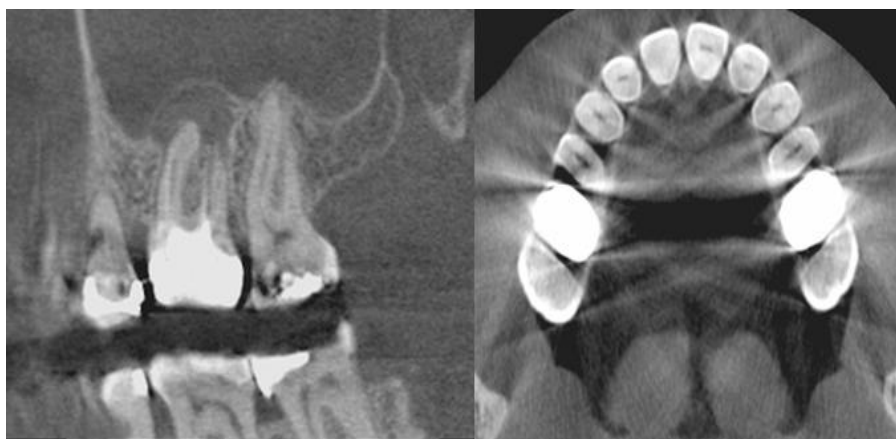


Figure 2- 6 : Artefacts métalliques

Afin de minimiser la survenue des artefacts métalliques en imagerie, il est essentiel de retirer, avant l'acquisition, tous les objets métalliques amovibles situés dans le champ d'exploration. Cela inclut notamment les prothèses dentaires amovibles, les piercings, les bijoux, ainsi que les lunettes.

Les artefacts métalliques peuvent se manifester sous diverses formes, parmi lesquelles:

1. **L'effet de bord** : Ce phénomène se caractérise par un liseré noir entourant des structures à forte densité, telles que les implants dentaires, les prothèses orthopédiques (ex. : vis, plaques, tiges métalliques, implants dentaires, Clips chirurgicaux, stérilet contraceptif, la sonde urinaire...), ou encore certains matériaux de comblement osseux contenant des particules métalliques. Ce contraste marqué avec les tissus avoisinants, notamment l'os alvéolaire, peut être réduit voire éliminer en ajustant le contraste de l'image au cours du post-traitement.
2. **Les artefacts métalliques coronaires** : Résultant du durcissement du faisceau aux abords de structures denses comme les couronnes métalliques ou céramo-métalliques, ces artefacts se manifestent par des bandes hyperdenses (blanches) ou hypodenses (noires), parfois agencées en motif de « feu d'herbe », limités à la hauteur de la couronne.
3. **Les artefacts radiculaires** : Observés en présence de dispositifs intra-radiculaires tels que les tenons métalliques, les inlay-cores ou les cônes d'argent. Ces artefacts peuvent simuler des fractures horizontales de la racine. Le diagnostic différentiel repose sur l'analyse précise de l'orientation du trait, son extension éventuelle au-delà des limites radiculaires, et l'évaluation de l'élargissement éventuel de l'espace desmodontal. Toutefois, cette distinction reste délicate en pratique clinique.
4. **Autres artefacts métalliques** : Certains artefacts peuvent produire de fausses images lacunaires, susceptibles de mimer une lésion carieuse ou une résorption coronaire ou radiculaire.

Ces faux positifs sont fréquemment observés à proximité de restaurations métalliques telles que les amalgames dentaires.

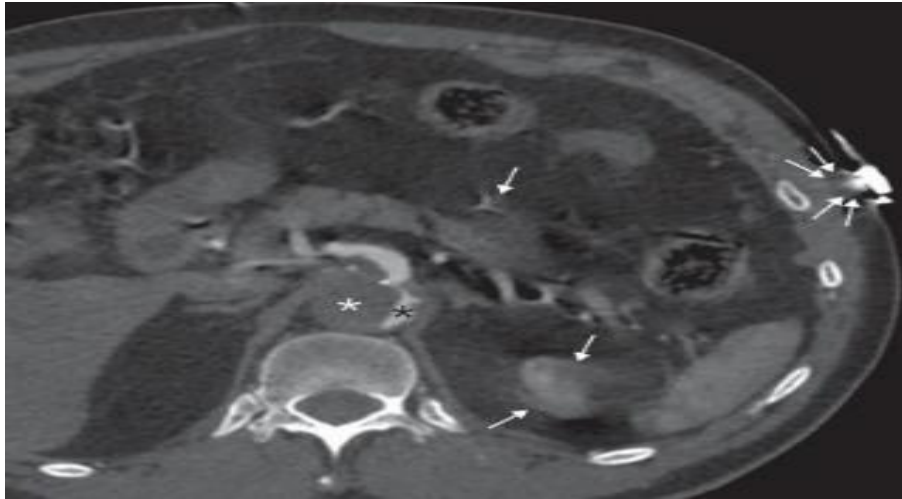


Figure 2- 7 : Dissection aortique sur TDM thoraco-abdomino-pelvienne (coupe axiale à l'étage abdominal). Les électrodes du scope ECG posées sur la peau sont responsables d'artefacts métalliques (doubles flèches).

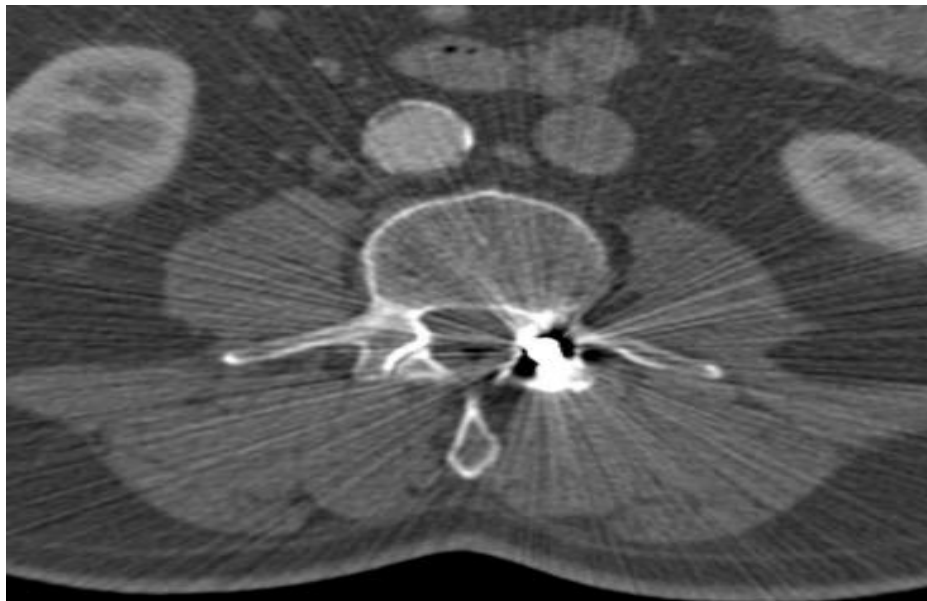


Figure 2- 8 : Images TDM d'un patient avec des implants métalliques rachidiens

c) Mouvement du patient :

Les artefacts de mouvement du patient sont causés par le mouvement d'un organe (tel qu'un artefact de mouvement du l'abdomen lors du la respiration ou le mouvement du patient. Ce dernier peut provoquer des ombres, des flous, de fausses caractéristiques et/ou des stries. Le déplacement de l'anatomie du patient pendant la collecte des données d'acquisition provoque des incohérences qui violent l'intégrité mathématique du processus de reconstruction. L'augmentation des vitesses d'acquisition et/ou de la fonction de

synchronisation anatomique peut aider à minimiser ces artefacts avec un coût de bruit d'image accru.[63]

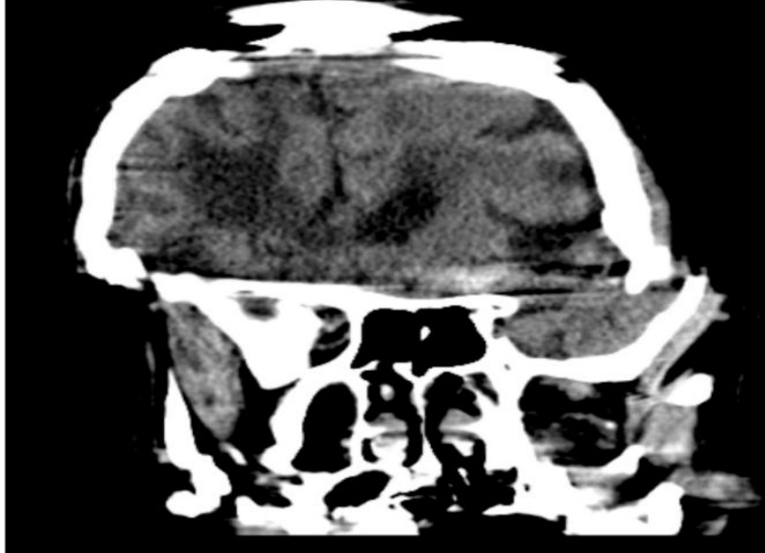


Figure 2- 9: Mouvement du patient (Cuete D, CT brain with severe motion artifact. Case study, Radiopaedia.org (Accessed on 28 Apr 2025))

d) Un artefact en anneau (ring) :

Un élément de détecteur mal calibré ou défectueux peut créer un artefact en anneau en tomodensitométrie (CT), apparaissant comme un cercle clair ou sombre centré sur l'axe de rotation. Ce phénomène peut parfois simuler une pathologie, comme une lésion au niveau du tronc cérébral. La cause principale de cet artefact est une mauvaise calibration ou un défaut d'un élément du détecteur. La solution consiste généralement à recalibrer le détecteur. Cependant, dans certains cas, il peut être nécessaire de remplacer l'élément défectueux.[65]

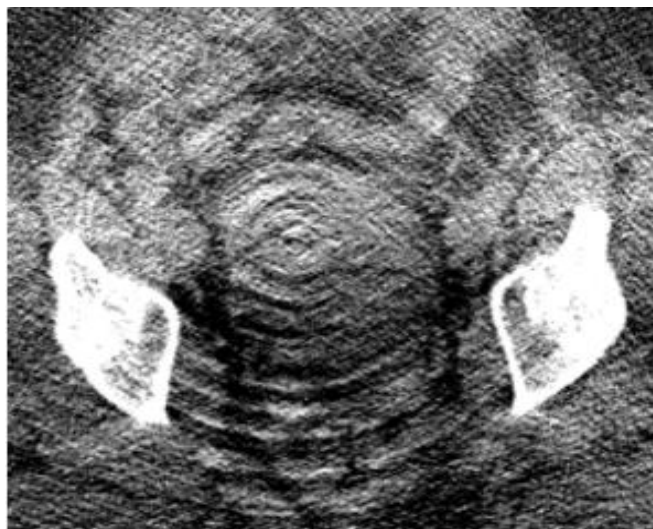


Figure 2- 10 : Un artefact en anneau

2.3. IRM :

2.3.1. Paramètres influençant la qualité d'image :[41]

L'imagerie par résonance magnétique (IRM) repose sur plusieurs paramètres d'acquisition qui influencent directement la qualité des images obtenues. L'optimisation de ces paramètres est essentielle afin d'assurer un contraste adéquat, une résolution optimale et une acquisition efficace tout en minimisant le temps d'examen et en garantissant le confort du patient.

a) TE (temps d'écho) :

Le temps d'écho (TE) désigne l'intervalle entre l'impulsion d'excitation radiofréquence (RF) et le moment où le signal IRM atteint son intensité maximale. Il joue un rôle essentiel dans le contrôle du contraste de l'image. Les tissus à relaxation T2 courte (comme la graisse ou les liquides) nécessitent un TE court, tandis que les tissus à T2 plus long (comme les muscles) demandent un TE plus long pour une visualisation optimale. Ainsi, le TE est ajusté selon les caractéristiques des tissus et le type de contraste souhaité (pondération T1, T2...). Dans les séquences Spin Echo (SE), deux impulsions RF sont utilisées et le signal est mesuré après la seconde. Dans les séquences Gradient Echo (GRE), une seule impulsion RF est suivie d'un gradient pour former l'écho.[66]

b) TR (temps de répétition) :

Le temps de répétition (TR) est un paramètre fondamental dans les protocoles d'imagerie par résonance magnétique (IRM). Il correspond à l'intervalle de temps, exprimé en millisecondes, entre deux impulsions successives de radiofréquence appliquées sur la même coupe de tissu. Le choix du TR influence directement le contraste des images, notamment celui lié au temps de relaxation longitudinale T1 des tissus. Un TR court ne permet pas aux spins de récupérer entièrement leur aimantation longitudinale avant la prochaine impulsion, ce qui accentue le contraste T1 dans l'image. À l'inverse, un TR long offre un temps suffisant pour une récupération complète, réduisant ainsi le poids de la relaxation T1 et favorisant l'émergence d'autres contrastes comme celui lié au temps de relaxation transverse T2 ou à la densité en protons. Par ailleurs, le TR impacte la durée totale de l'acquisition, un TR plus court permettant de réduire le temps d'examen mais pouvant compromettre la qualité du contraste. L'optimisation du temps de répétition est donc cruciale pour équilibrer la qualité des images

IRM avec la rapidité de l'examen, contribuant ainsi à une meilleure efficacité diagnostique tout en minimisant la durée d'exposition du patient.[13]

c) **Matrice d'acquisition :**

La taille de la matrice constitue l'un des paramètres clés influençant la qualité d'image en IRM. Elle détermine le nombre de pixels dans le champ de vue et, par conséquent, la résolution spatiale de l'image. Une matrice plus grande permet d'obtenir des images plus détaillées, avec une meilleure capacité à distinguer les structures anatomiques fines. Cependant, cette amélioration de la résolution s'accompagne souvent d'une baisse du rapport signal sur bruit (SNR), ce qui peut introduire du bruit dans l'image. À l'inverse, une matrice plus petite augmente le SNR mais réduit la finesse des détails. Selon l'étude de Strzelecki et al. (2022), la modification de la taille de la matrice affecte non seulement la résolution mais aussi la fidélité des caractéristiques texturales des tissus visualisés. Les auteurs ont démontré que les matrices de taille intermédiaire, notamment 384×384 ou 448×448 , offrent un équilibre optimal entre résolution, bruit et préservation des informations texturales, ce qui est essentiel pour un diagnostic fiable.[67]

d) **Épaisseur de coupe :**

L'épaisseur des coupes acquises influe sur la résolution spatiale et la sensibilité de détection des structures anatomiques. Des coupes fines améliorent la précision diagnostique en limitant les artéfacts de volume partiel, mais réduisent la quantité de signal reçu, pouvant nécessiter un temps d'acquisition prolongé.

