

Université de Lausanne
Faculté de Biologie et de Médecine
Institut de Radiophysique Appliquée

Reconstruction itérative en tomographie : Quel potentiel de réduction de dose ?

Travail de Maîtrise
Radiophysique appliquée
Par *Jade Matthey*



Sous la direction du *Professeur
Francis R. Verdun* et l'expertise
du *Docteur Fabio Becce*

Décembre 2016

Table des matières

Introduction	2
Résumé de l'expérience.....	4
Matériel et méthodologie.....	5
1. L'acquisition, la reconstruction et la représentation des images	5
2. Informations détaillées sur les algorithmes itératifs utilisés	8
a) ASIR	8
b) MBIR (VEO™).....	8
c) ASIR-V	8
3. Comparaison des performances des différents algorithmes sur la qualité de l'image	9
4. Dose d'irradiation et risques	12
Résultats	13
1. Impact des différents algorithmes sur le niveau de bruit	13
2. Impact des différents algorithmes sur la résolution spatiale	14
3. Reconstructions obtenues	14
a) Evolution de l'aspect des structures et du défaut cartilagineux	15
b) Evolution de l'aspect du cartilage de croissance et de l'os trabéculaire.....	17
Revue de littérature.....	19
Discussion et conclusion	22
Bibliographie	24

Introduction

Depuis une vingtaine d'années, l'exposition de la population aux rayonnements ionisants à des fins médicales augmente continuellement. La dernière enquête organisée par l'OFSP datant de 2013 montre que le CT représente 70,5% de la dose effective collective due à des dispositifs médicaux alors que seuls 9,6% des examens sont effectués en utilisant cette modalité (Le Coultre *et al.* 2013) De plus, une étude américaine a estimé qu'il existait un risque possible de cancer radio-induit montant jusqu'à 2% (Brenner *et al.* 2007). Ce dernier pourrait encore être augmenté chez les patients souffrant d'obésité (chez qui la dose doit être augmentée en raison du volume corporel plus important), chez les patients jeunes et chez les personnes qui auraient besoin d'un suivi radiologique nécessitant cette modalité. Toutefois, ces résultats restent encore sujets à débat. En effet, ces derniers sont repris de projections faites sur des modèles validés pour des niveaux de dose relativement importants (100 mSv) mais qu'il est illusoire d'arriver à valider dans le domaine des faibles doses (< 50 mSv). Néanmoins, devant l'absence de démonstration du risque associé, le principe de précaution doit être appliqué et c'est pourquoi la réduction de l'exposition aux radiations par examen CT est devenue un enjeu majeur dans le domaine de la radiologie et pour la santé publique.

Plusieurs stratégies ont déjà été mises en place pour diminuer l'exposition de la population aux rayonnements ionisants liée la pratique médicale tout en conservant une qualité d'image suffisante à l'établissement du diagnostic. Ceci permet de respecter le principe de radioprotection « as low as reasonably achievable » (ALARA). En 1996, la Commission internationale de protection radiologique a introduit les niveaux de référence diagnostiques (NRD) afin d'adapter la dose délivrée au patient à une investigation radiologique. Toutefois, ces derniers ne peuvent pas être utilisés pour des mesures de qualité d'image. En outre, ils sont définis par région sans indiquer précisément l'indication liée à la valeur proposée. Du côté des constructeurs, des techniques de réductions de dose ont pu être utilisées en intervenant sur les paramètres du CT. Les radiologues ont également mis en place des protocoles à basse dose pour certaines pathologies comme la suspicion de calculs rénaux par exemple où le contraste généré par les lithiases permet de réduire la dose de l'examen. Cependant, les algorithmes actuels ne sont pas adaptés à une trop grande diminution de dose sans introduire une détérioration significative de la qualité de l'image.

L'évaluation de la qualité d'image se fait en employant des éléments de la théorie du signal par des mesures objectives telles que le bruit, la résolution spatiale, les rapports contraste-sur-bruit ou signal-sur-bruit etc. Toutefois, ce type d'information est uniquement valide pour les algorithmes analytiques comme la rétroprojection filtrée (abrégée « RPF ») lorsque l'on ne varie pas le kernel de reconstruction. Cet algorithme est encore très utilisé de nos jours mais ne restera pas le standard d'ici à quelques années. La RPF est considérée comme rapide et fiable. Sa grande vitesse de calcul vient du fait que la reconstruction s'effectue en une seule étape. Toutefois, elle se base sur un modèle idéal du rayonnement et use d'approximations pour reconstruire l'image, ce qui a pour conséquence une apparition d'artefacts et une utilisation des données sous-optimale. De plus, avec la plupart des algorithmes linéaires, lorsque la dose d'irradiation diminue, le niveau de bruit et le nombre d'artefacts augmentent. Dans un premier temps, des filtres de réduction du bruit ont été introduits pour pallier ce problème. Cependant, ces derniers s'appliquant après la reconstruction, ils ont tendance à diminuer la résolution spatiale voire le contraste de l'image. Pour cette raison, les constructeurs travaillent maintenant sur l'optimisation de l'utilisation des données brutes contenues dans l'image.

La reconstruction itérative (abrégée « RI »), comme son nom l'indique, procède à de multiples calculs en boucle pour reconstruire l'image finale. Plus précisément, le procédé consiste à passer à travers les étapes suivantes :

1. Après la reconstruction initiale de l'image venant du CT, une projection est simulée à partir des données brutes de l'image obtenue.
2. Cette simulation est comparée avec la projection initiale réellement acquise pour identifier les différences entre les deux.
3. Cette différence est ensuite utilisée pour corriger la simulation et une nouvelle image est reconstruite.
4. Les étapes 1 à 3 sont répétées plusieurs fois jusqu'à atteindre une différence minimale entre l'image simulée et la dernière image reconstruite.

Les avantages connus de ces algorithmes sont, à dose équivalente, l'augmentation de la qualité de l'image en termes de réduction de bruit et d'artefacts. De plus, les techniques de RI permettent de séparer le bruit et la résolution spatiale. En effet, elles augmentent la résolution spatiale dans les zones à haut contraste et diminuent le bruit dans les zones à bas contraste. Les inconvénients principaux sont le temps de calcul qui est allongé par rapport à la RPF et l'aspect parfois trop « lisse » de l'image dû à la réduction du bruit. Cependant, le niveau de réduction du bruit par l'algorithme peut être choisi avant l'examen. Des études ont été menées pour trouver un niveau d'itération optimal auquel la lisibilité de l'image ne soit pas affectée. En effet, même si l'utilisation de ces programmes augmente la qualité de l'image, lorsqu'ils sont appliqués en clinique, l'objectif diagnostique doit pouvoir être atteint.

La qualité de l'image peut être évaluée subjectivement par des observateurs humains et objectivement par des modèles d'observateurs mathématiques. Ces derniers sont adaptés à l'analyse de données calculées de manière non-linéaires comme dans le cas des reconstructions itératives. Ils utilisent les données de l'image de manière statistique et sont basés sur des tâches de détection prédéfinies.

Avant toute analyse de données, ces modèles mathématiques doivent être rendus anthropomorphes pour permettre la comparaison de leur performance avec celle d'observateurs humains. Pour ce faire, certains filtres leur sont appliqués pour simuler la vision humaine. Les deux types d'observateurs vont pouvoir être comparés lors de tâches cliniques qui comprennent par exemple : des objectifs de détection, de localisation ou de discrimination de lésions. Lorsque que l'on peut mettre en évidence une corrélation entre les deux performances, le modèle d'observateur est validé et peut être utilisé lors d'évaluations qualitatives sur les images reconstruites.

L'addition de la RI et des modèles d'observateur mathématiques laisse la place à une potentielle optimisation des protocoles d'acquisition. Ce qui permettrait ainsi de diminuer l'exposition des patients tout gardant une qualité d'image adéquate à la pratique clinique et ainsi d'assurer la détection d'une lésion suspectée. Finalement, en assignant des tâches cliniques précises lors de chaque examen, la qualité de l'image pourrait être contrôlée non plus seulement via l'ajustement de la dose, mais également en adaptant les informations brutes voulues à un objectif diagnostique fixé préalablement.

Résumé de l'expérience

Objectif

Le but premier de ce travail a été de mener une expérience permettant de comparer la performance de différents algorithmes de RI entre eux et par rapport à la RPF, sur la qualité de l'image ainsi que leur potentiel de réduction de dose. Le protocole d'acquisition utilisé pour cette expérience correspond à des conditions cliniques d'imagerie ostéoarticulaire. Afin de compléter les résultats obtenus et de permettre une meilleure discussion de ce ceux-ci, le second objectif de ce travail a été de constituer une revue de la littérature relative à l'utilisation des algorithmes itératifs dans l'optimisation des protocoles en tomographie.

Matériel et méthode

Des images de deux types de fantômes et d'une tête fémorale animale (veau) ont été acquises à l'aide de deux CT différents provenant du même constructeur (GE Healthcare) : un CT « Discovery HD750 » qui a servi à acquérir les images avec la RPF, ASIR 50%, VEO 2.0 et 3.0 et un CT « Revolution » qui a permis les reconstructions en ASIR-V à 0 et 50%. Un filtre « bone⁺ » a également été appliqué sur les images, à l'exception de celles reconstruites avec VEO 2.0 (filtre « standard ») et 3.0 (filtre « Rp20 »). Afin de réduire au minimum le nombre de variables, la haute tension et le courant du tube ont été gardés constants à 120 kV et 100 mA respectivement. La qualité de l'image a été évaluée objectivement d'après le niveau de bruit et la résolution spatiale. Ces paramètres ont été mesurés sur les images provenant des acquisitions faites sur les fantômes. Leur évaluation a été réalisée en utilisant un graphique « NPS » (« noise power spectrum ») et un graphique « TTF » (« target transfer function ») respectivement. Les images reconstruites à partir des acquisitions faites sur la tête fémorale ont servies d'exemples de résultats qu'il serait possible d'obtenir en clinique. Une lésion a été créée à l'aide d'une mèche orthopédique. Elles ont été reconstruites en RPF (sur les deux CT), avec ASIR 50%, ASIR-V 50%, VEO 2.0 et VEO 3.0 « Rp20 ». Finalement, l'impact visuel des algorithmes de RI a été évalué d'après l'évolution du grain de l'image, de l'aspect de la lésion, des surfaces cartilagineuses et de l'os trabéculaire.

Résultats

L'analyse du graphe « NPS » a démontré la capacité des algorithmes itératifs à diminuer le niveau de bruit dans une image. Le niveau de bruit le plus faible a été atteint avec VEO 2.0. ASIR paramétré à un degré d'itération de 50% a également démontré sa capacité à réduire significativement le bruit d'une image, mais pas d'une manière aussi importante que VEO. Quant à ASIR-V 50%, celui-ci a montré une réduction du bruit prédominante dans les fréquences spatiales basses, contrairement à ASIR et VEO qui ont eu un effet sur une bande de fréquences spatiales plus large. Lors de l'analyse du graphe « TTF », la résolution spatiale n'a pas été modifiée de manière significative en fonction de l'algorithme utilisé, ce qui n'est pas surprenant, car l'amélioration de la qualité des images en utilisant des algorithmes itératifs se fait surtout par la diminution du niveau de bruit. Néanmoins, il a été intéressant d'observer que VEO 2.0 et 3.0 ont démontré une meilleure résolution spatiale, malgré leur forte capacité à diminuer le niveau de bruit. Le filtre « Rp20 » de VEO 3.0 lui confère une légère supériorité sur VEO 2.0. Finalement, l'observation des reconstructions par les différents algorithmes a bien reflété ce qui a été démontré sur les graphiques « NPS » et « TTF ». Les coupes provenant d'ASIR 50%, ASIR-V 50%, VEO 2.0 et 3.0 présentent un niveau de bruit inférieur à celles reconstruites avec la RPF. La méthode de reconstruction dite « complète » de VEO 2.0 et 3.0 donne une apparence très lissée aux images et permet également de mieux visualiser les limites du cartilage. Le filtre « Rp20 » de VEO 3.0 a permis de récupérer des détails dans l'os trabéculaire.

Conclusion

L'utilisation d'ASIR 50%, d'ASIR-V 50%, de VEO 2.0 et 3.0 a permis de réduire le niveau de bruit de manière significative tout en conservant la résolution spatiale de l'image et ceci pour un même protocole. Ce résultat a pu être visualisé sur les reconstructions de la tête fémorale animale. La diminution du bruit a permis de mieux discerner les bords de la lésion. VEO 2.0 et 3.0 ont permis de mieux délimiter les zones cartilagineuses, mais le fort lissage résultant rend l'évaluation des trabécules difficile, car celle-ci ont tendance à disparaître.

