

Évaluation d'un algorithme de reconstruction d'image développé par Deep Learning (DLIR) sur scanners abdomino-pelviens sans injection basse dose réalisés dans le cadre du bilan ou du suivi de maladie lithiasique urinaire

Aurélien Delabie

▶ **To cite this version:**

Aurélien Delabie. Évaluation d'un algorithme de reconstruction d'image développé par Deep Learning (DLIR) sur scanners abdomino-pelviens sans injection basse dose réalisés dans le cadre du bilan ou du suivi de maladie lithiasique urinaire. Médecine humaine et pathologie. 2020. dumas-02933236

HAL Id: dumas-02933236

https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-02933236

Submitted on 8 Sep 2020

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

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

UNIVERSITÉ DE PICARDIE JULES VERNE

FACULTE DE MEDECINE

2020

THESE POUR LE DIPLÔME D'ETAT

DE DOCTEUR EN MEDECINE

Evaluation d'un algorithme de reconstruction d'image développé par Deep Learning (DLIR) sur scanners abdomino-pelviens sans injection basse dose réalisés dans le cadre du bilan ou du suivi de maladie lithiasique urinaire.

N° 2020 - 58

Radiodiagnostic et Imagerie médicale

Présentée et soutenue publiquement le 25 juin 2020

A l'amphi Moulonguet

Par DELABIE Aurélien

JURY

Président :

Monsieur le Professeur Jean-Marc CONSTANS

Assesseurs :

Madame le Professeur SEVESTRE-PIETRI

Madame le Docteur EL ESPER

Monsieur le Docteur BALEDENT

Directeur de Thèse :

Monsieur le Docteur RENARD

Monsieur le Professeur Jean-Marc CONSTANS

Responsable du centre d'activité de Neuroradiologie

Coresponsable de l'équipe universitaire CHIMERE

Coordonnateur du DES d'Imagerie médicale

Responsable médical et de la recherche clinique sur l'IRM de recherche du GIE Faire Face

Professeur des Universités-Praticien Hospitalier

(Radiologie et Imagerie médicale)

Pôle Imagerie

C’est un honneur de vous avoir en tant que président de mon jury de thèse.

Veuillez recevoir toute ma gratitude et l’expression de mon sincère respect.

Madame le Professeur Marie-Antoinette SEVESTRE-PIETRI

Professeur des Universités – Praticien Hospitalier

Médecine vasculaire

Chef du Service de Médecine Vasculaire

Vous me faites l'honneur de siéger à mon jury de thèse et de juger mon travail.

Recevez mes plus sincères remerciements et ma profonde gratitude.

Madame le Docteur Isabelle EL ESPER

Maître de Conférences des Universités – Praticien Hospitalier

(Médecine nucléaire)

Vous me faites l'honneur de siéger à mon jury de thèse et de juger mon travail.

Recevez mes plus sincères remerciements et ma profonde gratitude.

Monsieur le Docteur Olivier BALEDENT

Maître de Conférences des Universités - Praticien Hospitalier

Responsable de l'unité de traitement de l'image médicale du CHU d'Amiens.

Vous me faites l'honneur de siéger à mon jury de thèse et de juger mon travail.

Recevez mes plus sincères remerciements et ma profonde gratitude.

Monsieur le Docteur Cédric RENARD

Praticien Hospitalier

(Radiologie et Imagerie médicale)

Imagerie cardiovasculaire, thoracique et urinaire

Merci d’avoir accepté d’encadrer ce travail.

C’est un réel plaisir d’avoir pu faire ce travail avec toi, et d’avoir bénéficier de ton expertise.

J’ai énormément appris à tes côtés.

C’est un honneur de rejoindre ton service.

Remerciements

A toi mon amour, doudou : je te remercie pour tout, pour ton soutien, ta gentillesse, ta simplicité, ta rigueur, merci pour tout cet amour et cette passion que tu sais mettre dans ceux que tu aimes, merci de nous faire vivre. Je t'aime pour toujours.

A toi Noé, Mr Chaw, Biboush, Chouchou, Bigbabe, merci pour tout ce bonheur, cet amour à l'état pur, cette joie dans ton sourire, dans ton rire, cette malice déguisée en tendresse, cette douceur remplis d'amour. Je serais à jamais avec toi, je t'aime.

A toi Doudette, à toi nuggets, compagnons pleins d'amour, parfois mauvaise fortune, mais membres de la famille tout autant

A mes parents, merci de m'avoir élevé, ça n'a pas toujours été facile, mais je vous remercie sincèrement pour tout ce que vous avez pu m'enseigner, me montrer, et cette réussite est aussi la vôtre.

A mes frères, merci d'avoir été là pendant ces longues études, à toi Anselme, merci de m'avoir accompagné pendant cette PCEM1, à toi Alban, Albéric (compagnon de déménagement), Adrien merci pour ces moments de partage, de rigolades, de foot dans le jardin, de DBZ sur PS2, à toi Anthony, troisième roue du vélo, merci pour ta gentillesse et ta simplicité, à toi Alexis, merci pour tous ces centres aérés à deux, mon pseudo jumeau, merci pour ces discussions sans fin le soir.

A mes grands-parents, à toi mamie qui nous manque, avec qui j'aurais aimé partager tant de choses, à toi papi, merci pour ta sagesse, ta gentillesse, ton soutien et ta simplicité.

A mes amis, à toi Clem, merci pour tous ces supers moments, pour toutes ces blagues, ces situations, merci pour la colloc, merci pour cette ingérence, merci pour ta gentillesse, ton sens de l'amitié, pour tes valeurs, j'ai appris à tes côtés et je te dois beaucoup Clem, et aussi des plateaux de bougies. A toi Dri, merci d'être Dri, de driniter sans cesse, merci pour ces débats, pour tes conseils, ton écoute, et cette forme de sagesse que tu as. A toi pete pete, merci pour ton calme, ton intelligence et tes belles échappées dans le monde du n'importe quoi, merci de nous montrer la voie. A toi Brice, merci pour ta gentillesse, tes conseils, ton calme, merci pour ta bienveillance, je suis très heureux de t'avoir dans la famille. A toi Alexxx, merci de nous gérer quand il faut, merci pour tous ces bons moments, pour ces voyages, pour ce tee-shirt Pokemon et pour cette volonté de te mettre en danger. A toi Flora, merci pour ta gentillesse, ces soirées qui ne sont pas les tiennes, ta douceur et ta bienveillance déjà plus que maternelle. A toi KaKa, merci pour ta franchise et ton caractère, ta gentillesse et ton humour. A toi Faustine, pour ta

gentillesse et ta sensibilité et merci de gérer clem. A toi Benj geotrouvetout, pour tes connaissances les plus diverses et variées, A toi Jess, pour tes très bons gouts musicaux. A toi lolo, éternel sportif. A toi Alex J pour tes blagues raffinés. A vous Thib et Popo. A vous Charlotte et Morgan. A toi Leo qui m'a motivé à faire radio, a vous Quentin et Camille, à toi Amandine. A vous Lulu et Nicolas. A vous Elodie et Yann, c'est une joie d'avoir fait votre rencontre, et merci de nous accueillir si chaleureusement.

A ma futur belle famille, Audrey, merci pour ta présence auprès de Noé et ta gentillesse, Fabien, la Fanfan et le Christian, merci pour votre générosité et de nous accueillir, Mémère, Le Jeannot, l'Odile, la Jacotte, le Neness, le Seba, le Manu, la Gaelle.

A toi Nico, merci pour tout, tu es l'un de mes plus belles rencontres, merci pour ta simplicité, ta gentillesse et ta bienveillance, pour tous ces fous rires, pour ces concerts et festivals et ceux à venir. A toi Pich, merci pour ta gentillesse, ta sensibilité, ces métaphores ubuesques, merci pour ta générosité damonesque. A toi Jerem d'amour, merci pour ta décontractude, ta pédagogie à toute épreuve, ta profonde gentillesse et ta bienveillance. Merci à vous trois, pour vos valeurs, votre sens clinique réel, vous êtes un exemple, et c'est une immense joie de travailler avec vous.

A vous Riri et Kevin Francis, merci pour ces soirées dans Saint Leu, merci au joker et a francis de savoir mettre du piment dans les soirées. Merci à vous deux, pour ces bons délires, pour tout ce que vous m'avez appris.

A mes co internes, Quentin pour ta bobotitude, Xavier pour ta bonne humeur et ton humour A Jamel, Olive, Mickael et David avec qui j'ai découvert la radiologie en premier semestre et en particulier les vacations de radio de thorax, Samir, Julie, Anas, Trevor. Aux promos d'avant, Maxime, Mathieu, Mohammed, Sooheib, merci pour tout ce que vous m'avez enseigné. Gab et Anis, merci pour ce stage de thorax, Bouchra, Hassan, merci Laura, pour ta gentillesse et ta spontanéité. Aux promos d'après, Charles, Amandine, Alexandre, Simon pour ton originalité, Jean, Loic, Wesley, Geoffrey, Emilie, Cyril, Jessy.

Au service de radiologie, merci à toi Cédric, merci pour ta gentillesse, ta disponibilité, ton sens de l'organisation, merci pour ton sens clinique, et tes valeurs, c'est un plaisir de travailler avec toi et dans ton service. A Thierry, merci pour ta sympathie et ta disponibilité, merci pour tes convictions, et pour ces balades en vélo. Roger, merci beaucoup pour ton aide dans ce travail, ta disponibilité et tes conseils avisés. A Pob, pour ta précision, ton bon vivant, et ta simplicité. A Mich Mich, à mon collègue Sergio, à toi Florine, à toi Floriane. Brice, merci pour tes avis précis, ton engagement. Merci Pr Rémond, pour cette formation à la radiographie thoracique, cette pédagogie à la dure, ces souvenirs et cette histoire d'une autre époque. Merci Docteur

Auquier, pour les premières vacations de scanner avec vous. Merci Docteur Mancheron pour votre gentillesse, votre disponibilité et votre pédagogie. Merci Pr Constans, pour votre gentillesse, et votre simplicité. Merci Cyril pour ton expertise, ton sens clinique et pour ces blagues. Aux manips de radiologie, à Quentin, c'est un plaisir de te retrouver après toutes ces années, à Nico et teuteu, pour votre camaraderie, à Julien, Lisa, Pauline Hey !

Au service de radiologie à Huriez à Lille, Merci à Philippe pour ton humanité, ta gentillesse, ta disponibilité, ta pédagogie, j'ai beaucoup appris à tes côtés. A Clément, pour ta bonne humeur, tes blagues, ta franchise et cette table de ping pong, on s'est bien marré quand même. Au chef Quinquin, à Jupi, au Raufiste, à Morgan, et à Julie merci à vous j'ai passé un super stage là-haut.

Evaluation d'un algorithme de reconstruction d'image développé par Deep Learning (DLIR) sur scanners abdomino-pelviens sans injection basse dose réalisés dans le cadre du bilan ou du suivi de maladie lithiasique urinaire.

Introduction - L'objectif de cette étude est d'évaluer un nouvel algorithme de reconstruction d'image développé par Deep Learning (DLIR) sur scanners abdomino-pelviens sans injection avec protocole basse dose, réalisés dans le cadre du bilan ou du suivi de maladie lithiasique urinaire.

Matériels et Méthodes - Etude rétrospective monocentrique du 22 novembre au 10 avril 2020 réalisée au CHU d'Amiens. Les scanners abdomino-pelviens sans injection basse dose réalisés pour bilan ou suivi de maladie lithiasique urinaire ont été recensés. Chaque examen comportait 3 reconstructions : DLIR, FBP et ASIR-V 70%. La qualité d'image a été évaluée de façon subjective avec un score visuel et de façon objective en plaçant 6 ROI sur les 3 reconstructions pour mesurer la densité et le bruit et calculer le rapport signal sur bruit, le contraste absolu et le rapport contraste sur bruit. Le volume et la densité des calculs les plus volumineux sur chaque reconstruction ont également été comparés. La détectabilité des calculs urinaires a été évaluée par 4 observateurs.

Résultats - Le bruit de l'image était significativement diminué avec les reconstructions DLIR, 7,2 contre 17 pour ASIR-V 70% et 22 pour FBP. De la même façon le RSB, et le RCB était plus élevé avec les reconstructions DLIR par rapport aux deux autres reconstructions. Le contraste était moins bon avec le DLIR par rapport à l'ASIR-V quand les structures étaient de densité proche. Le volume et la densité des calculs sont plus faibles sur les reconstructions DLIR. La qualité d'image subjective des reconstructions DLIR était significativement supérieur aux reconstructions (2,36 vs 1,7 vs 1,8). La détectabilité de tous les calculs et des calculs de plus de 3 mm était équivalente avec les reconstructions DLIR vs ASIR-V, et supérieurs par rapport au FBP (ICC= 0,99 ; 0,98 ; 0,96). Pour la détectabilité des calculs de moins de 3 mm, les résultats n'étaient pas significatifs.

Conclusion - Pour des scanners abdomino-pelviens en basse dose, les reconstructions DLIR permettent une qualité d'image supérieure aux reconstructions ASIR-V et FBP et une détection des calculs urinaires équivalente aux reconstructions ASIR-V.

Mots-clés : Lithiase urinaire, tomodensitométrie, dosimétrie, amélioration d'image, intelligence artificielle.

Evaluation of image reconstruction algorithm developed by Deep Learning (DLIR) on low dose abdominopelvic scanners without injection performed for the assessment or follow-up of urinary lithiasis disease.

Introduction - The objective of this study is to evaluate a new algorithm of image's reconstruction developed by deep learning (DLIR) for detection of urolithiasis and image quality on low dose abdominopelvic CT.

Materials and Methods - Retrospective monocentric study from November 22 to April 10, 2020 carried out at the CHU in Amiens. Low dose abdominopelvic CT without injection performed for the assessment or follow-up of the lithiasis disease were identified. Each examination included 3 reconstructions: DLIR, FBP and ASIR-V 70%. Image quality was evaluated subjectively with a visual score and objectively by placing 6 ROI on the 3 reconstructions to measure density and noise and to calculate signal-to-noise ratio, absolute contrast and contrast-to-noise ratio. The volume and density of the largest stone on each reconstruction were also compared. The detectability of urinary stones was assessed by 4 observers.

Results - Image noise was significantly reduced with DLIR reconstructions: 7.2 vs 17 for ASIR-V 70% and 22 for FBP. Similarly, SNR and CNR was higher compared to the other two reconstructions. Contrast was lower with DLIR compared to ASIR-V when the structures were of close density. The volume and density of stones were lower with DLIR reconstructions. The subjective image quality of DLIR reconstructions was significantly higher than ASIR and FBP reconstructions (2.36 vs 1.7 vs 1.8). The detectability of all stones and stones larger than 3 mm was equivalent with DLIR and ASIR-V reconstructions, and higher compared to FBP (ICC = 0.99; 0.98; 0.96). For the detectability of stones smaller than 3 mm, results were not significant.

Conclusion - For low-dose abdomino-pelvic scanners, DLIR reconstructions allow image quality superior to ASIR-V and FBP reconstructions and detection of urinary stones equivalent to ASIR-V reconstructions.

Keywords: Urolithiasis, computed tomography, dosimetry, image enhancement, artificial intelligence.

TABLE DES MATIERES

1 Introduction 15
1.1 Généralités 16
1.1.1 La maladie lithiasique urinaire 16
1.1.2 Imagerie de la lithiase urinaire 18
1.2 Scanner et irradiation : un problème de santé publique 20
1.3 Optimisation des doses en scanner : un compromis dose/qualité image 21
1.3.1 Indicateurs dosimétriques 21
1.3.2 Qualité d'image 23
1.3.3 Influence de ces paramètres sur la dose et sur la qualité image 23
1.4 Les reconstructions d'images 24
1.4.1 La rétroprojection filtrée 24
1.4.2 Les reconstructions itératives 25
1.4.3 L'intelligence artificielle 26
1.5 Objectif de l'étude 27
2 Matériels et méthodes 28
2.1 Caractéristiques de l'étude 28
2.1.1 Type d'étude 28
2.2 Critères d'éligibilité 28
2.2.1 Critères d'inclusion 28
2.2.2 Critères de non inclusion 28
2.3 Objectifs 28
2.3.1 Objectif principal 28
2.3.2 Objectifs secondaires 28
2.4 Critères de jugement 29
2.4.1 Critère de jugement principal 29
2.4.2 Critères de jugement secondaires 29
2.5 Acquisition scanner 29

2.6 Analyse des images 30
2.6.1 Mesures objective de la qualité d'image. 30
2.6.2 Analyse subjective 33
2.6.3 Détection des calculs urinaires 34
2.7 Analyse statistique 34
3 Résultats 35
3.1 Description de la population 35
3.2 Irradiation 35
3.3 Détection des calculs urinaires 36
3.4 Qualité objective des images 40
3.4.1 Mesure du bruit de l'image 40
3.4.2 Mesure du RSB et de la densité moyenne, minimale et maximale par organe 40
3.4.3 Mesure du Contraste absolu et du Contraste sur bruit 42
3.5 Qualité subjective de l'image 42
3.6 Caractéristiques des calculs urinaires 43
4 Discussion 45
4.1 Qualité d'image 45
4.1.1 Analyse des résultats sur le bruit, le RSB, le contraste absolu et le RCB 45
4.1.2 Qualité objective des images – comparaison à la littérature 46
4.1.3 Qualité d'image subjective 47
4.2 Performances diagnostiques 48
4.2.1 Caractéristiques des calculs 48
4.2.2 Détection des calculs 49
4.3 Limites 50
4.4 Les Perspectives 51
5 Conclusion 52
6 Annexes 53
6.1 Tableaux 53
6.2 Figures 54

6.3 Equation 55

7 Bibliographie 56

1 INTRODUCTION

La lithiase urinaire se caractérise par la présence de calculs urinaires, le plus souvent localisés dans le haut appareil urinaire (cavités pyélocalicielles, uretères) et plus rarement dans la vessie. Il s'agit d'une pathologie fréquente et récidivante, pouvant évoluer sur de longues années. En effet, elle touche 5 à 10% de la population dans les pays industrialisés.

