



HAL
open science

Reconstruction itérative en scanographie : optimisation de la qualité image et de la dose pour une prise en charge personnalisée

Joël Greffier

► **To cite this version:**

Joël Greffier. 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. Français. NNT : 2016MONTT043 . tel-01499577

HAL Id: tel-01499577

<https://theses.hal.science/tel-01499577>

Submitted on 20 Apr 2017

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

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

THÈSE

Pour obtenir le grade de
Docteur

Délivré par Université de Montpellier

**Préparée au sein de l'école doctorale
Information Structures Systèmes (I2S)
Et de l'unité de recherche EA 2415**

Spécialité : Biostatistique

Présentée par Joël GREFFIER

**Reconstruction itérative en scanographie :
optimisation de la qualité image et de la dose
pour une prise en charge personnalisée.**

Soutenue le 17 novembre 2016 devant le jury composé de

Mr Paul LANDAIS, Professeur, EA 2415-Université de Montpellier	Président du jury
Mr Hubert DUCOU LE POINTE, Professeur, Hôpital Armand-Trousseau, Paris	Rapporteur
Mr Alain NOEL, Docteur, CRAN UMR 7039 Université de Lorraine-CNRS, Nancy	Rapporteur
Mr Yves BARBOTTEAU, Docteur, Hôpital Privé Clairval, Marseille	Examineur
Mr Jean Paul BEREGI, Professeur, EA2415-CHU Nîmes	Directeur de thèse



Ce travail est dédié :

À ma femme Claire

À mes enfants Lorick, Elia, ...

À mes parents et mes deux sœurs

Remerciements

Je tiens tout d'abord à remercier mon directeur de thèse et mentor, le Pr Jean Paul Beregi pour m'avoir offert la possibilité de réaliser cette thèse. Sa pédagogie, son enthousiasme et sa patience m'ont permis de découvrir puis de progresser dans la recherche. Je vous remercie infiniment pour vos conseils et votre soutien quotidiens.

Je voudrais également remercier le Pr Paul Landais pour m'avoir laissé la possibilité de réaliser cette thèse dans le laboratoire de Biostatistique, d'Epidémiologie et de Santé Publique. Merci notamment pour vos conseils tout au long de ces trois années et pour votre aide dans la dernière ligne droite.

Je suis extrêmement reconnaissant envers le Pr Hubert Ducou Le Pointe, radiologue et le Dr. Alain Noël, physicien médical, de m'avoir fait l'honneur d'accepter de rapporter et de juger ce travail de thèse.

Je remercie également le Dr Yves Barbotteau, physicien médical, pour ses conseils, son point de vue avisé et son soutien depuis mes débuts en tant que stagiaire master 1 en 2007. Je le remercie sincèrement pour sa présence dans le jury de cette thèse.

Je remercie Cédric Croisille, ingénieur d'application scanner Siemens, pour son soutien, son aide et sa disponibilité dans tous mes travaux de recherche depuis maintenant 4 ans.

Je remercie également toutes les personnes de la société Siemens avec qui j'ai pu échanger lors de mes travaux de thèse notamment François Masson et Adrian Gomez.

Mes remerciements sont également adressés à tous les co-auteurs de mes publications. Je remercie sincèrement le Dr Ahmed Larbi et le Dr Francesco Macri, radiologues, pour nos échanges permanents et pour la dynamique de recherche que nous avons mise en place depuis 4 ans. Je remercie profondément le Dr Fabricio Pereira, physicien-chercheur, pour son aide, sa patience et son expertise notamment dans le processus de publication et le développement de programmes sous Matlab.

Je voudrais également remercier Cyril Duverger et Florence Boury. Florence merci pour ton soutien sans faille et ton amitié depuis maintenant 4 ans. Cyril merci pour ton aide, pour tes délocalisations forcées et tes remarques sur le manuscrit. Merci à tous les deux de supporter mon esprit critique et par moment ma mauvaise humeur passagère.

Je voudrais également remercier tous les stagiaires Master 1, Master 2 et DQPRM que j'ai pu encadrer depuis 2013 et qui ont participé ou assisté à mes travaux de recherche. Je remercie particulièrement mon disciple Anthony Fernandez.

Je remercie tous les manipulateurs en électroradiologie médicale, les cadres de santé et les radiologues du service d'imagerie qui ont participé de près ou de loin au bon déroulement de ces travaux de thèse.

Je remercie toutes les personnes qui ont pu m'aider à améliorer ce manuscrit : ma collègue le Dr Corinne Barrau, Gilles Moliner étudiant DQPRM et ma belle-mère adorée le Dr Monique Lampazona.

Je remercie également toutes les personnes du CHU de Nîmes avec qui j'ai pu travailler, qui m'ont fait confiance, soutenu et permis de réaliser cette thèse. Je pense notamment à Cécile Piques, Cécile Aubert, Yannick Le Manac'h, Christophe Demattei et Mariella Lomma. Merci Christophe pour tes conseils statistiques. Merci Mariella pour tes relectures et corrections linguistiques car je ne t'ai pas épargnée pendant 3 ans.

Je voudrais également remercier Jean Luc Rehel et Cécile Étard de l'IRSN pour les prêts des fantômes anthropomorphiques pédiatriques et Stéphane Beaumont pour le prêt de la plateforme Qualimagiq.

Je remercie également le Pr Pierre Olivier Kotzki, chef de service de la médecine nucléaire du CHU de Nîmes pour le prêt du fantôme Jaszczak et des fantômes anthropomorphiques.

Je remercie également le Dr Julien Ott pour son aide sur les codes Matlab pour les calculs du NPS et de la TTF mais aussi Hugo Pasquier et François Gardavaud pour nos échanges et collaborations sur les nouvelles métriques.

D'un point de vue plus personnel, je voudrais remercier mes amis proches pour l'intérêt qu'ils portent à mes travaux de recherche et ma carrière professionnelle depuis toujours. Je remercie notamment Christelle et Laurent, Fanny et Florian, Laetitia et Nicolas.

Je voudrais remercier également mes beaux-parents Jean Luc et Monique pour leur aide notamment pour s'occuper de nos enfants lorsque je suis en déplacement ou lors de mes mesures nocturnes.

Je remercie également mes sœurs Caroline et Pauline, mon beau-frère Florian et mes nièces Héléna et Maélie pour leur présence, leur bonne humeur et leur affection.

Je remercie également mes parents Brigitte et Patrick pour leur soutien et encouragements tout au long de mon cursus universitaire et dans ma vie quotidienne. Merci pour votre gentillesse et votre amour.

Enfin, je voudrais remercier l'amour de ma vie, ma femme Claire, pour son soutien permanent et sa patience. Merci pour tout ce que tu fais chaque jour pour moi et pour nos deux merveilleux enfants Lorick et Elia. Sans ton soutien, je n'aurais jamais pu réussir cette thèse. Comme je suis quelqu'un qui tient parole et même si je pense que tu as déjà compris, je voudrais te dire « chose promise, chose due », que « tout vient à point à qui sait attendre » et que « la patience vient à bout de tout ».