L'optimisation des paramètres d'acquisition en IRM repose sur un équilibre entre qualité d'image, temps d'examen et confort du patient. Une approche méthodique et adaptée à l'indication clinique permet d'améliorer la performance diagnostique tout en garantissant une acquisition efficiente.

2.3.2. Les antennes en IRM : [68]

Dans le domaine de l'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM), une antenne (ou bobine) se définit comme un transducteur électromagnétique spécifiquement conçu pour l'émission et/ou la réception d'ondes de radiofréquence (RF) qui sont intrinsèquement liées au phénomène de résonance magnétique nucléaire (RMN) au sein de l'échantillon étudié. Sa

fonctionnalité repose sur la conversion d'énergie électrique en ondes RF pour l'excitation des spins nucléaires et inversement, la conversion des faibles signaux RF émis par ces spins en signaux électriques détectables pour la formation de l'image. [69]

Les bobines RF (Radiofréquence) :

Les bobines de radiofréquence (bobines RF) sont des composants essentiels du système d'imagerie par résonance magnétique (IRM). Elles jouent un double rôle fondamental : l'excitation de la magnétisation des tissus en émettant des impulsions RF (mode transmission), et la détection du signal de résonance émis par les spins excités (mode réception). Leur conception et leur configuration influencent directement la qualité de l'image IRM, notamment à travers le rapport signal sur bruit (SNR), l'uniformité du champ B_1 , la résolution spatiale et le temps d'acquisition. Selon les applications cliniques, plusieurs types de bobines sont utilisés : bobines de volume, bobines de surface, et bobines en réseau (array coils), ces dernières permettant des techniques avancées comme l'imagerie parallèle.[70]

Bobines de gradient :[71]

Les bobines de gradient sont utilisées pour encoder spatialement le signal IRM dans les trois directions (x, y, z), en introduisant une variation linéaire contrôlée du champ magnétique B_0 . Elles sont disposées de façon concentrique à l'intérieur de l'aimant principal.

Les caractéristiques techniques essentielles sont :

- **Amplitude (T/m) :** intensité maximale du gradient.
- **Temps de montée (ms) :** temps nécessaire pour atteindre cette intensité.
- **Slew rate (T/m/s) :** vitesse de variation du gradient (amplitude ÷ temps de montée).

Ces paramètres influencent directement la résolution spatiale, la durée des séquences et la qualité de l'image IRM.

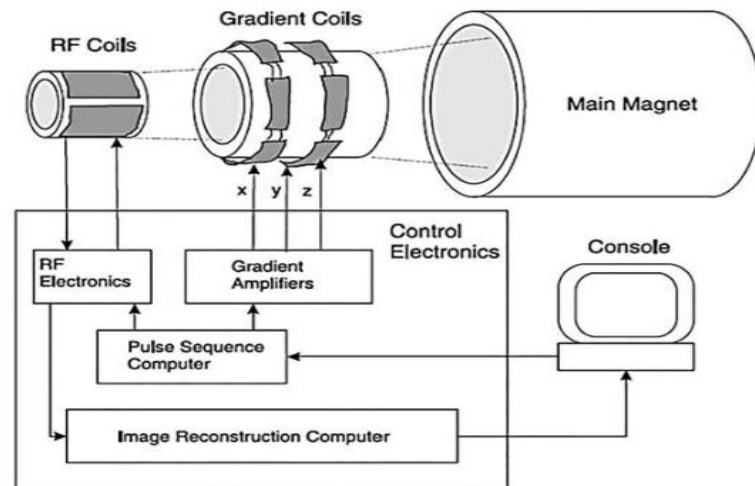


Figure 2-11 : Les composants de base d'un système d'IRM

Bobines de shim (Shim Coils):

Les bobines de shim sont essentielles pour maintenir l'homogénéité du champ magnétique B_0 , condition indispensable à la qualité des images IRM. L'introduction du patient génère des perturbations locales dues à la susceptibilité magnétique des tissus, nécessitant une correction appelée shimming. Celui-ci peut être passif, par insertion de matériaux ferromagnétiques, ou actif, via des bobines de shim contrôlées informatiquement. Le shimming actif permet une correction dynamique et précise, particulièrement cruciale dans les zones anatomiques complexes, afin de réduire les artefacts et optimiser la qualité d'image.[72]

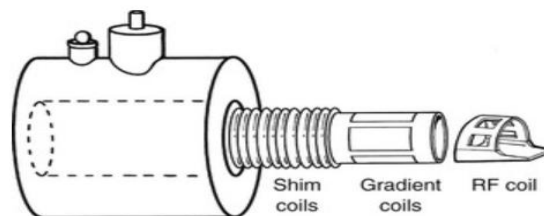


Figure 2-12 : Position relative des bobines de shim, des bobines de gradient et de la bobine radiofréquence (RF).

2.3.3. Artefacts en IRM :

Comme en scanner, des artefacts peuvent apparaître en IRM :

1) Artefacts de mouvement :[73]

L'artefact de mouvement constitue l'un des artefacts les plus fréquents en imagerie médicale, résultant des déplacements volontaires ou involontaires du patient durant l'acquisition. Ces mouvements entraînent la superposition des différentes positions du sujet, générant ainsi des images fantômes. On distingue principalement deux catégories de mouvements :

1. Mouvements périodiques :

- Respiration
- Battements cardiaques
- Flux sanguins

2. Mouvements apériodiques :

- Gestes involontaires ou ajustements aléatoires du patient
- Mouvements oculaires
- Autres mouvements imprévisibles

Ces artefacts peuvent considérablement altérer la qualité des images, réduisant la netteté des détails anatomiques et compliquant le diagnostic. Ils nécessitent donc le recours à des techniques de réduction, telles que la synchronisation respiratoire, l'utilisation de séquences ultrarapides ou encore les algorithmes de correction post-acquisition.

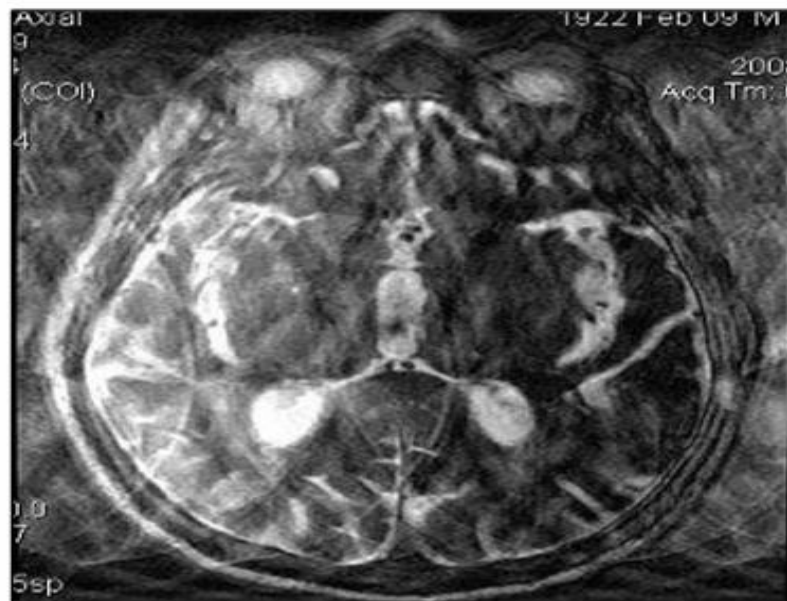


Figure 2- 13 : artefact de mouvement de la tête.

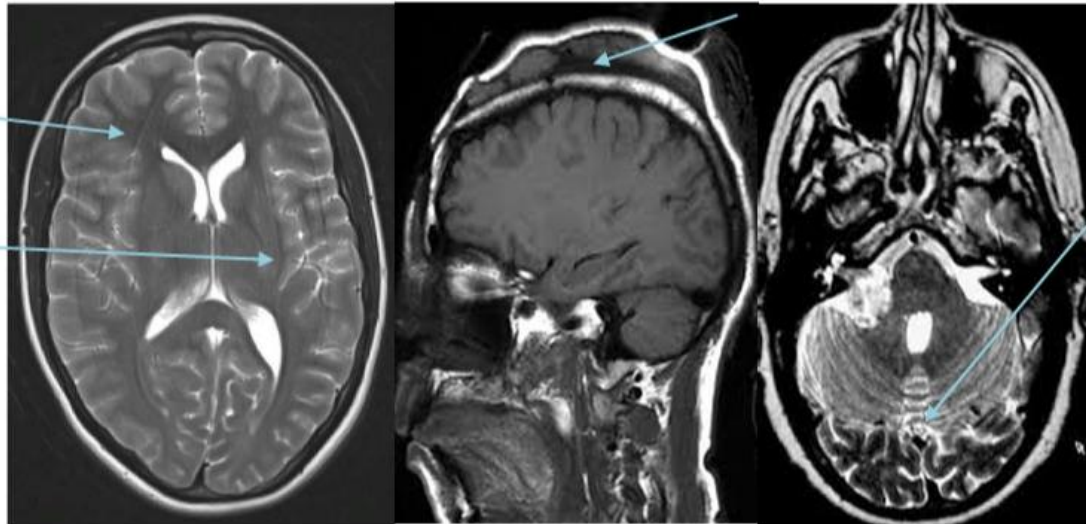
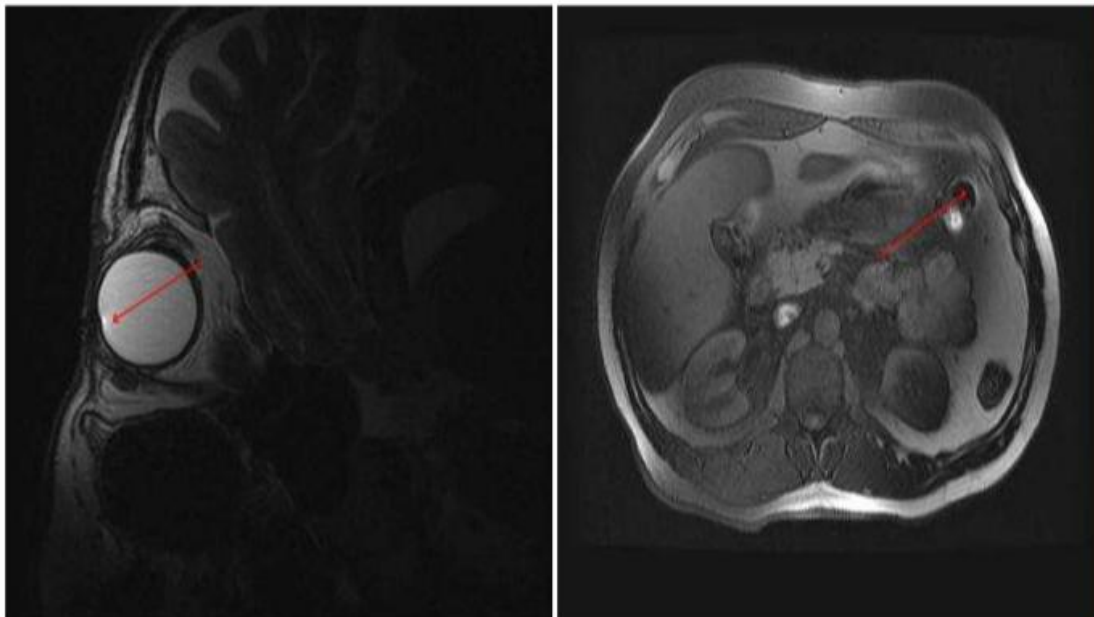


Figure 2- 14 : coupe IRM cérébrale contient un artefact de mouvement du patient

2) Artéfacts de susceptibilité magnétique :

La susceptibilité magnétique d'un tissu désigne sa capacité à s'aimanter lorsqu'il est exposé à un champ magnétique intense (B_0). Lorsque deux tissus présentant des susceptibilités magnétiques très différentes sont adjacents — par exemple, l'air et les tissus biologiques, ou encore l'os cortical et les tissus mous — des distorsions du champ magnétique B_0 peuvent survenir. Ces perturbations locales du champ induisent des déphasages de fréquence, entraînant ainsi une perte de signal dans les images obtenues.[73]



*Figure 2- 15 : artefacts de susceptibilité magnétique ((a) zone hyper signal en périphérie
(b) zone hypo signal élargie)*