La manifestation clinique la plus fréquente est la crise de colique néphrétique [1], pouvant constituer une urgence vitale, qui est causée par une obstruction aiguë plus ou moins complète de la voie excrétrice par engagement d'un calcul dans le pyélon ou l'uretère, à l'origine d'une douleur intense et typique. Le couple abdomen sans préparation (ASP) et échographie ou le scanner abdominopelvien sans injection à faible dose sont les examens d'imagerie de choix pour le diagnostic de lithiase urinaire [2]. De nos jours, le scanner abdominopelvien sans injection à faible dose est privilégié en raison de la visibilité de tous les calculs (en dehors des calculs médicamenteux), contrairement à l'ASP. Il s'agit d'un examen avec une excellente sensibilité (96%) et spécificité (98%) pour le diagnostic de lithiase urinaire [3], qui détecte des calculs millimétriques à des localisations non accessibles en échographie (calculs urétéraux) ainsi que les complications (hydronéphrose). Il s'agit toutefois d'un examen irradiant. Il a été prouvé que des expositions répétées à des rayonnements ionisants, surtout chez de jeunes patients, peuvent favoriser la survenue de cancers [4–7]. Depuis plusieurs années, un intérêt tout particulier est donc porté à la réduction de la dose de rayonnement ionisant en imagerie médicale [8]. La lithiase urinaire est une pathologie chronique conduisant à la répétition des examens d'imagerie, notamment du scanner abdominopelvien, tout au long de la vie des patients. Il est donc nécessaire d'optimiser la dose d'irradiation sans affecter la sensibilité de détection des calculs urinaires. La diminution de la dose d'irradiation en scanner a pour incidence directe d'altérer la qualité de l'image, en augmentant notamment le bruit. L'objectif est donc de parvenir à diminuer la dose d'irradiation, tout en conservant une qualité d'image et une performance diagnostique satisfaisante.

Depuis quelques années de nouveaux algorithmes de reconstruction de l'image (reconstruction itératives notamment) ont remplacés la classique rétroprojection filtrée (FBP) et assurent une qualité d'image diagnostique en scanner, même avec une dose d'irradiation abaissée [9]. Ces algorithmes de reconstruction permettent de réaliser des protocoles d'acquisition à faible dose, largement inférieurs au niveaux de référence diagnostique (NRD) définis par l'IRSN (Institut de Radioprotection et Sûreté Nucléaire) qui sont un indicateur du niveau maximal d'irradiation

recommandé selon le type d'examen [10]. Les derniers progrès scientifiques ont permis la mise au point d'algorithmes de reconstruction d'image développé par intelligence artificielle (Deep Learning Image Reconstruction, DLIR) permettant de réduire encore le bruit de l'image avec une texture proche des reconstructions en rétroprojection filtrée.

Le but de ce travail est donc d'évaluer ce nouvel algorithme de reconstruction d'image sur des scanners abdomino-pelvien à basse dose réalises dans le cadre du bilan ou du suivi de maladie lithiasique urinaire.

1.1 GENERALITES

1.1.1 La maladie lithiasique urinaire

Le terme de lithiase urinaire désigne la maladie résultant de la formation de calculs dans les reins ou les voies urinaires. Le mot lithiase vient du grec *lithos* (pierre) et celui de calcul du latin *calculus*, nom des petits cailloux utilisés par les comptables romains. Ces calculs peuvent rester longtemps asymptomatiques, comme ils peuvent grossir et devenir symptomatique au travers de leur migration donnant un classique tableau de colique néphrétique. Ou être à l'origine d'obstruction chronique, d'insuffisance rénale chronique et de complications infectieuses rénales [11].

1.1.1.1 Lithogénèse

Le terme de lithogénèse désigne l'ensemble des processus qui aboutissent à la formation d'un calcul dans les voies urinaires. Dans la plupart des cas, le calcul se compose d'un agglomérat de cristaux liés par une matrice organique. La présence de cristaux dans les urines est donc un élément clef de la genèse d'un calcul mais elle n'est pas suffisante et d'autres facteurs sont nécessaires.

Certaines pathologies lithiasiques sont identifiables par la simple nature des cristaux formés qui sont alors souvent pathognomoniques de la maladie sous-jacente. C'est le cas des cristaux de struvite qui révèlent une infection des voies urinaires par des micro-organismes uréasiques ou des cristaux de cystine qui témoignent d'une cystinurie congénitale. En dehors de ces cas, où la pathologie sous-jacente entraine une cristallisation quasi permanente, la lithogenèse se traduit le plus souvent par une cascade d'évènement plus ou moins rapprochés [11].

Ainsi, le processus de la lithogenèse peut être décomposé en sept étapes :

- Sursaturation des urines
- Germination cristalline
- Croissance cristalline
- Agrégation cristalline
- Agglomération cristalline
- Rétention des particules cristallisées
- Croissance et évolution du calcul.

1.1.1.2 Composition des calculs

Le calcul est un élément clef du diagnostic de toute pathologie lithiasique, non seulement parce qu'il est le témoin de la sursaturation urinaire qui ont conduit à sa formation mais aussi parce que sa composition très spécifique, oriente immédiatement vers le diagnostic étiologique. L'analyse du calcul est donc un temps primordial de l'enquête étiologique, afin d'obtenir un diagnostic exact sans lequel les mesures thérapeutiques adéquates ne peuvent être définies.

Il existe plus de 70 molécules, dont 45 d'origine métabolique et 25 d'origine iatrogène, qui ont été décelées dans les calculs de l'arbre urinaire. Ces mêmes molécules peuvent se présenter sous des formes cristallines différentes, ce qui fait qu'au total, une centaine de constituants cristallins ou amorphes, d'origine endogène ou exogène ont été identifiés à ce jour.

1.1.1.3 Epidémiologie

L'incidence de la lithiase urinaire est en constante augmentation dans les pays industrialisés, et sa prévalence en France dans la population générale est estimée à 10 %.

Jusqu'à la fin du XIXe siècle, la lithiase urinaire était essentiellement de siège vésical et de nature phosphatique ou urique.

Actuellement, la lithiase urinaire est de siège rénal et oxalo-calcique dans 70 à 80 % des cas. Elle touche environ 2 hommes pour 1 femme, le plus souvent entre 20 et 60 ans. Dans cette population, le taux de récidive est d'environ 50 % à 5 ans [12].

La colique néphrétique représente 1 à 2 % des consultations aux urgences et moins de 8 % des patients sont hospitalisées, car compliquées [13].

1.1.1.4 Présentations cliniques

La maladie lithiasique touche le plus souvent le haut appareil urinaire et peut se révéler de plusieurs façons [11,12]:

- Crise de colique néphrétique. Les calculs des voies urinaires sont responsables de 80% des coliques néphrétiques (CN). La CN est un syndrome douloureux aigu lombo-abdominal résultant de la mise en tension brutale de la voie excrétrice du haut appareil urinaire en amont d'une obstruction. La CN peut être simple et céder rapidement après un traitement antalgique symptomatique adapté. Elle peut être compliquée d'une infection urinaire (pyélonéphrite obstructive), hyperalgique ou anurique, et devient alors une urgence médico-chirurgicale [3,14].
- Hématurie, due à l'irritation de l'urothélium par le calcul.
- Infections urinaires, bactériurie asymptomatique, cystites récidivantes, pyélonéphrites récidivantes.
- Insuffisance rénale
- Hypercalcémie
- Asymptomatique, découverte fortuitement lors d'un ASP, d'une échographie ou d'un scanner.

1.1.2 Imagerie de la lithiase urinaire

La prise en charge des calculs du haut appareil urinaire nécessite une imagerie diagnostique, de bilan et de suivi. Le type d'imagerie choisi est fonction de l'objectif visé et du contexte clinique.

Ainsi 3 types d'examens s'articulent autour de la maladie lithiasique : L'ASP (Abdomen Sans Préparation), l'échographie réno-vésicale et le scanner abdomino-pelvien [15].

1.1.2.1 *ASP*

Il s'agit d'un examen très facile à réaliser en urgence, mais avec une sensibilité et une spécificité médiocre pour mettre en évidence les calculs urinaires (Se : 40-58% et Sp : 60-77%) [16]. L'ASP ne doit donc pas être réalisé isolement. On considère qu'un calcul est opaque à la radiographie lorsque l'on peut le décrire à l'ASP. Le calcul est radio-transparent dès lors qu'il n'est visible qu'à l'échographie.

1.1.2.2 Echographie réno-vésicale

L'échographie des voies excrétrices urinaires associée à l'ASP peut être utilisée dans la prise en charge de la colique néphrétique aux urgences.

Elle détecte les calculs situés à la jonction pyélo-urétérale et urétéro-vésicale, surtout si elle est réalisée à vessie pleine. Le calcul apparaît hyperéchogène, avec un cône d'ombre postérieur.

Elle confirme le diagnostic clinique de CN en objectivant une dilatation des cavités pyélocalicielles et/ou de l'uretère. Cependant, toute dilatation ne signifie pas une obstruction (hypotonie séquellaire d'un obstacle, distension vésicale lors de l'examen), et toute obstruction ne se traduit pas immédiatement par une dilatation qui peut apparaître quelques heures après (20 à 30 % des obstructions brutales sur calcul urétéral ne sont pas objectivées [13]).

1.1.2.3 Scanner abdomino-pelvien sans injection

Il s'agit d'un examen rapide, indépendant du patient et de l'opérateur, mais irradiant.

Tous les types de calculs sont visibles au scanner, en dehors des calculs médicamenteux. Le scanner sans injection présente une très grande sensibilité (96 %) et spécificité (98 %) pour le diagnostic de lithiase urinaire et détecte des calculs millimétriques [14].

En plus de la visualisation directe du calcul, d'autres signes indirects peuvent aider au diagnostic : dilatation des cavités pyélocalicielles, infiltration de la graisse périrénale ou péri-urétérale, épaississement de la paroi urétérale en regard du calcul (*rim sign*) … Sans oublier que le scanner permet de détecter les diagnostics différentiels de la colique néphrétique dans le cadre de l'urgence [11].

De plus, le scanner permet de mesurer la densité en unité Hounsfield (UH) des calculs et ainsi d'orienter vers une composition particulière du calcul et de prédire l'efficacité de la lithotritie extra-corporelle (Tableau 1).

	Phosphate de calcium	Oxalate de calcium		Phosphate ammoniaco-magnésien	Cystine	Acide urique
		Monohydraté	Dihydraté			
Fréquence	(13,6 %)	(50,1 %)	(21,7 %)	(1,3 %)	(2,6 %)	(10,8 %)
Nom cristallin	Carbapatite Hydroxyapatite	Whewellite	Weddellite	Struvite		
Aspect macroscopique	Crayeux	Brunâtre et lisse	Jaunâtre et spiculé	Jaune	Jaune clair, lisse	Jaune chamois, lisse
Taille	Variable	Petite taille	Petite taille	Variable, coralliforme	Calculs multiples, taille variable, coralliforme bilatéral	Petite taille
pH urinaire (normale = 5,8)	Alcalin	Variable	Variable	Alcalin	Acide	Acide
Densité UH (à 120 kV)	1 550–1 950	1 200–1 700	1 000–1 450	550–950	650–850	350–650

Tableau 1. Caractéristiques des différents types de calculs.

1.2 SCANNER ET IRRADIATION : UN PROBLEME DE SANTE PUBLIQUE

En France, le nombre d'examens scanographiques ne cesse d'augmenter chaque année [5,7]. Le nombre d'examen scanographiques annuels est passé de 5 995 700 à 8 484 000 entre 2002 et 2012 [17], avec une augmentation de la dose collective de scanner passant de 43% à 73% de la dose collective totale (soit 1,15 mSv en 2012 contre 0,36 mSv en 2002).

Des estimations soulignent que dans les 20 prochaines années, 3% de cancers humains seront dus aux rayonnements ionisants d'origine médicale [8]. L'EURATOM (Communauté Européenne de l'Energie Atomique) a promulgué une directive pour tous les états membres de la Communauté Européenne, afin de limiter le risque de cancer radio-induit d'origine médicale [18]. Cette directive vise l'optimisation des doses de rayonnement. Suite à cette directive le gouvernement français a publié un arrêté (JORF 24 octobre 2011) règlementant les niveaux de référence diagnostiques (NRD) pour des examens d'imagerie utilisant les radiations ionisantes [19]. En outre, l'autorité de sureté nucléaire (ASN) oblige à l'observation de deux principes fondamentaux pour les patients, pour toute pratique incluant l'utilisation de rayonnements ionisants :

• La justification des activités comportant un risque d'exposition à des rayonnements ionisants, grâce à un échange entre le demandeur et le réalisateur de l'acte.

• L'optimisation des expositions à ces rayonnements au niveau le plus faible possible.

Le principe d'optimisation découle d'un concept fondamental de précaution résumable comme ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*) [20]. La réduction de la dose de rayonnement détermine une augmentation du bruit de l'image, se traduisant par une altération de la qualité d'image qui apparaît plus granitée pouvant être gênant pour l'interprétation [21]. Cette tâche complexe nécessite de trouver le meilleur compromis entre la dose délivrée et la qualité d'image. La mise en application de ce principe nécessite de maitriser l'impact de chaque paramètre sur la dose et la qualité image et d'utiliser les outils disponibles les plus adaptés.

1.3 OPTIMISATION DES DOSES EN SCANNER : UN COMPROMIS DOSE/QUALITE IMAGE

Il est nécessaire de trouver des combinaisons de paramètres d'acquisition et de reconstruction des images afin de respecter ce compromis entre la dose et la qualité d'image.

1.3.1 Indicateurs dosimétriques

Depuis le 24 mars 2003 en France, avec l'article R 1333-66 du code de la Santé Publique, il est obligatoire de marquer sur le compte rendu toutes les informations justifiant l'acte et permettant le calcul de la dose reçue par le patient.

1.3.1.1 CTDI volumique ($CTDI_{vol}$) ou IDSV

Le CDTI volumique représente la dose moyenne délivrée pour le volume exposé de chaque coupe, selon les paramètres d'acquisition. Cette grandeur est mesurée en milliGray (mGy).

1.3.1.2 Produit dose longueur (PDL ou DLP)

Le produit dose longueur informe sur la dose délivrée au volume total exposé du patient. Elle est égale au produit du $CTDI_{vol}$ par la longueur du volume irradié. Cette grandeur est exprimée en milliGray.cm (mGy.cm). Cette mesure est calculée automatiquement par le scanner et elle apparaît dans le rapport de dose de chaque patient en fin d'examen. Le $CTDI_{vol}$ et le PDL sont calculés à partir de mesures sur fantômes et ne tiennent pas compte de la sensibilité des différents tissus et donc du risque biologique. Il s'agit d'une simple estimation de la dose délivrée au patient. De plus, le $CTDI_{vol}$ ne tient pas compte de la corpulence du

patient et ne correspond pas à une estimation précise de la dose délivrée au patient dans la coupe.

1.3.1.3 Dose Efficace (E)

La dose efficace qui s'exprime en milliSievert (mSv) tient compte du risque biologique. Elle est calculée en multipliant le PDL par un coefficient de conversion, spécifique à chaque région anatomique irradiée. Pour l'abdomen et le pelvis, chez l'adulte, ce coefficient est de 0,015 mSv/mGy.cm pour les deux sexes [22]. La dose efficace est la seule évaluation cohérente du niveau d'exposition globale du patient considérant les différentes régions irradiées.

1.3.1.4 Niveaux de référence diagnostiques (NRD)

Les NRD correspondent au 75^{e} percentile des doses moyennes relevées pour chaque examen à l'échelle nationale. En Europe, ils sont globalement similaires pour chaque pays rendant plus ou moins uniforme, l'optimisation des pratiques. En France, ils ont étés établis par l'IRSN (Institut de Radioprotection et Sûreté Nucléaire) selon l'exposition constatée en pratique clinique (Tableau 2). Les NRD ne devraient pas être dépassés sans justification pour des actes routiniers chez des patients à corpulence normale [23,24]. En France, le NRD pour un scanner abdomino-pelvien correspond à une dose efficace maximale de 9,375 mSv.