Table des matières

Publications et présentations scientifiques	7
Liste des acronymes.....	9
1. Introduction et Etat de l'art.....	10
1.1. Tomodensitométrie (TDM) et irradiation : un problème de santé publique ..	10
1.2. Optimisation des doses en TDM : un compromis dose/qualité image	11
1.2.1. Indicateurs dosimétriques en TDM	11
1.2.2. Qualité image objective et subjective en TDM	14
1.2.3. Influence des paramètres sur la dose et sur la qualité image	17
1.3. Principales évolutions technologiques : Apparition des méthodes de reconstruction itérative (IR)	18
1.3.1. Principales évolutions	18
1.3.2. Méthodes de reconstruction itérative (IR)	18
1.3.3. Reconstructions itératives en routine	20
1.4. Objectifs de la thèse	23
2. Déroulement de la thèse	24
2.1. Etudes expérimentales sur fantômes qualité image	25
2.1.1. Impact des paramètres sur la dose et la qualité image.....	25
2.1.2. Impact des IR sur la qualité des images et sur la déformation des structures.....	28
2.1.3. Perspectives et utilisation en routine clinique.....	33
2.2. Vérifications préalables sur fantômes anthropomorphiques	33
2.2.1. Vérifications des résultats obtenus avec les fantômes qualité image ...	34
2.2.2. CareDose 4D selon la morphologie du patient : influence sur la dose et la qualité image	36
2.2.3. Perspectives et utilisation en routine clinique.....	42
2.3. Validation sur patients	44
2.3.1. Optimisation globale : Mise en place de protocole 'Basse Dose' (BD)..	44
2.3.2. Optimisation approfondie : Mise en place de protocole 'Très Basse Dose' (TBD)	46
3. Articles publiés	54
3.1. Etudes expérimentales sur fantômes qualité image	54

3.1.1. Impact des IR sur la qualité des images et sur la déformation des structures.....	54
3.2. Vérifications préalables sur fantômes anthropomorphiques	76
3.2.1. CareDose 4D selon la morphologie du patient : influence sur la dose et la qualité image	76
3.2.2. Forces de modulation et IR : Intérêt en pédiatrie	110
3.3. Validation sur patients	119
3.3.1. Optimisation globale : Mise en place de protocole ‘Basse Dose’ (BD)	119
3.3.2. Optimisation approfondie : Mise en place de protocole ‘Très Basse Dose’ (TBD)	119
4. Conclusions et perspectives	145
4.1. Synthèse des travaux	145
4.2. Perspectives	147
4.2.1. Perspectives cliniques	147
4.2.2. Perspectives physiques	148
4.2.3. Perspectives diverses	150
Références bibliographiques	151
Table de figures	156
Table de Tableaux	158
Annexes.....	159
Résumé	170
Abstract	170

Publications et présentations scientifiques

- Publications dans des revues scientifiques

1. Greffier J, Fernandez A, Macri F, Freitag C, Metge L, Beregi JP (2013) Which dose for what image? Iterative reconstruction for CT scan. *Diagn Interv Imaging* 94:1117-1121
2. Greffier J, Macri F, Larbi A et al (2015) Dose reduction with iterative reconstruction: Optimization of CT protocols in clinical practice. *Diagn Interv Imaging* 96:477-486
3. Greffier J, Macri F, Larbi A et al (2016) Dose reduction with iterative reconstruction in multi-detector CT: What is the impact on deformation of circular structures in phantom study? *Diagn Interv Imaging* 97:187-196
4. Greffier J, Pereira F, Macri F, Beregi JP, Larbi A (2016) CT dose reduction using Automatic Exposure Control and iterative reconstruction: A chest paediatric phantoms study. *Phys Med* 32:582-589
5. Macri F, Greffier J, Pereira FR et al (2016) Ultra-low-dose chest CT with iterative reconstruction does not alter anatomical image quality. *Diagn Interv Imaging*. 10.1016/j.diii.2016.06.009
6. Macri F, Greffier J, Pereira F et al (2016) Value of ultra-low-dose chest CT with iterative reconstruction for selected emergency room patients with acute dyspnea. *Eur J Radiol* 85:1637-1644

- Présentations scientifiques

Journées Scientifiques de la Société Française de Physique Médicale Juin 2014 : Utilisation d'une base de données en scanographie pour réduire les doses avec SAFIRE

Journées Françaises de Radiologie Octobre 2014 : Réduction des doses et reconstruction itérative en CT scan : Impact sur la déformation des structures circulaires

Journées Françaises de Radiologie Octobre 2014 : Etude sur cadavres en scanner thoracique : Impact de la réduction des doses par diminution des mAs.

Société Française de Radiologie-Languedoc-Roussillon Mars 2015 : Point sur la réduction des doses en scanographie

Journées Françaises de Radiologie Octobre 2015 : Courbes de modulation en pédiatrie: Intérêt d'une association avec les reconstructions itératives

Société Française de Radiologie-Languedoc-Roussillon Mai 2016 : Réduction de la dose en scanner thoracique. Impact sur la qualité d'image.

- Cours

Journées Françaises de Radiologie Octobre 2016 : Comment réduire la dose en scanographie ?

Liste des acronymes

BD ou LD : Basse Dose (Low Dose)

CTDI_{vol} ou IDSV: Indice de Dose Scanographique Volumique

CTDI_w ou IDSP : Indice de Dose Scanographique Pondéré

E : Dose efficace

FTM ou MTF : Fonction de Transfert de Modulation (Modulation Transfer Function)

GP MED : Groupe permanent d'experts en radioprotection médicale

IQI : Indice de Qualité Image

IR : Reconstructions Itératives (Iterative Reconstruction)

MERM : Manipulateur en ElectroRadiologie Médicale

NPS : Spectre d'amplitude du bruit (Noise Power Spectrum)

NRD ou DRL : Niveaux de Référence Diagnostiques (Diagnostic Reference Level)

PDL ou DLP : Produit Dose Longueur (Dose Length Product)

RCB ou CNR : Rapport Contraste à Bruit (Contrast-to-Noise Ratio)

ROI : Région d'intérêt

RPF ou FBP : RétroProjection Filtrée (Filtered Back Projection)

RSB ou SNR : Rapport Signal à Bruit (Signal-to-Noise Ratio)

SAFIRE : Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction

SSDE : Size Specific Dose Estimator

TBD ou ULD : Très Basse Dose (Ultra Low Dose)

TDM : Tomodensitométrie

TTF : Fonction de transfert cible (Target Transfert Function)

1. Introduction et Etat de l'art

1.1. Tomodensitométrie (TDM) et irradiation : un problème de santé publique

L'évolution technologique permanente de la tomodensitométrie (TDM) a permis au radiologue d'accéder à une imagerie de plus en plus performante, améliorant la qualité du diagnostic et la prise en charge du patient. Avec ces améliorations, le nombre d'examen TDM ne cesse d'augmenter chaque année [1; 2]. En France, entre 2002 et 2012 (Figure 1), le nombre annuel d'examen TDM est passé de 5 995 700 à 8 484 000 représentant respectivement une proportion de 8.2% et 10.4% du nombre total d'actes d'imagerie médicale utilisant les rayonnements ionisants [3; 4]. Durant cette période, la dose collective de la scanographie est passée de 43% à 73% de la dose collective totale (soit 0.36 mSv en 2002 et 1.15 mSv en 2012). Des augmentations similaires étaient retrouvées en Suisse et en Allemagne [5; 6].

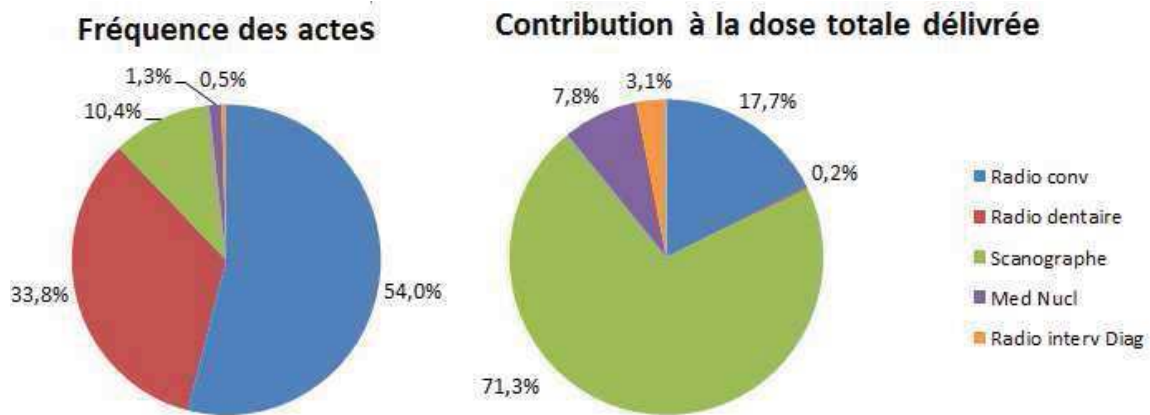


Figure 1: Fréquence des actes et dose collective en France en 2012 [4]