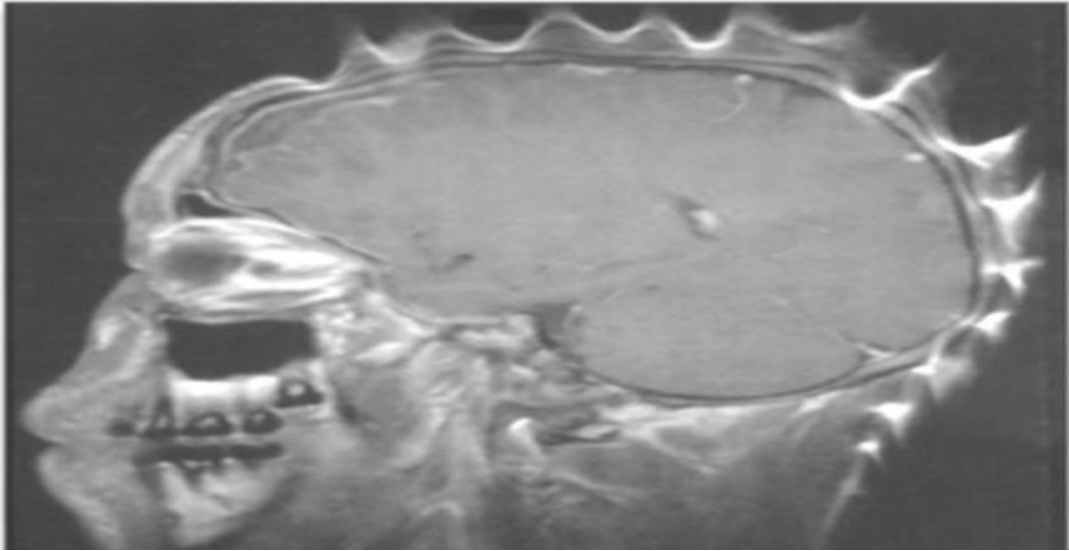


Figure 2- 16 : artefacts de susceptibilité magnétique

3) **L'artefact métallique :**

L'artefact métallique résulte de la présence de dispositifs ou implants métalliques chez le patient. Ces matériaux peuvent engendrer divers types d'artéfacts, tels qu'une perte de signal, un échec de la suppression de la graisse, une distorsion géométrique de l'image ainsi que des artéfacts de type 'pile-up'. L'intensité de ces artéfacts est généralement amplifiée lorsque le métal en question est de nature ferromagnétique.[73]



Figure 2- 17 : Artefact métallique

4) Artéfacts liés aux fréquences parasites :

Des artéfacts peuvent apparaître lors de la réception du signal par l'antenne en raison de la capture de signaux parasites. Ce phénomène est généralement causé par un défaut d'isolation de la salle d'examen, par une porte mal fermée, ou encore par la présence d'un appareil électrique émettant des fréquences indésirables.[74]

5) Artéfacts liés à un dysfonctionnement de l'antenne :

Ces artéfacts sont dus à un défaut technique affectant la bobine de réception, tel qu'un dysfonctionnement interne ou un mauvais contact électrique au niveau du connecteur.[74]

6) Artefacts de l'aliasing (ou repliement) :

Cet artefact constitue un phénomène caractéristique en imagerie par résonance magnétique (IRM), facilement identifiable et aisément corrigible.

Il se manifeste par la superposition d'une structure située en dehors du champ de vue, apparaissant de manière controlatérale sur l'image. Ce phénomène, connu sous le nom d'aliasing ou de repliement, se produit lorsque le champ de vue est insuffisant pour couvrir l'ensemble de la région d'intérêt. En conséquence, les signaux provenant des structures situées au-delà de cette limite sont repliés sur l'image, entraînant une distorsion de l'interprétation anatomique. [75]

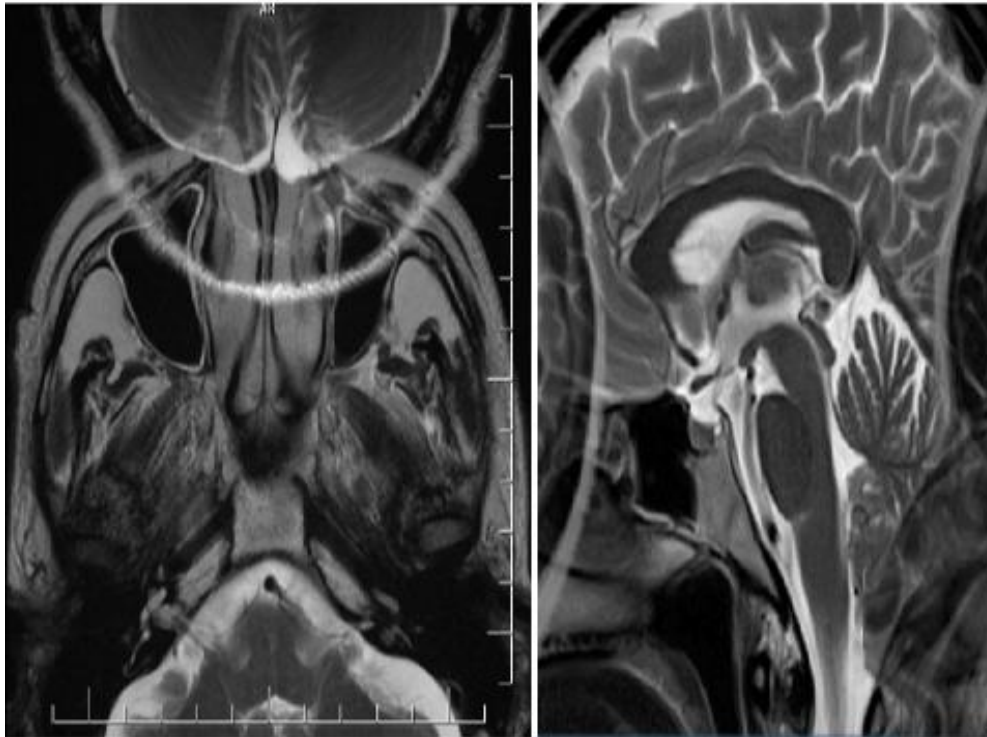


Figure 2- 18 : Artéfact de repliement (aliasing).

2.4. Comparaison entre IRM et scanner : avantages et limites

a) Visualisation des tissus :

L'imagerie par résonance magnétique (IRM) et la tomodensitométrie (scanner CT) sont deux modalités d'imagerie largement utilisées ; cependant, chacune a une précision variable selon le type de tissu examiné. L'IRM est reconnue pour sa supériorité dans la différenciation des tissus mous en raison de son contraste tissulaire plus élevé. Cette technique d'imagerie offre une précision considérable dans l'évaluation du système nerveux central (cerveau, moelle épinière), du foie, des reins, des muscles, des ligaments et des structures pelviennes. Elle permet le diagnostic correct d'anomalies telles que des lésions, des tumeurs des tissus mous et des atteintes des articulations. En outre, contrairement aux autres techniques d'imagerie, l'IRM utilise des champs magnétiques et des ondes radio, éliminant l'utilisation de radiations ionisantes ; rendant ainsi l'examen plus sûr pour de multiples examens, en particulier pour les enfants, les femmes enceintes et les jeunes patients[76]

Dans le scénario opposé, le scanner CT assiste grandement dans l'évaluation des structures denses telles que les os et les poumons. Il permet une acquisition d'images très rapide, qui est désormais souvent réalisée en quelques secondes ; ces caractéristiques

d'imagerie sont particulièrement utiles dans des cas d'urgence tels que les lésions crâniennes, les hémorragies intracrâniennes, les fractures et les embolies pulmonaires [77]. La CT est également bien connue pour son utilisation dans les évaluations thoraciques, l'évaluation des lésions osseuses ou dans la recherche de calculs urinaires.

Dans la pratique clinique, la décision entre une IRM ou un scanner CT est généralement basée sur des facteurs interchangeables critiques tels que la partie du corps du patient nécessitant un examen, la pathologie du patient, l'urgence clinique et la nécessité de limiter l'exposition aux radiations. Un scanner CT offre une résolution spatiale plus élevée et un scanning plus rapide, tandis que l'IRM fournit des détails plus fins concernant les différences dans la composition des tissus, améliorant ainsi la détection des maladies indétectables dans la radiologie conventionnelle. Les deux techniques sont donc complémentaires, et une utilisation optimale découle d'une bonne compréhension de leurs avantages et limites respectifs.

b) Le temps :

L'un des avantages les plus notables de la tomodensitométrie (TDM) par rapport à d'autres modalités d'imagerie, comme l'IRM, est la rapidité avec laquelle les examens peuvent être effectués. Les scanners modernes permettent l'acquisition d'un volume complet d'images en très peu de temps grâce à des technologies comme la tomodensitométrie multibarrette (ou multislice). En effet, les examens sont assez rapides (quelques minutes), ce qui constitue un avantage important en médecine d'urgence, en imagerie thoracique ou abdominale, ou même dans le domaine de la traumatologie. Résolution des détecteurs multicouches et des systèmes informatiques capables de reconstruire les images en temps réel ou presque immédiatement. Par exemple, en utilisant l'équipement le plus avancé, un scan complet du corps peut être réalisé en moins de 30 secondes tout en maintenant une qualité d'image élevée. Euclid Seeram (2022) affirme que cette efficacité temporelle est cruciale pour le diagnostic rapide des maladies aiguës, telles que les accidents cérébrovasculaires, les embolies pulmonaires ou les traumatismes internes. la rapidité des examens permet aux patients de se sentir moins stressés, réduit les artefacts liés au mouvement et facilite l'accès à un plus grand nombre de patients chaque jour. Il est essentiel de rappeler, néanmoins, que cette vitesse ne doit pas compromettre l'ajustement des paramètres d'exposition, notamment en ce qui concerne la dose administrée de rayonnement ionisant.[78]

L'imagerie cardiaque avec tomodensitométrie nécessite une excellente résolution temporelle, c.-à-d. un temps d'exposition très court des coupes axiales individuelles et les techniques dédiées correspondantes de scan et de reconstruction d'image. Pour améliorer la résolution temporelle de manière cliniquement fiable, le statif doit tourner plus rapidement. Malgré des temps de rotation du statif de 0,3 s et moins, les artefacts de mouvement à des fréquences cardiaques plus élevées et irrégulières restent un défi pour l'angiographie par tomodensitométrie coronaire même avec la dernière génération de tomodensitométrie multidétecteurs (Multidetector Computed Tomography MDCT). Un autre concept de scanner qui offre une résolution temporelle considérablement améliorée mais ne nécessite pas une rotation plus rapide du statif est un CT avec plusieurs tubes et les détecteurs correspondants [79]

Le mode haut-pitch a également été fréquemment utilisé pour l'examen de gammes anatomiques plus grandes dans des temps d'acquisition très courts, par exemple lorsque le patient a une capacité de coopération limitée, comme en radiologie pédiatrique[80]

Par opposition à la tomodensitométrie, l'imagerie par résonance magnétique (IRM) est un procédé considérablement plus lent, dont la durée d'examen fluctue habituellement entre 15 et 45 minutes, en fonction de la zone anatomique explorée, du protocole employé et de la séquence d'impulsions sélectionnée. Cette relative lenteur est due à la complexité du processus d'acquisition, qui s'appuie sur l'usage de puissants champs magnétiques statiques (champ B_0), de gradients magnétiques changeants et de radiofréquences (RF) conçues pour stimuler les protons d'hydrogène dans les tissus biologiques.

Le processus de retour à l'équilibre des spins (relaxation), observé par IRM, nécessite des séquences répétitives et une position stable du patient afin d'éviter les artefacts dus au mouvement. De ce fait, l'examen pourrait durer plus longtemps et être potentiellement désagréable pour certains patients, en particulier pour ceux qui ont une peur des espaces clos. Cependant, la lenteur de l'IRM est compensée par sa capacité à fournir une résolution exceptionnelle pour les tissus mous et une vaste gamme de contrastes. Elle autorise donc une caractérisation précise des structures intracrâniennes, de la moelle épinière, du foie, des muscles et même des ligaments, sans utiliser de rayonnement ionisant.[81]

c) Principe :

L'exposition des patients aux rayonnements par tomodensitométrie et le risque potentiel de rayonnement qui en résulte ont fait l'objet d'une attention considérable dans la population et dans la littérature scientifique. Les valeurs types des doses efficaces pour le patient dans les protocoles de tomodensitométrie sélectionnés sont de 1 à 2 mSv pour la tête, de 5 à 7 mSv pour la poitrine et de 8 à 14 mSv pour l'abdomen et le bassin [82] [83] [84]. Cette exposition aux rayonnements doit être appréciée dans le contexte du rayonnement de fond annuel moyen, qui est de 2 à 5 mSv. Si le médecin l'indique, les avantages d'un examen TDM correctement effectué l'emportent de loin sur les risques potentiels liés au rayonnement. Néanmoins, il est obligatoire d'optimiser les modes d'acquisition des données et les protocoles de balayage en ce qui concerne l'exposition au rayonnement dans tous les examens CT et d'utiliser des techniques pour réduire la dose de rayonnement.[78]

Un autre avantage de l'IRM par rapport à l'imagerie radiographique est que l'IRM ne nécessite pas de rayonnement ionisant. Ce manque de rayonnement ionisant a été utilisé efficacement pour promouvoir la sécurité de l'IRM à la communauté médicale et au public. L'IRM utilise le rayonnement électromagnétique RF et les champs magnétiques, qui ne provoquent pas d'ionisation, et n'ont donc pas les effets potentiellement nocifs associés aux rayonnements ionisants. Certains effets biologiques des RF et des champs magnétiques sont connus, mais les systèmes d'IRM sont soigneusement conçus pour s'assurer que les niveaux atteints ne sont pas suffisamment élevés pour causer des dommages et qu'aucun des effets biologiques associés à l'IRM n'a été lié à l'induction de maladies malignes[13]

d) Contre-indications :

Bien que l'imagerie par résonance magnétique (IRM) et les tomographies par ordinateur (TDM) soient des instruments puissants dans le diagnostic médical, chacun présente des contre-indications spécifiques qui doivent être prises en compte.