	CTDIvol (mGy)	**DLP** (mGy.cm)
Crâne	46	850
Thorax	9,5	350
Thorax-Abdomen-Pelvis	11	750
Abdomen-pelvis	13	625
Cœur (synchronisation rétrospective)	44	875
Cœur (synchronisation prospective)	26	375
Rachis Lombaire	28	725

Tableau 2. Niveaux de Références Diagnostiques en scanner en 2019 chez l'adulte.

A partir de ces valeurs de NRD, on peut définir des protocoles « basse dose » et « très basse dose ». Pour un scanner abdomino-pelvien un protocole basse dose correspond à 40% des NRD soit un PDL de 200 mGy.cm équivalent à une dose efficace de 3 mSv. Un protocole très basse dose correspond à un PDL de 50 mGy.cm équivalent à une dose efficace de 1mSv, qui correspond à la même dose efficace qu'un abdomen sans préparation [25].

1.3.2 Qualité d'image

En scanographie, différents indices de qualité d'image objective peuvent être utilisés [26].

1.3.2.1 Signal, Bruit, Contraste

Les indices de qualité image (IQI) essentiels dans l'évaluation de la qualité objective de l'image sont le signal et le bruit. Dans le cas idéal, le signal de l'image serait directement lié au nombre de photons détectés et le bruit correspondrait à la fluctuation de ce nombre. En pratique, le signal correspond à la mesure de l'atténuation moyenne des voxels mesurés dans une région d'intérêt (ROI) et le bruit à l'écart type de l'atténuation des voxels. Le contraste absolu est défini comme la différence de signal entre deux structures. Ce dernier ne doit pas être confondu avec le contraste apparent/subjectif qui dépend du bruit de l'image. À partir des valeurs du bruit et du signal, les rapports signal-sur-bruit (RSB) et contraste-sur bruit (RCB) peuvent être obtenus (Equation 1 et 2) [26].

$$RSB = \frac{Signal_{ROI}}{Bruit_{ROI}}$$

Équation 1. Formule permettant le calcul du rapport signal sur bruit (RSB).

$$RCB = \frac{|Signal_{ROI} - Signal_{Ref}|}{\sqrt{\frac{(Bruit_{ROI}^2 + Bruit_{Ref}^2)}{2}}}$$

Équation 2. Formule permettant le calcul du rapport contraste sur bruit (RCB). Où *Ref* est une structure de référence définis par l'utilisateur.

1.3.3 Influence de ces paramètres sur la dose et sur la qualité image

Comme expliqué précédemment, toute modification de la dose entraine une modification de la qualité image. Toute tentative de réduction de dose est sujette à ce compromis entre dose et qualité image. Les paramètres d'acquisition et de reconstruction qui vont influencer la qualité image sont résumés dans le tableau 3. Par contre, la dose n'est influencée que par les paramètres d'acquisition, qui sont à l'origine du faisceau de rayonnement ionisant.

		Dose	Indices de Qualité Image	Recommandations
Paramètres d'acquisition	kV ↑	↑Dose selon ≈kV^2	Contraste diminue pour les matériaux à Z élevés (iode, os …) Bruit diminue	Travailler avec kV aussi faible que possible et adapter en fonction de la morphologie du patient
	mAs ↓	↓Dose selon ~mAs	Détectabilité dégradée pour les structures à bas contraste (risque perte informations) Bruit augmente	- Structures à fort contraste réduction importante possible -Structures à faible contraste réduction limitée
	Pitch ↑	↓Dose selon $\sim\frac{1}{pitch}$	Bruit augmente Résolution spatiale est dégradée	Fonction de l'examen
	Epaisseur(e_c) ↓	↑Dose selon $si\ \frac{e_c}{n}\ alors\ Dose \sim\sqrt{n}$*	Bruit augmente Résolution spatiale est améliorée	Fonction de l'examen (+ e_c est fine + reconstructions multi-planaires seront de bonne qualité)
Paramètres de reconstruction	Filtre ↑	-	Bruit augmente Résolution spatiale améliorée	Fonction de la localisation anatomique
	Epaisseur(e_r) ↑	-	Bruit diminue Résolution spatiale dégradée	Fonction de l'examen
	FOV ↑	-	Bruit diminue Résolution spatiale dégradée	Fonction de la localisation anatomique

Tableau 3. Influence des paramètres d'acquisition sur la dose et la qualité d'image.
**Où n est un nombre*

1.4 LES RECONSTRUCTIONS D'IMAGES

Au fil des années, un certain nombre de procédés ont vu le jour et on peut distinguer 3 ères différentes : la rétroprojection filtrée (FBP), la reconstruction itérative et la reconstruction par algorithme développé par intelligence artificielle [27].

1.4.1 La rétroprojection filtrée

Il s'agit d'un algorithme de reconstruction « standard » utilisé depuis les débuts du scanner (1976), qui est basé sur la transformée de Radon inversée d'un modèle théorique

Il s'agit d'une méthode analytique adoptée par tous les constructeurs et qui a l'avantage d'être rapide, fiable et simple, et qui ne modifie pas la structure du bruit et la texture de l'image.

Mais c'est une méthode qui est basée sur un modèle « idéal » du faisceau qui donc n'utilise pas toutes les informations, à savoir, la taille réelle du foyer et des détecteurs, le bruit et la valeur des voxels adjacents, ce qui en résulte une image « très bruitée ».

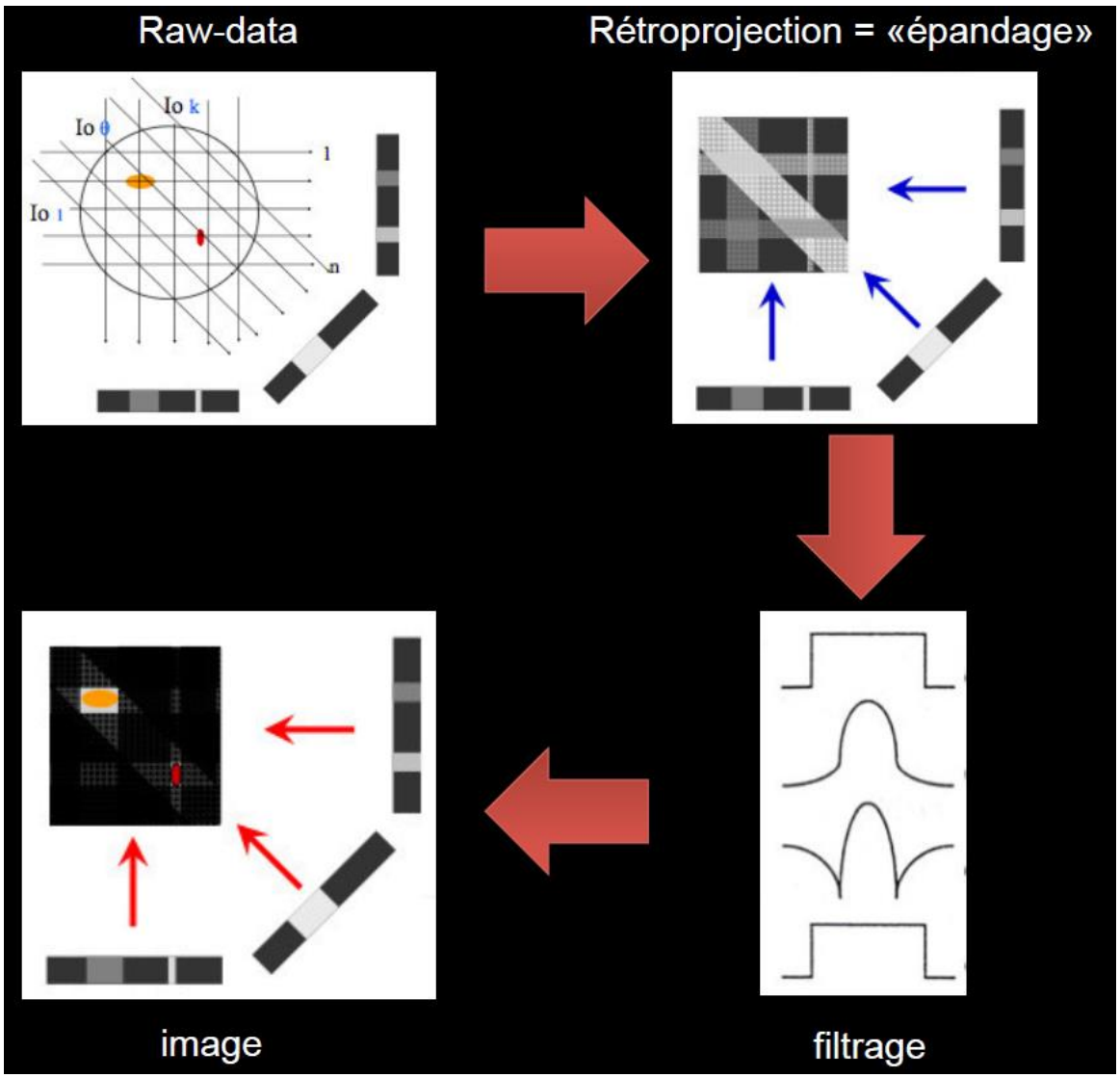


Figure 1. Principe de la rétroprojection filtrée [28].
La projection des structures dans chacun des plans est renvoyée en un plan unique (rétroprojection) puis un filtre est appliqué via une transformée de Fourier et l'image finale est obtenue.

1.4.2 Les reconstructions itératives

Le principe est basé sur la comparaison des données avec un modèle de bruit. On introduit la notion de domaine, à savoir le domaine des « raw-data » (données brutes) et le domaine « image ». Les reconstructions itératives vont donc se faire dans l'un de ces deux domaines voir dans les deux [29]. Le système va ensuite répéter les reconstructions dans le domaine concerné, en comparant les résultats à chaque itération.

Ainsi, les reconstructions dans le domaine des « raw-data », vont avoir pour effet de corriger les artéfacts, mais sont plus lentes, et modifie l'aspect de l'image. Tandis que dans le domaine « image », les reconstructions sont plus rapides et gardent l'aspect de l'image mais n'ont d'effet que sur la réduction du bruit.

1.4.2.1 ASIR

Développée par GE Healthcare, il s'agit de la première génération de reconstructions itératives qui effectue des reconstructions dans le domaine des données brutes. Elle permet jusqu'à 65% de réduction de dose pour une qualité d'image équivalente aux reconstructions FBP. Le temps de reconstruction est de 65 s pour un scanner abdomino-pelvien (contre 50s pour FBP). Il est possible de choisir un % d'ASIR (0-100%) qui correspond à la proportion de mixage de l'image entre FBP et reconstruction itérative. Plus le pourcentage augmente plus le bruit dans l'image diminue. Il apparait néanmoins une modification qui est décrite comme « artificielle » de l'aspect de l'image si le pourcentage est trop élevé [30,31].

1.4.2.2 MBIR

D'autres méthodes ont par la suite vu le jour, comme le MBIR (Model-Based Iterative Reconstruction) qui réalise des reconstructions itératives à la fois dans le domaine des « raw data » et dans le domaine image, et en alternant entre ces deux domaines pour maximiser la performance de ces reconstructions. Cette technique permet une réduction du bruit de l'image pouvant permettre de réduire la dose d'irradiation de 75% mais elles est très longue à se reconstruire pouvant durer plus d'une heure [32–35].

1.4.2.3 ASIR-V

La reconstruction itérative statistique adaptative (ASiR-V) est un algorithme hybride récemment développé par GE Healthcare. Avec des caractéristiques situées entre celles de l'ASiR et du MBIR, ASiR-V présente une approche plus avancée de la modélisation du bruit et des objets que l'ASiR, et il met en œuvre une modélisation physique similaire à celle du MBIR. La partie la plus longue de la reconstruction itérative, la modélisation de l'optique du système, est sous-accentuée dans ASiR-V, conduisant ainsi à des temps de reconstruction rapides, comparables à ceux du FBP et de l'ASiR [36,37].

1.4.3 L'intelligence artificielle

Deux constructeurs ont développé un algorithme de reconstruction basé sur une intelligence artificielle que l'on appelle DLIR (Deep Learning Imaging Reconstruction). Il s'agit de Canon avec AiCE® (Advanced Intelligent Clear-IQ Engine, Canon Medical Systems) [38,39] et de GE Healthcare avec TrueFidelity® [40].

Les algorithmes de reconstruction itératives permettent de réduire indirectement la dose, mais leurs propriétés non linéaires et non stationnaires rendent la résolution spatiale dépendante du contraste et de la dose. De plus, ces algorithmes ont un effet sur l'amplitude du bruit et la texture de l'image qui est souvent décrite comme trop lissé, voir « plastique ». Le but du

développement de ces techniques basés sur l'intelligence artificielle est de s'affranchir de cette limite, et de permettre une réduction significative de dose, en conservant une qualité d'image optimale.

Ces deux méthodes de DLIR ont été développées à partir d'un réseau de neurone artificiel (DNN pour Digital Neuronal Network), qui a incorporé l'ensemble des connaissances humaines concernant les systèmes d'acquisition, les modèles de scanner, les modélisations de bruit, les méthodes d'analyse automatique et qui sont se sont entrainées sur des milliers d'images FBP à dose standard dans le cas de GE Healthcare et des images reconstruites en MBIR dans le cas de celui développé par Canon. Concernant TrueFidelity®, les réseaux de neurones se sont entrainés en exploitant les données recueillies des images générées en FBP et les données brutes de ces images, acquises en dose standard, et les ont comparés aux données brutes des acquisitions en basse dose, afin de mettre en évidence les paramètres physiques et le bruit différenciant ces 2 acquisitions à deux niveaux d'énergies différents (Figure 2). Le but a été de mettre au point un algorithme qui reconstruit, à partir des données brutes en basse dose des images similaires à celles effectuées en dose standard.

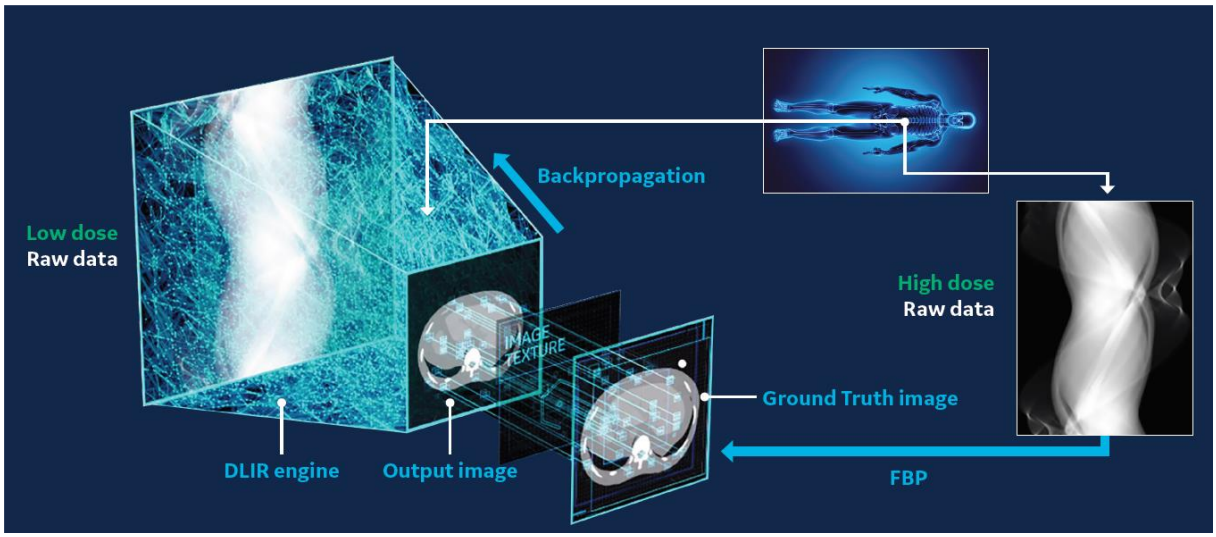


Figure 2. Principe du TrueFidelity® développé par GE Healthcare [41].

1.5 OBJECTIF DE L'ETUDE

L'objectif de cette étude est d'évaluer la performance diagnostique et l'amélioration de la qualité des images et de les comparer de ce nouveau type de reconstruction développé par intelligence artificielle et de les comparer aux reconstructions itératives ASIR-V et aux reconstructions FBP, dans le cadre de scanners abdomino-pelviens « basse dose » réalisés pour bilan de maladie lithiasique urinaire. A notre connaissance, aucune étude n'a été réalisée afin d'évaluer cet algorithme de reconstruction d'image dans cette indication.

2 MATERIELS ET METHODES

2.1 CARACTERISTIQUES DE L'ETUDE

2.1.1 Type d'étude

Il s'agit d'une étude rétrospective, déclarée à la Commission Nationale de l'Informatique et des Libertés (CNIL), monocentrique, à partir d'examens réalisés dans le service de radiologie du CHU d'Amiens du 22 novembre 2019 au 10 avril 2020.