Avec l'augmentation de la fréquence des actes et de la dose collective, les autorités compétentes telle que l'Autorité de Sûreté Nucléaire sont préoccupées par l'augmentation potentielle du risque de cancer lié aux rayonnements ionisants [7]. En effet, en imagerie médicale, le risque majeur pour le patient est le développement d'un cancer radio-induit [1; 8-12]. Cet effet tissulaire stochastique est la conséquence d'expositions répétées à de « faibles doses ». La limite supérieure des « faibles doses » a été définie à 100 mSv chez l'adulte et 50 mSv chez l'enfant. Le dépassement de cette limite supérieure, pourrait signifier l'apparition réelle de cancers. Cependant, les avis et les publications divergent sur les conséquences des expositions aux rayonnements ionisants à des « faibles doses » [13-16]. Dans tous les cas, le principe de précaution doit être appliqué. Dans ce contexte, l'Autorité de Sûreté Nucléaire demande aux professionnels de renforcer la justification des examens et l'optimisation des pratiques [17; 18].

La justification de l'acte est une responsabilité médicale qui nécessite un échange entre le demandeur et le réalisateur de l'acte. Lors de cet échange, la substitution

des actes et le rapport entre le bénéfice clinique et le risque lié à l'exposition aux RI, sont évalués. Par ailleurs, c'est le réalisateur de l'acte qui a le dernier mot quant au déroulement de l'examen. Le principe d'optimisation en TDM consiste à fournir au radiologue une image ayant une qualité suffisante pour poser un diagnostic avec une dose la plus faible possible. En TDM, cette tâche complexe nécessite de trouver le meilleur compromis entre la dose délivrée et la qualité d'image. Toute modification de la dose délivrée au patient modifiera directement la qualité de l'image. La mise en application de ce principe est un travail d'équipe qui nécessite de maîtriser l'impact de chaque paramètre sur la dose et la qualité image et d'utiliser les outils disponibles les plus adaptés. Par ailleurs, l'optimisation des protocoles TDM doit tenir compte des différences de morphologie entre les patients (enfant, adulte normal et obèse) quel que soit le TDM utilisé.

1.2.Optimisation des doses en TDM : un compromis dose/qualité image

L'optimisation en TDM nécessite de trouver des combinaisons de paramètres d'acquisition et de reconstruction permettant de respecter le compromis dose/qualité image. Pour pouvoir évaluer ce compromis, il faut connaître précisément les indicateurs dosimétriques et les indices de qualité image adaptés à la TDM et maîtriser les paramètres qui les modifient.

1.2.1. Indicateurs dosimétriques en TDM

- Indicateurs dosimétriques habituellement utilisés

Différents indicateurs dosimétriques existent en scanner. Les deux principaux indicateurs utilisés sont l'Indice de Dose Scanographique Volumique (IDSV ou $CTDI_{vol}$) et le Produit Dose Longueur (PDL) [19; 20].

Le $CTDI_{vol}$ (1), en mGy, est un indicateur de la dose aux tissus qui tient compte de la répartition moyenne de la dose ($CTDI_w$) dans le volume exposé pendant une rotation du tube sur 360° (pitch). Le PDL (2), en mGy.cm, donne une information sur la dose émise en fonction de la longueur explorée durant l'acquisition.

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{pitch} \quad (1) \quad \text{et} \quad PDL = CTDI_{vol} \times \text{Longueur explorée} \quad (2)$$

Le $CTDI_{vol}$ est contrôlé lors de l'installation du scanner et à chaque changement du tube. L'écart entre le $CTDI_{vol}$ affiché et mesuré ne doit pas dépasser $\pm 20\%$.

Ne tenant pas compte de la sensibilité des tissus, ces deux indicateurs ne quantifient pas le risque radiologique. Celui-ci est pris en compte par la dose efficace (E), en mSv, qui peut être estimée à partir du PDL (3) en utilisant des facteurs de conversion (e_{PDL}).

$$E = e_{PDL} \times PDL \quad (3)$$

Différents facteurs existent pour l'adulte (Table 1), mais aussi pour les enfants en fonction de l'âge (Table 2) [21-23]. Ces facteurs sont présentés en **Annexe 1**.

- Indicateur dosimétrique fonction de la corpulence du patient : SSDE

Le CTDI_{vol} fourni par les installations est mesuré sur deux fantômes cylindriques de diamètres 32 cm (pour le corps) et 16 cm (pour la tête) et ne tient pas compte de la corpulence du patient. Cet indicateur a tendance à sur ou sous-estimer la dose moyenne réellement délivrée dans la coupe. Pour pouvoir tenir compte de la morphologie du patient, le SSDE (Size Specific Dose Estimator) est utilisé notamment en pédiatrie [24]. Le SSDE est obtenu à partir du CTDI_{vol} et des facteurs de conversion basés sur le diamètre effectif du patient (4).

$$SSDE = f_{size}^{32D \text{ or } 16D} \times CTDI_{vol} \quad (4)$$

où f est le facteur de conversion en fonction du diamètre effectif du patient et du diamètre du fantôme utilisé pour mesurer le CTDI_{vol}.

Le diamètre effectif dépend des diamètres antéro-postérieurs et latéraux mesurés sur le patient. Les tables des différents facteurs de conversion sont présentées en **Annexe 2**.

- Niveaux de Référence Diagnostiques (NRD)

Les NRD ne sont pas des limites réglementaires. Ce sont des outils d'optimisation qui permettent d'évaluer ses pratiques (Tableau 1) [25].

Tableau 1. Niveaux de Référence Diagnostiques en scanographie

	Adulte		1 an (10 kg)		5 ans (20 kg)		10 ans (30 kg)	
	CTDI _{vol} (mGy)	PDL (mGy.cm)	CTDI _{vol} (mGy)	PDL (mGy.cm)	CTDI _{vol} (mGy)	PDL (mGy.cm)	CTDI _{vol} (mGy)	PDL (mGy.cm)
Crâne	65	1050	30	420	40	600	50	900
Thorax	15	475	3	30	4	65	5	140
TAP	20	1000	-	-	-	-	-	-
Abdomen-Pelvis	17	800	4	80	5	120	7	245
Rachis Lombaire	45	700	-	-	-	-	-	-

À partir des valeurs des NRD, des protocoles « Basses Doses » (BD) et « Très Basses Doses » (TBD) peuvent être définis. Par ailleurs, il n'existe pas de valeur formelle pour ces protocoles. Cependant, selon les indications, des protocoles BD existent [26].

○ Acquisitions « Basses Doses »

Dans ce travail de thèse, les acquisitions BD sont considérées comme étant inférieures à 50% des NRD (Tableau 2). Cependant, le Groupe permanent d'experts en radioprotection médicale (GPMED) a recommandé d'utiliser le 25ème percentile pour « mieux conscientiser les responsables au sein des services quant à la nécessité de délivrer la dose la plus faible raisonnablement possible (ALARA). » [27].

Tableau 2. CTDIvol (mGy) correspondant aux acquisitions "Basses Doses"

	CTDIvol (mGy)		
	NRD	50% NRD	25 ^{ème} percentile*
Encéphale	65	32,5	40
Thorax	15	7,5	7
TAP	20	10	10
AP	17	8,5	10
Rachis Lombaire	45	22,5	25

À l'exception du Thorax, les CTDIvol correspondant à 50% des NRD sont inférieurs aux CTDIvol recommandés par le GPMED.