Matériel et méthodologie

La première partie de ce chapitre comprend la théorie relative au fonctionnement des scanners et du matériel utilisé en tomographie tout ceci étant mis en parallèle avec ce qui a été réalisé pour mener l'expérience illustrant ce travail. La deuxième partie décrit de façon plus détaillée les algorithmes itératifs qui ont été utilisés pour l'expérience. La dernière partie décrit comment les critères de qualité des images ont été mesurés.

1. L'acquisition, la reconstruction et la représentation des images

Avant l'apparition des scanners dans les années 1970, seule la radiographie conventionnelle était disponible. S'agissant d'une imagerie planaire (en deux dimensions), cette technique a comme principal inconvénient de ne pas permettre la représentation séparée des organes présents dans la région examinée. En effet, en radiologie standard, un seul angle d'incidence est utilisé. Lorsque le rayon est émis par le tube et qu'il traverse le patient, il subit une atténuation exponentielle qui va dépendre de l'énergie du photon et de la densité des structures qu'il va rencontrer à une certaine profondeur. Cependant, un rayon provenant d'un seul angle ne permet pas de séparer toutes les atténuations produites par les différents organes de la région radiographiée. Une structure peut donc en cacher une autre.

Pour pallier ce problème, la tomographie, aussi connue sous le nom de tomodensitométrie, utilise un tube émettant des rayons X en continu, ou de manière pulsée, qui va tourner autour du patient pendant que la table d'examen avance (on parle d'acquisition hélicoïdale). Le rayonnement traverse la région examinée et le signal transmis est capté par les barrettes de détecteurs placées en face du tube (cf. Figure 1). Les différentes incidences vont permettre de séparer les coefficients d'atténuation propres à chaque voxel (contraction de « volume element ») de l'image. De plus, le rayon est diaphragmé à une certaine épaisseur de coupe, ce qui ajoute une troisième dimension à l'image et va permettre une représentation volumique du corps humain.

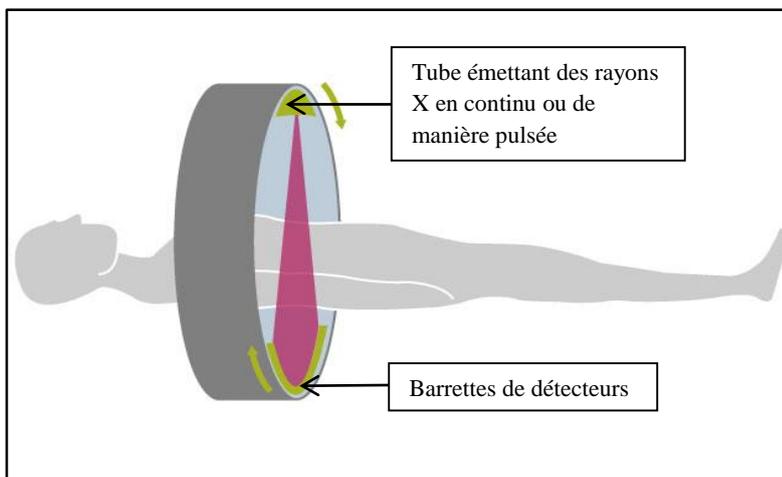


Figure 1- Schéma d'une acquisition

La première étape de la procédure est l'acquisition des profils de transmissions et certains paramètres d'acquisition doivent être choisis avant le début de l'examen. En clinique, ces derniers vont varier en fonction de la région scannée, de la lésion suspectée, du contraste souhaité et de la corpulence du patient.

L'énergie des photons du rayon (exprimée en kilo-électron-volt, keV mais dépendant de la tension appliquée au tube, kV), le courant du tube (exprimé en milliampères, mA) et la durée de rotation du tube sont les principaux paramètres qui vont avoir une influence sur les critères de qualité d'une image.

Des photons à haute énergie vont traverser plus facilement le corps, l'atténuation différentielle des rayons entre les tissus sera moindre et l'image sera moins contrastée. Si la tension est abaissée, les photons seront absorbés plus facilement par les structures qu'ils rencontreront et on obtiendra une image où les organes seront mieux différenciés (augmentation de l'atténuation différentielle des tissus).

Cependant, l'atténuation du rayonnement par le patient a un impact direct sur la dose absorbée. Plus les photons seront atténués, plus l'absorption par le corps sera grande. Le produit courant – durée de rotation (charge du tube, mAs) va lui aussi influencer l'exposition du patient. Ces deux paramètres ont également un effet sur le bruit de l'image. Le bruit est une fluctuation aléatoire du signal qui diminue la détection de structures faiblement contrastées. Il peut aussi nuire à l'évaluation précise de structures très contrastées s'il est trop élevé. Une augmentation des valeurs de tension (kV) et/ou charge (mAs) augmente la quantité de signal qui arrive au niveau des détecteurs et par conséquent diminue le niveau de bruit l'image.

Pour l'expérience, un fantôme « TTF », un fantôme CatPhan® et une tête fémorale animale ont été scannés dans un CT « Revolution » et un CT « Discovery HD750 ». Les fantômes « TTF » et CatPhan® ont été utilisés pour mesurer la performance des différents algorithmes sur, respectivement, la résolution spatiale et le bruit. Les images de la tête fémorale ont servi d'illustration à ce qui pourrait être obtenu en clinique. Afin de minimiser le nombre de variables, les deux installations CT proviennent du même constructeur (GE Healthcare) et le courant du tube et la tension ont été gardés constants à 100 mA et 120 kV respectivement. Un champ d'exploration sFOV (scan FOV) de 32x32 cm a été utilisé. Ce dernier détermine la surface qui va être examinée. Le temps de rotation du tube a été fixé à 0.8s. Un mode hélicoïdal associé à un pitch de 0.516 a été utilisé pour acquérir les images. Ce mode d'acquisition signifie que la table d'examen avance pendant que le tube émet les rayons X. L'apparition de ce mode associé à l'augmentation du nombre de barrettes de détecteurs a permis d'obtenir un nombre conséquent d'images en un temps relativement court. Le pitch est un rapport calculé en divisant la distance que la table a parcourue après que le tube a réalisé une rotation par l'épaisseur totale des coupes. Toutes les images ont été acquises en utilisant les 64 barrettes de détecteurs des deux scanners. Chaque détecteur à une épaisseur de 0.625mm. Si l'on multiplie le nombre barrettes par l'épaisseur des coupes, on obtient la collimation du faisceau RX. Dans notre cas, cette dernière est égale à 40mm (mesuré à l'isocentre de l'installation). Le fait de diaphragmer le faisceau de rayons X à une certaine épaisseur permet également de diminuer la diffusion de ce dernier, ce qui confère à la technique du scanner son excellente résolution en contraste.

La deuxième et dernière étape est la reconstruction des images afin qu'elles puissent être visualisées. Toutes les projections obtenues vont être empilées en fonction de leur angle d'acquisition. On obtient alors un sinogramme qui contiendra toutes structures qui ont été rencontrées par les photons. C'est à partir de ce sinogramme qu'une coupe va pouvoir être reconstruite (cf. Figure 2). La coupe est représentée sur une matrice de 512x512 (soit 262'144) pixels. Un pixel (terme provenant de la contraction de « picture element ») est une unité à deux dimensions (x et y) qui va servir à mesurer la résolution numérique d'une image.

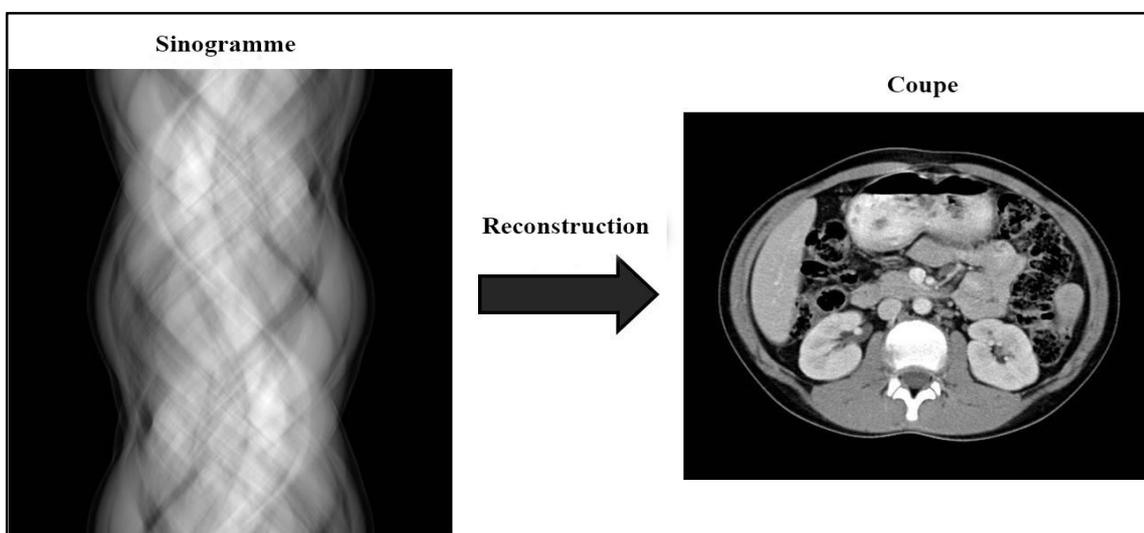


Figure 2 - Reconstruction d'une coupe à partir d'un sinogramme

Cependant, les coupes ont également une certaine épaisseur, ce qui va ajouter une troisième dimension (z) à l'image. Cette dernière n'est plus alors composée de pixels, mais de voxels.

Puis, l'algorithme (que ce soit de RPF ou de RI) va attribuer un niveau de gris à chacun de ces voxels en fonction de l'atténuation de la structure traversée par les rayons X. La valeur de ce niveau de gris, noté NCT, est exprimée en Unités Hounsfield ou plutôt nombre CT puisque c'est un nombre sans dimension. L'échelle des NCT est normalisée par rapport à l'atténuation produite par l'eau (0 UH) et s'étend pour les structures anatomiques standards de -1000 à environ +3000 UH. Ces deux valeurs correspondent respectivement au noir (par exemple l'air contenu dans les poumons ou les intestins) et au blanc (par exemple l'os cortical très dense). Entre ces deux extrêmes, il y a un spectre de niveaux de gris qui vont correspondre à la densité des différentes structures que l'on peut trouver dans le corps humain.

Toutes les coupes des fantômes et de la tête fémorale ont été reconstruites dans le plan transverse en utilisant la RPF et les différents algorithmes itératifs suivant : ASIR 50%, ASIR-V 0 et 50%, VEO 2.0 et 3.0 (MBIR : Model Based Iterative Reconstruction). Les coupes ont été reconstruites avec une épaisseur de 0.625 mm à un intervalle de reconstruction de 0.312 et 0.625 mm, excepté les images reconstruites avec VEO qui ont été espacées de 0.625mm uniquement du fait des contraintes imposées par cet algorithme. Pour toutes les reconstructions, sauf VEO 2.0, un filtre « bone⁺ » a été appliqué. Un filtre « Rp20 » a été utilisé pour les coupes reconstruites avec VEO 3.0.

Les filtres (aussi connus sous le nom de « kernel ») s'appliquent sur les images reconstruites (contrairement aux algorithmes qui interviennent pendant le processus de reconstruction) et vont modifier des paramètres afin de mieux visualiser certains éléments selon le protocole utilisé. Il existe deux types de filtres : les filtres dits « mous » et les filtres « durs » dont les filtres « bone⁺ » et « Rp20 » font partie.

Les filtres mous en lissant l'image vont diminuer le bruit et augmenter la résolution en contraste. Ils sont généralement utilisés dans les acquisitions abdominales pour avoir une meilleure différenciation des organes et des lésions.

Les filtres durs augmentent la résolution spatiale, mais également le bruit. Ils vont permettre de mettre en évidence des détails plus fins et sont très utilisés en imagerie pulmonaire et ostéoarticulaire.

Finalement, ce choix de paramétrages nous a donné dix dossiers d'images (cf. Tableau 1) qui ont été utilisés pour comparer la performance des différents algorithmes sur la qualité des images.