Pour l'IRM, les contre-indications concernent principalement la présence d'autres dispositifs métalliques ou de corps étrangers dans le corps du patient. Les stimulateurs cardiaques non compatibles, les implants cochléaires, les anciens clips vasculaires, certains dispositifs neurologiques et même des fragments métalliques intraoculaires représentent un danger sérieux en raison des champs magnétiques forts utilisés pendant l'examen. De plus, bien

CHAPITRE 02 : LES PARAMETRES INFLUENÇANT LA DOSE ET LA QUALITE D'IMAGE

que l'IRM n'utilise pas de rayonnement ionisant, les patients claustrophobes peuvent ressentir une anxiété significative pendant la procédure, nécessitant une légère sédation[85]

En ce qui concerne l'utilisation des radiations ionisantes, la contre-indication la plus importante à l'utilisation des scanners CT chez les enfants, les femmes enceintes et les patients nécessitant plusieurs examens est le risque d'exposition. De plus, l'utilisation de produit de contraste peut provoquer des réactions allergiques et des complications rénales chez certains patients diabétiques ou en insuffisance rénale (directives ESUR, 2018). Il est donc conseillé d'évaluer la fonction rénale avant l'injection et de s'assurer qu'il n'y a pas d'antécédents allergiques sévères[86]

Examen	Modalité	Durée	Région explorée	Morphologie corporelle	Effets (dose / qualité image)	Avantages	Limites
TDM Membres Inférieurs	TDM	10-20 min	Membres inférieurs	Toléré même avec IMC élevé	Champ irradié long + tissus épais → dose augmentée	Bonne analyse osseuse	Moins performant pour tissus mous
Scanner TAP	TDM	10-15 min	Thorax, abdomen, pelvis	Adapté aux patients obèses	IMC élevé → augmentation de mAs/kV → dose plus élevée	Exploration globale rapide	Nécessite souvent une injection iodée
Uro-scanner	TDM	5-10 min	Voies urinaires	Difficile si abdomen très épais	Plus de mAs requis si obésité → dose augmente	Bon pour détecter les calculs	Dose modérée, parfois besoin de produit de contraste
IRM Cérébrale	IRM	20-30 min	Encéphale	Difficultés en cas de tête large ou claustrophobie	Mouvements → artefacts, mauvaise adaptation de la bobine	Haute résolution tissulaire	Sensible aux mouvements, long
IRM Abdominale	IRM	30-45 min	Abdomen	Obésité abdominale fréquente	SNR réduit à cause de la graisse + artefacts respiratoires	Sans rayons ionisants	Qualité dépend de la respiration
IRM Rachis Lombaire	IRM	20-30 min	Rachis lombaire	Acceptable pour IMC modéré	Centrage difficile + bruit accru si surcharge pondérale	Bonne évaluation des disques	Moins confortable si patient corpulent
Cholangio-IRM	IRM	20-30 min	Voies biliaires	IMC élevé + respiration affectent les images	Image dégradée si respiration mal contrôlée ou non-coopération du patient	Non invasif, pas besoin d'injection	Qualité très dépendante du patient

Tableau 2.1 : Caractéristiques des examens TDM et IRM : impact sur la dose et la qualité d'image

□

**CHAPITRE 02 : LES PARAMETRES INFLUENÇANT LA DOSE ET LA QUALITE
D'IMAGE**

	Scanner (CT)	IRM
Type de rayonnement utilisé	Rayons X (rayonnement ionisant)	Ondes RF + champ magnétique (pas de rayonnement ionisant)
Qualité de distinction des tissus mous	Moyenne	Très élevée
Visualisation des os et de l'air	Excellente	Moins précise
Durée de l'examen	Courte (secondes à quelques minutes)	Longue (15 à 45 minutes)
Tolérance du patient	Bonne surtout en urgence	Moins confortable (bruit, espace clos)
Dose de rayonnement	Relativement élevée (1 à 14 mSv)	Aucune dose inosinate
indications optimales	Traumatismes, urgence, poumons, os, hémorragies	Cerveau, moelle, foie, muscles, tissus mous
Contre-indications	Attention chez les enfants, femmes enceintes, examens répétés	Présence de métaux non compatibles, claustrophobie

Tableau 2.2 : Comparaison des caractéristiques principales entre l'IRM et le Scanner

2.5. Conclusion :

L'optimisation des paramètres en scanner (kilovoltage, milliampérage, collimation, pitch) et en IRM (temps d'écho TE, temps de répétition TR, matrice, épaisseur de coupe, choix de la bobine) joue un rôle central dans la pratique de l'imagerie médicale. En tomodensitométrie, abaisser le kilovoltage et ajuster le milliampérage via des systèmes de modulation automatique permet de réduire significativement la dose de rayonnement tout en préservant la qualité du contraste et en limitant l'augmentation du bruit. Par ailleurs, un choix adapté de la collimation et du pitch assure un compromis efficace entre résolution spatiale, vitesse d'acquisition et exposition du patient.

En IRM, la maîtrise du TE et du TR, combinée à une matrice appropriée et à une épaisseur de coupe optimisée, améliore le rapport signal sur bruit et la netteté des images. Le bon choix de la bobine qu'elle soit volumique, surfacique ou en réseau phasé contribue également à accélérer l'examen et à renforcer la qualité diagnostique. Enfin, la prévention et la correction des artefacts (mouvements du patient, objets métalliques, dysfonctionnements techniques) sont indispensables pour garantir la fiabilité des interprétations.

Ainsi, une démarche rigoureuse, fondée sur l'ajustement fin des paramètres techniques et sur une formation continue des opérateurs, permet d'obtenir des examens plus sûrs, plus rapides et toujours plus précis, au bénéfice de la qualité des diagnostics et de la protection des patients.

CHAPITRE 03 :
EVALUATION
EXPERIMENTALE DES
METHODES DE
DEBRUITAGE

3.1 Introduction :

La réduction de la dose dans les examens TDM est indispensable pour limiter les risques liés à l'irradiation. Cependant, cette réduction entraîne une dégradation de la qualité des images due à l'augmentation du bruit. Cela pose un défi majeur pour le diagnostic, surtout lorsqu'il s'agit de structures anatomiques fines. Il devient donc crucial de recourir à des méthodes de débruitage performantes capables d'améliorer les images sans altérer les détails cliniquement pertinents.

Ce travail a pour objectif de comparer différentes méthodes de débruitage appliquées à des images TDM simulées à faible dose. L'évaluation se base sur des indicateurs objectifs tels que le PSNR et le SSIM, afin de déterminer la méthode la plus efficace pour restaurer la qualité d'image tout en préservant les structures anatomiques.

3.2 Démarche méthodologique pour le choix des méthodes optimales de débruitage :

Dans le cadre de ce travail, et dans l'objectif d'améliorer la qualité des images issues du scanner tout en réduisant la dose de rayonnement, nous avons élaboré un organigramme décrivant les différentes étapes du processus de sélection du filtre de débruitage le plus approprié.

cette procédure débute par l'injection d'un bruit sur les images originales. Une seule valeur de l'écart type ($\sigma = 25$) a été utilisée pour simuler le bruit gaussien, générant ainsi une seule version bruitée pour chaque image. Ces images bruitées sont ensuite traitées à l'aide de six méthodes de débruitage différentes, à savoir : le filtre médian, le filtre moyen, le filtre de Wiener, la transformée en ondelettes discrète (Db4), la méthode de reconstruction itérative, et le modèle DnCNN basé sur l'apprentissage profond. Les résultats obtenus sont systématiquement enregistrés afin de permettre une évaluation quantitative objective des performances de chaque méthode.

L'analyse de la qualité des images filtrées repose principalement sur deux indicateurs statistiques : le **PSNR** et **SSIM**. Ces mesures permettent de comparer objectivement les performances des filtres appliqués.

CHAPITRE 03 : EVALUATION EXPERIMENTALE DES METHODES DE DEBRUITAGE

Au terme de cette comparaison, le filtre ayant obtenu les meilleurs résultats en termes de PSNR et de SSIM est retenu comme solution optimale. Cette méthodologie structurée, illustrée dans l'organigramme proposé, offre un cadre rigoureux pour orienter le choix de la méthode ou du filtre de débruitage le plus adapté, en fonction du type de bruit et des caractéristiques de l'image médicale.

CHAPITRE 03 : EVALUATION EXPERIMENTALE DES METHODES DE DEBRUITAGE

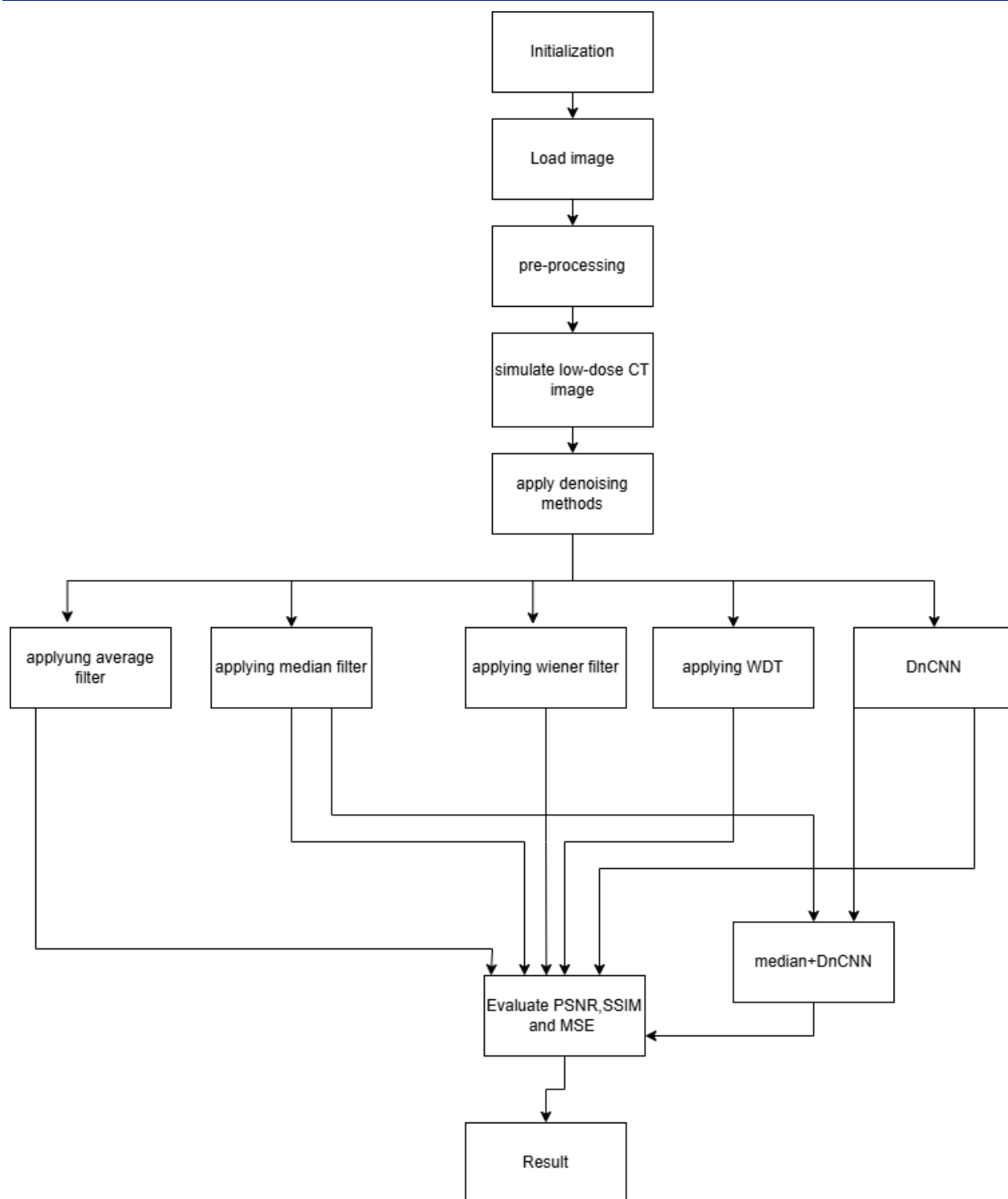


Figure 3-1 : Organigramme du processus de sélection de la méthode de débruitage optimale pour les images médicales CT.

CHAPITRE 03 : EVALUATION EXPERIMENTALE DES METHODES DE DEBRUITAGE

3.2.1 Description des données :

Dans le cadre de ce travail, nous avons utilisé la base de données **Brain Stroke CT Dataset**, disponible librement sur la plateforme Kaggle [<https://www.kaggle.com/datasets/ozguraslank/brain-stroke-ct-dataset>]. Cette base est constituée d'images tomodensitométriques (CT) cérébrales, acquises en coupes axiales. Les images sont proposées au format PNG, résultant d'une conversion depuis leur format d'origine DICOM, avec une résolution homogène de **512×512 pixels**. Ce dataset s'est avéré particulièrement adapté à notre étude, axée sur l'évaluation comparative de plusieurs méthodes de débruitage, dans le but d'améliorer la qualité des images CT cérébrales dégradées par un bruit gaussien simulé, et ce dans une optique d'optimisation des protocoles d'imagerie à faible dose.

3.2.2 Environnement de travail :

L'ensemble des expériences menées dans le cadre de ce travail ont été réalisées localement sur un ordinateur portable personnel (nom du périphérique : DESKTOP-RA77J07), doté d'un processeur Intel(R) Core(TM) i5-6300U cadencé à 2.40 GHz (jusqu'à 2.50 GHz), disposant d'une architecture double cœur avec hyper-threading. La mémoire vive installée est de 8 Go (7,89 Go utilisables), et la carte graphique intégrée est de type Intel(R) HD Graphics 520.

Sur le plan logiciel, les différentes étapes de développement, de simulation et d'évaluation ont été effectuées à l'aide de l'environnement MATLAB, version R2020a

3.3 Méthodologie :

3.3.1 Le bruit :

Le bruit dans les images est une variation aléatoire de la luminosité ou de l'information de couleur, produite par le capteur et les circuits d'un scanner. Le bruit engendre des effets indésirables tels que des artéfacts, des bords irréalistes, des lignes et coins invisibles, des objets flous, et perturbe les scènes en arrière-plan.[1]

Il est très difficile de supprimer le bruit des images numériques sans une connaissance préalable du modèle de bruit. C'est pourquoi l'étude des modèles de bruit est essentielle dans les techniques de débruitage d'image.

CHAPITRE 03 : EVALUATION EXPERIMENTALE DES METHODES DE DEBRUITAGE

3.3.2 Le bruit gaussien (Gaussian Noise) :

Le bruit gaussien, également appelé bruit normal, est causé par des sources naturelles telles que les vibrations thermiques des atomes et la nature discrète du rayonnement des objets chauds. Le bruit gaussien perturbe généralement les niveaux de gris dans les images numériques. C'est la densité de probabilité (PDF) ou par un histogramme normalisé en fonction des niveaux de gris[87].