2.2 CRITERES D'ELIGIBILITE

2.2.1 Critères d'inclusion

Tous les patients ayant bénéficié d'un scanner abdomino-pelvien sans injection dans le cadre d'une suspicion de colique néphrétique ou dans le bilan ou le suivi d'une maladie lithiasique urinaire, avec un protocole d'acquisition basse dose, sur le scanner Revolution CT du service de radiologie du CHU d'Amiens.

2.2.2 Critères de non inclusion

Les patients présentant au moins une prothèse totale de hanche ont été exclus, en raison des importants artéfacts métalliques générés, rendant les mesures dans la vessie ininterprétables.

2.3 OBJECTIFS

2.3.1 Objectif principal

L'objectif principal de cette étude est d'évaluer la performance diagnostique d'une nouvelle technique de reconstruction d'image scanographique développée par intelligence artificielle (Deep Learning Image Reconstruction) pour la détection des calculs urinaires sur des scanners abdomino-pelviens basse dose réalisés dans le cadre du diagnostic ou du suivi de lithiase urinaire.

2.3.2 Objectifs secondaires

Les objectifs secondaires sont :

- évaluer la performance diagnostique individuelle des reconstructions ASIR-V et FBP pour la détection des calculs urinaires sur des scanners abdomino-pelviens basse dose réalisés dans le cadre du diagnostic ou du suivi de lithiase urinaire.

- évaluer la qualité d'image de façon subjective et objective des reconstructions DLIR et de les comparer aux reconstructions ASIR-V et FBP

- comparer la mesure du volume et de la densité des calculs urinaires pour chaque reconstruction.

2.4 CRITERES DE JUGEMENT

2.4.1 Critère de jugement principal

Calcul de la sensibilité et de la spécificité des reconstructions DLIR pour la détection des calculs urinaires.

2.4.2 Critères de jugement secondaires

Les critères de jugement secondaires sont :

- calcul de la sensibilité et de la spécificité des reconstructions ASVIR-V et FBP pour la détection des calculs urinaires.

- mesure quantitative de la qualité de l'image (bruit, rapport signal sur bruit et rapport contraste sur bruit) et qualitative de la qualité de l'image (échelle visuelle).

- différence entre la mesure de la densité et du volume des calculs sur les reconstructions en DLIR et leur mesure sur les reconstructions FBP et ASIR-V.

2.5 ACQUISITION SCANNER

Toutes les acquisitions ont été réalisées sur un scanner 256 coupes (Revolution CT, GE Healthcare, Milwaukee, Wis). Les patients étaient placés sur le dos, les bras au-dessus de la tête et il était demandé au patient de bloquer la respiration en inspiration au moment de l'acquisition pour limiter les artéfacts de mouvement. Les examens ont été réalisés sans injection de produit de contraste. Après avoir vérifié la position du patient, on réalisait deux scouts (un en antéro-postérieur et l'autre en latéral) avant l'acquisition hélicoïdale. Le protocole standard du CHU d'Amiens réalisé dans le cadre du bilan et du suivi de maladie lithiasique urinaire consiste en une acquisition hélicoïdale allant du dôme hépatique jusqu'à l'extrémité inférieur des tubérosités ischiatiques. Une modulation automatique de l'ampérage basée sur les scouts avec un indice de bruit à 30 était utilisée pour adapter la dose au morphotype des patients [25].

Après l'acquisition, trois séries d'images étaient automatiquement reconstruites en FBP, en ASIR-V à 70% et en DLIR High (paramétrages recommandés par le constructeur) sur la console du scanner [42].

Données d'acquisition	
Tension du tube (kVp)	100
Intensité du tube (mA)	50-200
Temps de rotation (s)	0,6
Collimation (mm)	128 × 0.625
Pitch	1,375
Filtre de reconstruction	Standard
Algorithme de reconstruction	FBP, ASIR-V 70%, DLIR-H

Tableau 4. Protocole d'acquisition du scanner abdomino-pelvien.

2.6 ANALYSE DES IMAGES

Les images ont été analysées grâce au logiciel de post-traitement AWServer 3.2 (GE Healthcare, Milwaukee, Wis) en épaisseur de coupe native de 0,625 mm, en fenêtrage tissu mou (W400, L40) pour la détection des calculs et avec une fenêtre plus élargie (W2000, L500) pour le dénombrement des calculs. Aucun filtre d'affichage n'a été utilisé pour l'analyse des images.

Les différentes mesures de densité et de bruit ainsi que du volume des calculs ont été réalisés par un seul opérateur. Tandis que la qualité subjective de l'examen et le dénombrement des calculs ont été réalisés par quatre lecteurs : 2 radiologues spécialisés en imagerie génito-urinaire avec 15 et 5 ans d'expérience et deux radiologues non spécialisés avec 7 ans d'expérience.

2.6.1 Mesures objective de la qualité d'image.

Ces mesures ont été réalisées à l'aide de 6 ROI (Region Of Interest) d'une surface d'environ 1 cm². Quatre ROI étaient placées sur la même coupe, dans la région la plus homogène du parenchyme du pôle inférieur du rein droit, du muscle psoas droit, de la graisse rétro péritonéale à droite et dans l'air à environ 1cm de la paroi antérieure de l'abdomen. Une 5^{e} ROI était placée dans une partie homogène de la rate et une 6^{e} ROI était placée dans la vessie, sur des coupes différentes. Les 6 ROI ont été copiées et collées une à une sur chacune des reconstructions (Figure 3). En cas de néphrectomie droite, l'ensemble de ces mesures étaient réalisées du côté gauche.

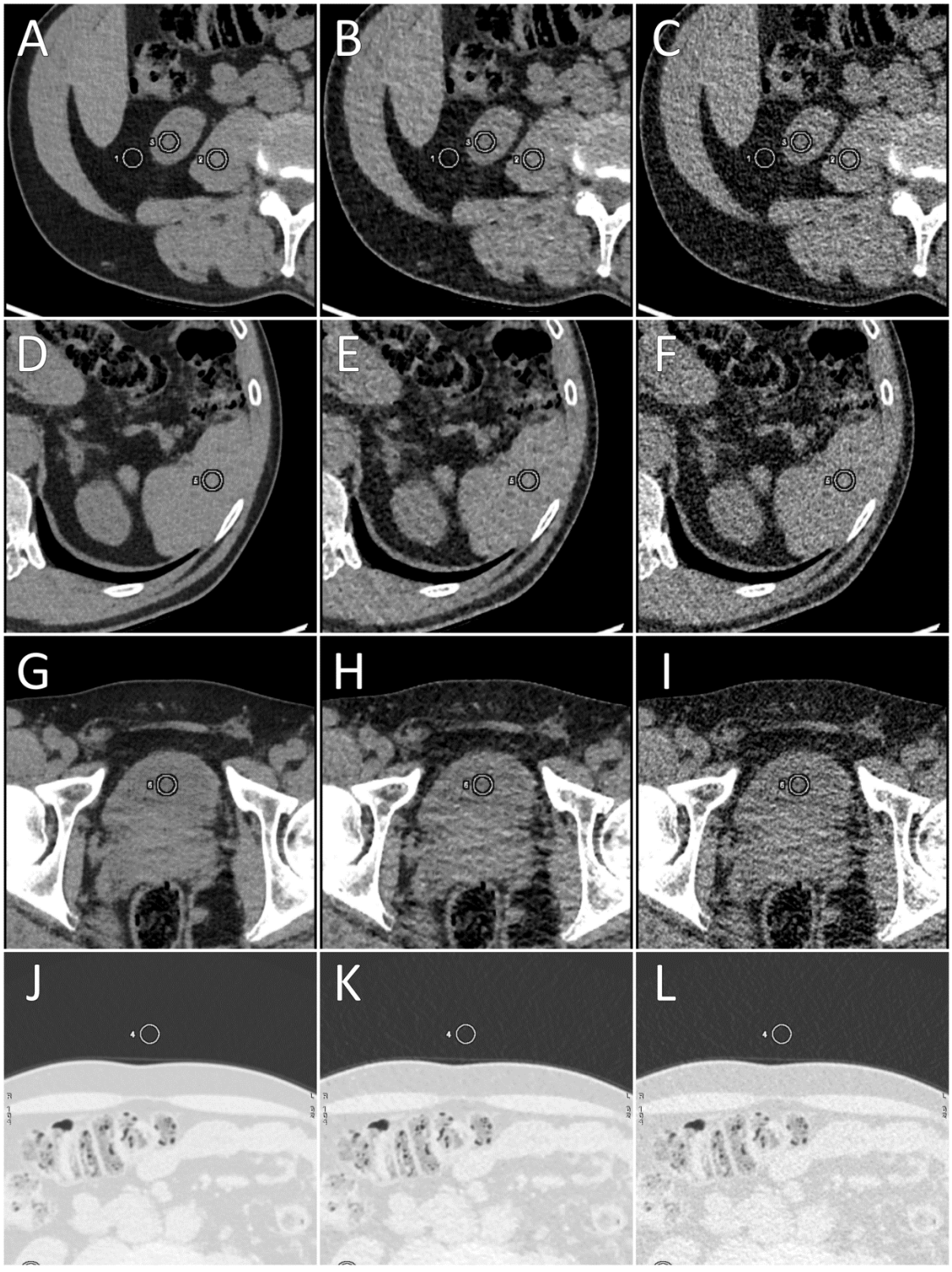


Figure 3. Positionnement des ROI sur les reconstructions.
A-C : coupe passant par le pôle inférieur du rein droit, D-F : coupe passant par la rate, G-I : coupe passant par la vessie, J-L : Mesure dans l'air ambiant ; ADGJ : reconstructions DLIR, BEHK : reconstructions ASIR-V, CFIL : reconstructions FBP.

Pour chacune des ROI, ont été relevés la densité minimale, maximale et moyenne (en UH) et l'écart type (représentant le bruit). Le rapport Signal sur Bruit (RSB), le contraste absolu et le rapport Contraste sur Bruit (RCB) ont ensuite été calculés [21,31,37,43].

Le SNR pour chacun des organes a été calculé en utilisant cette formule :

$$RSB = \frac{Signal_{organe}}{Bruit_{air}}$$

Équation 3. Calcul du RSB. *Signal* corresponds à la densité moyenne de l'organe et $Bruit_{air}$ correspond au bruit au sein d'une structure vide de signal à savoir l'air.

Deux paires d'organes ont été utilisées pour calculer le contraste absolu et le RCB : rate/rein et graisse rétro-péritonéale/rein, selon ces deux formules :

$$Contraste = \frac{|Signal_{Ra} - Signal_R|}{|Signal_{Ra} + Signal_R|}$$

Équation 4. Calcul du contraste absolu entre le rein et la rate.
$Signal_{Ra}$ correspond à la densité moyenne mesurée dans la rate. $Signal_R$ corresponds à la densité moyenne mesurée dans le rein.

$$RCB = \frac{|Signal_{Ra} - Signal_R|}{\sqrt{\frac{(Bruit_{Ra}^2 + Bruit_R^2)}{2}}}$$

Équation 5. Calcul du RCB entre le rein et la rate.

La mesure du volume du calcul le plus volumineux pour chaque patient a été réalisée grâce à l'application « segmentation ». Le calcul est extrait grâce à l'outil « Garder objet », pour ensuite mesurer son volume dans les 3 reconstructions. Puis, toujours dans l'application « segmentation », un seuillage à 130 UH a été appliqué, pour s'affranchir du bruit. Puis une deuxième mesure de volume dans chacune des reconstructions a été réalisée (Figure 4). Enfin, la densité maximale et moyenne de ce calcul ont été mesurées sur chacune des reconstructions, à l'aide d'une ROI [44,45].

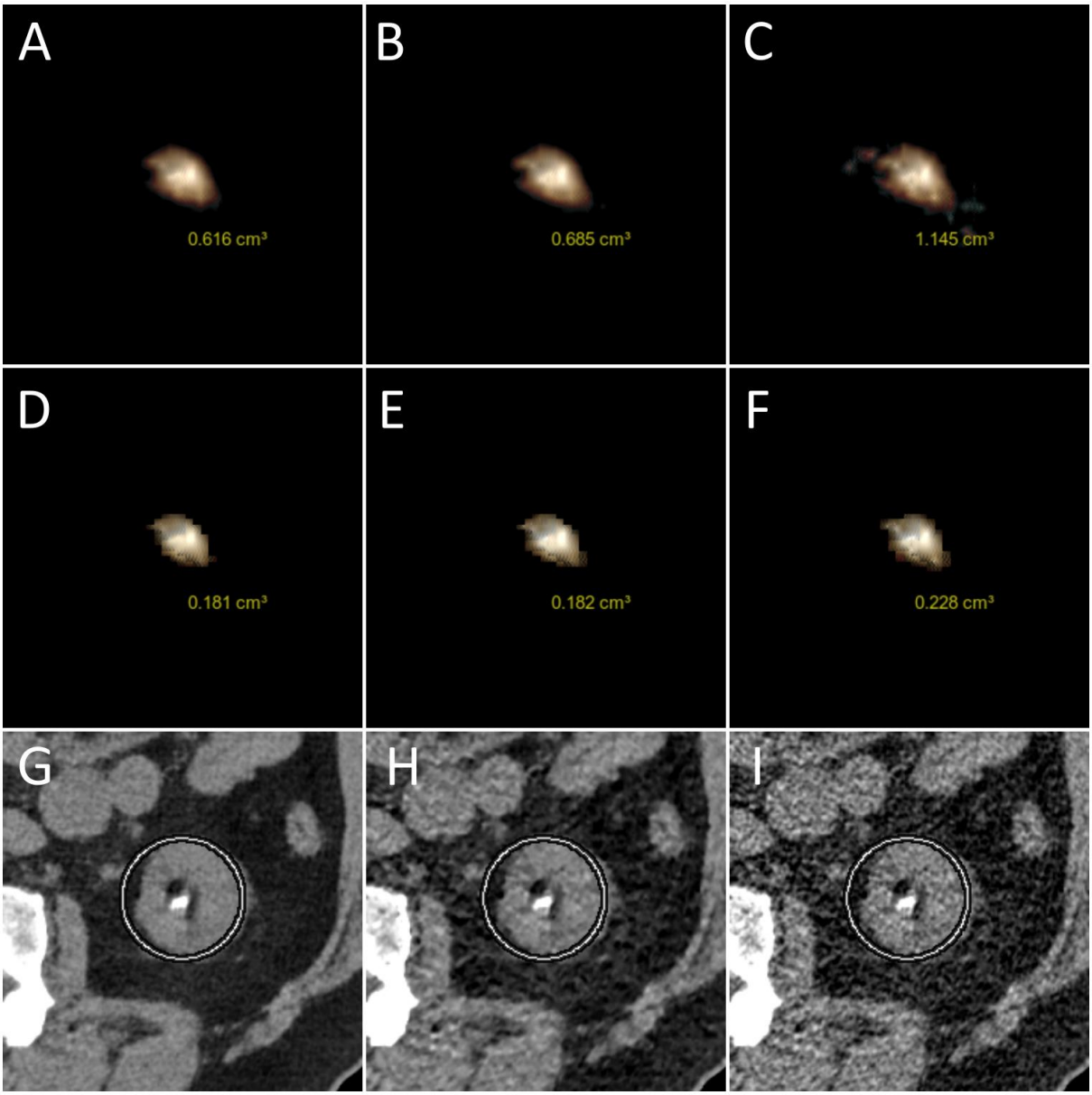


Figure 4. Mesure du volume des calculs.
A-C : Volume du calcul avant seuillage ; D-F : Volume après seuillage à 130 UH. G : Reconstructions en DLIR, H : Reconstructions en ASIR-V 70, I : Reconstruction en FBP.

2.6.2 Analyse subjective

Les trois acquisitions ont été anonymisées et randomisées de façon indépendante pour chaque patient. Les observateurs ont analysé les 3 groupes de reconstructions avec 15 jours d'intervalle entre chaque reconstruction.

L'analyse de la qualité d'image a été réalisée par les deux radiologues spécialisés en imagerie urinaire. Ils ont évalué les images avec une échelle visuelle notée de 0 à 3 avec pour but d'évaluer la qualité diagnostique de l'examen (0 : Non interprétable, 1 : Interprétation difficile avec étude partielle de l'arbre urinaire, 2 : Interprétation correcte avec étude presque complète de l'arbre urinaire 3 : Interprétation aisée avec étude parfaite de l'arbre urinaire).

2.6.3 Détection des calculs urinaires

Les performances diagnostiques des reconstructions ont été évaluées grâce à la capacité des radiologues à détecter les calculs. Pour cela, deux groupes de radiologues ont été constitués, d'un côté les radiologues spécialisés en imagerie génito-urinaire et de l'autre les deux radiologues non spécialisés. Les radiologues spécialisés ont repéré, localisé et mesuré les calculs dans les 3 reconstructions en aveugle et de façon indépendante. Les 3 groupes de reconstructions ont été randomisés et anonymisés. Les radiologues non spécialisés ont repéré et localisé les calculs, il ne leur a en revanche pas été demandé de les mesurer.