Algorithme	Épaisseur de reconstruction (mm)	Intervalle entre les coupes (mm)
RPF	0.625	0.625
RPF	0.625	0.312
ASIR 50%	0.625	0.625
ASIR 50%	0.625	0.312
ASIR-V 0%	0.625	0.625
ASIR-V 0%	0.625	0.312
ASIR-V 50%	0.625	0.625
ASIR-V 50%	0.625	0.312
VEO 2.0	0.625	0.625
VEO 3.0 Rp20	0.625	0.625

Tableau 1 - Dossiers d'images disponibles pour la comparaison de performance

2. Informations détaillées sur les algorithmes itératifs utilisés

a) ASIR

ASIR (« Adaptive Statistical Iterative Reconstruction ») fait partie de la première génération des algorithmes itératifs utilisés en tomographie. Il est l'un des plus utilisés en clinique, car sa méthode de calcul a été adaptée pour que le temps de reconstruction ne perturbe pas le flux du travail dans un service d'imagerie. En effet, contrairement à d'autres algorithmes itératifs plus complexes, la première image sur laquelle les itérations seront appliquées est une reconstruction par RPF. Un certain pourcentage d'ASIR, entre 0% et 100% (augmentation par incrément de 10%), va ensuite être appliqué sur l'image initiale. Plus ce pourcentage est élevé, plus la correction du bruit sur l'image initiale sera grande. Contrairement à la RPF, qui présuppose un rayonnement idéal, les algorithmes d'ASIR utilisent la statistique des photons et une modélisation de l'objet pour agir directement sur la source du bruit de l'image. Le potentiel de réduction de dose est estimé entre 25% et 40% tout en fournissant des images d'une qualité adaptée à clinique. Il est important de rappeler qu'un pourcentage maximum d'ASIR n'est pas synonyme d'une meilleure précision diagnostique. Certes, la quantité de bruit sera fortement diminuée, mais la texture de l'image finale sera également modifiée et cette dernière prendra une apparence trop lisse. Elle ne sera donc pas utilisable pour la pose d'un diagnostic à cause du risque de perte de détails qui résulterait en une mauvaise interprétation de l'image.

b) MBIR (VEO™)

MBIR (« Model Based Iterative Reconstruction ») fait partie de la seconde génération d'algorithmes itératifs et utilise une méthode de calcul dite « complète ». En plus de modéliser la statistique des photons et les propriétés de l'objet scanné, il utilise également des données physiques et les caractéristiques intrinsèques de l'optique (des détecteurs) du scanner.

Cette dernière propriété fait que cet algorithme est peu utilisé en clinique, car l'intégration de ces informations complexes dans les calculs ralentit significativement le temps de reconstruction. Contrairement à ASIR, où la première image est issue d'un processus de RPF, l'image initiale est reconstruite directement par MBIR en prenant en compte tous ces éléments (modélisation de l'objet, des photons, de données physiques et des détecteurs). Il existe aujourd'hui deux versions disponibles pour VEO : VEO 2.0 et VEO 3.0. Cette dernière version permet d'utiliser des filtres durs (appelés filtres « Rp ») après la reconstruction des images alors que VEO 2.0 ne permettait l'application que de filtres mous (« standard » et « details »).

Les principaux désavantages de cet algorithme sont le temps de reconstruction augmenté et, bien que la qualité de l'image soit objectivement supérieure, l'apparence des structures représentées est souvent qualifiée d'artificielle à cause du fort lissage résultant de l'importante diminution du bruit produite par VEO.

c) ASIR-V

ASIR-V (« Adaptive Statistical Iterative Reconstruction-V ») est le plus récent des algorithmes utilisés dans le cadre de ce travail. Il combine les propriétés d'ASIR et de VEO et est plus adapté à la pratique clinique que ce dernier. En effet, l'étape de modélisation de l'optique du scanner, qui est la plus chronophage, n'est pas intégrée dans ASIR-V.

Il modélise donc uniquement la statistique des photons, l'objet scanné et des données physiques. Un potentiel de réduction de dose allant jusqu'à 82% a été estimé pour cet algorithme (Lim *et al.* 2015).

3. Comparaison des performances des différents algorithmes sur la qualité de l'image

En radiodiagnostic, la qualité de l'image est évaluée selon trois critères principaux qui sont le contraste, la résolution spatiale et le bruit. Les valeurs de ces différents paramètres vont également permettre d'évaluer la capacité du scanner à retranscrire les informations brutes du signal transmis par le patient à un support d'image.

Lors de l'évaluation de l'étalonnage du système optique et informatique d'un scanner, deux outils sont principalement utilisés : les fantômes et des mathématiques qui vont permettre d'analyser les performances du scanner sur les critères de qualité de l'image.

Les fantômes sont des objets couramment utilisés en imagerie médicale pour analyser et évaluer la réponse des paramètres (contraste, résolution, bruit etc.) d'un scanner lors de son utilisation dans différentes conditions. Ces fantômes sont séparés en plusieurs compartiments qui peuvent chacun contenir des cibles de différents matériaux qui généreront un certain signal et un compartiment ne contenant rien ou dans lequel un produit de contraste peut être injecté afin de produire un signal de fond qui constituera l'arrière-plan de l'image. Les matériaux utilisés sont choisis pour générer une atténuation similaire à celle des tissus trouvés dans le corps humain.

Avant de décrire les fonctions utilisées pour évaluer les différents paramètres d'une image, il est nécessaire d'expliquer comment décrire les éléments qui la composent. Une manière de décrire la composition d'une image est de mesurer la fréquence spatiale des objets qui la constituent. La fréquence spatiale est une mesure de la répétition d'une structure par unité de longueur. Il est possible de décomposer une image, même complexe, en fréquences spatiales. L'image présentée à la figure 3 montre la décomposition d'une série de bandes en fréquences spatiales qui la constitue. Cette décomposition se fait en appliquant une transformée de Fourier à l'image.

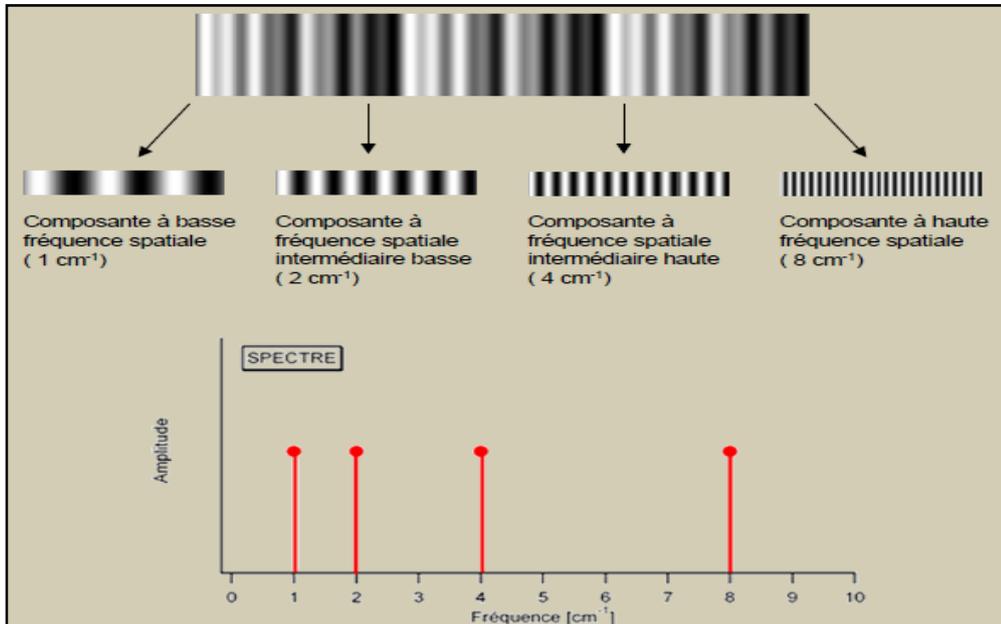


Figure 3 – Décomposition d'une image en fréquences spatiales

Si l'on prend l'exemple d'une image plus complexe (cf. Figure 4) on peut observer que le contenu fréquentiel (figure 4b) de l'image 4a est plus étendu que le contenu fréquentiel (figure 4d – trait continu) de l'image 4c. L'image 4c contient des variations lentes de signal en fonction de la position qui caractérise une image floue.

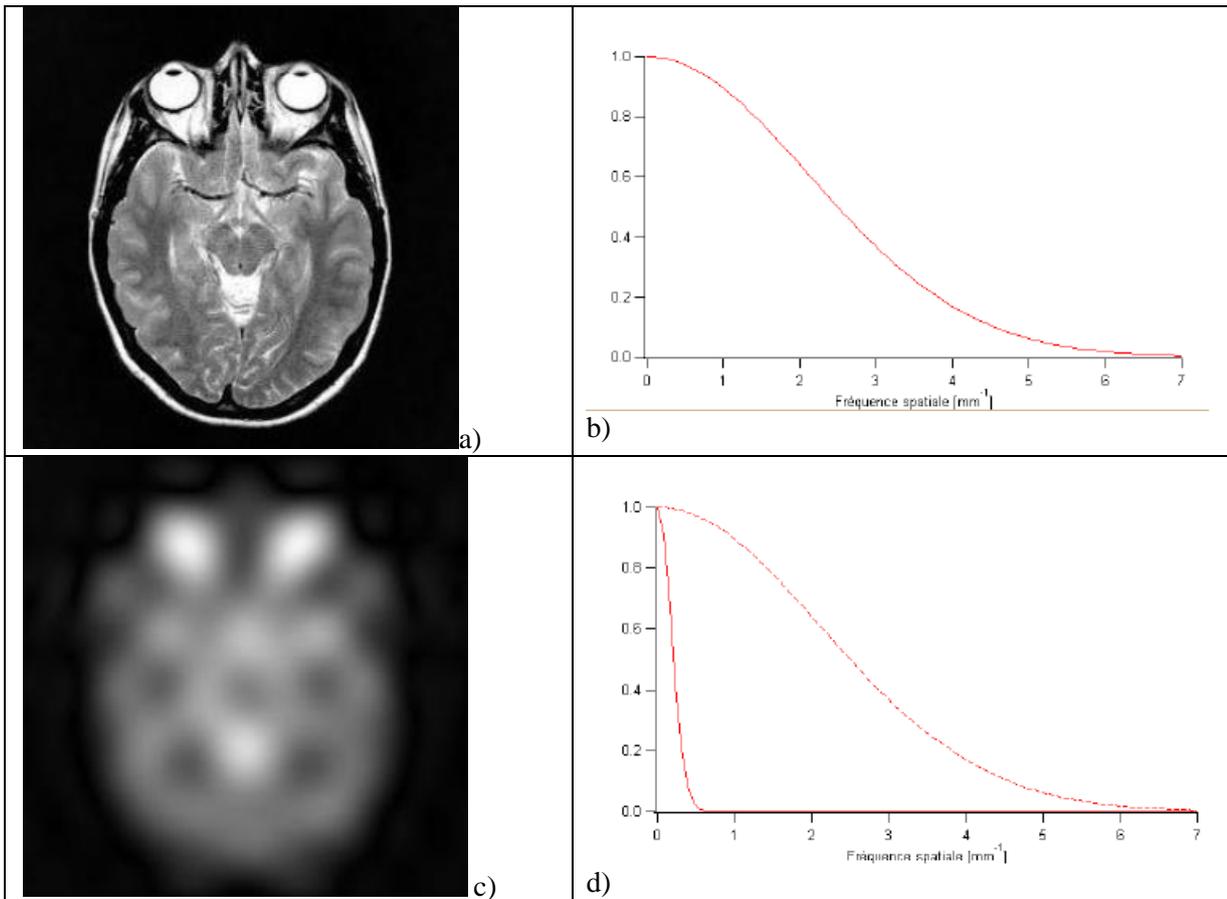


Figure 4 – Décomposition d'une image complexe en fréquences spatiales

Le premier paramètre à évaluer sur une image est sa résolution spatiale qui va définir sa netteté (domaine de fréquences spatiales contenu dans l'image). Pour ce faire, on mesure la capacité du système optique (des détecteurs) et mathématique (des algorithmes de reconstruction) du scanner à transmettre les détails contenus dans le signal à un support d'image. Des outils comme la « MTF » (« modulation transfer function ») et la « TTF » sont utilisés. Ces deux fonctions permettent de mettre en relation le signal passant à travers les détecteurs avec la fréquence spatiale de l'image. Elles se distinguent de par leur application lors d'utilisation d'algorithmes linéaires et non-linéaires respectivement. Lorsque le système est linéaire le transfert des fréquences spatiales ne dépend pas de l'intensité du contraste des structures. La MTF peut alors être utilisée pour caractériser la résolution spatiale de l'image. Lorsque le processus de reconstruction n'est pas linéaire, comme c'est le cas avec les algorithmes itératifs, il est nécessaire d'utiliser une alternative à la MTF, qui analyse le contenu fréquentiel de l'image pour des valeurs de contraste bien définies (TTF).