○ Acquisitions « Très Basses Doses »

Les acquisitions TBD correspondent à des acquisitions avec des doses proches de celles d'un examen radiographique standard (NRD de radiodiagnostic) [25]. Les PDL des acquisitions TBD (Tableau 3) ont été obtenues à partir des facteurs de conversion (e_{PDS}) entre le Produit Dose Surface (PDS) et E [4], des valeurs des PDS issus des NRD [25] et des facteurs de conversion (e_{PDL}) entre le PDL et la dose E [21-23], selon la formule suivante (5) :

$$PDL = PDS \times \frac{e_{PDS}}{e_{PDL}} \quad (5)$$

Tableau 3. Détermination des PDL pour les acquisitions "Très Basses Doses"

	e_{PDS} (mSv.mGy ⁻¹ .cm ⁻²)	NRD PDS (mGy.cm ²)		E (mSv)	e_{PDL} (mSv.mGy ⁻¹ .cm ⁻¹)	PDL (mGy.cm)
		Face	Profil			
Thorax	0,18 x 10 ⁻³	250	1000	0,225	0,014	16
ASP	0,26 x 10 ⁻³	7000	-	1,820	0,015	121
Lombaire	0,21 x 10 ⁻³	4500	8000	2,625	0,015	175
Bassin	0,29 x 10 ⁻³	7000	-	2,030	0,015	135
Hanche	0,15 x 10 ⁻³	3000	3000	0,900	0,015	60

1.2.2. Qualité image objective et subjective en TDM

1.2.2.1. Métriques objectives

En scanographie, différents indices de qualité image (IQI) sont utilisés dans le domaine spatial et fréquentiel [19; 20].

- Domaine spatial
 - Signal, Bruit, Contraste

Les IQI essentiels dans l'évaluation de la qualité 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 l'atténuation moyenne des pixels mesurée dans une région d'intérêt (ROI) et le bruit à l'écart type de l'atténuation des pixels.

Le contraste absolu est défini comme la différence de signal entre deux structures ($\text{Contraste} = \frac{\text{Signal}_2 - \text{Signal}_1}{\text{Signal}_1}$). 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 à bruit (RSB) et contraste à bruit (RCB) peuvent être obtenus (6 - 7). Différentes méthodes existent pour calculer le RCB (7.a - 7.b) [19; 28]:

$$RSB = \frac{\text{Signal}_{ROI}}{\text{Bruit}_{ROI}} \quad (6)$$

$$RCB = \frac{\text{Signal}_{ROI} - \text{Signal}_{Ref}}{\text{Bruit}_{Ref}} \quad (7.a) \quad \text{ou} \quad RCB = \frac{|\text{Signal}_{ROI} - \text{Signal}_{Ref}|}{\sqrt{\frac{(\text{Bruit}_{ROI}^2 + \text{Bruit}_{Ref}^2)}{2}}} \quad (7.b)$$

où $_{Ref}$ correspond à une structure de référence définie par l'utilisateur.

Il est important de noter que les définitions des RSB et RCB présentées dans cette thèse correspondent à celles qui sont habituellement utilisées par les radiologues. Les formules du RCB correspondent plutôt à la définition de la différence de signal rapportée au bruit.

- Détectabilité à bas contraste

La détectabilité à bas contraste peut être également utilisée pour évaluer la résolution en densité d'une image. Elle correspond à la plus petite différence de signal pour des paramètres d'acquisition donnés. Elle est évaluée sur fantôme en déterminant le plus petit diamètre de faible contraste visible pour une dose donnée (**Figure 2**).

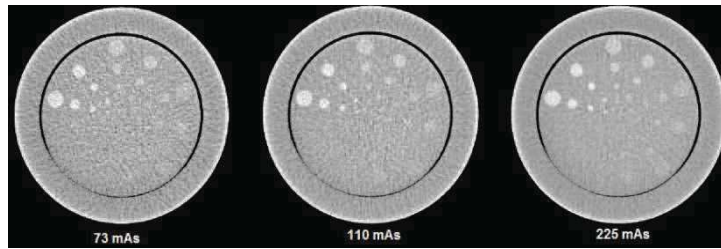


Figure 2. Déteçtabilité à bas contraste sur la section CTP515 du fantôme Catphan 500

Elle peut être réalisée objectivement en utilisant des ROI ou subjectivement par des lecteurs.

- Domaine fréquentiel
 - Résolution spatiale transverse : Résolution à haut contraste

La résolution spatiale peut être définie comme la capacité du système à différencier deux objets distincts. La résolution spatiale transverse, matérialisée par la Fonction de Transfert de Modulation (FTM), peut être obtenue de différentes manières.

La FTM est calculée en mesurant la fonction de réponse impulsionnelle du système à partir de l'image d'un point (Point Spread Function (PSF)), d'une ligne (Line Spread Function (LSF)) ou d'un bord (Edge Spread Function) [29-31].

Une méthode simplifiée proposée par Droege *et al.* [32] estimant la FTM à partir de paires de lignes est également utilisée (8) et présentée dans les Figures 3-4

$$FTM = \frac{\pi}{\sqrt{2}} \times \frac{\sqrt{Bruit_{Groupe} - Bruit_{Fond}}}{|Signal_{Groupe} - Signal_{Fond}|} \quad (8)$$

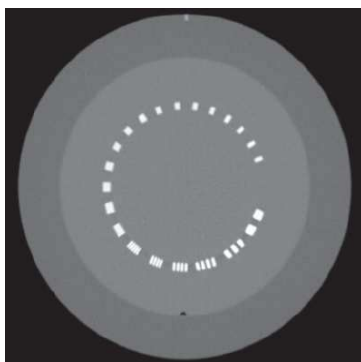


Figure 3. Exemple d'image pour calculer la FTM avec la méthode simplifiée

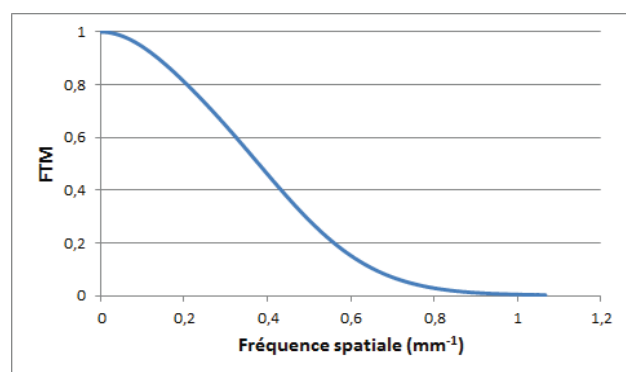


Figure 4. Exemple d'une courbe FTM (RPF/Filtre mou)

La FTM montre la dégradation du contraste en fonction de la fréquence spatiale.

- Spectre d'amplitude du bruit : Noise Power Spectrum (NPS 2D)

Comme défini par Verdun *et al.* [19], le NPS est une estimation du bruit dans le domaine fréquentiel. En supposant que le bruit est stationnaire, le NPS donne une

description complète du bruit en fournissant son amplitude sur toute la plage de fréquence de l'image.

Le NPS 2D est calculé sur une image (f_x, f_y) d'un objet homogène (Figures 3-4) à partir de ROIs de petites tailles (9) :

$$NPS_{2D}(f_x, f_y) = \frac{\Delta_x \Delta_y}{L_x L_y} \frac{1}{N_{ROI}} \sum_{i=1}^{N_{ROI}} |FT_{2D}\{ROI_i(x, y) - \overline{ROI_i}\}|^2 \quad (9)$$

où Δ_x, Δ_y sont les tailles des pixels dans la dimension x et y; L_x, L_y sont les longueurs des ROIs (en pixel) pour les deux dimensions; N_{ROI} le nombre de ROI utilisé; $\overline{ROI_i}$ la valeur moyenne des pixels de la $i^{\text{ème}}$ ROI.