Cela est donné par l'équation suivante :

$$\phi(z) = \frac{1}{\sqrt{2\sigma^2\pi}} e^{-\left(\frac{(z-\mu)^2}{2\sigma^2}\right)} \dots\dots\dots (4.1)$$

où :

z : représente l'intensité,

μ : est la valeur moyenne de z ,

σ : est l'écart type (la dispersion des valeurs autour de la moyenne).

Le carré de l'écart type, soit σ^2 , est appelé la variance.

3.3.3 Le débruitage :

Le débruitage peut être décrit comme un processus visant à éliminer le bruit d'un signal, mais en réalité, il est plus complexe que cela. Les méthodes de réduction du bruit sont conceptuellement très similaires, quel que soit le type de signal traité. Il est intéressant de noter que la connaissance des caractéristiques d'un signal attendu peut entraîner des variations importantes dans la mise en œuvre de ces techniques selon le type de signal[88]

CHAPITRE 03 : EVALUATION EXPERIMENTALE DES METHODES DE DEBRUITAGE

3.3.3.1 Filtrage de Wiener :

Le filtre de Wiener est un filtre linéaire optimal conçu pour estimer un signal dégradé par un bruit additif.[89]

L'équation du filtre de Wiener est présentée dans les équations (2), (3) et (4).[89]

$$(u, v) = G(u, v)X(u, v) \dots \dots \dots (4.2)$$

$$(u, v) = \frac{H(u, v)|P_s(u, v)}{H(u, v)|^2 P_s(u, v) P_n(u, v)} \dots \dots \dots (4.3)$$

$$G(u, v) = \frac{H^*(u, v)}{|H(u, v)|^2 + \frac{P_n(u, v)}{P_s(u, v)}} \dots \dots \dots (4.4)$$

Où $P_s(u, v)$ est le spectre de puissance du signal, et $P_n(u, v)$ est le spectre de puissance du bruit.

L'équation (4) peut être obtenue en divisant l'équation (3) par $P_s(u, v)$.

3.3.3.2 Filtre médian :

Le filtre médian est une technique de traitement non linéaire qui consiste à remplacer la valeur d'un pixel par la médiane des valeurs de son voisinage. Il est couramment utilisé pour supprimer le bruit impulsionnel tout en conservant les structures fines de l'image, notamment les bords.[90]

L'équation du filtre median est :[91]

$$\hat{f}(x, y) = \text{median} \{f(s, t) \mid (s, t) \in S_{xy}\} \dots \dots \dots (4.5)$$

où $\hat{f}(x, y)$ est la valeur filtrée du pixel à la position (x, y) , $f(s, t)$ désigne les intensités des pixels dans le voisinage S_{xy} centré sur (x, y) , et S_{xy} représente généralement une fenêtre carrée de type 3×3 ou 5×5 .

3.3.3.3 Filtre moyennneur (average Filter) :

Le filtre moyennneur, également appelé Box Filter, repose sur le calcul de la moyenne des intensités de pixels dans une fenêtre de taille $N \times N$, centrée sur chaque pixel de l'image. La nouvelle valeur attribuée au pixel central [92] est donc donnée par la formule suivante:

$$\hat{u} = \frac{1}{N \times N} \sum_{x=1}^N \sum_{y=1}^N f(x, y) \dots \dots \dots (4.6)$$

3.3.3.4 Transformée en ondelettes :

Le modèle proposé repose sur la transformée en ondelettes complexes de type Daubechies pour la réduction du bruit dans les images médicales.

Cette transformée est quasi invariante au décalage (*shift-invariant*) et préserve les informations de phase, ce qui la rend particulièrement efficace pour conserver les contours fins dans des images comme les tomodensitogrammes (CT).

La formule générale de la DWT s'écrit comme suit :[93]

$$\psi_{\{j,k\}}(t) = \frac{1}{\sqrt{2^j}} \times \psi \frac{2K-t^j}{2^j} \dots \dots \dots (4.7)$$

où j représente le niveau d'échelle, k la position de translation, et ψ la fonction ondelette mère. Cette formulation permet de représenter le signal sous forme d'une base orthogonale issue de dilatations et de translations dyadiques.

3.3.3 5 Denoising Convolutional Neural Network (DnCNN) :

Contrairement aux méthodes classiques de filtrage spatial ou fréquentiel, le modèle DnCNN (Denoising Convolutional Neural Network) s'appuie sur les techniques d'intelligence artificielle (IA), et plus précisément sur les réseaux neuronaux convolutifs profonds. Le réseau DnCNN est un réseau profond sans couche de pooling, composé de trois types de couches :[8]

- Première couche : convolution + fonction d'activation ReLU

CHAPITRE 03 : EVALUATION EXPERIMENTALE DES METHODES DE DEBRUITAGE

- Couches intermédiaires : convolution + normalisation par lot (*Batch Normalization*) + ReLU
- Dernière couche : convolution sans activation, pour générer l'image du résidu

Selon la tâche (débruitage gaussien), la profondeur peut varier entre 17 et 20 couches. Le filtre convolutif standard est de taille 3×3 , ce qui permet un bon compromis entre efficacité et capacité d'apprentissage.

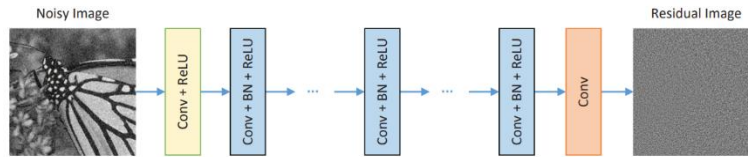


Figure 3-2 : L'architecture du réseau DnCNN

Le schéma fonctionnel de la compression d'image proposée basée sur le modèle de réseaux neuronaux convolutionnels de débruitage à propagation directe (DnCNN) était présenté dans la Figure4-3 [94]



Figure 3-3 :Schéma fonctionnel du modèle DnCNN

3.3.4 Critères d'évaluation :

4.3.4.1 Erreur Quadratique Moyenne (MSE) :

L'erreur quadratique moyenne (MSE) mesure la moyenne des carrés des différences entre l'image débruitée et l'image originale propre. Plus la valeur du MSE est faible, plus l'image débruitée est proche de l'image originale. Sur le plan mathématique, elle permet d'évaluer la quantité d'erreur (ou de bruit) résiduelle dans l'image après le processus de débruitage, elle est sans unité et défini par l'équation suivante :[95]

CHAPITRE 03 : EVALUATION EXPERIMENTALE DES METHODES DE DEBRUITAGE

$$MSE = \frac{1}{m \times n} \sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n (I_{original}(i,j) - I_{débruitée}(i,j))^2 \dots\dots\dots (4.7)$$

Où m et n représentent les dimensions de l'image ; $I_{original}(i,j)$ et $I_{débruitée}(i,j)$ désignent respectivement les valeurs des pixels à la position (i,j) dans les images originale et débruitée.

3.3.4.2 Rapport Signal sur Bruit de Crête (PSNR) :

Le **PSNR** (Peak Signal-to-Noise Ratio) compare la qualité de l'image débruitée à celle de l'image originale propre, telle que définie par l'équation. Il est exprimé en décibels (dB), et des valeurs plus élevées de PSNR indiquent une meilleure qualité (c'est-à-dire qu'il reste moins de bruit après le débruitage). Il s'agit d'un indicateur couramment utilisé pour évaluer la qualité globale d'une image débruitée.[96]

$$PSNR = 10 \cdot \log_{10} \frac{MAX^2}{MSE} \dots\dots\dots (4.8)$$

Où MAX représente la valeur maximale possible d'un pixel dans l'image (par exemple, 255 pour une image en niveaux de gris sur 8 bits), et MSE est l'erreur quadratique moyenne entre l'image originale et l'image débruitée.

3.3.4.3 Indice de Similarité Structurale (SSIM) :

L'indice SSIM (Structural Similarity Index) se compose de trois sous-indices :[97, 98]

- L'indice de luminance

$$l(x,y) = \frac{2\mu_x\mu_y + C_1}{\mu_x^2 + \mu_y^2 + C_1} \dots\dots\dots (4.9)$$

- L'indice de contraste

$$c(x,y) = \frac{2\sigma_x\sigma_y + C_2}{\mu_x^2 + \mu_y^2 + C_1} \dots\dots\dots (4.10)$$

- L'indice de structure

CHAPITRE 03 : EVALUATION EXPERIMENTALE DES METHODES DE DEBRUITAGE

$$s(x,y) = \frac{\sigma_{xy} + C_3}{\sigma_x \sigma_y + C_3} \dots \dots \dots (4.11)$$

Où $C_1 = (K_1 \cdot L)^2$, $C_2 = (K_2 \cdot L)^2$, et $C_3 = \frac{C_2}{2}$ sont de petites constantes ; L représente la plage dynamique des valeurs de pixels (par exemple, $L=255$ pour une image 8 bits), et $K_1 \ll 1$, $K_2 \ll 1$ sont des constantes scalaires.

Ces constantes C_1 , C_2 et C_3 sont introduites pour assurer la stabilité numérique de la formule, notamment lorsque les dénominateurs sont proches de zéro.

En combinant les trois composantes (luminance, contraste et structure), on obtient la forme générale couramment utilisée de l'indice SSIM :

$$SSIM = [l(x,y)] [c(x,y)] [s(x,y)] \dots \dots \dots (4.12)$$

$$SSIM = \frac{(2\mu_x \mu_y + C_1)(\sigma_{xy} + C_2)}{(\mu_x^2 + \mu_y^2 + C_1)(\sigma_x^2 + \sigma_y^2 + C_2)} \dots \dots \dots (4.13)$$

Il est sans unité, et varie entre 0 et 1, où 1 signifie une similarité parfaite.

3.4 Approche utilisée :

Le travail proposé s'inscrit dans une démarche de comparaison de plusieurs techniques de débruitage appliquées à des images médicales de type CT, simulées en faible dose par l'ajout de bruit gaussien artificiel ($\sigma = 25$). Ce bruit, fréquemment rencontré dans les examens à faible dose, altère la qualité des images et peut compromettre l'interprétation diagnostique. L'objectif de cette étude est d'évaluer l'efficacité de différentes approches pour la restauration de ces images, à travers une analyse structurée et rigoureuse.

Pour cela, plusieurs méthodes issues de différentes familles ont été mises en œuvre : des filtres classiques (moyen, médian, Wiener), une méthode fondée sur la transformée en ondelettes discrète (Db4), une méthode de reconstruction itérative, ainsi qu'une approche par apprentissage

CHAPITRE 03 : EVALUATION EXPERIMENTALE DES METHODES DE DEBRUITAGE

profond utilisant le modèle DnCNN. Ces techniques ont été sélectionnées en raison de leur large utilisation dans la littérature et de leur pertinence pour le traitement du bruit dans les images médicales.

L'évaluation de la qualité des images obtenues après débruitage repose sur des indicateurs statistiques objectifs tels que le PSNR, le SSIM et le MSE. Ces métriques permettent de mesurer respectivement la fidélité du signal, la préservation des structures visuelles et l'erreur moyenne entre l'image débruitée et l'image de référence.

Toutes les méthodes ont été appliquées à la même image CT bruitée, ce qui a permis une comparaison équitable et cohérente des performances.

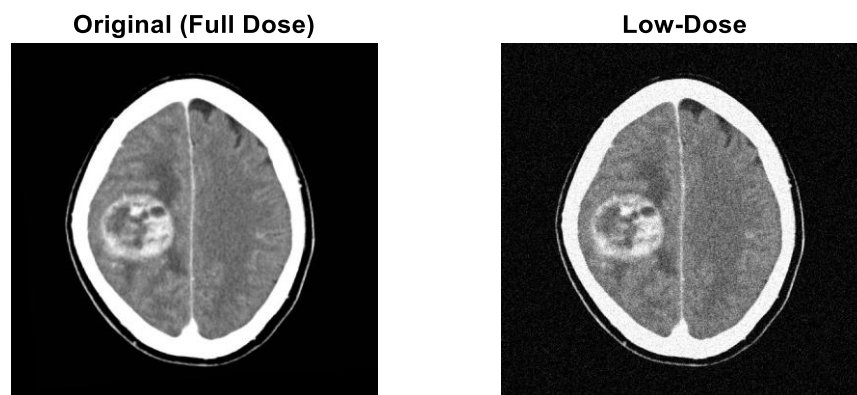


Figure3-4 : Comparaison entre l'image CT originale à dose complète (gauche) et sa version bruitée simulée (droite). La présence du bruit dégrade considérablement la qualité de l'image, rendant difficile l'interprétation visuelle des structures intracrâniennes.

3.5 Résultats et discussion

L'ensemble des méthodes testées a été appliqué à l'image bruitée. La Figure 4-4 présente les résultats visuels de chaque approche, accompagnés de leur valeur PSNR respective. Ces images permettent une première comparaison qualitative de la performance de chaque méthode.

CHAPITRE 03 : EVALUATION EXPERIMENTALE DES METHODES DE DEBRUITAGE

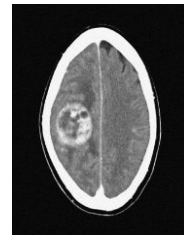
Original (Full Dose)



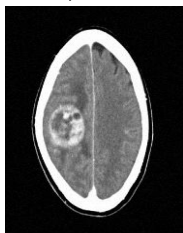
Low-Dose (PSNR=22.06)



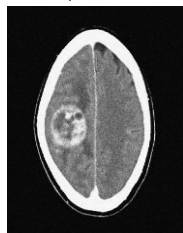
Avg Filter (PSNR=28.88)



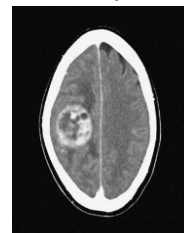
Median (PSNR=33.40)



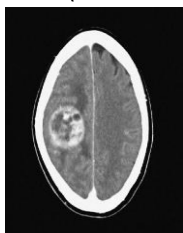
Wiener (PSNR=27.39)



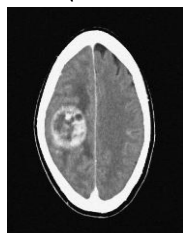
Iterative Gauss (PSNR=29.04)



Wavelet (PSNR=29.17)



DnCNN (PSNR=29.25)



DnCNN + Median
PSNR=34.00

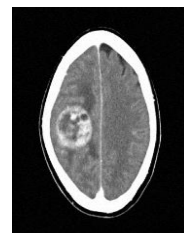


Figure3-5 : Résultats visuels des différentes méthodes de débruitage appliquées à l'image Low Dose. Chaque image est annotée avec la valeur de PSNR correspondante.