Les données résultantes sont ensuite présentées sous forme d'un graphique où l'axe des abscisses représente la fréquence spatiale et l'axe des ordonnées représente le signal normalisé (à la fréquence nulle) entrant dans le système du scanner.

Pour que l'on puisse conclure à une bonne résolution spatiale et donc une à bonne netteté de l'image, on doit observer une haute amplitude du signal dans les hautes fréquences. La netteté est un paramètre important en imagerie ostéoarticulaire pour évaluer les bords des lésions avec précision.

Dans le cadre de l'expérience, le fantôme « TTF » contient trois cylindres de matériaux différents qui sont sélectionnés pour générer des contrastes qui sont similaires aux tissus que l'on peut trouver dans corps humain.

Les matériaux qui ont été utilisés pour l'expérience sont : le polyéthylène, le plexiglas et le téflon dont les signaux vont correspondre à ceux de la graisse, du cartilage et de l'os cortical respectivement. Pour le contraste de l'arrière-plan, un mélange d'eau et de produit de contraste iodé à 30% a été utilisé (simulation d'une procédure avec injection de produit de contraste iodé). Après la reconstruction des coupes, des régions d'intérêt correspondant à la zone de transition entre chaque matériau et l'arrière-plan ont été délimitées. C'est dans ces trois régions d'intérêt que la « TTF » a été appliquée sur chacune des coupes pour évaluer la netteté des bords de chaque élément. Seule la TTF du plexiglas a été analysée.

Le second paramètre qui a été évalué est le bruit. Pour rappel, le bruit est une fluctuation aléatoire du signal autour de sa valeur moyenne qui gêne la détection du signal dans l'image. Idéalement, tous les pixels d'une image devraient avoir la même valeur de niveau de gris. Cependant, dans la réalité et en raison de phénomènes optiques et mathématiques, tous les pixels ne vont pas pouvoir être traités de la même manière. Toutes les images contiennent un certain niveau de bruit, ce qui permet de donner une texture aux objets qui y sont représentés. Une image complètement dénuée de bruit prend une apparence très « lisse ». Toutefois, une trop grande quantité de bruit peut également nuire à la reconnaissance des structures ou de lésions suspectes.

Il existe différents moyens pour évaluer le niveau de bruit d'une image. Une méthode consiste à calculer l'écart-type (σ) du niveau de gris des pixels dans une région d'intérêt (ROI pour « region of interest ») où le signal est homogène. Cet écart-type peut ensuite être utilisé pour calculer les rapports signal-sur-bruit (ou SNR pour « signal to noise ratio ») et contraste-sur-bruit (ou CNR pour « contrast-to-noise ratio »). Le premier est plus utile pour juger la qualité d'une image, tandis que le second va être plus utilisé pour quantifier la détectabilité de lésions.

Tout comme la résolution spatiale, l'amplitude du bruit peut être mesurée en fonction de la fréquence spatiale de l'image, ce qui va permettre de quantifier l'impact du niveau de bruit sur la texture des éléments contenus dans l'image. Cette fonction mettant en relation le bruit la fréquence spatiale est appelée « NPS » pour Noise Power Spectrum ou spectre de puissance du bruit. Plus l'amplitude du bruit est élevée dans les hautes fréquences, plus le grain de l'image sera visible. Lorsque l'on augmente le niveau d'un algorithme itératif, celui-ci va abaisser l'amplitude du bruit dans les hautes fréquences et l'image apparaîtra moins parasitée. Comme le montre la Figure 5, le bruit conditionne la détection des structures faiblement contrastées.

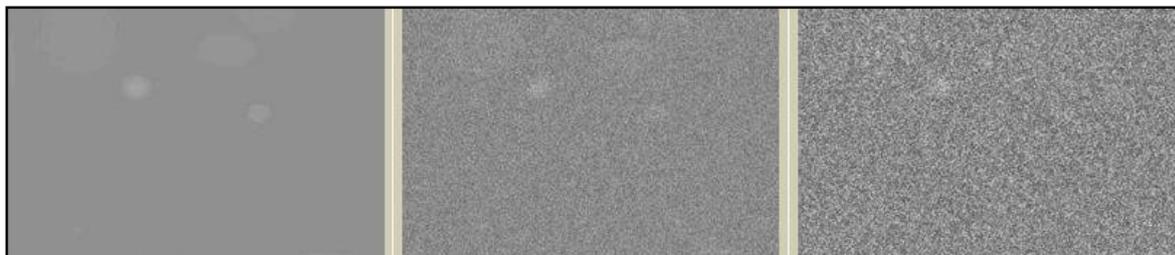


Figure 5 – Perte de détection à bas contraste du fait de l'augmentation du bruit de l'image

Pour l'expérience, le bruit a été mesuré en utilisant des coupes issues des acquisitions menées sur le fantôme CatPhan®. Ce dernier est constitué de plusieurs modules dont un ne contenant aucun matériau et donc ne générant un signal. Après leur reconstruction, les coupes provenant de ce module ne contiendront donc que du bruit. C'est sur cette sélection d'images que la fonction NPS a été appliquée pour mesurer le bruit en fonction de leur fréquence spatiale.

Finalement, les données TTF du plexiglas et NPS récoltées ont été reconstruites sous formes de courbes dans Excel.

4. Dose d'irradiation et risques

Il existe plusieurs paramètres pour apprécier la dose d'irradiation délivrée lors d'un examen tomographique ainsi que le risque radiologique associé. L'indicateur de dose le plus couramment utilisé est le « volume CT dose index » ($CTDI_{vol}$). Ce dernier représente la dose moyenne de rayonnements ionisants délivrée au niveau de la coupe. Il existe donc une relation entre ce paramètre et le niveau de bruit d'une image. Plus le $CTDI_{vol}$ sera élevé, plus la quantité de bruit sera faible. Le $CTDI_{vol}$ peut également être utilisé pour calculer le « size-specific dose estimator » (SSDE) et le produit dose longueur « dose-length product » (DLP en anglais). Ces deux derniers paramètres permettent d'estimer la dose d'irradiation plus précisément en multipliant le $CTDI_{vol}$ soit par le diamètre effectif du patient soit par la longueur totale du scanner respectivement.

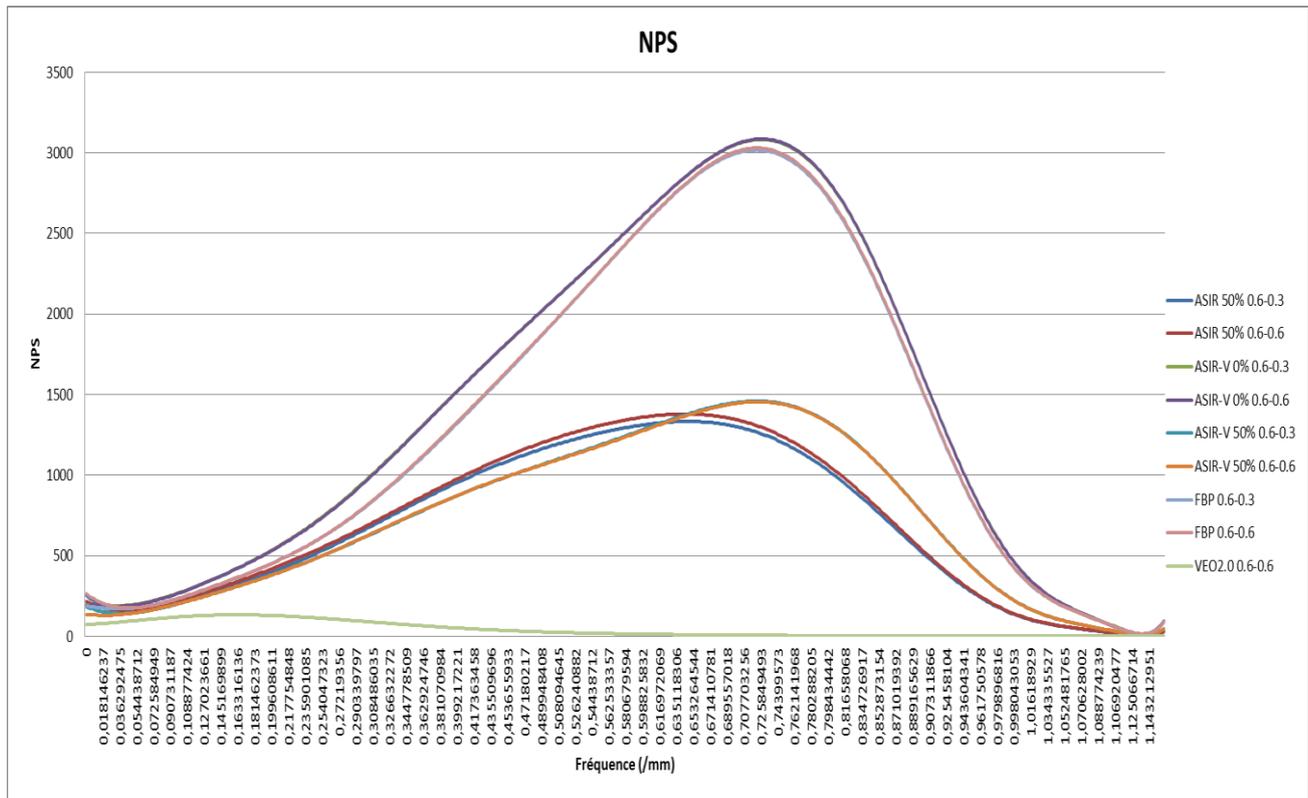
Cependant, ces trois indicateurs ne font qu'estimer la dose qu'un patient reçoit pendant l'examen. Ils ne donnent aucune information sur le risque radiologique associé à une exposition à des rayonnements ionisants. Ce risque est apprécié par la dose effective « E » qui est obtenue après la multiplication du DLP par un coefficient de conversion spécifique dépendant de la radiosensibilité du tissu irradié.

Résultats

1. Impact des différents algorithmes sur le niveau de bruit

Pour rappel, nous avons choisi de mesurer le niveau de bruit dans les images reconstruites avec une fonction dite NPS. Cette dernière met en relation le niveau de bruit avec les fréquences spatiales de l'image. Elle a été appliquée sur une série d'images reconstruites à partir des acquisitions faites sur le fantôme CatPhan®.

Ce qui nous a permis d'obtenir le graphique suivant :



Si l'on analyse ce graphique de haut en bas en s'arrêtant sur chaque courbe, on constate tout d'abord que, comme attendu, le bruit contenu dans une image reconstruite avec ASIR-V à un niveau d'itération de 0% correspond à une reconstruction faite en RPF. La légère différence de niveau de bruit en faveur de la RPF étant très probablement due aux incertitudes de mesures qui restent relativement faibles.

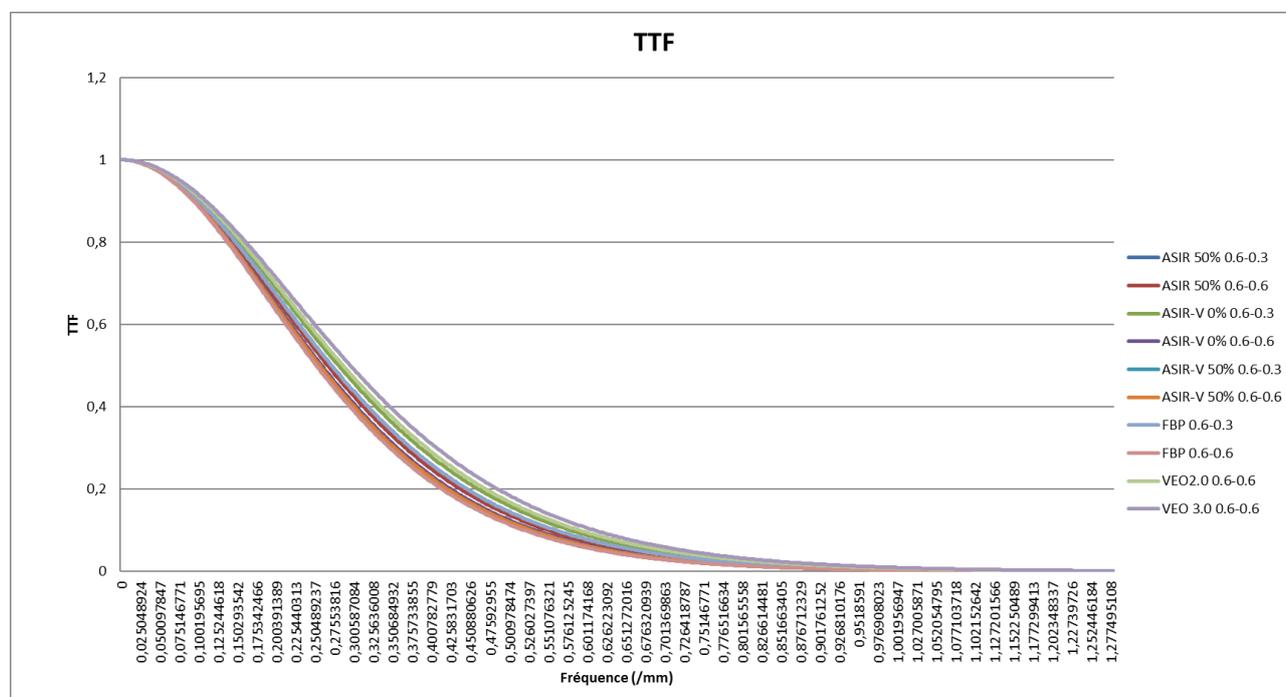
Ensuite, on peut remarquer que l'effet d'ASIR-V 50% prédomine au début de la plage de fréquences par rapport à ASIR 50%. L'utilisation d'ASIR-V permet donc une meilleure conservation de la texture de l'image par rapport à l'algorithme itératif de première génération, ASIR. Ce dernier a tendance à diminuer le bruit sur une large plage de fréquences spatiales, ce qui a comme conséquence de produire des images à l'apparence trop lisse et « artificielle ».