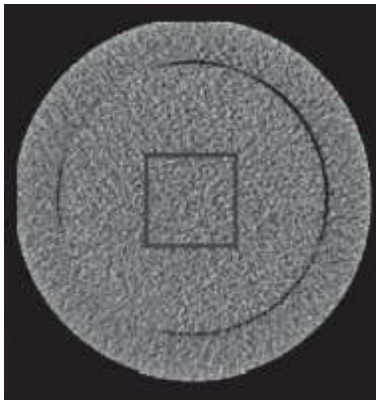


Figure 5. Exemple d'image pour calculer le NPS

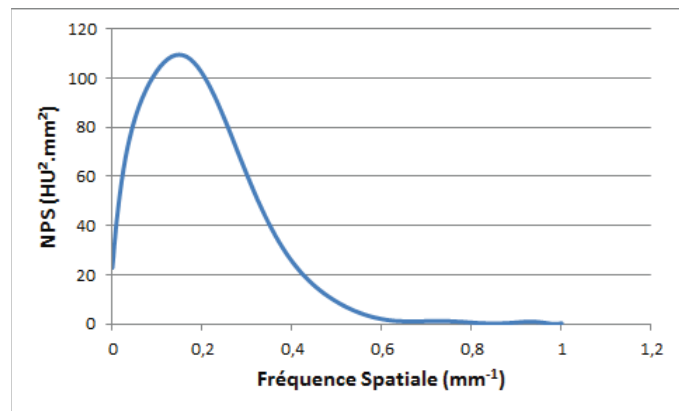


Figure 6. Exemple d'une courbe NPS (RPF/Filtre mou)

Le NPS caractérise la texture du bruit, donnant ainsi une description plus complète que le bruit utilisé dans le domaine spatial [19; 33; 34].

1.2.2.2. Métriques subjectives

La qualité d'image subjective est généralement évaluée visuellement par des radiologues en imagerie. Il s'agit d'une évaluation globale de la qualité des images basée sur des échelles de Likert. Les métriques subjectives fréquemment utilisées sont : la qualité d'image globale, la qualité diagnostique des images, la qualité des structures anatomiques et le niveau de confiance diagnostic.

1.2.2.3. Paramètres quantitatifs

Les paramètres quantitatifs sont utilisés pour évaluer la déformation des structures engendrées par la réduction de la dose ou l'utilisation de paramètres de reconstruction différents. Des mesures de diamètres, longueurs, surfaces ou volumes peuvent être réalisées. Des outils existent également pour contourer automatiquement ou de manière semi-automatique des structures (Analyze Particles Image J ou RECIST Siemens).

1.2.3. Influence des paramètres sur la dose et sur la qualité image

- Compromis dose/qualité image

L'influence croisée des paramètres d'acquisition et de reconstruction sur la dose et les IQI est présentée dans le Tableau 4. Toute modification de la dose entraîne une modification de la qualité image nécessitant une réflexion permanente sur la recherche d'un compromis. La dose n'est influencée que par les paramètres d'acquisition qui modifient le faisceau primaire.

Tableau 4: Influence des paramètres d'acquisition sur la dose et la qualité image

		Dose	Indices de Qualité Image (IQI)	Recommandations
Paramètres d'acquisition	kV ↑	$\approx kV^2$	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 ↓	$\sim mAs$	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* ↑	$\sim \frac{1}{pitch}$	Bruit augmente Résolution spatiale est dégradée	Fonction de l'examen
	Epaisseur (e_c) ↓	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	Kernel ↑	-	Bruit augmente Résolution spatiale est améliorée	Fonction de la localisation anatomique
	Epaisseur (e_r) ↑	-	Bruit diminue Résolution spatiale est dégradée	Fonction de l'examen
	FOV ↑	-	Bruit diminue Résolution spatiale est dégradée	Fonction de la localisation anatomique

* Selon le TDM utilisé. L'influence de chaque paramètre s'entend pour tout autre paramètre constant.

1.3.Principales évolutions technologiques : Apparition des méthodes de reconstruction itérative (IR)

Ces dernières années, de nombreuses évolutions sont apparues en scanographie pour permettre l'application du principe d'optimisation.

1.3.1. Principales évolutions

Les systèmes de modulation du courant du tube correspondent à une évolution technologique majeure. Ces systèmes adaptent les mAs tout au long de la rotation en fonction de l'atténuation du patient [35-40]. Les nouveaux systèmes fonctionnent avec une double modulation : longitudinale et angulaire. La première adapte les mAs en fonction de l'atténuation du patient obtenue sur les images topographiques et la deuxième pendant l'émission (avec une $\frac{1}{2}$ rotation de retard). Ces systèmes permettent de réduire la dose délivrée jusqu'à 70% tout en maintenant une qualité d'image équivalente pendant l'exploration.

Les outils d'ajustement de la tension appliquée au tube permettent d'adapter les kV en fonction du type d'examen (non injecté, injecté, angiographique...) afin d'améliorer le rapport contraste à bruit (RCB). Ces outils réduisent faiblement la dose pour les adultes. Des réductions de doses semblent être plus importantes en pédiatrie. Dans tous les cas, seuls les examens angiographiques où l'on privilégie une basse tension pour favoriser l'effet photoélectrique (matériaux à Z élevés) ont des réductions importantes de la dose [41].

Les constructeurs ont également fait évoluer les systèmes de détection en proposant des détecteurs plus sensibles (Gemstone GE, Stellar Siemens, PureVision Toshiba) et des systèmes de collimation permettant de diminuer la pénombre du faisceau RX (overbeaming) [42].

Mais l'évolution technologique la plus importante reste l'adaptation à la TDM des méthodes de reconstruction itérative déjà utilisées en médecine nucléaire. Cette avancée majeure a permis d'obtenir des images avec des doses réduites et une qualité d'image diagnostique pour le radiologue [43-51].

1.3.2. Méthodes de reconstruction itérative (IR)

Depuis sa création, la méthode de référence en scanographie pour la reconstruction des coupes tomographiques axiales est la rétroprojection filtrée

(RPF). Cette méthode rapide utilise différents filtres pour corriger les projections mesurées (Figure 7).

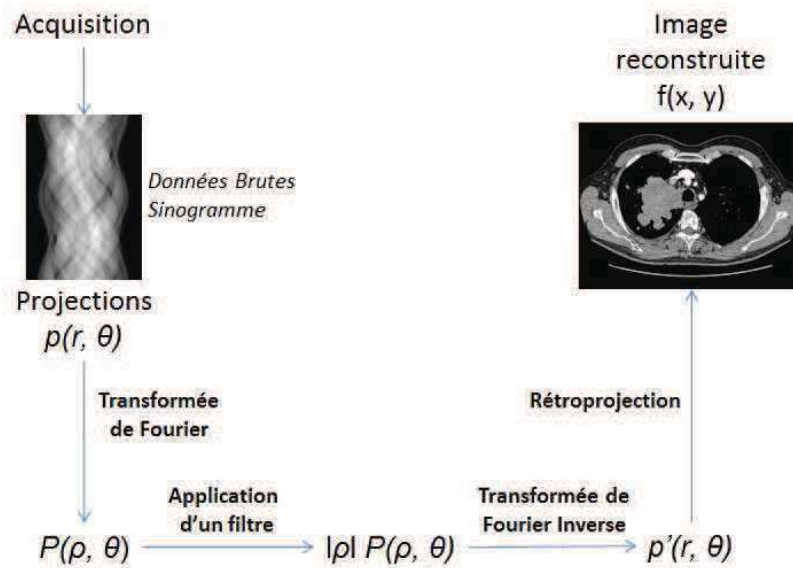


Figure 7. Principe de la rétroprojection filtrée

Avec cette méthode, de nombreuses approximations sont non vérifiées en pratique, à cause de l'absence de prise en compte des fluctuations statistiques et des perturbations physiques. Les données obtenues sont bruitées et sous-échantillonnées. Afin de pallier certaines de ces limites, les méthodes de reconstruction itérative (IR) ont été adaptées aux données brutes des TDM.