Pour le repérage des calculs, les images ont été analysées avec un fenêtrage abdominal (W400, L40) et pour mieux individualiser les calculs et les mesurer, un fenêtrage plus large (W2000, L500). Les mesures ont été effectuées un plan axial et coronal et la plus grande mesure était retenue. Les calculs étaient répartis en 2 groupes de taille (<3mm et ≥3mm) et localisés dans 5 régions anatomiques : rein droit, uretère droit, rein gauche, uretère gauche et vessie.

Après cette première phase de détection des calculs, les deux radiologues spécialisés ont déterminé un consensus pour la détection des calculs basé sur l'analyse concomitante des séries de reconstruction standard FBP et ASIR-V. Ce consensus sert de référence pour l'évaluation des performances diagnostiques.

2.7 ANALYSE STATISTIQUE

L'analyse statistique a été réalisé grâce au logiciel XLSTAT (Addinsoft®) intégré au logiciel Excel 2016 (Microsoft®). Des statistiques descriptives pour les caractéristiques de la population ont été réalisées. La mesure du bruit dans l'air, des RSB et RCB des reconstructions DLIR par rapport aux reconstructions FBP et ASIR-V ont été comparés grâce à un test de Student pour échantillons appariés. Le test de corrélation de Pearson a permis d'évaluer la corrélation entre les variables quantitatives. Pour évaluer la détectabilité des calculs par les observateurs par rapport au consensus définis, un coefficient de corrélation intra-classe a été utilisé dont les valeurs ont été interprétées comme suit : corrélation pauvre (<0.19) ; passable (0.20–0.39) ; modéré (0.40–0.59) ; substantiel (0.60–0.79) ; presque parfait (0.80–1.00). La sensibilité, la spécificité, la valeur prédictive négative et la valeur prédictive positive ont été calculées en se basant sur la présence ou l'absence de calcul par région anatomique et par patient, sans tenir compte de leur taille. L'analyse statistique de comparaison des observateurs pour l'analyse du score de qualité d'image a été effectuée à l'aide du Kappa de Cohen avec valeurs pondérées. Le seuil de significativité était fixé à 5%.

3 RESULTATS

3.1 DESCRIPTION DE LA POPULATION

Au total, 44 patients ont été inclus. L'IMC moyen était de 27,19 kg/m² avec 17 patients en surpoids (IMC>25), 8 patients en obésité modéré (IMC 30-35), 1 patient en obésité sévère (IMC 35-40) et 2 patients en obésité morbide (IMC>40).

Caractéristiques	Résultats
Homme	24
Femme	20
Age	47,8 ±18,98 (17-78)
Age - Homme	53,8 ±16,64 (17-78)
Age - Femme	40,6 ±19,5 (19-75)
Poids (Kg)	80 ±19,9 (45-147)
Taille (m)	1,71 ±0,01 (1,5-1,87)
IMC (Kg/m²)	27,2 ±5,3 (18,3-42)
18-20	3 (6,8%)
20-25	13 (29,6%)
25-30	17 (38,6%)
30-35	8 (18,2%)
35-40	1 (2,3%)
>40	2 (4,5%)

Tableau 5. Caractéristiques de la population étudiée.

3.2 IRRADIATION

La dose efficace moyenne délivrée aux patients était de 1,980 mSv. Aucun patient n'avait reçu une dose efficace supérieure à 3 mSv. Il existait une corrélation entre la dose délivrée et le poids du patient ($r=0,84$; $p<10^{-3}$), ainsi qu'avec l'IMC ($r=0,79$; $p<10^{-3}$) (Figure 5).

Statistique	$CDTI_{vol}$ (mGy)	DLP (mGy.cm)	E (mSv)
Nb. d'observations=44			
Minimum	1,260	56,130	0,842
Maximum	3,280	195,960	2,939
Médiane	2,700	136,450	2,047
Moyenne	2,583	132,671	1,980

Tableau 6. Dosimétrie dans la population étudiée.

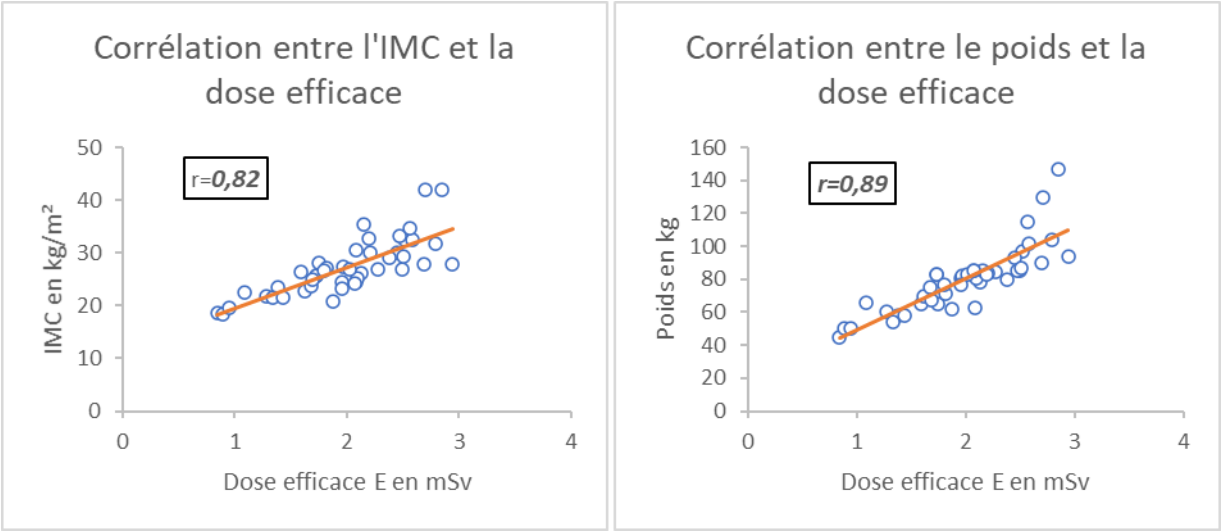


Figure 5. Corrélation entre le poids et la dose efficace, et entre l'IMC et la dose efficace.

3.3 DETECTION DES CALCULS URINAIRES

Un total de 96 calculs, incluant 35 calculs dans le rein droit, 5 calculs dans l'uretère droit, 36 calculs dans le rein gauche, 7 calculs dans l'uretère gauche et 13 calculs dans la vessie ont été diagnostiqué par le consensus formé des deux radiologues spécialisés. Parmi ces calculs, 29 calculs mesuraient moins de 3 mm. Le taux de concordance des deux radiologues spécialisés avec les reconstructions DLIR par rapport au consensus était de 0,979 et de 0,971, et de 0,616 et de 0,940 pour les radiologues non spécialisés ($p<10^{-3}$). Les résultats détaillés par région anatomiques sont résumés dans le tableau 7.

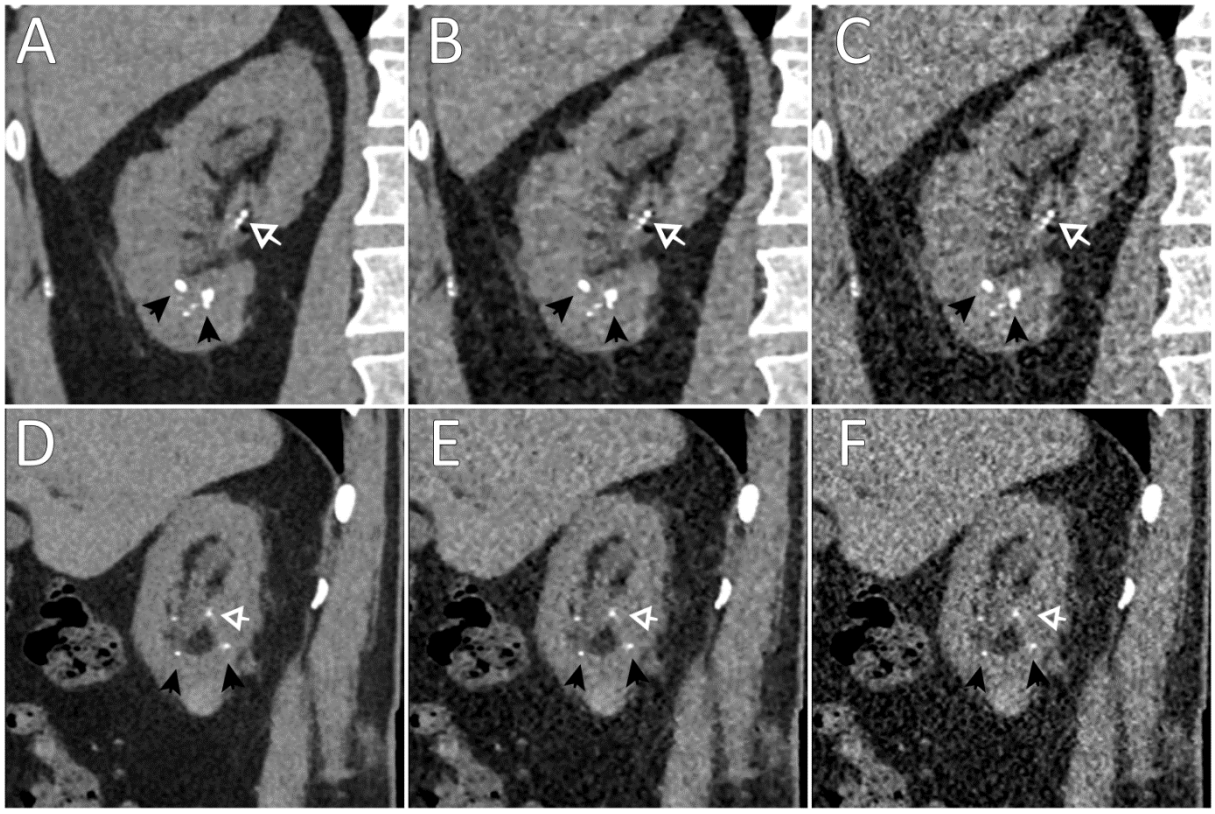


Figure 6. Cas d'un patient présentant à la fois des calculs caliciels (flèches noires) et des calcifications vasculaires (flèches blanches).
A-C : vue coronale, D-E : vue sagittale. A,D : reconstruction DLIR ; B,E : reconstruction ASIR-V ; C,F : reconstruction FBP.

	N (ICC)				
		Tous			
	Réf	Obs 1	Obs 2	Obs 3	Obs 4
Rein					
Droit	35	31 (0,986)	33 (0,972)	25 (0,787)	29 (0,985)
Gauche	36	37 (0,917)	32 (0,924)	29 (0,822)	28 (0,772)
Uretère					
Droit	5	5 (1)	5 (0,778)	4 (0,879)	4 (0,879)
Gauche	7	8 (0,941)	8 (0,821)	7 (1)	7 (1)
Vessie	13	11 (0,992)	13 (1)	2*	8(0,919)
Tous	96	92 (0,979)	91 (0,971)	67 (0,616)	76 (0,940)

Tableau 7. Détection des calculs toutes tailles confondues avec les reconstructions DLIR ($p<10^{-3}$). Obs : Observateur. ***p non significatif pour cette valeur d'ICC.*

Concernant la détection des calculs selon leur taille, on observe une meilleure détection des calculs de plus de 3 mm, chez les 2 observateurs avec les reconstructions DLIR, dont les résultats sont détaillés par région anatomique dans le tableau 8.

	N (ICC)					
	<3mm			>3mm		
	Réf	Obs 1	Obs 2	*Réf*	Obs 1	Obs 2
Rein						
Droit	11	13 (0,808)	8 (0,346)	24	18 (0,907)	25 (0,873)
Gauche	9	15*	6*	27	22 (0,846)	26 (0,860)
Uretère						
Droit	0	1*	0 (1)	5	4 (0,879)	5 (0,778)
Gauche	1	2 (0,661)	0*	6	6 (1)	8 (0,715)
Vessie	8	5 (0,899)	7 (0,991)	5	6 (0,905)	6 (0,977)
Tous	29	36 (0,756)	21 (0,752)	67	56 (0,9)	70 (0,878)

Tableau 8. Détection des calculs selon leur taille avec les reconstructions DLIR ($p<10^{-3}$).
**ICC avec p non significatif*

Concernant la détection de l'ensemble des calculs, on retrouve une détectabilité supérieure des reconstructions DLIR par rapport au reconstructions FBP et une équivalence par rapport aux reconstructions ASIR-V (Tableau 9). A noter que chez 2 observateurs, on retrouve un grand nombre de faux positifs pour les calculs intra rénaux sur les reconstructions ASIR-V (88 et 102 calculs au lieu de 71 calculs rénaux).

	DLIR	**ASIR-V**	**FBP**
Observateur 1	0,979	0,926	0,957
Observateur 2	0,971	0,968	0,978
Observateur 3	0,616	0,696	0,667
Observateur 4	0,940	0,912	0,859

Tableau 9. Corrélation intra-classe de détection de l'ensemble des calculs, selon la reconstruction ($p<10^{-3}$).

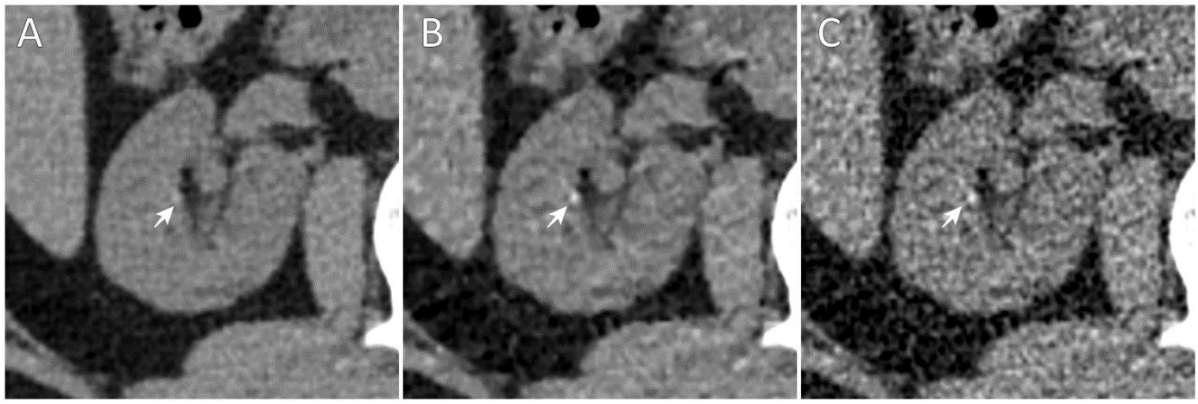


Figure 7. Cas d'un faux positif chez ce patient pour la reconstruction ASIR-V, ce calcul a été retenu pour 2 lecteurs uniquement pour la reconstruction ASIR-V. A : DLIR ; B : ASIR-V ; C : FBP.

Pour la détection des calculs de moins de 3 mm, effectuée par les 2 radiologues spécialisés, en comparant les reconstructions par rapport au consensus, les résultats sont divergents. Comme pour la détection globale des calculs, pour l'observateur 1, on retrouve une corrélation supérieure pour la détection en DLIR. Tandis que pour l'observateur 2 c'est avec les reconstructions FBP que la corrélation est la meilleure (Tableau 10).

	DLIR	**ASIR-V**	**FBP**
Observateur 1	0,756	0,648	0,595
Observateur 2	0,752	0,582	0,913

Tableau 10. Corrélation intra-classe de détection des calculs de moins de 3 mm, selon la reconstruction ($p<10^{-3}$).

Pour les performances diagnostiques de détection des calculs, il n'y a pas d'infériorité des reconstructions DLIR par rapports aux autres méthodes de reconstructions. Pour les observateurs 3 et 4 qui n'ont pas mesuré les calculs, il n'y a pas non plus d'infériorité des reconstructions DLIR par rapport aux autres reconstructions (Tableau 11).

	DLIR		**ASIR-V**		**FBP**	
	Obs 1	Obs 2	Obs 1	Obs 2	Obs 1	Obs 2
Sensibilité	0,91	0,83	0,85	0,87	0,81	0,87
Spécificité	0,99	0,98	0,94	0,98	0,99	0,99
VPP	0,98	0,91	0,80	0,91	0,95	0,98
VPN	0,98	0,95	0,96	0,97	0,95	0,97

Tableau 11. Performance des reconstructions pour l'ensemble des calculs.

3.4 QUALITE OBJECTIVE DES IMAGES

3.4.1 Mesure du bruit de l'image

Le bruit mesuré dans l'air ambiant qui est représentatif du bruit global de l'image était significativement plus élevé dans les reconstructions FBP comparativement aux autres, et les reconstructions ASIR-V présentait un bruit plus élevé que les reconstructions DLIR (Figure 8). Il y avait une corrélation ($r=0,92$; $p<10^{-3}$) entre le bruit des reconstructions FBP et celui des reconstructions ASIR-V. Entre les autres reconstructions, il n'y avait pas de corrélation aussi forte : 0,72 ($p<10^{-3}$) entre DLIR et FBP et 0,64 ($p<10^{-3}$) entre DLIR et ASIR-V. Il n'y avait pas de corrélation entre le bruit mesuré et l'IMC du patient quel que soit le type de reconstruction et quel que soit la structure.