Finalement, on peut observer la forte réduction de l'amplitude du bruit, sur toute la plage de fréquences, produite par l'utilisation de l'algorithme VEO 2.0 (les données de VEO 3.0 n'ont malheureusement pas pu être représentées). Cependant, il est important de rappeler que cette diminution importante du niveau de bruit augmente considérablement le temps de reconstruction. En effet, une reconstruction avec un tel algorithme nécessitera environ une quarantaine de minutes supplémentaires par rapport à une reconstruction faite en RPF. De plus, on peut également s'attendre à se retrouver en face d'une image dont la texture aura subi un fort lissage.

2. Impact des différents algorithmes sur la résolution spatiale

Pour rappel, la netteté est un des paramètres qui permet de juger de la qualité d'une image. La fonction « TTF » met en relation le signal transmis par le fantôme avec le spectre de fréquences spatiales contenu dans l'image et ceci pour des valeurs de contrastes définies. Cette fonction a été appliquée sur une reconstruction du fantôme contenant des barres de plexiglas. L'atténuation produite par ce matériau est de 120 UH. Cette valeur est équivalente au contraste qui serait généré par du cartilage.

Voici le graphique résultant de l'application de cette fonction :



Comme nous pouvons le constater en observant ce graphique, la résolution spatiale n'est pas affectée de manière flagrante par l'algorithme utilisé. En effet, l'amélioration de la qualité des images en utilisant des algorithmes itératifs se fait principalement par la diminution du niveau de bruit. Cependant, il est intéressant de noter que les images reconstruites avec VEO 2.0 et 3.0 démontrent une meilleure résolution spatiale, malgré leur forte capacité à diminuer le niveau de bruit. Normalement, lorsqu'un filtre de réduction de bruit est appliqué, la résolution spatiale de l'image a tendance à diminuer, ce qui la rend visuellement plus floue. La légère supériorité de VEO 3.0 sur VEO 2.0 est probablement dû à l'application du filtre dur « Rp20 » qui ne peut être utilisé qu'avec cette dernière version de VEO.

3. Reconstructions obtenues

Pour cette partie de l'expérience, une simulation d'arthro-tomodensitométrie a été réalisée en créant un défaut cartilagineux sur une tête fémorale animale à l'aide d'une mèche orthopédique. La tête fémorale a ensuite été placée dans un sac rempli de produit de contraste mélangé à de l'eau (dilution 50%). Finalement, elle a été scannée par le **CT Discovery HD750** pour obtenir les reconstructions à partir de la RPF, d'ASIR 0 (non représenté) et 50% et de VEO 2.0 et 3.0 puis dans le **CT Revolution** pour obtenir les reconstructions à partir de la RPF et d'ASIR-V 50%. Les coupes sont représentées dans le plan transverse. Dans un premier temps, la comparaison de l'impact des différents algorithmes s'est faite en fonction du changement d'aspect de la lésion (dimensions : surface et profondeur) et des surfaces cartilagineuses (homogénéité et épaisseur). Dans un second temps, en choisissant une coupe située plus bas dans la tête fémorale, c'est l'aspect de l'os trabéculaire et du cartilage de croissance qui a été analysé.

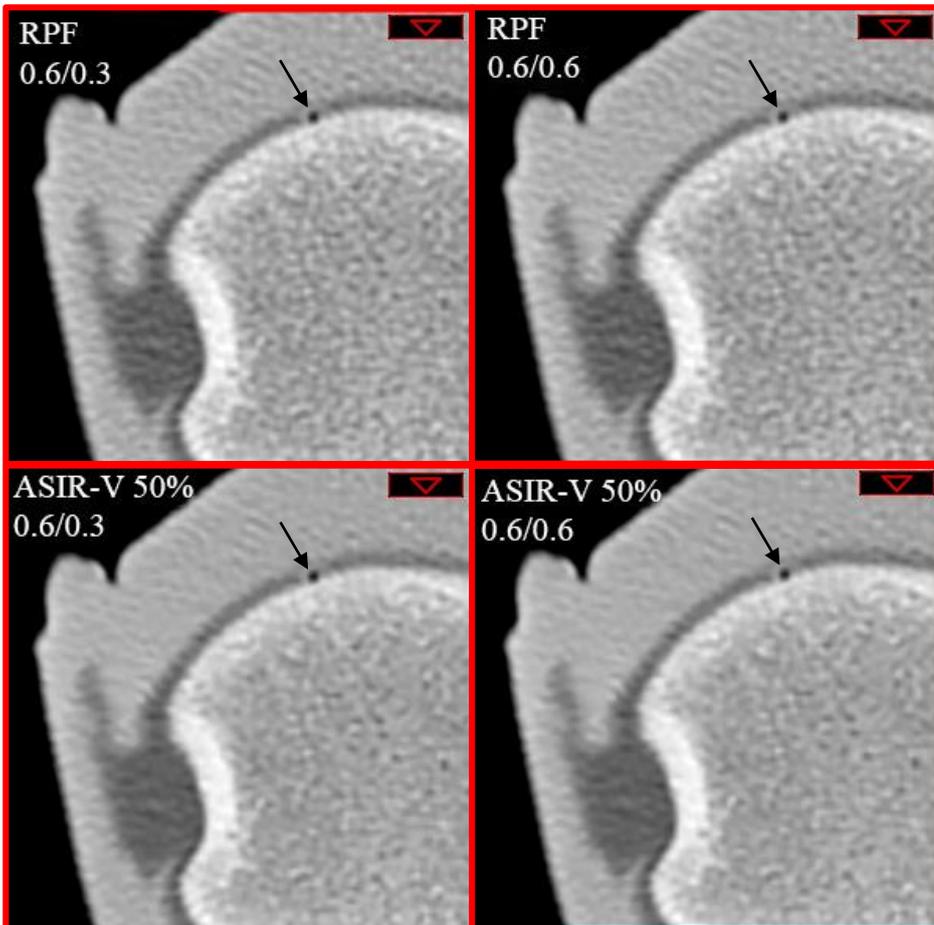
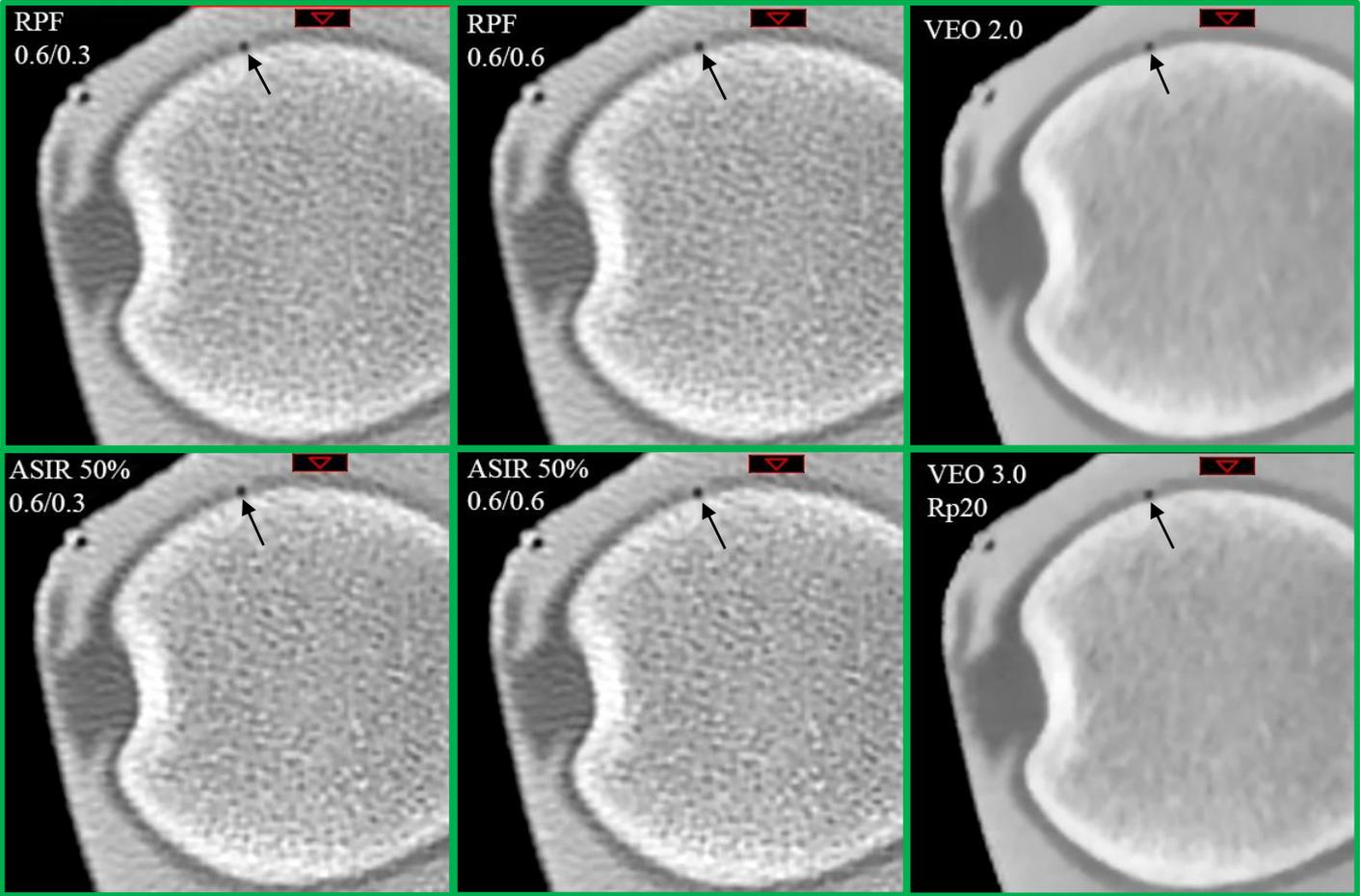
a) Evolution de l'aspect des structures et du défaut cartilagineux

En observant les figures présentées en page 16, on peut noter que le chevauchement (les images sont reconstruites avec une épaisseur de 0.625mm à un intervalle de 0.312mm) ou non (reconstructions d'une épaisseur 0.625mm et étant espacées de 0.625mm) des coupes n'a pas d'effet significatif sur la qualité de l'image. Ce qui a été également démontré sur les graphiques du NPS et de la TTF. Ceci est dû au fait que le chevauchement aide principalement lorsque l'on cherche à avoir plus d'informations dans l'axe « z » qui n'est pas visible sur des coupes transverses.

Si l'on se rappelle des résultats de ces mêmes graphiques, on sait déjà que l'impact des algorithmes itératifs se remarquera surtout au niveau de la diminution du bruit contenue dans l'image. Ces mêmes algorithmes avaient eu peu d'influence sur la résolution spatiale. Ce qui implique que la texture des structures qui y sont représentées sera modifiée, mais la netteté sera peu affectée par l'utilisation ou non de la RI. Ce phénomène se perçoit bien lorsque l'on observe les reconstructions issues de la RPF (du **Discovery HD750** et du **CT Revolution**) où le grain de l'image est plus marqué que dans les reconstructions provenant des algorithmes itératifs.