Les méthodes IR sont de deux types : algébriques ou statistiques. Trop coûteuses en temps, les méthodes algébriques ne sont pas utilisées en TDM. Les méthodes statistiques utilisent les projections mesurées pour définir l'image « la plus probable » [52]. On distingue deux sous types de méthodes statistiques : « Hybrides » et « Totalement Statistiques » (Fully Statistical). Les méthodes « Hybrides » combinant la RPF et les IR, consistent :

- soit à reconstruire les données brutes par RPF dans l'espace des sinogrammes puis à améliorer les performances de l'image avec les IR dans l'espace des images,
- soit à réduire le bruit avec les IR dans l'espace des sinogrammes avant de reconstruire l'image avec la RPF.

Les méthodes IR « Hybrides » sont actuellement utilisées en TDM. L'utilisation préalable de la RPF et l'amélioration des outils informatiques permettent de reconstruire les images avec les IR dans un temps relativement court et adapté à la routine clinique

Les algorithmes itératifs permettent une meilleure estimation quantitative. Ils fonctionnent par approximations successives pour déterminer la solution qui se

rapproche au plus près de l'objet réel. À chaque itération, une nouvelle estimation de la coupe est réalisée (Figure 8).

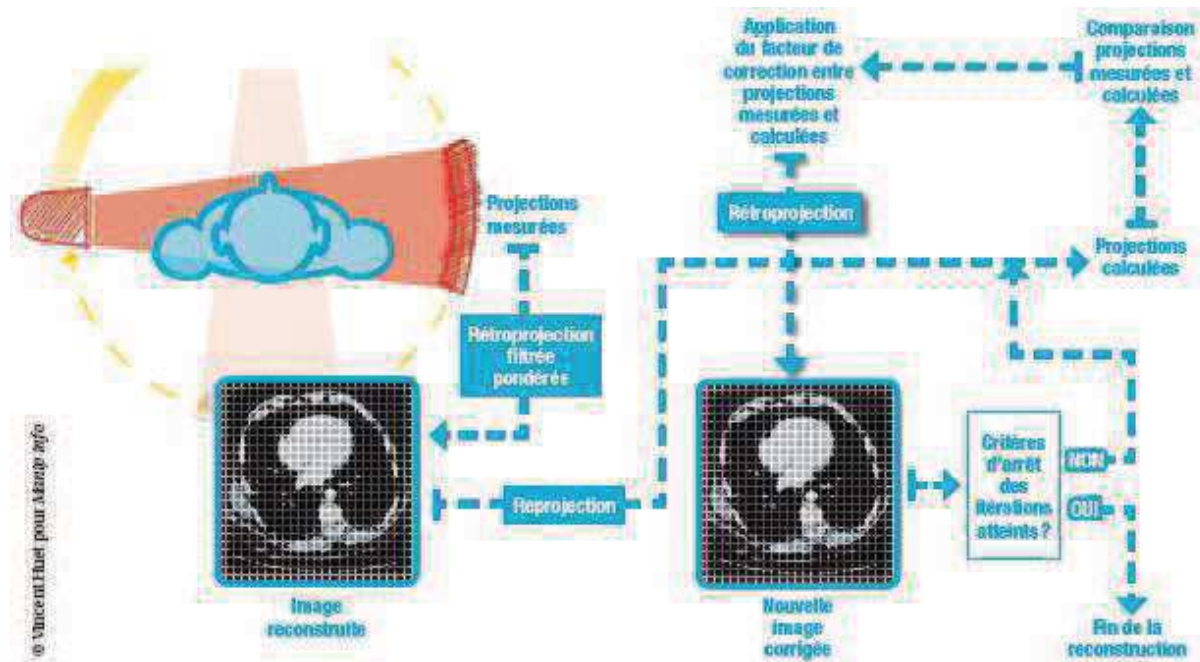


Figure 8. Exemple du principe de fonctionnement des IR [53]

Chaque constructeur propose des algorithmes variant par leur utilisation. Ils peuvent se présenter sous la forme de niveaux d'itération (SAFIRE, Siemens; AIDR, Toshiba ; iDose4, Philips) ou de pourcentage des IR par rapport à la RPF (ASIR, GE). Actuellement, des IR « totalement statistiques » (Model Based Iterative Reconstruction (MBIR)) sont également disponibles sur les installations (ADMIRE, Siemens; FIRST, Toshiba; ASIR-V, GE; IMR, Philips).

1.3.3. Reconstructions itératives en routine

L'utilisation des IR présente un fort potentiel dans la réduction de la dose mais présente également des contraintes. De nombreuses publications ont mis en évidence, dans différentes localisations anatomiques, des réductions de dose importantes avec ces méthodes [43-51; 54]. Les utilisateurs sont maintenant capables de réaliser des acquisitions très basses doses avec une qualité diagnostique de l'image préservée [55-57]. Par ailleurs, l'image résultante est considérée par les radiologues comme « modifiée ». On parle de lissage de l'image et de modification de la composition et de la texture de l'image [19; 33]. Enfin, la réalisation d'acquisition avec réductions importantes de la dose peut affecter la détection des structures à faible contraste [52].

L'évaluation de la qualité des images reconstruites avec les IR est différente de celles reconstruites avec la RPF. De nombreuses publications ont mis en évidence les propriétés « non-linéaires » et « non-stationnaires » des IR [19; 33; 58-60]. La

« non-linéarité » des IR se traduit par une dépendance en contraste de la résolution spatiale [58; 60]. Ott *et al.*[33] et Vaishnav *et al.* [59] ont mis en évidence l'influence des IR sur les métriques dans le domaine de Fourier (fréquentiel). Avec les IR, le NPS est influencé par le niveau de dose et la résolution par le contraste et le niveau de dose. Pour qu'une FTM soit fiable, l'hypothèse de linéarité doit être remplie. Comme définie par Verdun *et al.* [19], une adaptation des métriques objectives dans le domaine de Fourier doit être réalisée pour les IR.

Pour pouvoir évaluer la résolution, la fonction de transfert cible (Target Transfer Function (TTF)) peut être utilisée malgré la présence de bruit et la dépendance de celle-ci en contraste [19]. La TTF est équivalente à la FTM dans la méthodologie de calcul. La différence vient du fait que la TTF présentera au moins trois courbes pour trois contrastes différents (matériaux différents) alors que la FTM n'en fournit qu'une pour un seul contraste (Figure 9). Ceci permet de caractériser la résolution en tenant compte des propriétés non-linéaires des IR [19; 33; 61].