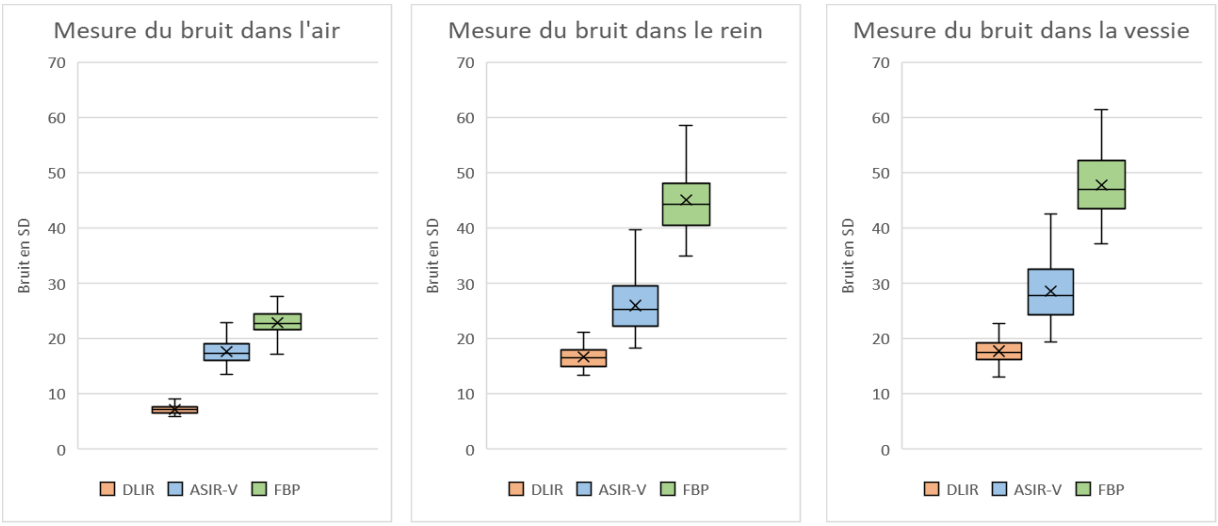


Figure 8. Comparaison du bruit dans l'air, le rein et la vessie selon les reconstructions DLIR, FBP et ASIR-V.

3.4.2 Mesure du RSB et de la densité moyenne, minimale et maximale par organe

Il n'y a pas de différence significative dans la mesure de la densité moyenne selon le type de reconstruction et pour chaque organe. Le tableau 12 donne les moyennes de densité minimale, maximale, moyenne, du bruit et du RSB par structures et par reconstruction. La figure 9 est la représentation graphique du bruit qui correspond à l'écart entre la courbe de densité maximale et de densité minimale et permet de figurer la réduction du bruit des reconstructions ASIR-V et DLIR par rapport aux reconstructions FBP. Il existe une différence statistiquement significative de la mesure du RSB entre chaque reconstruction et pour chaque organe. Il existe une corrélation inverse entre les densités moyennes du muscle psoas et du rein et l'IMC des patients. Il existe une corrélation inverse entre les densités moyennes du muscle psoas et du rein et l'IMC du patient ($-0,7<r<-0,5$; $p<10^{-3}$).

		DLIR	ASIR-V	FBP
Graisse rétro-péritonéale	*Densité Minimale*	-146,61	-176,18	-223,3
	Densité Maximale	-73,88	-45,70	-0,45
	Densité Moyenne	-112,91	-113,51	-113,42
	Bruit	14,32	24,47	42,275
	RSB	15,86	6,52	5
Muscle psoas	*Densité Minimale*	8,04	-16,90	-69,09
	Densité Maximale	99,5	131,25	182,3
	Densité Moyenne	55,45	55,08	55
	Bruit	17,7	27,60	46,67
	RSB	7,81	3,16	2,42
Rein	*Densité Minimale*	-10,84	-32,84	-85,88
	Densité Maximale	78,77	109,38	160,95
	Densité Moyenne	37,48	36,35	36,57
	Bruit	16,95	26,22	45,03
	RSB	5,27	2,08	1,61
Air	*Densité Minimale*	-1016,31	-1023	-1023
	Densité Maximale	-983,61	-945,31	-925,88
	Densité Moyenne	-1000,43	-999,77	-997,69
	Bruit	7,18	17,61	22,85
	RSB	140,64	57,49	44,21
Rate	*Densité Minimale*	13,04	-10,18	-56,04
	Densité Maximale	95,61	121,25	170,9
	Densité Moyenne	55,93	55,45	55,39
	Bruit	16,29	24,92	42,66
	RSB	7,86	3,17	2,44
Vessie	*Densité Minimale*	-24,15	-52,15	-102
	Densité Maximale	65,84	101,2	151,59
	Densité Moyenne	23,01	22,8	22,73
	Bruit	17,7	28,57	47,79
	RSB	3,24	1,3	1

Tableau 12. Mesures de densités par structures et par organes.

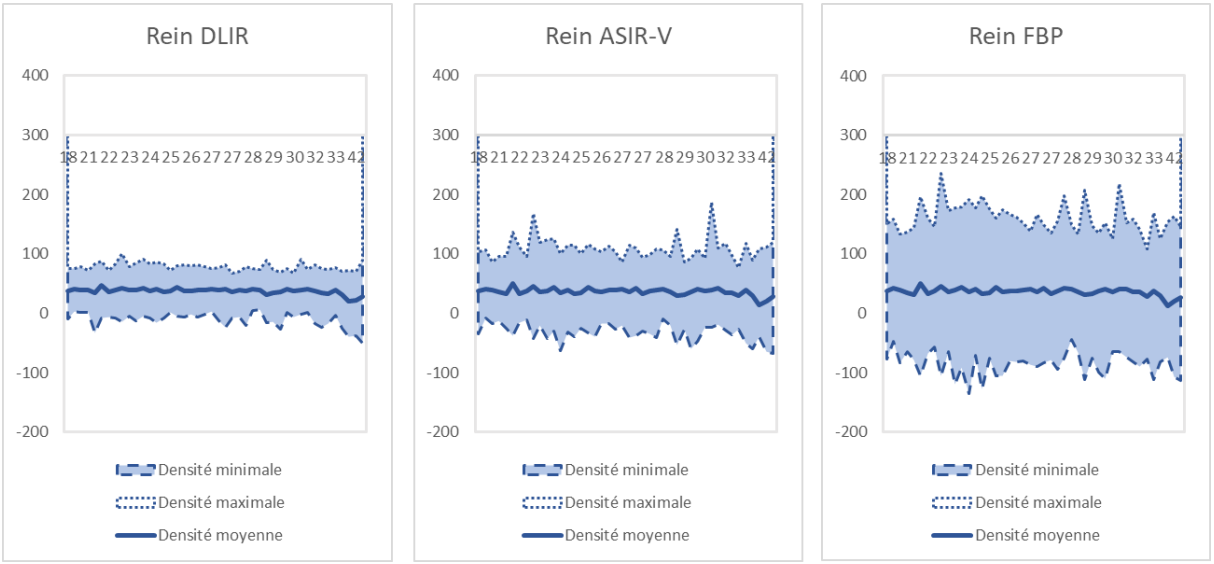


Figure 9. Représentation graphique de la densité maximale, moyenne et minimale en UH mesurées dans le rein, en fonction de l'IMC et par reconstruction.

3.4.3 Mesure du Contraste absolu et du Contraste sur bruit

Il existe un contraste absolu entre rate et le rein statistiquement moins important (p=0,02) avec les reconstructions DLIR comparés à l'ASIR-V (Tableau 13). En revanche, il n'y a pas de différence statistiquement significative entre DLIR et FBP (p=0,17). Entre le rein et la graisse rétro-péritonéale, il existe un meilleur contraste avec les reconstructions DLIR par rapport aux deux autres reconstructions ($p<10^{-3}$ vs ASIR-V et p=0,035 vs FBP).

Pour la mesure du rapport contraste sur bruit, il existe une différence statistiquement significative ($p<10^{-3}$) entre chaque reconstruction pour les deux types de comparaison d'organes.

	Contraste			**RCB**		
	DLIR	ASIR-V	FBP	DLIR	ASIR-V	FBP
REIN/RATE	0,2 ± 0 ,07	0,21 ± 0,09	0,21 ± 0,1	1,11 ± 0,29	0,76 ± 0,27	0,43 ± 0,17
REIN/GRP	2,01 ± 0,2	1,97 ± 0,25	1,98 ± 0,26	9,75 ± 1,45	6,08 ± 1,13	3,49 ± 0,53

Tableau 13. Mesures moyennes du contraste absolu et du RCB entre le rein et la rate et entre le rein et la graisse-rétropéritonéale.
GRP= Graisse rétro-péritonéale.

3.5 QUALITE SUBJECTIVE DE L'IMAGE

Aucun examen n'a eu un score égal à 0, c'est-à-dire ininterprétable.

Les résultats sur l'évaluation de la qualité subjective de l'image sont résumés dans le tableau 14. Les lecteurs ont jugé que la qualité d'image était en moyenne meilleure avec les reconstructions DLIR, par rapport aux deux autres reconstructions. Avec les critères choisis,

les reconstructions ASIR-V sont apparues, pour les deux observateurs, inférieures en moyenne aux reconstructions FBP.

Cependant la concordance de jugement de qualité entre les deux observateurs était assez médiocre pour les 3 reconstructions : faible pour DLIR (kappa = 0,26) et très faible pour les reconstructions standard (kappa= 0,13).

Reconstructions	**DLIR**	**ASIR-V**	**FBP**
Observateur 1	2,31 ±0,7	1,7 ±0,5	1,75 ±0,4
Observateur 2	2,36 ±0,7	1,72 ±0,7	2,02 ±0,7

Tableau 14. Note moyenne de la qualité d'image.

3.6 CARACTERISTIQUES DES CALCULS URINAIRES

Des calculs urinaires ont été retrouvé chez 30 patients et pour chaque patient, le calcul le plus volumineux a été sélectionné. Le volume des calculs sans et avec seuillage à 130 UH et leur densité maximale et moyenne sont résumés dans le tableau 15. Sur les reconstructions DLIR, chez deux patients, il a été retrouvé une nette diminution de la densité du calcul qui le rend presque indétectable et qui a aussi pour effet de rendre son volume non mesurable après application du seuil à 130 UH, dont un exemple est illustré à la figure 10.

Globalement, les calculs apparaissaient plus petit et moins dense sur les reconstructions DLIR.

		DLIR		FBP		ASIR-V	
Volume	Statistique	NS	130	NS	130	NS	130
	Nb. d'obs	30	30	30	30	30	30
	Moyenne	0,567	0,224	0,570	0,243	0,612	0,223
Densité	Statistique	Maximale	Moyenne	Maximale	Moyenne	Maximale	Moyenne
	Nb. d'obs	30	30	30	30	30	30
	Moyenne	842,667	273,153	870,333	283,133	868,467	279,960

Tableau 15. Caractéristiques des calculs détectés.
(NS : Volume Non Seuillé en cm^3 ; 130 : Volume avec Seuillage à 130 UH en cm^3 ; Maximale : Densité maximale en UH ; Moyenne : Densité moyenne en UH).

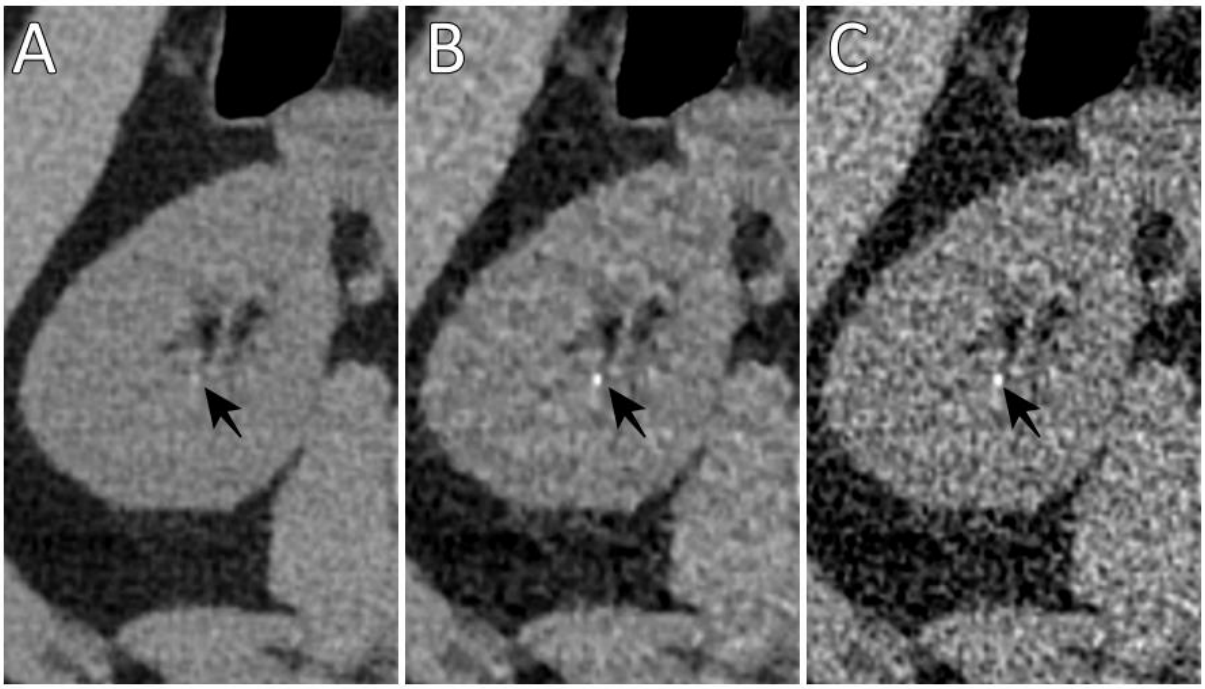


Figure 10. Calcul caliciel inférieur du rein droit sur les 3 reconstructions montrant la diminution significative de la densité du calcul sur la reconstruction DLIR.
A : DLIR, B : ASIR-V, C : FBP.

Avant seuillage à 130 UH, les calculs apparaissent significativement moins volumineux avec la reconstruction DLIR par rapport à l'ASIR-V ($p<^{10-}3$) mais aucune différence significative n'était observée entre DLIR et FBP (0,85). Après seuillage à 130 UH, les calculs étaient significativement moins volumineux avec les reconstructions DLIR par rapport aux reconstructions FBP ($p<10^{-3}$) mais aucune différence significative n'était observée entre DLIR et ASIR-V (p=0,92).

Les calculs ont une densité maximale moins élevé avec les reconstructions DLIR en comparaison à ASIR-V (p=0,04) et FBP (p=0,053).

La densité moyenne observée est significativement moins élevée en reconstruction DLIR comparée aux reconstructions FBP (p=0,006) alors qu'aucune différence statistique n'est observée avec la reconstruction ASIR-V (p=0,07).

4 DISCUSSION

4.1 QUALITE D'IMAGE

4.1.1 Analyse des résultats sur le bruit, le RSB, le contraste absolu et le RCB

Les différentes mesures effectuées sur la qualité objective des images ont mis en évidence une supériorité des reconstructions développées par Deep Learning comparativement aux reconstructions FBP et aux reconstructions itératives hybrides ASIR-V.

Quelles que soient les structures étudiées, le bruit observé sur les reconstructions DLIR était significativement plus bas et les reconstructions ASIR-V-70% avaient également un bruit inférieur aux reconstructions FBP. Il existe une corrélation entre les reconstructions ASIR-V et FBP pour la mesure du bruit mais celle-ci n'est pas retrouvée avec les reconstructions DLIR. L'atténuation du bruit avec les reconstructions DLIR n'est pas corrélée aux autres reconstructions et semble donc être gérée différemment. En effet, l'algorithme DLIR a été généré grâce à l'entrainement du DNN sur des images reconstruites en FBP à dose standard. Le Noise Power Spectrum (NPS) pour Spectre de puissance de bruit est une courbe obtenue à partir de mesures faites sur des fantômes et permet de connaitre le spectre des fréquences du bruit dans une image, cette courbe est le reflet du « granité » du bruit et de la texture de l'image. Ainsi comme le rapporte Hsieh et al. [41] le NPS d'une image obtenue en DLIR à 4,9 mGy est superposable au spectre de l'image en FBP à 15,1 mGy. Alors que les images obtenues avec les reconstructions itératives vont rapidement présenter un décalage de la courbe du NPS vers les basses fréquences en diminuant la dose, et présenter une image bruitée avec un granité grossier. Comme le montre Greffier et al. [40] les courbes du NPS obtenues pour les différentes reconstructions (dans l'étude de Greffier et al, : FBP, ASIR-V-50%, ASIR-V-100%, et DLIR High) se décalent vers les basses fréquences avec la diminution de la dose. Et, à partir de 2,5 mGy, même les images obtenues en DLIR présentent un léger décalage de la courbe du NPS. Mais ce que montre ces courbes c'est que la réduction du bruit reste importante avec les reconstructions DLIR, et la courbe du NPS reste aplati et conserve un aspect similaire à celle obtenue en FBP. La capacité des systèmes de reconstruction à limiter l'augmentation du bruit des basses fréquences tout en conservant un spectre homogène est le reflet leur efficacité. Les reconstructions DLIR sont ainsi beaucoup plus efficaces. Elles dépendent moins du niveau d'énergie délivrée que les autres reconstructions et permettent une réduction plus importante du bruit et en particulier à un niveau d'énergie abaissé par rapport aux autres reconstructions.