Ce grain diminue légèrement lorsque l'on passe de la RPF à ASIR 50%, mais il est réduit de manière importante sur les coupes reconstruites avec VEO 2.0 et 3.0. Les structures prennent une apparence très lisse et le contraste entre le cartilage et les os est augmenté permettant ainsi de mieux les différencier. Le filtre « Rp20 » de VEO 3.0 permet d'augmenter la résolution spatiale, les bords osseux apparaissent ainsi plus nets, mais on remarque que du grain réapparaît sur l'image. Quant aux reconstructions faites avec ASIR-V 50%, sa performance se situe entre celles d'ASIR et de VEO. Les contours sont plus marqués qu'avec ASIR, le bruit y est moins présent, mais la texture est plus conservée et le lissage de l'image n'est pas aussi important qu'avec VEO. Cette capacité d'ASIR-V à diminuer le bruit tout en épargnant la texture de l'image avait déjà été relevée lors de l'analyse du graphe du NPS.

Si l'on se concentre maintenant sur l'évolution de l'aspect de la bulle d'air (cf. →) qui s'est insérée dans le cartilage lors de la simulation du traumatisme, on peut remarquer que ses contours et sa taille changent en fonction de l'algorithme utilisé. En effet, si la reconstruction par RPF est comparée à celle d'ASIR, les bords du défaut semblent plus marqués sur cette dernière. Par contre, Les bords ne semblent pas être affectés par le passage d'ASIR à ASIR-V. Lorsque l'on observe la reconstruction faite avec VEO 2.0 et 3.0, la lésion apparaît plus petite que sur les images issues des autres algorithmes. Cependant, la petite taille de la lésion rend son évaluation visuellement difficile. De plus, d'après une étude portant sur l'évaluation de 40 lésions du même type par deux observateurs, c'est l'inverse qui se produit (présenté lors du congrès de l'American Roentgen Ray Society, 2015, Toronto). Finalement, on peut voir de l'effet du filtre Rp20 de VEO 3.0 sur les bords de la lésion et de l'os cortical. Ces derniers semblent plus marqués que sur les images reconstruites avec VEO 2.0 qui ne permet pas l'utilisation de tels filtres.

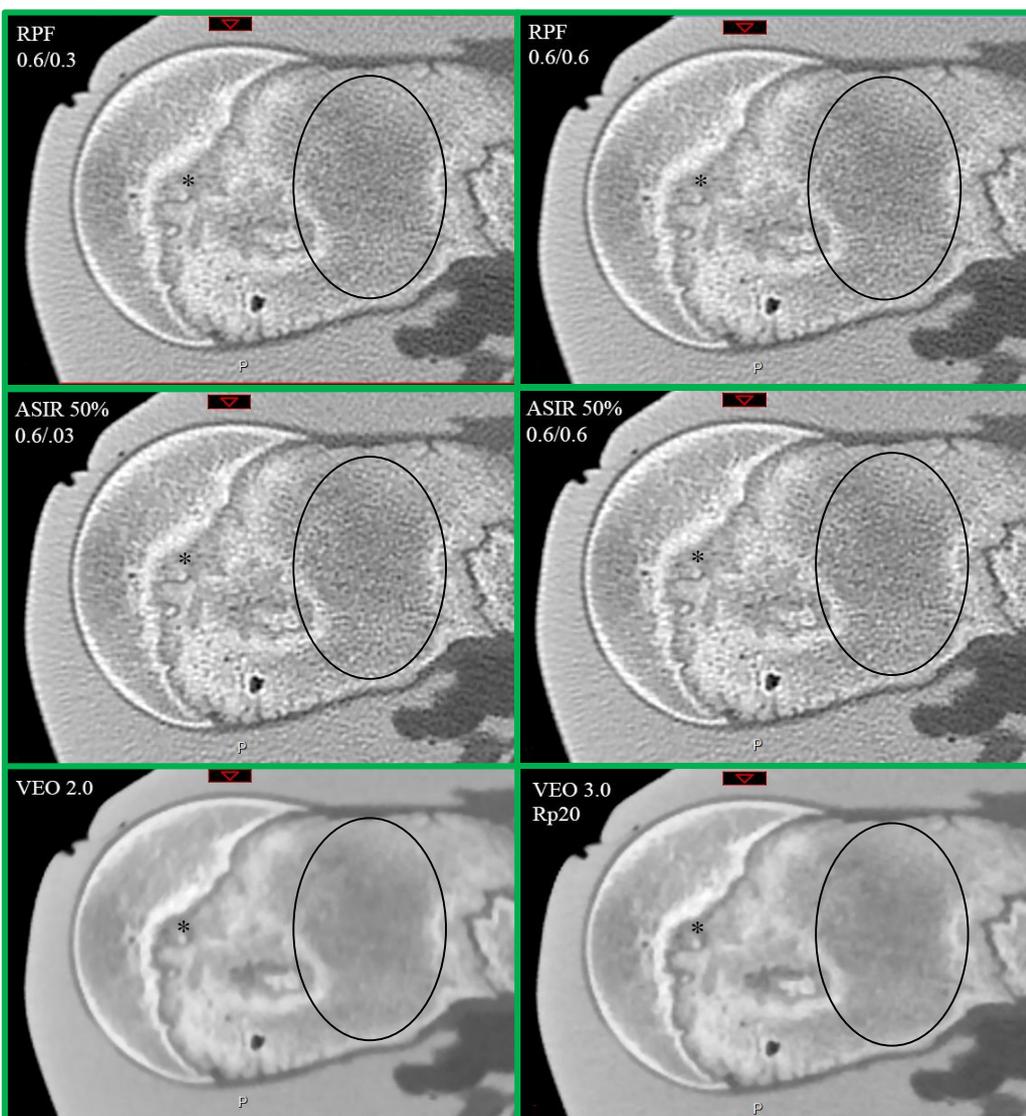


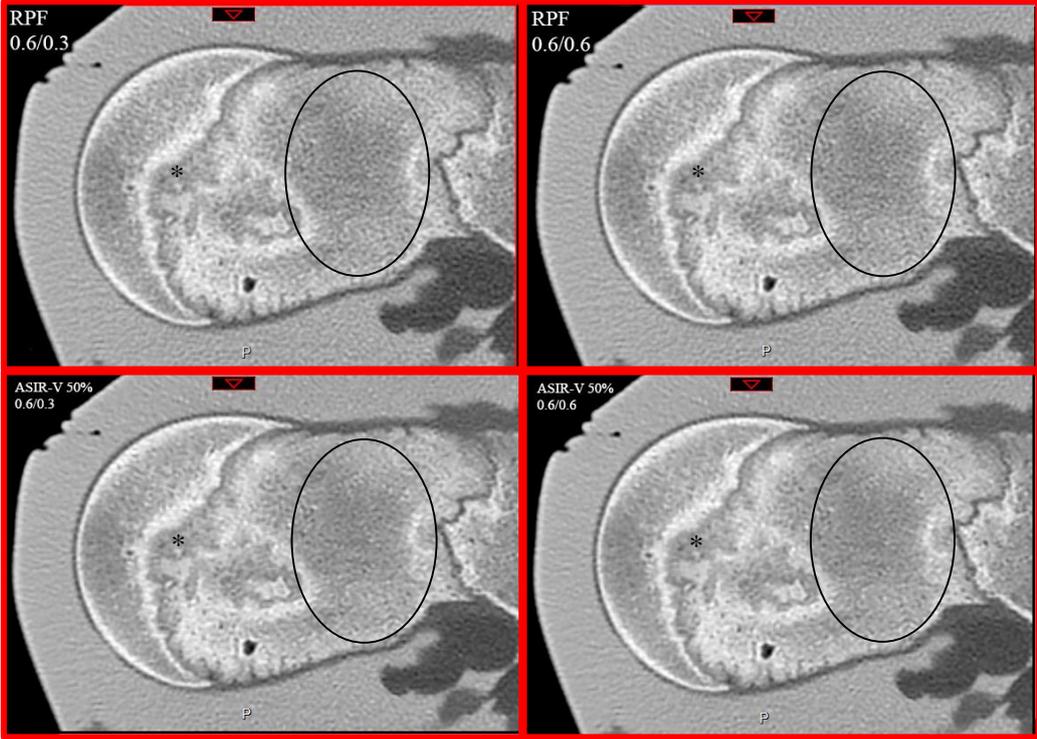
b) Evolution de l'aspect du cartilage de croissance et de l'os trabéculaire

La coupe suivante (cf. figures en p.17 et 18) est située plus bas dans le fémur et on peut noter la présence d'un cartilage de croissance indiquant que l'animal n'avait pas encore atteint un âge adulte. En observant l'os spongieux, on remarque que les trabécules osseuses sont moins présentes que chez l'être humain.

Si l'on se penche maintenant sur l'aspect du cartilage de croissance en fonction de l'algorithme utilisé, on ne remarque pas de différence flagrante entre les reconstructions faite avec la RPF (CT Discovery HD750) et ASIR 50%. Par contre, lorsque l'on regarde l'image reconstruite par VEO2.0, les limites entre les structures osseuses et cartilagineuse sont plus faciles à percevoir. Ensuite, si l'on compare les images reconstruites par RPF (CT Revolution) et ASIR-V 50% entre elles, les bords du cartilage semblent à nouveau être plus marqués avec l'algorithme itératif.

Si l'on observe finalement l'os trabéculaire (cf. ○), sa structure devient plus homogène lorsque l'on passe d'une reconstruction en RPF à un algorithme itératif. Ce phénomène dû à suppression du bruit, est significativement plus visible avec VEO 2.0 et 3.0 avec lesquels on retrouve également une image ayant une texture très lisse. Cependant, lorsque les images sont reconstruites avec VEO 3.0 et son filtre Rp20, le contour des trabécules est plus apparent qu'avec la deuxième version de cet algorithme.





Revue de littérature

Depuis leur introduction en tomographie, les algorithmes de RI se sont révélés être intéressants pour conserver une qualité d'image adéquate à la pratique clinique tout en permettant des acquisitions à dose réduite. De nombreuses études ont alors évalué l'impact ces algorithmes sur la qualité de l'image et sur l'optimisation des protocoles d'imageries.

Depuis plusieurs années déjà, les radiologues et les constructeurs (cf. tableau 2) étudient différentes méthodes de réduction de dose tout en garantissant une qualité d'image adéquate à la pose d'un diagnostic. Ces méthodes peuvent intervenir avant, pendant et après le processus d'acquisition. Avant l'acquisition, une vérification de la bonne indication à un examen radiologique permet la diminution du risque d'exposer inutilement un patient à des radiations. Le bon positionnement de ce dernier et la durée de l'examen doivent également être pris en compte afin de réduire au maximum la dose effective.

Constructeur	Technique de reconstruction	Type d'algorithme	Niveaux de correction disponibles	Temps de reconstruction par rapport à la RPF
GE Healthcare	ASIR	Hybride	En % de la RPF (0 à 100% par incrément de 10%)	Comparable
	VEO	MBIR	-	Significativement plus long
	ASIR-V	MBIR	En % de la RPF (de 0 à 100% par incrément de 10%)	Légèrement plus long
Philips	iDose	Hybride	7 niveaux	Comparable
	IMR	MBIR	-	Légèrement plus long
Siemens	IRIS	Hybride	-	Comparable
	SAFIRE	Hybride	5 niveaux	Comparable
	ADMIRE	MBIR	5 niveaux	Légèrement plus long
Toshiba	AIDR	Hybride	3 niveaux	Comparable
	FIRST	MBIR	Pas encore connu	Comparable

Tableau 2 - Caractéristiques des différents algorithmes de RI selon leur constructeur

De nouvelles innovations ont permis d'intervenir sur la dose délivrée pendant l'acquisition des images. La modulation automatique du courant du tube (souvent abrégée « MACT ») permet maintenant de garder ce dernier à un niveau minimal requis pour obtenir une certaine qualité d'image en prenant en compte la taille et la densité du tissu examiné. Cette technique a permis d'atteindre des réductions de dose de 20 à 44%. D'autres avancées technologiques telles que, la collimation dynamique (Omoumi *et al.* 2015), la possibilité de disposer de voltages diminués du tube (Kaza *et al.* 2014), et l'introduction de détecteurs plus performants ont permis de limiter l'exposition du patient durant l'examen. Cependant, l'algorithme de reconstruction le plus utilisé actuellement, la RPF, limite l'utilisation de ces stratégies. En effet, sa méthode de calcul, bien que rapide et fiable, tolère mal les réductions massives de dose. Cela se manifeste par une apparition de bruit et d'artefacts sur l'image reconstruite. Après l'acquisition et la reconstruction des coupes, l'application de filtres « mous » permet de diminuer la quantité de bruit contenu dans une image, mais aux dépens de la résolution spatiale (l'image devient plus floue). L'introduction des méthodes de reconstruction itérative rompt le lien entre la réduction du bruit de l'image et la perte de résolution spatiale. On peut alors réduire la dose tout en conservant un niveau de bruit acceptable dans l'image et en conservant une image nette. L'image perçue est plus agréable à analyser mais il faut assurer que ce processus n'hypothèque pas la détection des structures faiblement contrastées.