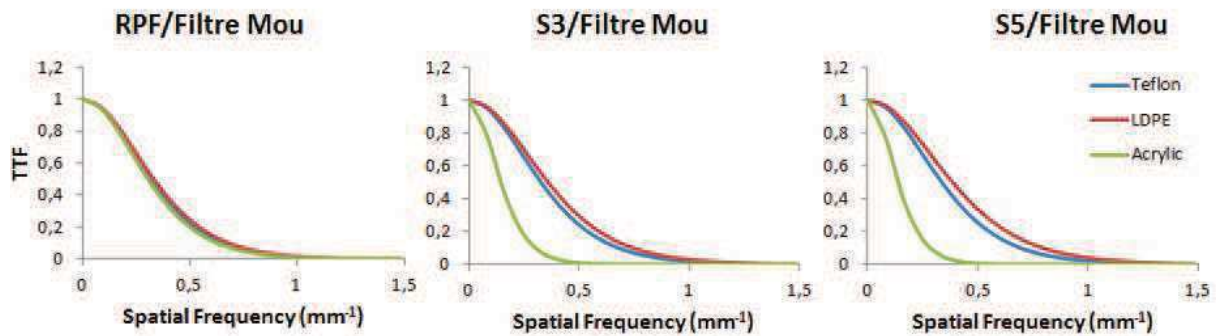


Figure 9. Exemple de courbes TTF pour trois matériaux (avec RPF et SAFIRE)

Le NPS peut être appliqué à la fois pour les reconstructions avec la RPF et les IR s'il est bien utilisé : « petites ROI extraites d'une région restreinte de l'image » [19]. Cependant avec la réalisation d'acquisition hélicoïdale, le NPS_{3D} peut être utilisé pour caractériser complètement le bruit. Il est équivalent au NPS_{2D} mais il est mesuré sur un volume d'intérêt et non sur une seule coupe (10).

$$NPS_{3D}(f_x, f_y, f_z) = \frac{\Delta_x \Delta_y \Delta_z}{L_x L_y L_z} \frac{1}{N_{VOI}} \sum_{i=1}^{N_{VOI}} |FT_{3D}\{VOI_i(x, y, z) - \overline{VOI_i}\}|^2 \quad (10)$$

Ces métriques sont par ailleurs relativement éloignées des préoccupations réelles des radiologues qui doivent être capable de détecter, localiser et caractériser sur les images obtenues. La qualité des images est habituellement évaluée de manière subjective par ces derniers. Pour pouvoir faire le lien entre les métriques objectives et subjectives sans passer par l'évaluation du radiologue, des modèles plus complexes ont été développés (Figure 10). Il s'agit de modèles d'observateurs dont le rôle est de modéliser le système visuel humain [19; 33; 61-63]. Ces modèles, sont actuellement en cours de développement et offrent des perspectives très intéressantes dans une démarche totale d'optimisation pour le physicien médical.

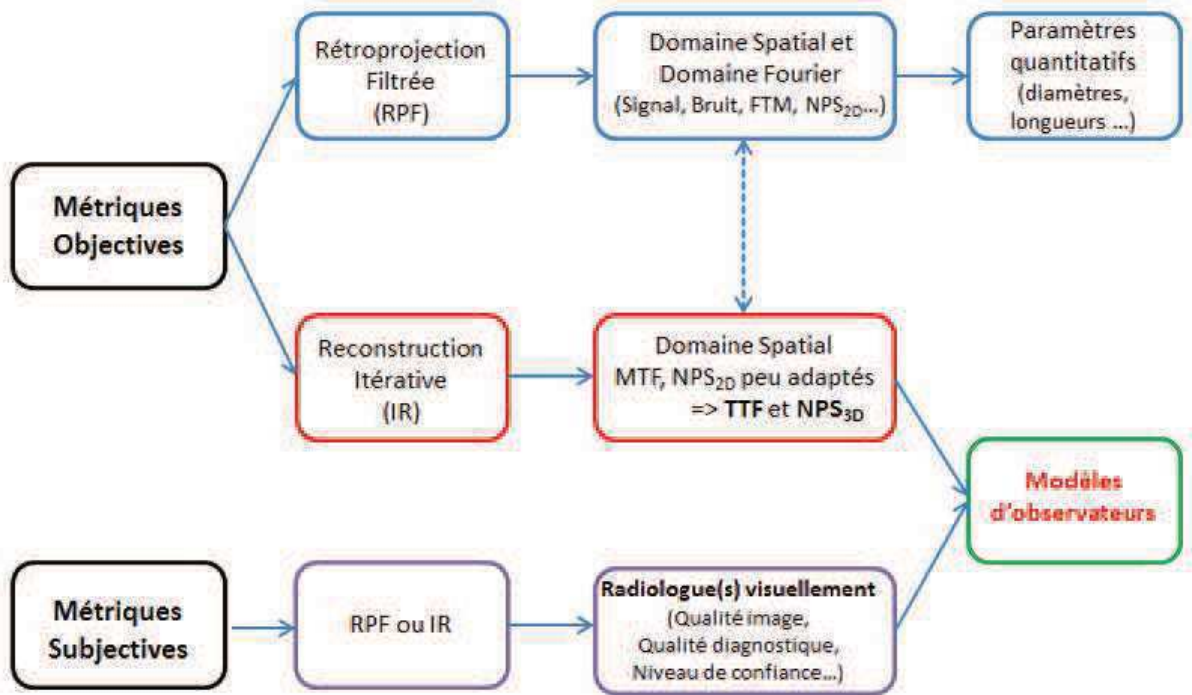


Figure 10. Métriques objectives et subjectives selon l'utilisation de la RPF ou des IR

1.4. Objectifs de la thèse

L'obtention d'une image de qualité est essentielle pour que les radiologues puissent réaliser un diagnostic clinique. Mais le risque potentiel de cancer lié aux faibles doses implique de délivrer une dose la plus faible possible. L'application du principe d'optimisation en imagerie médicale nécessite de répondre à la problématique du compromis dose/qualité image (Figure 11). C'est une tâche complexe qui requiert de trouver des fonctions de transfert permettant d'obtenir une image fidèle au patient avec la dose la plus faible possible.

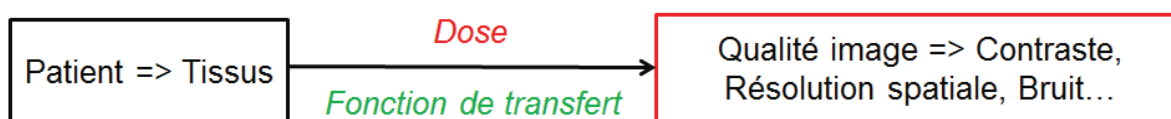


Figure 11. Problématique de l'optimisation des doses en TDM

L'arrivée récente des méthodes IR a considérablement modifié les pratiques et le processus d'optimisation. Ces méthodes offrent de belles perspectives pour répondre à la problématique du compromis dose/qualité image. En effet, les premières publications ont mis en évidence un fort potentiel des IR dans la réduction de la dose tout en conservant des IQI « classiques » satisfaisants. Par ailleurs, une modification de la composante et de la texture des images a également été mise en évidence comme pouvant perturber l'œil des radiologues. Ces modifications nécessitent d'utiliser de nouvelles métriques spécifiques pour évaluer les IR. Une évaluation approfondie de son impact sur la dose et sur la qualité des images doit donc être réalisée, pour pouvoir mettre en place en routine des protocoles optimisés pour tous les patients.

Pour pouvoir utiliser des protocoles optimisés en routine, ces travaux de recherche ont été décomposés en trois parties. Dans un premier temps des mesures physiques ont été réalisées sur des fantômes de qualité image. Dans un deuxième temps, pour faire le lien avec les patients, les résultats obtenus ont été vérifiés sur différents fantômes anthropomorphiques. Dans un troisième temps, une optimisation globale des protocoles et une optimisation approfondie pour certaines localisations ont été mises en place.

La finalité de ce travail de thèse est de proposer aux opérateurs (manipulateurs et radiologues) des combinaisons de paramètres d'acquisition et de reconstruction permettant de délivrer la dose la plus faible possible tout en adaptant la qualité diagnostique de l'image à la morphologie du patient, à la localisation anatomique et au type d'examen.

2. Déroulement de la thèse

Pour pouvoir répondre à la problématique du compromis dose/qualité image, les travaux de recherche ont été réalisés en trois parties (Figure 12).