CHAPITRE 03 : EVALUATION EXPERIMENTALE DES METHODES DE DEBRUITAGE

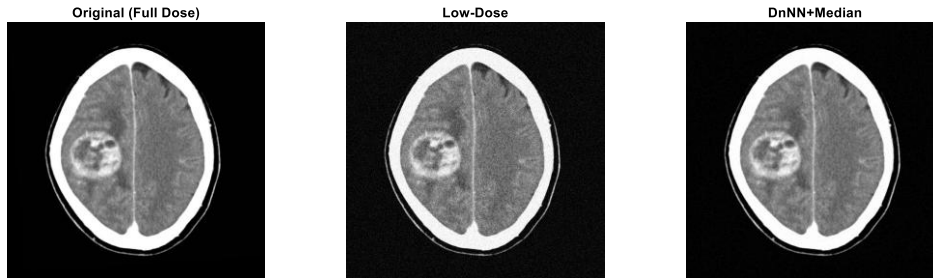


Figure3-6 : Comparaison finale entre l'image d'origine (Full Dose), l'image bruitée (Low Dose) et le résultat obtenu par la combinaison DnCNN + filtre médian. Cette méthode hybride démontre une qualité visuelle très proche de l'image d'origine.

3.5.1 Evaluation quantitative des performances

Les résultats quantitatifs des différentes méthodes sont synthétisés dans le Tableau 4-1, qui regroupe les valeurs de trois métriques :

PSNR : mesure de la fidélité de l'image reconstruite.

SSIM : mesure de la similarité structurale.

MSE : erreur quadratique moyenne

Méthode	PSNR (dB)	SSIM	MSE
Image bruitée (Low Dose)	22.054	0.12108	0.0062315
Moyenne	28.858	0.47308	0.0013007
Médiane	33.348	0.72024	0.00046261
Wiener	27.375	0.36039	0.0018301
Itérative	29.018	0.49774	0.0012536
Ondelettes (Db4)	29.15	0.49356	0.0012163
DnCNN	29.241	0.48407	0.0011911
DnCNN + Médian	33.944	0.73567	0.00040325

Tableau 3-1 : Comparaison des performances des méthodes de débruitage selon les métriques PSNR, SSIM et MSE.

CHAPITRE 03 : EVALUATION EXPERIMENTALE DES METHODES DE DEBRUITAGE

Ces résultats montrent une amélioration notable de la qualité d'image à mesure que les méthodes deviennent plus sophistiquées. Le PSNR augmente significativement, indiquant une meilleure fidélité du signal. Le SSIM, quant à lui, révèle que les détails structuraux sont mieux préservés avec les méthodes avancées et profondes. Enfin, le MSE diminue, ce qui traduit une réduction effective de l'erreur par rapport à l'image originale.

Ces résultats sont également visualisés à travers les histogrammes suivants pour chaque métrique :

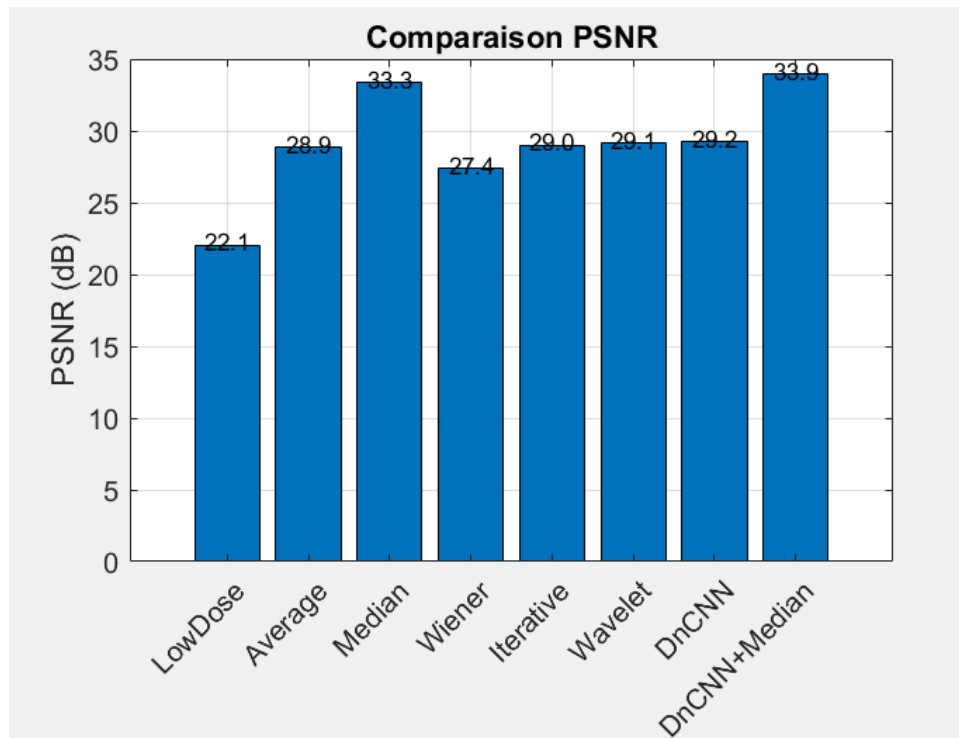


Figure 3-7 : Histogramme comparatif des valeurs PSNR

CHAPITRE 03 : EVALUATION EXPERIMENTALE DES METHODES DE DEBRUITAGE

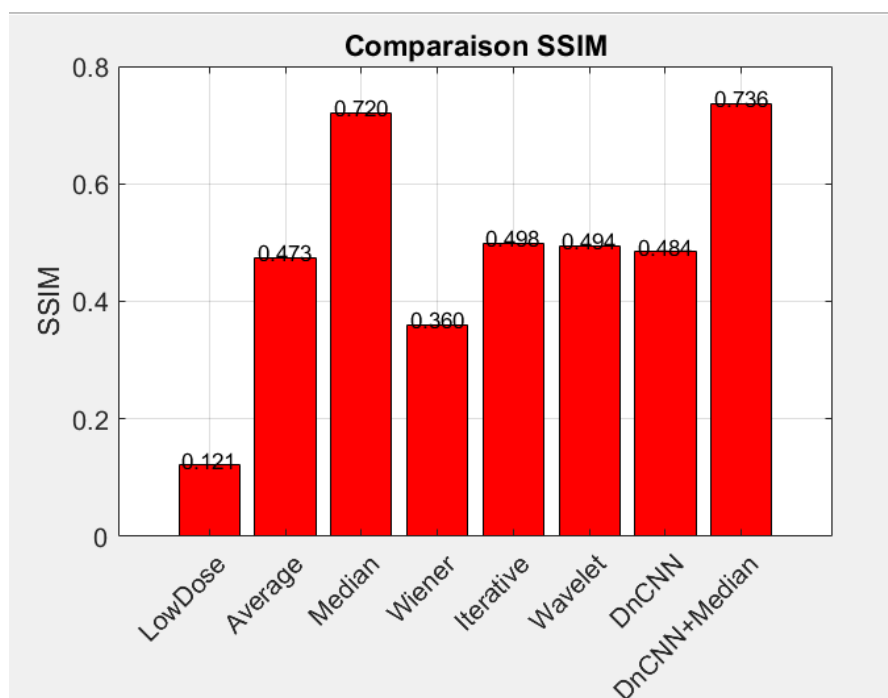


Figure 3-8 : Histogramme comparatif des valeurs SSIM

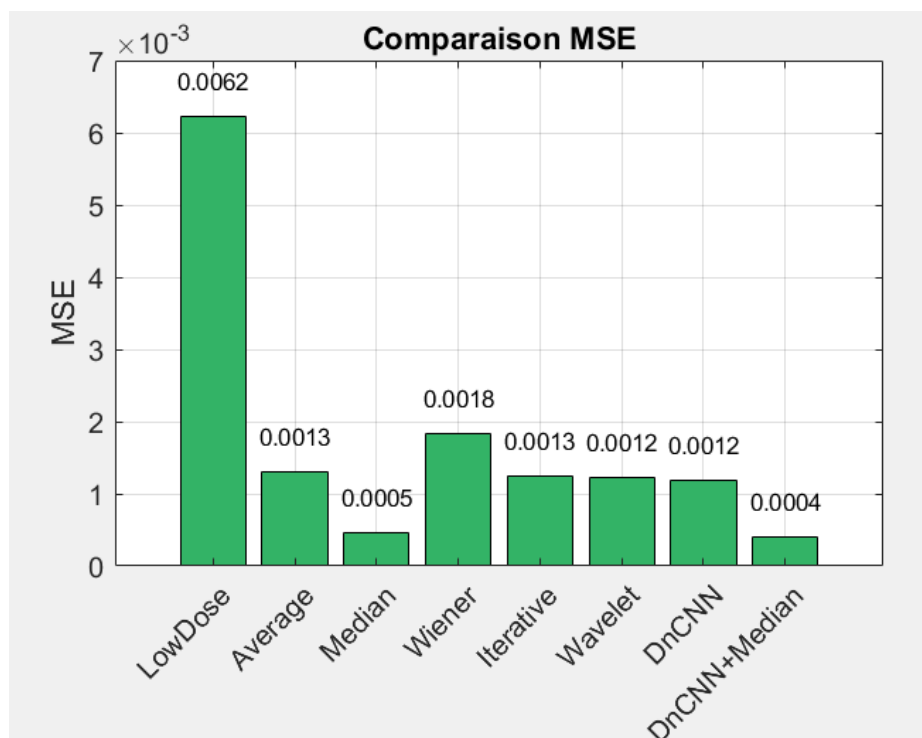


Figure 3-9: Histogramme comparatif des valeurs MSE

CHAPITRE 03 : EVALUATION EXPERIMENTALE DES METHODES DE DEBRUITAGE

Les histogrammes des trois métriques confirment ces observations. Le modèle DnCNN, en particulier lorsqu'il est combiné avec un filtre médian, présente les meilleures performances globales, en particulier sur le PSNR et le MSE.

3.5.2 Discussion des résultats :

L'analyse des résultats obtenus révèle plusieurs observations clés :

- Le filtre moyenneur, bien qu'il réduise efficacement le bruit global, a tendance à flouter les contours, ce qui rend difficile la détection des structures fines. Il s'agit d'une méthode simple mais peu sélective, ce qui explique sa performance moyenne sur les indicateurs.
- Le filtre de Wiener, censé être optimal en présence de bruit gaussien, donne ici des résultats relativement décevants. Cela peut s'expliquer par sa sensibilité aux estimations locales de variance, souvent imprécises dans les zones à faible contraste.
- Le filtre médian se distingue clairement dans les méthodes classiques. Il permet une suppression efficace du bruit tout en conservant les bords nets. Cela se reflète dans le PSNR élevé (33.35 dB) et un SSIM de 0.720, proche des résultats obtenus par les techniques les plus avancées.
- Les techniques avancées comme la transformée en ondelettes de Daubechies (Db4) et la reconstruction itérative obtiennent des résultats très similaires, avec un PSNR autour de 29 dB. Elles permettent une meilleure conservation des détails fins, notamment dans les textures et les structures anatomiques complexes. Leur efficacité repose sur le traitement multi-résolution et la régularisation adaptative.
- Le réseau DnCNN, fondé sur l'apprentissage profond, s'avère très compétitif. Bien qu'il n'atteigne pas seul les performances du filtre médian, il surpasse les autres méthodes avancées en termes de MSE. Sa capacité à apprendre des caractéristiques non linéaires du bruit et à les supprimer efficacement est un atout important.
- La méthode hybride DnCNN + filtre médian combine le meilleur des deux mondes : la robustesse du filtre médian face aux artefacts ponctuels, et l'intelligence du réseau DnCNN pour restaurer les textures complexes. C'est cette synergie qui permet d'atteindre le

CHAPITRE 03 : EVALUATION EXPERIMENTALE DES METHODES DE DEBRUITAGE

meilleur score global avec un PSNR de 33.94 dB et un SSIM de 0.736, tout en gardant un MSE remarquablement bas.

Cette approche hybride est particulièrement pertinente dans un contexte clinique, où il est essentiel de concilier lisibilité de l'image et fidélité aux structures biologiques réelles.

3.5.3 Comparaison avec les travaux antérieurs :

L'analyse des résultats expérimentaux obtenus dans le Chapitre 4 révèle une nette amélioration des performances des techniques testées, en particulier l'approche hybride **DnCNN + filtre médian**. Pour valider ces résultats, une comparaison a été établie avec les travaux antérieurs recensés dans le Chapitre 3.

Dans un contexte de bruit plus élevé ($\sigma=25$ contre $\sigma=5$ dans la littérature), nos résultats expérimentaux montrent que :

- Le **filtre médian** conserve une performance remarquable, surpassant largement le PSNR de référence tout en maintenant une bonne qualité structurelle.
- Le **filtre moyen** et surtout le **Wiener** montrent une baisse de SSIM, révélant une perte de structure malgré la réduction du bruit.