Une étude faisant une revue des nouveaux moyens à disposition pour optimiser la dose dans les acquisitions abdominales a relevé une réduction de dose comprise entre 30-40% en utilisant ASIR-V réglé entre 30 et 50%, SAFIRE à un niveau de correction S3 (sur cinq niveaux disponibles) ou iDose entre 3 et 4 (sur sept niveaux disponibles). Néanmoins, elle souligne qu'une réduction de dose optimale ne dépend pas uniquement de la suppression du bruit, mais également de la tâche diagnostique. En effet, là où les cibles qui ont des contrastes élevés (par exemple des lithiases) la qualité d'image diagnostique est peu affectée par des protocoles faiblement dosés, celles qui génèrent de faibles contrastes (comme des métastases hépatiques) risquent de passer inaperçues en cas de réduction de dose trop importante même en utilisant la RI (Kaza *et al.* 2014).

En réponse à cela, une étude de non-infériorité menée sur un fantôme de foie anthropomorphe a investigué la détection, par des observateurs humains, de lésions à bas contraste lors de protocole à dose réduite (Goenka *et al.* 2014). Des sphères de tailles (5,10 et 15 mm) et de contrastes (12, 18 et 24 HU pour les lésions de 5 mm et 6, 12 et 18 HU pour les lésions de 10 et 15 mm) différents ont été insérées dans le fantôme.

Les résultats ont montré qu'une réduction de 25% de la dose par rapport à un protocole de routine (correspondant à une charge de 200 mAs pour une acquisition abdominale) permettait de conserver la précision diagnostique. Toutes les tentatives de réductions suivantes (réductions de la charge du tube de 50% à 75%) résultent en une diminution de la détection que ce soit en utilisant SAFIRE ou la RPF.

Elle relève également que lorsque la détection de lésions infra-centimétriques n'est pas cliniquement nécessaire une diminution de 50% de l'exposition est possible et que SAFIRE a une performance supérieure à la RPF lorsque les sphères de 5 mm sont exclues. Cependant, lorsque les sphères générant un contraste de 6 HU sont exclues de l'analyse, cette tendance s'inverse. Ce qui démontre le bénéfice de SAFIRE par rapport à la RPF uniquement lors de tâche de détection à très bas contraste (6 HU) de lésions de tailles de 1 cm ou plus.

Selon ce même rapport, la diminution de la détection des plus petites lésions viendrait du lissage trop important de l'image par SAFIRE, de par ses propriétés sur la réduction du bruit, à des expositions réduites. Pour des lésions de taille intermédiaire, ce serait l'augmentation du rapport contraste-sur-bruit par cet algorithme qui aurait amélioré la sensibilité de leur détection.

L'utilisation des algorithmes de RI dans les tâches de détection à bas contraste avait déjà été analysée dans une autre étude à la méthodologie similaire (Schindera *et al.* 2013). Les résultats montraient que même si l'algorithme a permis la préservation d'une bonne qualité d'image malgré la diminution de la dose, ce n'était pas le cas pour la détection de lésions. En effet, la sensibilité pour la détection des tumeurs simulées est passée de 85,3% à 64,7% avec la RI et de 85,7% à 66,3% avec la RPF en diminuant la dose de 80% (le protocole standard correspondant à un $CTDI_{vol}$ de 21,6 mGy). Toutefois, elle signale que cette diminution de la sensibilité pourrait être due à la réduction trop élevée de la dose et suggère qu'il serait possible de trouver un meilleur compromis entre le niveau de correction du logiciel de RI et le dosage du protocole.

Hyun Gi Kim *et al.* (2015) se sont penchés sur cette question en investiguant quel pourcentage d'ASIR associé un protocole à dose réduite préserverait la qualité de l'image mais également la texture de celle-ci. En effet, lors de l'utilisation d'algorithmes itératifs, une apparence des images jugée comme « trop lisse » et artificielle a souvent été relevée par les radiologues. Pour cette analyse, un fantôme contenant différentes cibles a été scanné à une dose standard (120 kVp, 250 mAs) et à des doses réduites. Ensuite, les images ont été reconstruites par RPF (0% d'ASIR) et différents pourcentages d'ASIR avec une incrémentation de 20 %. Les résultats ont montré qu'un courant de 150mAs associé à une application de 40% d'ASIR permettait de conserver, d'un point de vue quantitatif, une qualité et une texture d'image comparables à un protocole d'acquisition et de reconstruction standard.

En ce qui concerne l'application des algorithmes itératifs en imagerie musculosquelettique, une revue d'Omoumi *et al.* (2015) a présenté différents résultats d'études cherchant à optimiser des protocoles ostéoarticulaires grâce à la RI. Gervaise *et al.* (2012) ont appliqué l'algorithme AIDR lors d'acquisition sur la colonne vertébrale lombaire et ont pu réduire la dose de 52% tout en conservant une qualité d'image adéquate à la pose d'un diagnostic. En 2013, une étude similaire de Becce *et al.* a utilisé SAFIRE pour la reconstruction d'images de la colonne cervicale et le dosage a pu être réduit de 42%. Une dernière étude (Tobalem *et al.* 2014) utilisant cette fois ASIR pour des protocoles d'arthro-tomodensitométrie de la hanche a démontré qu'il était possible d'atteindre des réductions de dose comprises entre 35-60% tout en obtenant des images comparables à celles obtenues avec la RPF. Cette revue mentionnait également que le niveau d'itération préféré par les radiologues (qui sont formés pour interpréter des images reconstruites en RPF) dépendait de la structure à observer. Pour la délimitation de tissus mous comme les disques intervertébraux, les racines nerveuses et les méninges (les acquisitions ont été réalisées sur la colonne cervicale), des plus hauts niveaux d'itération étaient préférés. Ce qui n'était pas le cas pour l'observation de l'os, car les trabécules de ce dernier perdaient trop de détails à cause de la disparition du bruit (Omoumi *et al.* 2014).

L'utilisation de la RI a également été évaluée dans le cas d'autres lésions à haut contraste, comme les lithiases rénales. Une étude (Silva *et al.* 2010) a suggéré l'application d'ASIR dans des protocoles déjà considérés comme « low dose ». Ce genre de protocole utilise un dosage abaissé lors des acquisitions, car la lésion suspectée génère un contraste assez élevé dans la région d'intérêt pour ne pas avoir besoin d'une quantité d'information aussi importante que dans d'autres cas cliniques. Ces protocoles pourraient bénéficier des algorithmes itératifs pour diminuer davantage la dose tout en conservant une qualité d'image adéquate à l'établissement d'un diagnostic.

Finalement, nous pouvons voir que pour une majorité de ces études, la qualité des images sont analysées de manière subjective par des observateurs humains et que pour les mesures objectives, les paramètres utilisés ne sont pas adaptés aux calculs utilisés en RI. Dans leur papier de 2013, Schindera *et al.* parlent de l'introduction des modèles d'observateurs mathématiques dans les tâches de détection afin d'augmenter l'objectivité des mesures de la qualité de l'image. De plus, ces modèles sont capables d'analyser des données acquises de manière non-linéaires ce qui les rends plus adéquats dans l'évaluation la qualité des images reconstruites avec des algorithmes itératifs. Ces modèles peuvent également calculer un index de détectabilité « d' » qui caractérise la qualité de l'image en prenant en compte la résolution spatiale et la texture du bruit.

Dans une récente étude (Christianson *et al.* 2015) sur la recherche d'un paramètre amélioré pour quantifier la qualité des images reconstruites avec la RI, cet index et le rapport contraste-sur-bruit ont été corrélés avec la performance d'un modèle d'observateur dans une tâche de détection. Les résultats ont montré que l'index de détectabilité est un meilleur reflet de la capacité d'un observateur à visualiser des lésions que le rapport contraste-sur-bruit et est donc plus adapté à l'évaluation de la qualité des images reconstruites par des algorithmes non-linéaires. Cependant, cette étude a également comparé ces deux paramètres dans l'estimation de la réduction de dose en utilisant la RI. Il s'est avéré qu'en utilisant l'index de détectabilité le potentiel de réduction est moindre (allant de 12% à 35%) que celui qui a été prédit jusqu'à maintenant (entre 50% et 54%) par d'autres études utilisant le rapport contraste-sur-bruit. En effet, ce dernier est surestimé lorsqu'il est utilisé pour quantifier le contraste et le bruit d'une image reconstruite par un algorithme itératif. Ceci est dû au contenu fréquentiel du bruit de l'image qui est différent (allure des NPS). D'une manière générale, ils augmentent le contraste et réduisent fortement le bruit. De ce fait, le rapport est augmenté, mais il s'agit d'une surestimation du potentiel de détection qu'a un observateur.

Discussion et conclusion

A la lecture de la revue de littérature, on s'aperçoit que le potentiel de réduction de dose atteignable avec la RI dépend de plusieurs facteurs et qu'il est difficile d'avancer un pourcentage précis. En effet, lorsque l'on se place dans un contexte clinique, le dosage d'un protocole va dépendre de la taille du patient, de la localisation anatomique examinée et surtout de la tâche diagnostique. Cependant, pour que cette dernière soit réalisée dans de bonnes conditions, une certaine qualité d'image est requise. Jusqu'à maintenant la RPF, bien que considérée comme fiable pour fournir aux cliniciens des clichés interprétables, limite l'utilisation de stratégies visant à réduire l'exposition des patients aux rayonnements ionisants. Lorsque la RI a été introduite dans le domaine de la tomodensitométrie, ses performances sur les principaux paramètres de l'image (bruit, résolution spatiale et contraste) ont amenés les radiologues devant deux options : la première a été de pouvoir diminuer la dose des protocoles sans que l'image ne se détériore et la seconde a été de pouvoir augmenter la qualité des reconstructions, mais en gardant le même dosage. Ces deux options permettraient respectivement de diminuer l'exposition des patients aux radiations et d'augmenter la détectabilité de certaines lésions.

Le potentiel de réduction de dose sera probablement plus élevé pour les protocoles destinés à détecter des lésions générant un haut contraste, car leur détectabilité sera moins menacée par le lissage dû à l'application d'un algorithme itératif. De plus, l'apparition de bruit lorsque la dose est réduite est moins gênante dans ce type d'imagerie que dans le cas de lésions à bas contraste. L'expérience menée dans ce travail utilisant un protocole d'imagerie ostéoarticulaire, on peut reprendre l'étude de Tobalem *et al.* (2014) se déroulant dans un contexte similaire. Dans cette étude, 37 patients examinés à l'aide d'un arthroscanner de la hanche ont été placés dans 3 protocoles aux dosages décroissants. Les images ont ensuite été reconstruites en RPF et avec ASIR (à 30%, 50%, 70% et 90% de niveau d'itération). Les résultats ont indiqué que l'application d'ASIR à 50% permettait de réduire la dose entre 35 et 60% tout en conservant des images dont l'apparence est comparable à la RPF.

Concernant les acquisitions à bas contraste, ce potentiel pourrait être plus limité à cause du risque de perte contours des lésions dû à ce lissage parfois trop important provoqué par les méthodes de RI. Si seule la qualité de l'image est évaluée, l'étude de Kaza *et al.* (2014) avait avancé un dosage réduit entre 30 et 50% en utilisant SAFIRE. Cependant, lorsque Goenka *et al.* (2014) ont utilisé ce même algorithme mais lors d'une tâche de détection cette fois-ci, le potentiel de réduction de dose est de 25%, mais il permet de conserver une bonne précision diagnostique. En effet, la diminution du dosage associée à la texture lissée des images reconstruites avec SAFIRE résultait en une diminution de la détection de certaines lésions. Finalement, si l'on reprend l'étude de Kim *et al.* (2015), le courant du tube a pu être réduit de 40% avec ASIR 40%. Ce niveau de correction est considéré comme optimal, car il permet de conserver une bonne qualité d'image, malgré le protocole à dose réduite et il permet également de préserver la texture habituelle des structures.