C’est pour cette raison que l’on ne retrouve pas de corrélation entre le bruit mesurée sur les images des reconstruction DLIR et celles obtenues en FBP et ASIR-V dans notre étude.

On retrouve également un RSB augmenté avec les reconstructions DLIR par rapport aux autres reconstructions, pour toutes les structures mesurées. Le rapport signal sur bruit représente le « poids » du bruit par rapport à celui du signal utile, c’est-à-dire qu’il permet de représenter la capacité à visualiser des détails peu contrastés par rapport à leur environnement. Ainsi plus ce rapport est augmenté, plus il est aisé de distinguer un signal par rapport à son environnement malgré le bruit. En moyenne, le RSB est calculé à 30,11 avec les reconstructions DLIR, à 12,39 avec l’ASIR-V et à 9,45 avec le FBP. Ce rapport est donc logiquement augmenté pour les reconstructions avec atténuation du bruit.

Les valeurs de contraste absolu entre des structures de densité moyenne proche (le rein et la rate) pour les reconstructions DLIR étaient inférieures à celles des reconstructions ASIR-V. Mais, lorsque les structures comparées ont une densité moyenne très différente, comme entre le rein et la graisse rétropéritonéale, le contraste absolu était plus élevé avec les reconstructions DLIR, comparativement aux reconstructions ASIR-V et FBP. Pour la mesure du rapport contraste sur bruit, il a été retrouvé une supériorité des reconstructions DLIR, par rapports aux reconstructions ASIR-V et FBP. De la même façon que le RSB, le RCB permet de mettre en évidence le contraste entre les différentes structures au sein du bruit environnant. Ainsi, il existe également des rapports nettement supérieurs avec les reconstructions DLIR par rapport aux autres reconstructions, que ce soit pour des structures de densité proche, ou pour des structures plus contrastées. Cela s’explique par l’importante réduction du bruit avec les reconstructions DLIR qui permet d’avoir un rapport bien plus élevé que les autres reconstructions.

4.1.2 Qualité objective des images – comparaison à la littérature

A notre connaissance, il s’agit de la première étude réalisée sur l’évaluation des reconstructions DLIR sur des scanners abdomino-pelviens basse dose dans le cadre de la maladie lithiasique urinaire.

Dans cette étude, les reconstructions DLIR ont été comparées aux reconstructions FBP, et aux reconstructions « hybride » ASIR-V à 70%. Il a été montré que les reconstructions DLIR permettent d’obtenir une qualité d’image objective supérieure. De nombreux auteurs ont évalué la qualité d’image des reconstructions itératives pour la plupart des indications cliniques [46,47]. Cependant, plusieurs études ont démontré les limites des reconstructions itératives en termes d’optimisation de dose, de dégradation de la qualité d’image et des performances diagnostiques, avec pour effet la modification de la texture de l’image donnant un aspect

« artificiel » à l'image [48]. Ce n'est pas le cas avec les reconstructions DLIR, l'image conservant une texture similaire à celle obtenue en FBP [49].

Singh et al. [39] ont comparé des scanners abdomino-pelviens en basse dose pour des indications cliniques diverses avec des reconstructions FBP, itératives simples, reconstructions itératives hybride, MBIR et Deep Learning (DLR) sur le scanner d'un autre constructeur. La mesure du bruit était diminuée et le RSB était augmenté avec les reconstructions DLR par rapport aux reconstructions FBP, aux reconstructions itératives simples et hybrides, et équivalents aux reconstructions MBIR. Les reconstructions MBIR étaient équivalente en termes de qualité d'image objective, mais, d'après les auteurs, un plus grand nombre d'examens était jugés comme inacceptable ou sous-optimale pour la qualité diagnostique de l'examen.

Akagi et al. [38] ont également montré que les reconstructions Deep Learning pour les scanners abdominopelviens avec injection avaient un bruit diminué et un RCB amélioré par rapport aux reconstructions itératives hybrides et aux reconstructions MBIR. Le bruit dans le muscle paraspinal à la phase artérielle était mesuré à 24,9 avec les reconstructions itératives hybrides, 22,2 avec les reconstructions MBIR, et 13,9 avec les reconstructions DLR, contre 17,7 en DLIR et 27,6 avec les reconstructions itératives hybrides (ASIR-V) dans le muscle psoas pour notre étude. Le RCB a été mesuré entre le foie et le muscle paraspinal, et retrouve 0,7 avec les reconstructions itératives hybrides, 0,8 avec les reconstructions MBIR, et 1,2 avec les reconstructions DLR, contre, pour notre étude, 0,76 avec les reconstructions itératives hybrides et 1,11 avec les reconstructions DLIR. Toutefois, la comparaison de nos résultats avec l'étude de Akagi et al. est sous réserve d'algorithmes de reconstruction de constructeurs différents et de paramètres d'acquisition différents. En effet, contrairement à notre étude, les examens étaient réalisés avec injection de produits de contraste, ce qui peut altérer la comparaison de la mesure du bruit dans les organes, et la dose d'irradiation était nettement plus élevée. Le CDTIvol était mesuré à 12,6 mGy contre 2,5 mGy dans notre étude.

4.1.3 Qualité d'image subjective

Dans notre étude, pour l'évaluation de la qualité subjective de l'examen nous avons définis une échelle sur 4 valeurs. Les deux examinateurs ont mis une note significativement plus élevée en moyenne pour les reconstructions DLIR par rapport aux deux autres reconstructions. Les reconstructions ASIR-V ont, par contre, été moins bien notées que le FBP. En effet, l'aspect « artificiel » de l'image influe pleinement sur la qualité d'interprétation pour les examinateurs et, bien que les reconstructions FBP soient plus bruitées, les images sont moins dénaturées.

Singh et al. ont aussi comparé la qualité d'image subjective des différentes techniques de reconstructions et, comme dans notre étude, un plus grand nombre d'examens d'interprétation difficile ont été relevés avec la méthode de reconstruction itérative hybride. Cette modification est due au changement de texture induit par les reconstructions hybride comme d'autres études l'ont montrés [50,51].

4.2 PERFORMANCES DIAGNOSTIQUES

4.2.1 Caractéristiques des calculs

Dans notre étude, nous avons mesuré le volume et la densité du calcul le plus volumineux de chaque patient. Le but était d'évaluer la capacité de caractérisation des calculs de chaque reconstruction.

Les calculs ne sont généralement pas configurés de manière sphérique et leur plus grand diamètre ne correspond pas nécessairement à leur volume. Il peut être légitime de supposer que le volume est le critère le plus objectif pour évaluer la taille des calculs. Cependant la grande majorité des études ne reporte que la longueur maximale, dans le plan axial ou coronal [44], ce qui correspond le plus souvent à la pratique clinique. Dans notre étude, nous avons choisi de mesurer le volume des calculs, par une méthode semi-automatique, afin de s'affranchir du biais lié à la variabilité de la mesure manuelle du diamètre maximal du calcul et pour pouvoir évaluer l'impact des différentes reconstructions sur le volume des calculs. Il existe ainsi une faible variation du volume entre les différentes reconstructions : 567 mm^3 et 223 mm^3 en DLIR, 611 mm^3 et 223 mm^3 en ASIR-V et 569 mm^3 et 243 mm^3 en FBP respectivement sans et avec seuillage à 130 UH permettant s'affranchir du bruit entourant le calcul. Wilhelm et al. [45] ont évalué un logiciel automatisé sur une plateforme commerciale (AMULET, Syngo.via; Siemens, Forchheim, Allemagne) afin de calculer le volume des calculs urinaires, dans une étude ex-vivo. Comme référence, ils ont utilisé la mesure du volume des calculs par la méthode de déplacement de l'eau. Ils ont trouvé une meilleure corrélation entre les valeurs de référence et le volume calculé de façon automatique (r=0,99) par rapport à la corrélation mesurée entre les valeurs de référence et les valeurs calculées basées sur les mesures manuelles (r=0,95). Jain et al. [52] ont également eu de très bon résultats (r=0,99) avec cette méthode en utilisant un autre logiciel (AGFA IMPAX).

La densité maximale et moyenne des calculs est plus faible avec les reconstructions DLIR que pour les autres reconstructions. Cette diminution est relativement faible, de l'ordre de 10 UH et 30 UH en moyenne pour la densité moyenne et maximale respectivement, en dehors du cas

d'un patient avec un calcul qui présentait une chute de densité maximale de 200 UH sur les reconstructions DLIR soit 1019 UH contre 1225 UH et 1218 UH sur les reconstructions ASIR-V et FBP. Cette diminution de densité ne modifie cependant pas significativement l'interprétation de la composition des calculs urinaires possible en scanner (Tableau 1). Comme montré sur la figure 8, cette chute de la densité des calculs a pour effet de rendre certains petits calculs potentiellement indétectables sur les reconstructions DLIR par rapport aux autres reconstructions et générer des faux négatifs. Dans notre étude, le faible nombre de patients et surtout le faible nombre de calculs de moins de 3 mm ne permet pas d'évaluer l'impact de cette baisse densité. D'après nos résultats, il ne semble pas y avoir d'impact significatif sur la détection des calculs de moins de 3 mm.

4.2.2 Détection des calculs

Pour la détection des calculs, quelle que soit leur taille, il existe une non infériorité des reconstructions DLIR par rapport aux reconstructions ASIR-V et une supériorité des reconstructions DLIR par rapport aux reconstructions FBP. Pour la détection des calculs de moins de 3 mm, nos résultats sont difficilement interprétables à cause du faible nombre de calculs inférieurs à 3 mm détectés.

Chez deux lecteurs, un grand nombre de faux positifs a été observé avec les reconstructions ASIR-V. Bien qu'en atténuant sensiblement le bruit, les reconstructions ASIR-V semblent générer des voxels hyperdenses, sur des zones de variation importante du bruit, et ceux-ci peuvent donc être confondus avec des petits calculs pour un œil non expert. Il n'a pas été retrouvé de résultats similaires dans la littérature car il y a peu d'études sur les reconstructions ASIR-V dans le cadre de la maladie lithiasique urinaire. Néanmoins, Rotzinger et al. [37] ont montré que sur des scanners thoraciques, l'augmentation du niveau d'ASIR-V avaient pour effet une augmentation des artéfacts avec l'apparition d'une image pixélisé ou tachetée et la disparition de certaines structures comme les lobules pulmonaires secondaires. D'autres études ont évalué les propriétés des reconstructions ASIR-V, notamment sur des fantômes et retrouvent une modification du NPS en ASIR-V avec la diminution de la dose [36,53,54] qui serait responsable de l'aspect pixelisé voir tacheté du bruit sur les reconstructions ASIR-V. Ceci peut expliquer nos résultats, d'autant plus que dans notre étude le niveau d'ASIR-V était relativement élevé, réglé à 70%.

Les reconstructions DLIR, ont été responsables de faux négatifs en diminuant la densité d'un calcul chez deux patients. Mais cela a peu d'impact sur les performances diagnostiques du test.

A notre connaissance, il n'y a pas d'étude qui évalue la détection des calculs urinaires sur des scanners abdomino-pelviens basse dose reconstruits avec un algorithme DLIR.

Les acquisitions scanographiques en basse dose ont pour effet d'augmenter significativement la bruit dans l'image et de diminuer la qualité de l'examen, en particulier avec les reconstructions FBP. Cependant avec l'avènement des reconstructions itératives, cette limite a pu être dépassée et de nombreux auteurs ont comparé les performances diagnostiques des acquisitions en dose standard, en basse dose et en très basse dose en utilisant ces reconstructions itératives. Rob et al. [55] ont recensés dans la littérature toutes les études prospectives comparant des scanners abdominopelviens réalisés avec des protocoles très basse dose ou basse dose pour colique néphrétique ou maladie lithiasique urinaire avec des protocoles à dose standard. Les auteurs ont observé, pour les examens à basse dose et très basse dose, une sensibilité globale de 90-100% et une spécificité de 86-100%. Les limites étaient la détection des calculs de moins de 3 mm et les patients avec un IMC>30 kg/m². Des résultats similaires ont été retrouvés dans l'étude de den Harder et al. [56] mais les résultats les plus significatifs ont été obtenus avec les reconstructions MBIR, et notamment sur les calculs de moins de 3 mm en très basse dose [56,57].

Dans notre étude, la dose efficace moyenne était de 1,980 mSv, ce qui correspond aux doses efficaces relevées dans la littérature pour une acquisition basse dose dans ce type d'indication [33,55,58].

4.3 LIMITES

La principale limite dans notre étude est le nombre de patients inclus et la répartition de la distribution des calculs. Ces deux paramètres ont pour effet de diminuer la puissance des résultats, et en particulier en ce qui concerne la détection des calculs de moins de 3 mm et la représentativité de l'échantillon.

L'absence de mesure des calculs par l'ensemble de lecteurs est aussi un biais qui limite la comparaison de leur détectabilité.

De plus, notre méthode d'évaluation objective du bruit reste limitée car elle ne tient pas compte de l'ensemble des caractéristiques physique du bruit et de la qualité d'image. Plusieurs études ont montré que l'évaluation objective de la qualité d'image passait par la réalisation de mesures du NPS, du TTF (task transfer function) et du MTF (modulation transfer function) sur des fantômes [29,37,40].

Dans notre étude, la détectabilité des calculs est évaluée uniquement par des observateurs. Il n'y a pas d'évaluation « objective » de la détectabilité des lésions sur chaque reconstruction. En effet, comme le montrent Rotzinger et al., cette dernière dépend fortement de la taille, de la forme, du contraste mais aussi des propriétés de bruit et de résolution spatiale, et peut s'évaluer objectivement.

4.4 LES PERSPECTIVES

L'enjeu développé par certains investigateurs est de parvenir à réaliser des acquisition ultra basse dose, c'est-à-dire inférieures à 1 mSv, correspondant à la dose délivrée par une radiographie d'abdomen sans préparation [55,59]. Ces études ont démontré qu'il n'était pas possible avec des reconstructions itératives ordinaires d'obtenir une qualité d'image et une performance diagnostique suffisante à ce niveau de dose [60–64].

La principale perspective est d'inclure plus de patients dans l'étude afin d'augmenter la puissance des tests statistiques. Par la suite, il sera intéressant de réaliser une étude prospective comparant les acquisitions basse dose et en ultra basse dose (<1mSv) afin d'évaluer les performances diagnostiques des reconstructions du DLIR sur ce type d'acquisition. Une autre perspective intéressante serait de comparer les reconstructions DLIR aux reconstructions MBIR sur des scanners abdomino-pelviens en très basse dose, étant donné que les reconstructions MBIR ont déjà montré une efficacité en terme de qualité d'image objective sur ce type d'acquisition pour un temps de reconstruction incompatible avec la pratique clinique [33,58,60].

5 CONCLUSION

Notre étude a permis d'évaluer la performance diagnostique et la qualité d'image des reconstructions DLIR dans le cadre des scanners abdomino-pelvien réalisés pour bilan ou suivi de maladie lithiasique urinaire. Notre étude montre que les performances diagnostiques des reconstructions DLIR sont équivalentes aux reconstructions ASIR-V et supérieures aux reconstructions FBP avec une qualité d'image objective et subjective supérieure aux reconstructions ASIR-V et FBP. Les scanners abdominopelviens basse dose avec reconstructions DLIR peuvent donc être recommandés dans cette indication.