Concernant la transformée en ondelettes, les travaux de Gungor (2021) mettent en évidence une performance modérée de la fonction db3, avec un PSNR de 24,69 dB obtenu sur des images médicales particulièrement complexes et bruitées ($\sigma = 30$). Dans le cadre de notre étude, l'utilisation de la fonction Db4, associée à un seuillage optimisé, a permis d'atteindre un PSNR de 29,15 dB, ce qui traduit une amélioration notable des performances. Cette différence souligne l'importance cruciale du choix de la fonction d'ondelette, ainsi que des paramètres de traitement, notamment le type de seuillage et le niveau de décomposition. Ainsi, bien que les méthodes basées sur les ondelettes puissent présenter certaines limites, nos résultats confirment qu'une implémentation adéquate permet d'obtenir une qualité de débruitage compétitive par rapport aux approches classiques rapportées dans la littérature.

CHAPITRE 03 : EVALUATION EXPERIMENTALE DES METHODES DE DEBRUITAGE

Les résultats montrent une nette amélioration de l'approche DnCNN dans notre cadre expérimental, surtout en le combinant avec le filtre médian. Cette méthode hybride surpasse toutes les techniques mentionnées dans la littérature, même celles utilisant DnCNN seul.

Etude	Méthode	PSNR (Littérature)	PSNR (Notre étude, $\sigma=25$)	SSIM (Littérature)	SSIM (Notre étude)
Katta et al. (2024)	Filtre moyen $\sigma=5$	20.35 dB	28.86 dB	Non indiqué	0.47308
Katta et al. (2024)	Filtre médian $\sigma=5$	27.18 dB	33.35 dB	0.7827	0.72024
Katta et al. (2024)	Filtre de Wiener $\sigma=5$	26.73 dB	27.38 dB	0.8105	0.36039
Gungor (2021)	DWT (db3)	28,042 dB	29.15 dB (Db4)	Non indiqué	0.49356
Katta et al. (2024)	DnCNN $\sigma=20$)	16.11 dB	29.24 dB	0.4651	0.4651

Tableau3-2 :Résultats comparés avec la littérature

3.6 CONCLUSION :

À travers cette étude expérimentale, nous avons évalué diverses approches de débruitage appliquées aux images CT simulées en faible dose. Cette démarche s'inscrit dans une volonté d'amélioration de la qualité d'image tout en respectant les contraintes de radioprotection. Les résultats obtenus confirment que les techniques de débruitage classiques, bien que simples à mettre en œuvre, présentent des limites notables en termes de préservation des détails.

Les méthodes avancées, telles que les ondelettes ou la reconstruction itérative, offrent une amélioration significative, tandis que les approches basées sur l'apprentissage profond, en particulier DnCNN, se montrent très prometteuses. L'association de DnCNN avec un filtre médian s'est révélée particulièrement efficace, combinant robustesse, finesse des contours et suppression du bruit.

Ces résultats ouvrent la voie à l'intégration concrète de solutions hybrides et intelligentes dans les systèmes de traitement d'image médicale. En perspective, il serait pertinent d'étendre cette analyse à d'autres modalités d'imagerie, d'autres types de bruit (comme le bruit de Poisson) ou encore d'explorer des architectures profondes adaptées à des volumes 3D. Une validation clinique, avec un retour des radiologues sur la qualité perçue des images débruitées, constituerait également une étape cruciale vers une application réelle de ces méthodes en milieu hospitalier.

Conclusion Générale :

À l'issue de cette étude, menée sur des images scanner du cerveau à faible dose, nous avons pu comparer de manière rigoureuse plusieurs approches de réduction du bruit, en mettant en œuvre aussi bien des filtres classiques que des méthodes modernes issues de l'intelligence artificielle. L'analyse expérimentale conduite dans le chapitre IV a révélé que la combinaison du modèle DnCNN avec un filtre médian permet d'obtenir les meilleurs résultats, notamment en termes de PSNR, de SSIM et de MSE. Cette approche hybride s'est distinguée par sa capacité à atténuer le bruit tout en préservant les détails anatomiques critiques, ce qui est essentiel pour garantir la valeur diagnostique des images acquises à faible dose.

Ces résultats confirment que l'intégration de l'IA dans les processus de post-traitement en imagerie médicale représente une avancée significative. Elle permet non seulement d'optimiser la qualité des images, mais aussi de renforcer la sécurité du patient en réduisant l'exposition aux rayonnements ionisants. Ainsi, ce mémoire a atteint son objectif principal : proposer une méthode efficace et applicable pour améliorer la qualité d'image en TDM tout en minimisant la dose.

Pour les travaux futurs, il serait pertinent d'élargir l'étude à d'autres types d'imagerie médicale comme l'IRM ou la TEP, et d'utiliser des bases de données cliniques plus variées. L'exploration de réseaux neuronaux plus avancés, tels que UNet++, Swin Transformer ou les modèles génératifs, pourrait offrir des perspectives encore plus prometteuses. À terme, une intégration dans un environnement clinique réel par exemple sous forme d'outil logiciel compatible avec les stations de travail PACS permettrait de valider concrètement l'impact de ces approches sur la pratique médicale quotidienne.

Références bibliographiques

- [1] S. Katta, D. Garg, P. Singh, and V. Ravi, "Role and Impact of Method Noise on CT Image Denoising," *The Open Bioinformatics Journal*, vol. 17, 2024.
- [2] M. A. Gungor, "A comparative study on wavelet denoising for high noisy CT images of COVID-19 disease," *Optik*, vol. 235, p. 166652, 2021.
- [3] S. Katta, P. Singh, D. Garg, and M. Diwakar, "A Hybrid Approach for CT Image Noise Reduction Combining Method Noise-CNN and Shearlet Transform," *Biomedical and Pharmacology Journal*, vol. 17, pp. 1875-1898, 2024.
- [4] Y. Al Najjar, "Comparative analysis of image quality assessment metrics: MSE, PSNR, SSIM and FSIM," *International Journal of Science and Research (IJSR)*, vol. 13, pp. 110-114, 2024.
- [5] R. T. Sadia, J. Chen, and J. Zhang, "CT image denoising methods for image quality improvement and radiation dose reduction," *Journal of applied clinical medical physics*, vol. 25, p. e14270, 2024.
- [6] R. C. Gonzalez, *Digital image processing*: Pearson education india, 2009.
- [7] D. L. Donoho, "De-noising by soft-thresholding," *IEEE transactions on information theory*, vol. 41, pp. 613-627, 2002.
- [8] K. Zhang, W. Zuo, Y. Chen, D. Meng, and L. Zhang, "Beyond a gaussian denoiser: Residual learning of deep cnn for image denoising," *IEEE transactions on image processing*, vol. 26, pp. 3142-3155, 2017.
- [9] N. Ayache, "Machine vision for medical image analysis and virtual surgery," in *Proceedings 10th International Conference on Image Analysis and Processing*, 1999, p. 444.
- [10] G. N. Hounsfield, "Computerized transverse axial scanning (tomography): Part 1. Description of system," *The British journal of radiology*, vol. 46, pp. 1016-1022, 1973.
- [11] A. C. Mamourian, *CT Imaging: Practical Physics, Artifacts, and Pitfalls*: Oxford University Press, 2013.
- [12] M. X. X. Magnier, "Étude quantitative du mouvement de la paroi du cœur à partir d'images ciné-IRM par des méthodes fréquentielles de flux optique," Université de Bourgogne, 2010.
- [13] S. C. Bushong and G. Clarke, *Magnetic resonance imaging: physical and biological principles*: Elsevier Health Sciences, 2003.
- [14] C. K. Roth and W. H. Faulkner Jr, "Review questions for MRI," 2013.
- [15] B. Kastler and D. Vetter, *Comprendre l'IRM: manuel d'auto-apprentissage*: Elsevier Health Sciences, 2018.
- [16] M. L. García-Martín and P. López-Larrubia, "Preclinical MRI."
- [17] R. H. Hashemi, W. G. Bradley, and C. J. Lisanti, *MRI: the basics: The Basics*: Lippincott Williams & Wilkins, 2012.
- [18] P. Goyer, "La spectroscopie de résonance magnétique nucléaire (RMN)."
- [19] D. Régent, A. Lisbona, A. Noel, and F. Masson, *Scanner et rayons X*: Elsevier Masson, 2013.
- [20] J.-P. Dillenseger, E. Moerschel, V. Schmit, and C. Zorn, *Guide des technologies de l'imagerie médicale et de la radiothérapie: quand la théorie éclaire la pratique*: Elsevier Health Sciences, 2024.
- [21] J.-M. Tubiana, L. Arrivé, and G. Kalifa, *Radiodiagnostic*: Elsevier Masson, 2004.

- [22] S. Jelassi, D. Dalle, and L. Arpin, "Conception d'une unité de traitement des données TDM en technologie TSMC CMOS 0, 18 μm pour un scanner bimodal TEP/TDM," Université de Sherbrooke, 2020.
- [23] S. Nicol, "Étude et construction d'un tomographe TEP/TDM pour petits animaux, combinant modules phoswich à scintillateurs et détecteur à pixels hybrides," Université de la Méditerranée-Aix-Marseille II, 2010.
- [24] M. Bartscher, U. Hilpert, J. Goebbels, and G. Weidemann, "Enhancement and Proof of Accuracy of Industrial Computed Tomography (CT) Measurements," *CIRP Annals*, vol. 56, pp. 495-498, 2007/01/01/ 2007.
- [25] L. TOMODENSITOMÉTRIE, "CHAPITRE 2 LA TOMODENSITOMÉTRIE I. GAULTIER," *Les équipements bio-médicaux à l'hôpital et au laboratoire*, p. 199, 1980.
- [26] M. De Santis, E. Di Gianantonio, G. Straface, A. F. Cavaliere, A. Caruso, F. Schiavon, R. Berletti, and M. Clementi, "Ionizing radiations in pregnancy and teratogenesis: a review of literature," *Reproductive Toxicology*, vol. 20, pp. 323-329, 2005.
- [27] I. C. o. R. Protection, "ICRP Publication 73: Radiological Protection and Safety in Medicine," ed: Oxford: Elsevier, 1996.
- [28] R. L. Brent, "Utilization of developmental basic science principles in the evaluation of reproductive risks from pre-and postconception environmental radiation exposures," *Teratology*, vol. 59, pp. 182-204, 1999.
- [29] N. Moore, C. Adams, and L. Rowson, "Developmental potential of single blastomeres of the rabbit egg," *Reproduction*, vol. 17, pp. 527-531, 1968.
- [30] S. M. Willadsen, "A method for culture of micromanipulated sheep embryos and its use to produce monozygotic twins," *Nature*, vol. 277, pp. 298-300, 1979.
- [31] R. Mole, "Detriment in humans after irradiation in utero," *International journal of radiation biology*, vol. 60, pp. 561-564, 1991.
- [32] C. Cousins, D. Miller, G. Bernardi, M. Rehani, P. Schofield, E. Vañó, A. Einstein, B. Geiger, P. Heintz, and R. Padovani, "International commission on radiological protection," *ICRP publication*, vol. 120, pp. 1-125, 2011.
- [33] R. L. Brent, "Saving lives and changing family histories: appropriate counseling of pregnant women and men and women of reproductive age, concerning the risk of diagnostic radiation exposures during and before pregnancy," *American journal of obstetrics and gynecology*, vol. 200, pp. 4-24, 2009.
- [34] K. Ray, "Toxicity of Radiation: Biological Effects of Ionizing Radiation Exposure on Reproduction," in *Reproductive and Developmental Toxicology*, ed: Elsevier, 2017, pp. 359-375.
- [35] N. F. A. Bakar, S. A. Othman, N. F. A. N. Azman, and N. S. Jasrin, "Effect of ionizing radiation towards human health: A review," in *IOP conference series: earth and environmental science*, 2019, p. 012005.
- [36] W. H. Organization, "Ionizing radiation. Part 1. X and gamma radiation and neutrons, vol. 75," *IARC monographs on the evaluation of carcinogenic risks to humans. Lyon, France: International Agency for Research on Cancer*, 2000.
- [37] K. Kodama, F. Kasagi, Y. Shimizu, N. Nishi, M. Soda, A. Suyama, and T. Okubo, "Long-term health consequences of atomic bomb radiation: RERF Life Span Study," in *International Congress Series*, 2007, pp. 73-80.
- [38] D. L. Preston, S. Kusumi, M. Tomonaga, S. Izumi, E. Ron, A. Kuramoto, N. Kamada, H. Dohy, T. Matsui, and H. Nonaka, "Cancer incidence in atomic bomb survivors. Part III: Leukemia, lymphoma and multiple myeloma, 1950-1987," *Radiation research*, vol. 137, pp. S68-S97, 1994.
- [39] E. Van den Broek, L. Liu, E. Posthuma, M. Janssen-Heijnen, J. Coebergh, and I. Soerjomataram, "Increased risk of chronic lymphocytic leukaemia among cancer