Les résultats de l'expérience menée dans ce travail ont démontré que l'utilisation des algorithmes itératifs permet d'obtenir des images d'une qualité supérieure à la RPF. En effet, pour un même protocole d'acquisition de 100 mA et 120 kV, la quantité de bruit sur les reconstructions issues de ASIR 50%, ASIR-V 50%, VEO 2.0 et 3.0 « Rp20 » était significativement inférieure à celles obtenues en RPF. D'après le graphique « NPS », ASIR et VEO ont une influence sur une large bande de fréquences spatiales, ce qui expliquerait pourquoi ceux-ci ont tendance à lisser les structures de l'image. L'analyse de ce même graphique a également fait ressortir un résultat intéressant pour ASIR-V : son effet prédomine au niveau des basses fréquences et épargne les fréquences spatiales plus élevées. Cela permet à cet algorithme de diminuer considérablement le bruit, mais sans que la texture de l'image soit autant modifiée qu'avec VEO.

Ce résultat a pu être vérifié lors de la visualisation des reconstructions obtenues à partir de la tête fémorale animale. Les trabécules de l'os spongieux étaient respectées avec ASIR-V, alors qu'elles devenaient difficilement perceptibles sur les coupes de VEO 2.0. D'ailleurs, les observateurs de l'étude de Tobalem *et al.* (2014) avaient également noté que lorsque le pourcentage d'ASIR augmentait, l'aspect de l'os trabéculaire se dégradait. Il n'est donc pas très surprenant que VEO, avec sa forte correction du bruit, fasse pratiquement disparaître cette partie de l'os. Le filtre « Rp20 » de VEO3.0 a cependant permis de récupérer des détails et les trabécules redevenaient plus apparentes. La diminution du niveau de bruit produite par VEO a également permis d'augmenter le contraste entre l'os et le cartilage permettant ainsi de mieux délimiter ce dernier alors qu'il reste difficilement visualisable avec les autres algorithmes. Ces dernières observations sont corroborées par l'étude sur l'optimisation des niveaux d'itération d'Omoumi *et al.* (2014) où les radiologues avaient dit préférer des plus hauts niveaux de correction pour les tissus mous, mais pas pour l'interprétation de l'os spongieux qui perdaient son aspect trabéculaire. La réduction a également permis de mieux discerner les bords de la lésion. Ceux-ci paraissaient plus marqués lorsque l'on passait d'une reconstruction en RPF à une coupe reconstruite avec ASIR 50%, mais la lésion ne semblait se démarquer davantage avec l'application d'ASIR-V 50%. Finalement, l'aplatissement de l'image provoqué par VEO 2.0 et 3.0 semblait faire diminuer la taille de la lésion. Cependant, des analyses provenant d'une autre étude (non publiée, mais présentée lors du congrès de l'American Roentgen Ray Society, 2015, Toronto) montrent que les défauts cartilagineux apparaissent légèrement plus larges avec VEO, avec une mesure plus proche de la taille de la mèche orthopédique utilisée pour les créer. VEO permettraient donc d'obtenir une représentation plus correcte de la lésion.

Le second paramètre évalué par cette expérience était la résolution spatiale. L'analyse du graphique « TTF » n'a pas révélé de différences flagrantes entre les algorithmes itératifs et la RPF. Ce résultat n'est pas surprenant, car les méthodes de RI sont principalement utilisées pour leur capacité à réduire le niveau de bruit. Néanmoins, ce résultat reste intéressant, car habituellement, les tentatives de réduction de bruit mènent à une perte de résolution spatiale et l'image devient plus floue. On aurait donc pu s'attendre à une moins bonne performance de la part des algorithmes itératifs dit « complets » comme VEO alors que ceux-ci ont démontré la meilleure résolution spatiale, avec une légère supériorité pour VEO 3.0. Celle-ci étant probablement due au filtre « Rp20 » qui n'est pas disponible avec la version 2.0. Ce résultat permet de démontrer un autre avantage de la RI par rapport à la RPF. Lorsque l'on utilise cette dernière, le bruit et la résolution spatiale sont liés. En effet, si on cherche à augmenter la netteté de l'image à l'aide de filtres durs par exemple, le bruit va augmenter. C'est l'inverse qui se produit avec l'utilisation de filtres mous. La RI délie ces deux paramètres, ce qui lui permet de réduire efficacement le bruit tout en conservant la résolution spatiale.

Bien que cette expérience ait réussi à démontrer les principaux avantages des méthodes de RI, certaines limitations doivent être soulignées. Le principal inconvénient de cette expérience est d'avoir utilisé un même paramétrage pour toutes les acquisitions. C'est en procédant à des protocoles standards puis à doses réduites que la performance des algorithmes itératifs et de RPF aurait pu être comparée pour finalement en déduire un potentiel de réduction de dose. La revue de la littérature a cependant permis de trouver des réponses. Les résultats de l'expérience ont prouvé la supériorité de l'itératif sur la RPF en termes de qualité d'image, mais à nouveau, cela ne donne aucune indication sur leur effet potentiel quant à la visibilité de certaines lésions. On sait qu'avec un certain pourcentage d'ASIR, il est possible d'obtenir des images dont la texture est similaire à des reconstructions par RPF et cela à un dosage réduit. On peut donc penser que la précision diagnostic ne devrait pas être affectée de manière négative. En ce qui concerne les méthodes de RI dites « complètes » telles que VEO, il existe actuellement peu d'études cliniques permettant d'évaluer leur impact sur la détectabilité de lésions. En effet, le scanner étant souvent une modalité utilisée dans un contexte d'urgence, le temps de reconstruction de ces algorithmes n'est pas adapté à ce genre de situation. Finalement, l'analyse de la résolution spatiale aurait pu être plus complète si les données « TTF » du téflon, dont le contraste correspond à celui de l'os cortical, avaient été incorporées dans l'étude.

Bibliographie

- **Introduction**

Hara AK, Paden RG, Silva AC, Kujak JL, Lawder HJ, Pavlicek W. Iterative reconstruction technique for reducing body radiation dose at CT: feasibility study. *AJR Am J Roentgenol.* 2009 Sep ;193(3) :764-71.

Brenner DJ, Hall EJ. Computed Tomography - An increasing source of radiation exposure. *N Engl J Med* 2007; 357:2277-84

Greffier J, Fernandez A, Macri F, Freitag C, Metge L, Beregi JP. Which dose for what image? Iterative reconstruction for CT scan. *Diagn Interv Imaging.* 2013 Nov ;94(11) :1117-21

Le Coultre R, Bize J, Champendal M, Wittwer D, Ryckx N, Aroua A et al. Exposure of the Swiss population by radiodiagnostics: 2013 review. *Radiat Prot Dosimetry.* 2016; 169:221-224

Kaza RK, Platt JF, Goodsitt MM, Al-Hawary MM, Maturen KE, Wasnik AP et al. Emerging Techniques for dose optimisation in Abdominal CT. *Radiographics.* 2014 Jan-Feb;34(1):4-17

Zhang Y, Leng S, Yu L, Carter RE, McCollough CH. Correlation between human and model observer performance for discrimination task in CT. *Phys Med Biol.* 2014 Jul 7;59(13):3389-404

Sagara Y, Hara AK, Pavlicek W, Silva AC, Paden RG, Wu Q. Abdominal CT: comparison of low-dose CT with adaptive statistical iterative reconstruction and routine-dose CT with filtered back projection in 53 patients. *AJR Am J Roentgenol.* 2010 Sep;195(3):713-9

- **Matériel et méthodologie**

Lim K, Kwon H, Cho J, Oh J, Yoon S, Kang M, et al. Initial phantom study comparing image quality in computed tomography using adaptive statistical iterative reconstruction and new adaptive statistical iterative reconstruction v. *J Comput Assist Tomogr.* 2015 May-Jun;39(3):443-8

Omoumi P, Becce F, Ott JG, Racine D, Verdun FR. Optimization of Radiation Dose and Image Quality in Musculoskeletal CT: Emphasis on Iterative Reconstruction Techniques (Part 1). *Semin Musculoskelet Radiol.* 2015 Dec;19(5):415-21

- **Revue de littérature**

Goenka AH, Herts BR, Obuchowski NA, Primak AN, Dong F, Karim W, et al. Effect of reduced radiation exposure and iterative reconstruction on detection of low-contrast low-attenuation lesions in an anthropomorphic liver phantom: an 18-reader study. *Radiology.* 2014 Jul ;272(1) :154-63

Silva AC, Lawder HJ, Hara A, Kujak J, Pavlicek W. Innovations in CT dose reduction strategy: application of the adaptive statistical iterative reconstruction algorithm. *AJR Am J Roentgenol.* 2010 Jan;194(1):191-9

Becce F, Ben Salah Y, Verdun FR, Vande Berg BC, Lecouvet FE, Meuli R, et al. Computed tomography of the cervical spine: comparison of image quality between a standard-dose and a low-dose protocol using filtered back-projection. *Skeletal Radiol.* 2013 Jul;42(7):937-45

Tobalem F, Dugert E, Verdun FR, Dunet V, Ott JG, Rudiger HA et al. MDCT arthrography of the hip: value of the adaptive statistical iterative reconstruction technique and potential for radiation dose reduction. *AJR Am J Roentgenol.* 2014 Dec;203(6):665-73

Gervaise A, Osemont B, Lecocq S, Noel A, Micard E, Felblinger J, et al. CT image quality improvement using Adaptive Iterative Dose Reduction with wide-volume acquisition on 320-detector CT. *Eur Radiol.* 2012 Feb;22(2):295-301

Kim HG, Chung YE, Lee YH, Choi JY, Park MS, Kim MJ, et al. Quantitative analysis of the effect of iterative reconstruction using a phantom: determining the appropriate blending percentage, *Yonsei Med J.* 2015 Jan;56(1):253-61

Beister M, Kolditz D, Kalender WA. Iterative Reconstruction methods in X-ray CT. *Phys Med.* 2012 Apr;28(2):94-108

Willemink MJ, de Jong PA, Leiner T, de Heer LM, Nievelstein RA, Budde RP, et al. Iterative reconstruction techniques for computed tomography Part 1: technical principles. *Eur Radiol.* 2013 Jun;23(6):1623-31

Willemink MJ, Leiner T, de Jong PA, de Heer LM, Nievelstein RA, Schilham AM, et al. Iterative reconstruction techniques for computed tomography part 2: initial results in dose reduction and image quality. *Eur Radiol.* 2013 Jun;23(6):1632-42

Christianson O, Chen JJ, Yang Z, Saiprasad G, Dima A, Filliben JJ, et al. An Improved Index of Image Quality for Task-Based Performance of CT Iterative Reconstruction across Three Commercial Implementations. *Radiology.* 2015 Jun;275(3):725-34.

Omoumi P, Verdun FR, Ben Salah Y, Vande Berg BC, Lecouvet FE, Malghem J, et al. Low-dose multidetector computed tomography of the cervical spine: optimization of iterative reconstruction strength levels. *Acta Radiol.* 2014 Apr;55(3):335-44

Omoumi P, Verdun FR, Becce F. Optimization of Radiation Dose and Image Quality in Musculoskeletal CT: Emphasis on Iterative Reconstruction Techniques (Part 2). *Semin Musculoskelet Radiol.* 2015 Dec;19(5):422-30

Kaza RK, Platt JF, Goodsitt MM, Al-Hawary MM, Maturen KE, Wasnik AP, et al. Emerging techniques for dose optimization in abdominal CT. *Radiographics.* 2014 Jan-Feb;34(1):4-17

Schindera ST, Odedra D, Raza SA, Kim TK, Jang HJ, Szucs-Farkas Z, et al. Iterative reconstruction algorithm for CT: can radiation dose be decreased while low-contrast detectability is preserved?. *Radiology.* 2013 Nov;269(2):511-8

- **Figures et tableaux**

Figure 1 adaptée de : Understanding Medical Radiation. Munich (DE) : Siemens Healthcare GmbH ; 2016, The principle of computed tomography with an X-ray source and detector unit rotating synchronously around the patient. Data are acquired continuously during rotation ; [modifié le 5 oct 2016, cité le 9 nov 2016]. Disponible : <https://www.medicalradiation.com/types-of-medical-imaging/imaging-using-x-rays/computed-tomography-ct/>

Figure 2 adaptée de : Les Petites Curies du Net : voir l'imagerie médicale de plus près. Montréal (QC). Sinogramme et reconstruction tomographique d'une acquisition par rayons X ; [modifié le 1 mai 2014, cité le 9 nov 2016]. Disponible : <http://polgm.free.fr/petitescuriesdunet/index.php?post/2014/04/Le-principe-de-tomographie>

Tableau 2 adapté de : Willemink MJ, de Jong PA, Leiner T, de Heer LM, Nievelstein RA, Budde RP, et al. Iterative reconstruction techniques for computed tomography Part 1 : technical principles. *Eur Radiol.* 2013 Jun ;23(6) :1623-31. Currently available IR techniques from themajor vendors ; p.1627