6 ANNEXES

6.1 TABLEAUX

Tableau 1. Caractéristiques des différents types de calculs. 20
Tableau 2. Niveaux de Références Diagnostiques en scanner en 2019 chez l'adulte. 22
Tableau 3. Influence des paramètres d'acquisition sur la dose et la qualité d'image. 24
Tableau 4. Protocole d'acquisition du scanner abdomino-pelvien. 30
Tableau 5. Caractéristiques de la population étudiée. 35
Tableau 6. Dosimétrie dans la population étudiée. 35
Tableau 7. Détection des calculs toutes tailles confondues avec les reconstructions DLIR. .. 37
Tableau 8. Détection des calculs selon leur taille avec les reconstructions DLIR. 38
Tableau 9. Corrélation intra-classe de détection de l'ensemble des calculs, selon la reconstruction. 38
Tableau 10. Corrélation intra-classe de détection des calculs de moins de 3 mm, selon la reconstruction. 39
Tableau 11. Performance des reconstructions pour l'ensemble des calculs. 39
Tableau 12. Mesures de densités par structures et par organes. 41
Tableau 13. Mesures moyennes du contraste absolu et du RCB entre le rein et la rate et entre le rein et la graisse-rétropéritonéale. 42
Tableau 14. Note moyenne de la qualité d'image. 43
Tableau 15. Caractéristiques des calculs détectés. 43

6.2 FIGURES

Figure 1. Principe de la rétroprojection filtrée. 25
Figure 2. Principe du TrueFidelity® développé par GE Healthcare. 27
Figure 3. Positionnement des ROI sur les reconstructions. 31
Figure 4. Mesure du volume des calculs. 33
Figure 5. Corrélation entre le poids et la dose efficace, et entre l'IMC et la dose efficace. ... 36
Figure 6. Cas d'un patient présentant à la fois des calculs caliciels et des calcifications vasculaires. 37
Figure 7. Cas d'un faux positif chez ce patient pour la reconstruction ASIR-V. 39
Figure 8. Comparaison du bruit dans l'air, le rein et la vessie selon les reconstructions DLIR, FBP et ASIR-V. 40
Figure 9. Représentation graphique de la densité maximale, moyenne et minimale en UH mesurées dans le rein, en fonction de l'IMC et par reconstruction. 42
Figure 10. Calcul caliciel inférieur du rein droit sur les 3 reconstructions montrant la diminution significative de la densité du calcul sur la reconstruction DLIR. 44

6.3 EQUATIONS

Équation 1. Formule permettant le calcul du rapport signal sur bruit (RSB). 23
Équation 2. Formule permettant le calcul du rapport contraste sur bruit (RCB). 23
Équation 3. Calcul du RSB. 32
Équation 4. Calcul du contraste absolu entre le rein et la rate. 32
Équation 5. Calcul du RCB entre le rein et la rate. 32

7 BIBLIOGRAPHIE

1. Houlgatte A, Deligne E. Colique néphrétique. EMC - Médecine d'urgence 2007:1-5 [Article 25-180-A-30].

2. Société Française de Radiologie. Guide du Bon Usage des examens d'imagerie médicale [en ligne]. Disponible sur http://gbu.radiologie.fr (Consulté le 05/04/2020).

3. Wright PJ, English PJ, Hungin APS, Marsden SNE. Managing acute renal colic across the primary-secondary care interface: a pathway of care based on evidence and consensus. 2002;325:5.

4. Hall EJ, Brenner DJ. Cancer risks from diagnostic radiology: the impact of new epidemiological data. Br. J. Radiol. 2012;85:e1316-7.

5. Brenner DJ, Hall EJ. Cancer Risks from CT Scans: Now We Have Data, What Next? Radiology 2012;265:330-1.

6. Brenner DJ, Elliston CD. Estimated Radiation Risks Potentially Associated with Full-Body CT Screening. Radiology 2004;232:735-8.

7. Brenner DJ. Computed Tomography — An Increasing Source of Radiation Exposure. N. Engl. J. Med. 2007;357:2277-83.

8. Sodickson A, Baeyens PF, Andriole KP, Prevedello LM, Nawfel RD, Hanson R, et al. Recurrent CT, Cumulative Radiation Exposure, and Associated Radiation-induced Cancer Risks from CT of Adults. Radiology 2009;251:175-84.

9. Padole A, Singh S, Lira D, Blake MA, Pourjabbar S, Khawaja RDA, et al. Assessment of Filtered Back Projection, Adaptive Statistical, and Model-Based Iterative Reconstruction for Reduced Dose Abdominal Computed Tomography: J. Comput. Assist. Tomogr. 2015;39:462-7.

10. Beister M, Kolditz D, Kalender WA. Iterative reconstruction methods in X-ray CT. Phys. Med. 2012;28:94-108.

11. Daudon M, Traxer O, Jungers P. Lithiase urinaire. Flammarion. Paris: 2012.

12. Helenon O, Ghouadni M, Khairoune A, Balleyguier C, Correas J. Syndromes obstructifs du haut appareil urinaire. In: EMC radio-diagnostic V urologie-gynécologie. 2002.

13. Platt JF, Rubin J, Ellis JH. Acute renal obstruction: evaluation with intrarenal duplex doppler and conventional US. Radiology 1993;186:685-8.

14. El Khebir M, Fougeras O, Le Gall C, Santin A, Perrier C, Sureau C, et al. Actualisation 2008 de la 8e Conférence de consensus de la Société francophone d'urgences médicales de 1999. Prise en charge des coliques néphrétiques de l'adulte dans les services d'accueil et d'urgences. Prog. En Urol. 2009;19:462-73.

15. Lipkin M, Ackerman A. Imaging for urolithiasis: standards, trends, and radiation exposure. Curr. Opin. Urol. 2016;26:56-62.

16. Hamm M, Wawroschek F, Weckermann D, Knöpfle E, Häckel T, Häuser H, et al. Unenhanced Helical Computed Tomography in the Evaluation of Acute Flank Pain. Eur Urol 2001;39:460-5.

17. Exposition de la population française aux rayonnements ionisants liée aux actes de diagnostic médical en 2012. Rapp. IRSNPRP-HOM 2014;80.

18. Smith P. EC Directive: 97/43/Euratom. Br. J. Radiol. 1998;71:108-9.

19. MINISTÈRE DU TRAVAIL, DE L'EMPLOI ET DE LA SANTÉ. Arrêté du 24 octobre 2011 relatif aux niveaux de référence diagnostiques en radiologie et en médecine nucléaire. Journal Officiel de la République Française n°0012 du 14 janvier 2012 page 715 texte n° 22

20. McCollough CH, Primak AN, Braun N, Kofler J, Yu L, Christner J. Strategies for Reducing Radiation Dose in CT. Radiol. Clin. North Am. 2009;47:27-40.

21. Greffier J, Macri F, Larbi A, Fernandez A, Khasanova E, Pereira F, et al. Dose reduction with iterative reconstruction: Optimization of CT protocols in clinical practice. Diagn. Interv. Imaging 2015;96:477-86.

22. European Commission, Directorate-General for Energy and Transport, Health Protection Agency, Centre for Radiation C and EH (Great B. European guidance on estimating population doses from medical x-ray procedures. Luxembourg: Publications Office; 2008.

23. MINISTÈRE DES SOLIDARITÉS ET DE LA SANTÉ. Arrêté du 23 mai 2019 portant homologation de la décision no 2019-DC-0667 de l'Autorité de sûreté nucléaire du 18 avril 2019 relative aux modalités d'évaluation des doses de rayonnements ionisants délivrées aux patients lors d'un acte de radiologie, de pratiques interventionnelles radioguidées ou de médecine nucléaire et à la mise à jour des niveaux de référence diagnostiques associés. Journal Officiel de la République Française n°0125 du 30 mai 2019, texte n°31 [Internet]. 2019; Disponible sur: https://nrd.irsn.fr/Ressources/Documents/Decision_NRD_2019.pdf

24. Doses délivrées aux patients en scanographie. Inst. Radioprot. Sûreté Nucl.2013;Rapport PRP-HOM N°2013-12.

25. Gervaise A, Gervaise-Henry C, Pernin M, Naulet P, Junca-Laplace C, Lapierre-Combes M. How to perform low-dose computed tomography for renal colic in clinical practice. Diagn. Interv. Imaging 2016;97:393-400.

26. Verdun FR, Racine D, Ott JG, Tapiovaara MJ, Toroi P, Bochud FO, et al. Image quality in CT: From physical measurements to model observers. Phys. Med. 2015;31:823-43.

27. Willemink MJ, Noël PB. The evolution of image reconstruction for CT—from filtered back projection to artificial intelligence. Eur. Radiol. 2019;29:2185-95.

28. Gervaise A. Impact des algorithmes itératifs de reconstruction sur l'interprétation des images en scanographie. 2011;

29. Greffier J. Reconstruction itérative en scanographie : optimisation de la qualité image et de la dose pour une prise en charge personnalisée. Médecine humaine et pathologie. Université Montpellier,2016.

30. Gervaise A, Naulet P, Beuret F, Henry C, Pernin M, Portron Y, et al. Low-Dose CT With Automatic Tube Current Modulation, Adaptive Statistical Iterative Reconstruction, and Low Tube Voltage for the Diagnosis of Renal Colic: Impact of Body Mass Index. Am. J. Roentgenol. 2014;202:553-60.

31. Yamada Y, Jinzaki M, Hosokawa T, Tanami Y, Sugiura H, Abe T, et al. Dose reduction in chest CT: Comparison of the adaptive iterative dose reduction 3D, adaptive iterative dose reduction, and filtered back projection reconstruction techniques. Eur. J. Radiol. 2012;81:4185-95.

32. Pickhardt PJ, Lubner MG, Kim DH, Tang J, Ruma JA, del Rio AM, et al. Abdominal CT With Model-Based Iterative Reconstruction (MBIR): Initial Results of a Prospective Trial Comparing Ultralow-Dose With Standard-Dose Imaging. Am. J. Roentgenol. 2012;199:1266-74.

33. Glazer DI, Maturen KE, Cohan RH, Davenport MS, Ellis JH, Knoepp US, et al. Assessment of 1 mSv Urinary Tract Stone CT With Model-Based Iterative Reconstruction. Am. J. Roentgenol. 2014;203:1230-5.

34. Ahn JH, Kim SH, Kim SJ, Nam IC, Lee SJ, Pak SY. Diagnostic performance of advanced modeled iterative reconstruction applied images for detecting urinary stones on submillisievert low-dose computed tomography. Acta Radiol. 2018;59:1002-9.

35. Tabari A, Singh R, Khera RD, Hoi Y, Angel E, Kalra MK, et al. Can fully iterative reconstruction technique enable routine abdominal CT at less than 1 mSv? Eur. J. Radiol. Open 2019;6:225-30.

36. De Marco P, Origgi D. New adaptive statistical iterative reconstruction ASiR-V: Assessment of noise performance in comparison to ASiR. J. Appl. Clin. Med. Phys. 2018;19:275-86.

37. Rotzinger DC, Racine D, Beigelman-Aubry C, Alfudhili KM, Keller N, Monnin P, et al. Task-Based Model Observer Assessment of A Partial Model-Based Iterative Reconstruction Algorithm in Thoracic Oncologic Multidetector CT. Sci. Rep. 2018;8:17734.

38. Akagi M, Nakamura Y, Higaki T, Narita K, Honda Y, Zhou J, et al. Deep learning reconstruction improves image quality of abdominal ultra-high-resolution CT. Eur. Radiol. 2019;29:6163-71.

39. Singh R, Digumarthy SR, Muse VV, Kambadakone AR, Blake MA, Tabari A, et al. Image Quality and Lesion Detection on Deep Learning Reconstruction and Iterative Reconstruction of Submillisievert Chest and Abdominal CT. Am. J. Roentgenol. 2020;214:566-73.

40. Greffier J, Hamard A, Pereira F, Barrau C, Pasquier H, Beregi JP, et al. Image quality and dose reduction opportunity of deep learning image reconstruction algorithm for CT: a phantom study. Eur. Radiol. 2020. https://doi.org/10.1007/s00330-020-06724-w.

41. Hsieh J, Liu E, Nett B, Tang J, Thibault J-B, Sahney S. A new era of image reconstruction: TrueFidelity^{TM}. Technical white paper on deep learning image reconstruction. GE Healthcare. 2019.

42. McLaughlin PD, Murphy KP, Hayes SA, Carey K, Sammon J, Crush L, et al. Non-contrast CT at comparable dose to an abdominal radiograph in patients with acute renal colic; impact of iterative reconstruction on image quality and diagnostic performance. Insights Imaging 2014;5:217-30.

43. Macri F. Optimisation des paramètres d'acquisition et de reconstruction pour une réduction de dose en tomodensitométrie dans le bilan diagnostique de douleurs thoraciques aux urgences. Université Montpellier; Università degli studi La Sapienza (Rome),2016.

44. Nestler T, Haneder S, Hokamp NG. Modern imaging techniques in urinary stone disease: Curr. Opin. Urol. 2019;29:81-8.

45. Wilhelm K, Miernik A, Hein S, Schlager D, Adams F, Benndorf M, et al. Validating Automated Kidney Stone Volumetry in CT and Mathematical Correlation with Estimated Stone Volume Based on Diameter. J. Endourol. 2018;32:659-64.

46. Mileto A, Guimaraes LS, McCollough CH, Fletcher JG, Yu L. State of the Art in Abdominal CT: The Limits of Iterative Reconstruction Algorithms. Radiology 2019;293:491-503.

47. Geyer LL, Schoepf UJ, Meinel FG, Nance JW, Bastarrika G, Leipsic JA, et al. State of the Art: Iterative CT Reconstruction Techniques. Radiology 2015;276:339-57.

48. McCollough CH, Yu L, Kofler JM, Leng S, Zhang Y, Li Z, et al. Degradation of CT Low-Contrast Spatial Resolution Due to the Use of Iterative Reconstruction and Reduced Dose Levels. Radiology 2015;276:499-506.

49. Solomon J, Lyu P, Marin D, Samei E. Noise and spatial resolution properties of a commercially available deep-learning based CT reconstruction algorithm [published online ahead of print, 2020 Jun 7]. Med Phys. 2020

50. Padole A, Ali Khawaja RD, Kalra MK, Singh S. CT Radiation Dose and Iterative Reconstruction Techniques. Am. J. Roentgenol. 2015;204:W384-92.

51. McCollough CH, Yu L, Kofler JM, Leng S, Zhang Y, Li Z, et al. Degradation of CT Low-Contrast Spatial Resolution Due to the Use of Iterative Reconstruction and Reduced Dose Levels. Radiology 2015;276:499-506.

52. Jain R, Omar M, Chaparala H, Kahn A, Li J, Kahn L, et al. How Accurate Are We in Estimating True Stone Volume? A Comparison of Water Displacement, Ellipsoid Formula, and a CT-Based Software Tool. J. Endourol. 2018;32:572-6.

52. Fan J, Yue M, Melnyk R. Benefits of ASiR-V* Reconstruction for Reducing Patient Radiation Dose and Preserving Diagnostic Quality in CT Exams. GE Healthcare (2014).

54. Tang H, Liu Z, Hu Z, He T, Li D, Yu N, et al. Clinical value of a new generation adaptive statistical iterative reconstruction (ASIR-V) in the diagnosis of pulmonary nodule in low-dose chest CT. Br. J. Radiol. 2019;92:20180909.

55. Rob S, Bryant T, Wilson I, Somani BK. Ultra-low-dose, low-dose, and standard-dose CT of the kidney, ureters, and bladder: is there a difference? Results from a systematic review of the literature. Clin. Radiol. 2017;72:11-5.

56. den Harder AM, Willemink MJ, van Doormaal PJ, Wessels FJ, Lock MTWT, Schilham AMR, et al. Radiation dose reduction for CT assessment of urolithiasis using iterative reconstruction: A prospective intra-individual study. Eur. Radiol. 2018;28:143-50.

57. Tenant S, Pang CL, Dissanayake P, Vardhanabhuti V, Stuckey C, Gutteridge C, et al. Intra-patient comparison of reduced-dose model-based iterative reconstruction with standard-dose adaptive statistical iterative reconstruction in the CT diagnosis and follow-up of urolithiasis. Eur. Radiol. 2017;27:4163-72.

58. Pooler BD, Lubner MG, Kim DH, Ryckman EM, Sivalingam S, Tang J, et al. Prospective Trial of the Detection of Urolithiasis on Ultralow Dose (Sub mSv) Noncontrast Computerized Tomography: Direct Comparison against Routine Low Dose Reference Standard. J. Urol. 2014;192:1433-9.

59. Beregi JP, Greffier J. Low and ultra-low dose radiation in CT: Opportunities and limitations. Diagn. Interv. Imaging 2019;100:63-4.

60. Hur J, Park SB, Lee JB, Park HJ, Chang IH, Kwon JK, et al. CT for evaluation of urolithiasis: image quality of ultralow-dose (Sub mSv) CT with knowledge-based iterative reconstruction and diagnostic performance of low-dose CT with statistical iterative reconstruction. Abdom. Imaging 2015;40:2432-40.

61. Rodger F, Roditi G, Aboumarzouk OM. Diagnostic Accuracy of Low and Ultra-Low Dose CT for Identification of Urinary Tract Stones: A Systematic Review. Urol. Int. 2018;100:375-85.

62. Park SB, Kim YS, Lee JB, Park HJ. Knowledge-based iterative model reconstruction (IMR) algorithm in ultralow-dose CT for evaluation of urolithiasis: evaluation of radiation dose reduction, image quality, and diagnostic performance. Abdom. Imaging 2015;40:3137-46.

63. Cheng RZ, Shkolyar E, Chang TC, Spradling K, Ganesan C, Song S, et al. Ultra-Low-Dose CT: An Effective Follow-Up Imaging Modality for Ureterolithiasis. J. Endourol. 2020;34:139-44.

64. Planz VB, Posielski NM, Lubner MG, Li K, Chen G-H, Nakada SY, et al. Ultra-low-dose limited renal CT for volumetric stone surveillance: advantages over standard unenhanced CT. Abdom. Radiol. 2019;44:227-33.