- survivors in the Netherlands: increased detection, causal factors or both?," *Annals of hematology*, vol. 93, pp. 157-162, 2014.
- [40] G. B. Chavhan, *MRI made easy*: JP Medical Ltd, 2013.
 - [41] D. W. McRobbie, E. A. Moore, M. J. Graves, and M. R. Prince, *MRI from Picture to Proton*: Cambridge university press, 2017.
 - [42] O. Godard and J. Lochard, "L'histoire de la radioprotection, un antécédent du principe de précaution," 2005.
 - [43] A. Oudiz, J. Lochard, J. Lombard, J. Croft, A. Fleishman, and G. Webb, "What is ALARA," Centre d'Etude sur l'Evaluation de la Protection dans le domaine Nucleaire 1986.
 - [44] Y.-S. Cordoliani, J.-F. Chateil, and H. D. le Pointe, "Chapitre 5 - Effets biologiques des rayonnements ionisants," in *Guide de Radioprotection en Milieu Médical*, Y.-S. Cordoliani, J.-F. Chateil, and H. D. le Pointe, Eds., ed Paris: Elsevier Masson, 2023, pp. 59-74.
 - [45] O. Holmberg, J. Malone, M. Rehani, D. McLean, and R. Czarwinski, "Current issues and actions in radiation protection of patients," *European journal of radiology*, vol. 76, pp. 15-19, 2010.
 - [46] Y. R. Rampersaud, K. T. Foley, A. C. Shen, S. Williams, and M. Solomito, "Radiation exposure to the spine surgeon during fluoroscopically assisted pedicle screw insertion," *Spine*, vol. 25, pp. 2637-2645, 2000.
 - [47] B. D. Giordano, J. F. Baumhauer, T. L. Morgan, and G. R. Rechtine, "Cervical spine imaging using standard C-arm fluoroscopy: patient and surgeon exposure to ionizing radiation," *Spine*, vol. 33, pp. 1970-1976, 2008.
 - [48] J. A. Alonso, D. Shaw, A. Maxwell, G. McGill, and G. Hart, "Scattered radiation during fixation of hip fractures: Is distance alone enough protection?," *The Journal of Bone & Joint Surgery British Volume*, vol. 83, pp. 815-818, 2001.
 - [49] H. Kamoun, D. Abbes, K. A. Kamoun, N. Attia, and A. Hammou, "Connaissances du personnel en radioprotection—étude multicentrique en chirurgie orthopédique sur le grand Tunis," *Archives des Maladies Professionnelles et de l'Environnement*, vol. 76, pp. 269-278, 2015.
 - [50] C. Westbrook, *MRI at a Glance*: John Wiley & Sons, 2015.
 - [51] Dr H. Leclet, Sécurité des patients et des professionnels en IRM, Guide Hygiène et Sécurité dans les établissements de santé, AFNOR Éditions, 2012.
 - [52] M. Mahesh, "Scan parameters and image quality in MDCT," *MDCT physics: The basics—Technology, image quality and radiation dose*. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, pp. 47-78, 2009.
 - [53] W. A. Kalender, P. Deak, M. Kellermeier, M. van Straten, and S. V. Vollmar, "Application-and patient size-dependent optimization of x-ray spectra for CT," *Medical physics*, vol. 36, pp. 993-1007, 2009.
 - [54] A. Graser, T. R. Johnson, H. Chandarana, and M. Macari, "Dual energy CT: preliminary observations and potential clinical applications in the abdomen," *European radiology*, vol. 19, pp. 13-23, 2009.
 - [55] K. Boedeker and M. McNitt-Gray, "Application of the noise power spectrum in modern diagnostic MDCT: part II. Noise power spectra and signal to noise," *Physics in Medicine & Biology*, vol. 52, p. 4047, 2007.
 - [56] M. K. Kalra, "Automatic exposure control in multidetector-row CT," in *Radiation Dose from Multidetector CT*, ed: Springer, 2012, pp. 259-272.
 - [57] B. Solacroup and S. C. LeMarec, "Bases physiques des rayons X," ed: CERF, 2011.

- [58] C. Adrien, "Développement d'un outil d'optimisation de la dose aux organes en fonction de la qualité image pour l'imagerie scanographique," Université Paris Sud-Paris XI, 2015.
- [59] J. P. Dillenseger and E. Moerschel, "Guide of medical imaging technologies and radiotherapy; Guide des technologies de l'imagerie médicale et de la radiothérapie," 2009.
- [60] D. Maret-Comtesse, "Morphométrie haute résolution des germes dentaires: évaluation du Cone Beam CT en tant qu'outil de mesure," Toulouse 3, 2010.
- [61] C. Adamsbaum and H. Nahum, *Traité d'imagerie médicale*: Lavoisier-Médecine Sciences Publications, 2014.
- [62] G. Bonardel, C. Barrau, M. Soussan, E. D'Estanque, B. Erra, C. Etard, N. Fayard, M. O. Habert, S. Hapdey, E. Hindie, F. Hyafil, C. Labriolle Vaylet, O. Lairez, P. Y. Leroux, P. Olivier, M. Queneau, E. Rust, R. Seban, L. Sibille, M. Soret, and M. Wartski, "Rappels physiques et outils d'optimisation de la qualité image et de la dose," *Médecine Nucléaire*, vol. 42, pp. 298-313, 2018/09/01/ 2018.
- [63] D. Tack, M. K. Kalra, and P. A. Gevenois, *Radiation dose from multidetector CT*: Springer Science & Business Media, 2012.
- [64] N. Bellaïche, *Guide pratique du Cone beam en imagerie dento-maxillaire*: Editions CdP, 2023.
- [65] F. E. Boas and D. Fleischmann, "CT artifacts: causes and reduction techniques," *Imaging Med*, vol. 4, pp. 229-240, 2012.
- [66] R. Nagarajan, "Understanding MRI Parameters: A Comprehensive Guide for Beginners."
- [67] M. Strzelecki, A. Piórkowski, and R. Obuchowicz, "Effect of matrix size reduction on textural information in clinical magnetic resonance imaging," *Journal of Clinical Medicine*, vol. 11, p. 2526, 2022.
- [68] C.-H. Choi, S.-M. Hong, J. Felder, and N. J. Shah, "The state-of-the-art and emerging design approaches of double-tuned RF coils for X-nuclei, brain MR imaging and spectroscopy: A review," *Magnetic Resonance Imaging*, vol. 72, pp. 103-116, 2020/10/01/ 2020.
- [69] B. Zhang, K. Wang, and T. Jiang, "RF power design optimization in MRI system," *Magnetic Resonance Letters*, vol. 1, pp. 89-98, 2021/08/01/ 2021.
- [70] B. Gruber, M. Froeling, T. Leiner, and D. W. Klomp, "RF coils: A practical guide for nonphysicists," *Journal of magnetic resonance imaging*, vol. 48, pp. 590-604, 2018.
- [71] M. A. Jacobs, T. S. Ibrahim, and R. Ouwerkerk, "MR imaging: brief overview and emerging applications," *Radiographics*, vol. 27, pp. 1213-1229, 2007.
- [72] A. Pai, R. Shetty, B. Hodis, and Y. S. Chowdhury, "Magnetic resonance imaging physics," in *StatPearls [Internet]*, ed: StatPearls Publishing, 2023.
- [73] B. Decoupigny, "Le développement des technologies numériques d'imagerie médicale en France-Etude bibliographique et résultats d'une enquête auprès d'un échantillon de cliniques vétérinaires," Ecole vétérinaire d'Alfort, 2011.
- [74] B. R. ALLEGUE Ahmed Ziyad, "ETUDE SUR L'IMAGERIE MEDICALE," 2020.
- [75] D. Hoa, *L'Irm Pas Pas (Edition Noir & Blanc)*: Lulu. com, 2007.
- [76] K. Ashby, B. N. Adams, and M. Shetty, "Appropriate magnetic resonance imaging ordering," 2020.
- [77] P. R. Patel and O. De Jesus, *CT Scan*: StatPearls Publishing, Treasure Island (FL), 2025.
- [78] E. Seeram, *Computed tomography: physical principles, clinical applications, and quality control*: Elsevier, 2015.
- [79] R. A. Robb and E. L. Ritman, "High speed synchronous volume computed tomography of the heart," *Radiology*, vol. 133, pp. 655-661, 1979.

- [80] L. F. Donnelly, *Pediatric Imaging E-Book: The Fundamentals*: Elsevier Health Sciences, 2011.
- [81] C. Westbrook and J. Talbot, *MRI in Practice*: John Wiley & Sons, 2018.
- [82] C. H. McCollough, "Patient dose in cardiac computed tomography," *Herz*, vol. 28, p. 1, 2003.
- [83] C. H. McCollough, A. N. Primak, N. Braun, J. Kofler, L. Yu, and J. Christner, "Strategies for reducing radiation dose in CT," *Radiologic Clinics of North America*, vol. 47, p. 27, 2009.
- [84] R. L. Morin, T. C. Gerber, and C. H. McCollough, "Radiation dose in computed tomography of the heart," *Circulation*, vol. 107, pp. 917-922, 2003.
- [85] I. Pedrosa, D. A. Altman, J. R. Dillman, M. N. Hoff, A. M. McKinney, S. B. Reeder, J. M. Rogg, R. J. Stafford, J. A. Webb, and D. L. Hernandez, "American College of Radiology Manual on MR Safety: 2024 update and revisions," *Radiology*, vol. 315, p. e241405, 2025.
- [86] H. S. Thomsen, "European Society of Urogenital Radiology guidelines on contrast media application," *Current opinion in urology*, vol. 17, pp. 70-76, 2007.
- [87] A. K. Boyat and B. K. Joshi, "A review paper: noise models in digital image processing," *arXiv preprint arXiv:1505.03489*, 2015.
- [88] D. Tisdall and M. S. Atkins, "MRI denoising via phase error estimation," in *Medical Imaging 2005: Image Processing*, 2005, pp. 646-654.
- [89] K. L. Lew, C. Y. Kew, K. S. Sim, and S. C. Tan, "Adaptive Gaussian Wiener Filter for CT-Scan Images with Gaussian Noise Variance," *Journal of Informatics and Web Engineering*, vol. 3, pp. 169-181, 2024.
- [90] A. Mihailova and V. Georgieva, "Comparative analysis various filters for noise reduction in mri abdominal images," *International Journal" Information Technologies & Knowledge*, vol. 10, pp. 47-66, 2016.
- [91] A. K. Jain, *Fundamentals of digital image processing*: Prentice-Hall, Inc., 1989.
- [92] N. DIFFELLAH, "Débruitage et simplification d'images," Université Mohamed Khider–Biskra, 2021.
- [93] S. Mallat, *A wavelet tour of signal processing*: Elsevier, 1999.
- [94] S. Shaliniswetha and S. T. Mahaboob, "RESIDUAL LEARNING BASED IMAGE DENOISING AND COMPRESSION USING DNCNN," *ICTACT Journal on Image & Video Processing*, vol. 13, 2022.
- [95] M. Kidoh, K. Shinoda, M. Kitajima, K. Isogawa, M. Nambu, H. Uetani, K. Morita, T. Nakaura, M. Tateishi, and Y. Yamashita, "Deep learning based noise reduction for brain MR imaging: tests on phantoms and healthy volunteers," *Magnetic resonance in medical sciences*, vol. 19, pp. 195-206, 2020.
- [96] M. C. Sheeba and C. S. Christopher, "Adaptive deep residual network for image denoising across multiple noise levels in medical, nature, and satellite images," *Ain Shams Engineering Journal*, vol. 16, p. 103188, 2025.
- [97] J. Peng, C. Shi, E. Laugeman, W. Hu, Z. Zhang, S. Mutic, and B. Cai, "Implementation of the structural SIMilarity (SSIM) index as a quantitative evaluation tool for dose distribution error detection," *Medical physics*, vol. 47, pp. 1907-1919, 2020.
- [98] M.-J. Chen and A. C. Bovik, "Fast structural similarity index algorithm," *Journal of Real-Time Image Processing*, vol. 6, pp. 281-287, 2011.

Résumé :

Dans le souci de réduire les risques liés à l'exposition cumulative aux rayonnements ionisants, la réduction de dose en tomodensitométrie (TDM) s'impose de plus en plus comme une pratique courante, notamment chez les patients soumis à des examens répétitifs. Toutefois, cette diminution de dose entraîne une dégradation notable de la qualité des images, caractérisée essentiellement par l'augmentation du bruit. Ce travail s'inscrit dans une démarche d'amélioration de la qualité des images TDM à faible dose à travers l'évaluation de différentes techniques de débruitage. Un bruit gaussien simulé a été introduit sur des images originales, et six méthodes ont été étudiées : les filtres moyen, médian, et Wiener, la décomposition en ondelettes, une approche de reconstruction itérative, ainsi que le modèle DnCNN basé sur l'apprentissage profond. L'analyse des performances, réalisée à l'aide des métriques PSNR, SSIM et MSE, a révélé que la combinaison du réseau DnCNN avec le filtre médian permet d'atteindre un bon équilibre entre réduction du bruit et préservation des structures anatomiques. Ces résultats mettent en évidence la pertinence des approches fondées sur l'intelligence artificielle dans le contexte de l'optimisation des protocoles d'imagerie à faible dose.

Abstract :

To minimize the cumulative effects of ionizing radiation, low-dose protocols in computed tomography (CT) have become increasingly common, particularly in cases requiring frequent imaging. However, reducing the dose often comes at the expense of image quality, primarily due to increased noise levels. This work aims to evaluate and compare various denoising techniques to restore the diagnostic quality of low-dose CT images. Simulated Gaussian noise was added to original CT scans, and six approaches were tested: mean filter, median filter, Wiener filter, Daubechies wavelet transform, iterative reconstruction, and DnCNN—a deep learning model. Quantitative evaluation based on PSNR, SSIM, and MSE metrics shows that the combination of DnCNN and the median filter yields the best compromise between noise suppression and structural detail preservation. These findings highlight the significant potential of deep learning in supporting safer imaging practices without compromising diagnostic reliability.

الملخص

في ظل التوجه المتزايد نحو تقليل تعرّض المرضى للإشعاعات المؤينة، خصوصًا عند تكرار فحوصات التصوير الطبقي المحوري (TDM)، أصبحت استراتيجيات تقليل الجرعة ضرورة ملحة. إلا أن هذا الإجراء ينعكس سلبيًا على جودة الصور الطبية، من خلال ارتفاع مستوى الضوضاء وفقدان بعض التفاصيل المهمة

منخفضة TDM يهدف هذا العمل إلى دراسة ومقارنة مجموعة من تقنيات إزالة الضوضاء بغرض تحسين صور الجرعة. تم توليد ضوضاء غاوسية محاكية على صور حقيقية، ثم تطبيق ست طرق للترشيح: الفلتر المتوسط، الفلتر الوسيط، المعتمد على التعلم العميق تم تقييم DnCNN، طريقة إعادة البناء التكرارية، وأخيرًا نموذج فلتر فينر، التحويل بالموجات مع DnCNN وقد أظهرت النتائج أن دمج نموذج MSE و SSIM و PSNR أداء هذه الطرق اعتمادًا على مؤشرات كمية هي الفلتر الوسيط يوفر أفضل توازن بين تقليل الضوضاء والحفاظ على المكونات التشريحية. تؤكد هذه النتائج فعالية الذكاء منخفضة الجرعة دون المساس بجودة التشخيص TDM الاصطناعي في تحسين صور