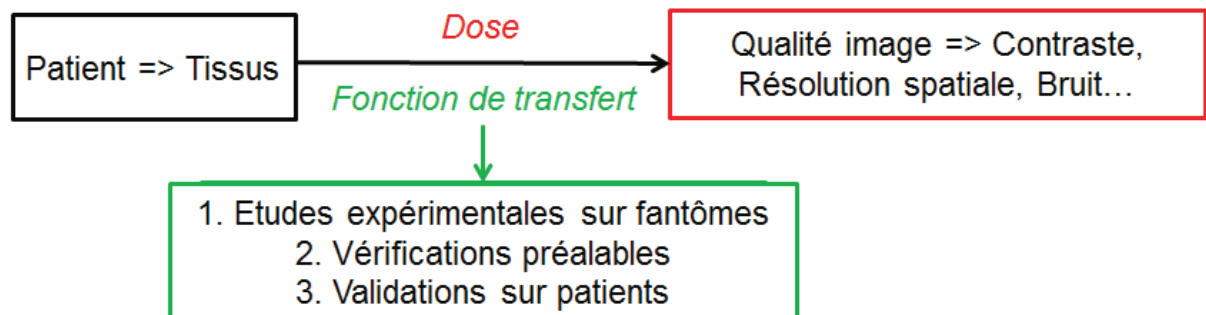


Figure 12. Problématique et plan de la thèse

Dans la 1^{ère} partie, des études expérimentales sur fantômes qualité image ont été effectuées pour évaluer l'influence des paramètres d'acquisition et de reconstruction sur la dose et la qualité image. L'apport des IR dans la réduction de la dose et leurs impacts sur la qualité des images ont également été étudiés.

Dans la 2^{ème} partie, des vérifications préalables sur fantômes anthropomorphiques ont été réalisées. Elles avaient pour but de vérifier et de valider les résultats obtenus dans la 1^{ère} partie mais également d'étudier l'influence de la morphologie du patient dans une démarche d'optimisation personnalisée. L'outil de modulation du courant du tube disponible sur nos installations a été évalué tout comme son association avec les IR.

Dans la 3^{ème} partie, les protocoles optimisés 'Basses Doses' (BD) avec utilisation des IR et tenant compte de la morphologie du patient ont été validés sur patients (vivants ou cadavres). La mise en place de protocoles 'Très Basses Doses' (TBD) a également été évaluée pour certaines localisations anatomiques.

Les articles publiés ou en cours de publication qui illustrent en partie ou en totalité ces travaux de recherche sont introduits dans ce chapitre et présentés dans le **Chapitre 3**.

Ces travaux de recherche ont été effectués sur deux scanners Somatom Definition AS+ (Siemens) équipés des IR : SAFIRE (Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction); du système de modulation du courant du tube : CareDose 4D et de l'outil d'ajustement de la tension appliquée au tube: Care kV. Les principes de fonctionnement de ces trois outils sont décrits en **Annexe 3-5**.

2.1. Etudes expérimentales sur fantômes qualité image

Cette 1^{ère} partie de la thèse avait pour objectifs d'évaluer :

- l'impact de paramètres d'acquisition et de reconstruction sur la dose et la qualité image ;
- l'intérêt des IR dans cette démarche d'optimisation ;
- l'impact des IR sur la modification de la qualité des images notamment pour des protocoles avec des niveaux de dose très bas.

2.1.1. Impact des paramètres sur la dose et la qualité image

- Design de l'étude

Pour pouvoir maîtriser l'impact des paramètres d'acquisition et de reconstruction sur la dose et la qualité image, nous avons réalisé sur le fantôme qualité image Catphan 500 des acquisitions en faisant varier différents paramètres (Figure 13). Ces acquisitions ont été réalisées en modifiant chaque paramètre de manière indépendante.

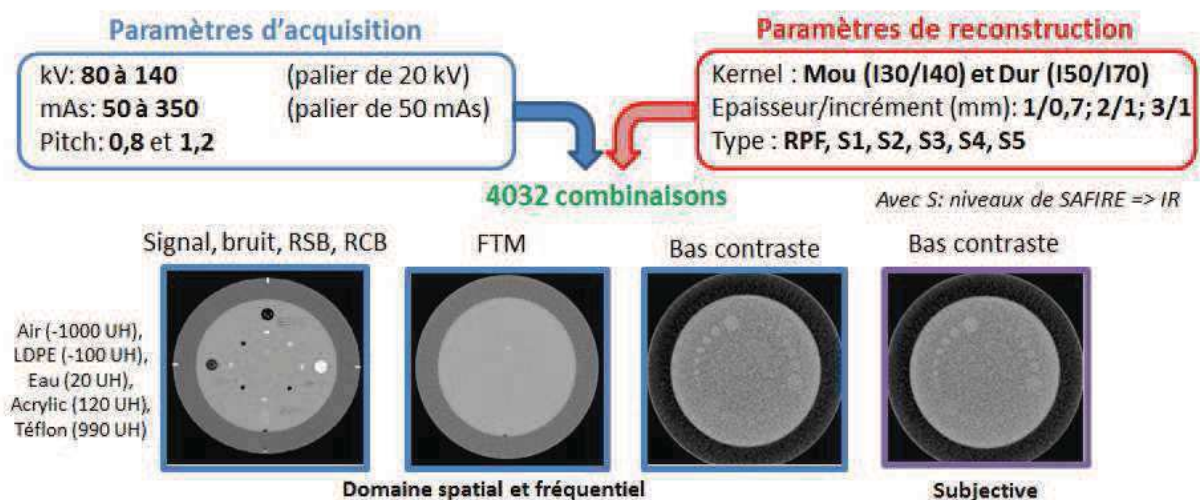


Figure 13. Paramètres d'acquisition et de reconstruction étudiés et métriques analysées

Les métriques objectives dans le domaine spatial et fréquentiel ont été étudiées et une analyse subjective des images a été réalisée par des radiologues et des non radiologues. Pour s'assurer de la reproductibilité des résultats, une routine a été développée sous ImageJ (1.48v, U.S. National Institutes of Health, Bethesda, USA).

- Principaux résultats

L'analyse croisée des combinaisons de paramètres a permis de mettre en évidence l'impact de chaque paramètre sur la dose et la qualité image (Tableau 5).

Tableau 5. Influence des paramètres d'acquisition et de reconstruction sur la dose et la qualité image

	kV ↓	mAs ↓	Pitch ↑	e _r ↑	Kernel ↑	IR ↑
Signal (HU)	Δ	≈	≈	≈	Δ	≈
Noise (HU)	↑	↑	≈	↓	↑	↓
RCB	↓	↓	≈	↑	≈	↑
FTM _{10%}	≈	≈	≈	≈	↑	≈
NPS Amplitude (Bruit)	↑	↑	≈	↓	↑	↓
NPS Fréquence spatiale	≈	≈	≈	≈	↑	↓
CTDI _{vol}	∞ kV ^{2.8}	∞ mAs	≈	-	-	-

Δ : variation en fonction de la tension et de l'insert ; ≈ : pas ou peu de variation

Les IR présentait un double intérêt : qualitatif et dosimétrique. Pour la même dose délivrée, plus le niveau d'itération était augmenté, plus le bruit, le RSB et le RCB étaient améliorés. Pour des IQI équivalents, plus le niveau d'itération utilisé était élevé, plus la réduction de dose possible à l'acquisition était importante.

L'analyse de ces données a également permis de quantifier l'impact de SAFIRE sur l'amélioration des IQI en fonction du niveau de dose (fonction des kV et mAs) et du kernel de reconstruction utilisé. Quel que soit le niveau de dose, l'impact de SAFIRE sur les IQI n'était pas modifié. Par ailleurs, selon le kernel utilisé, l'effet de SAFIRE variait (Tableau 6).

Tableau 6. Réduction du bruit d'un niveau d'itération à l'autre en fonction du kernel utilisé

Kernel	S1 à S2	S2 à S3	S3 à S4	S4 à S5
Moyen Lisse I30	≈ -7,5%	≈ -8%	≈ -8,5%	≈ -9,5%
Lisse I40	≈ -11,5%	≈ -12%	≈ -12%	≈ -13%
Moyen Dur I50	≈ -4,5%	≈ -6%	≈ -17%	≈ -18%
Très Dur I70	≈ -4,5%	≈ -5%	≈ -18%	≈ -17%

Comme défini dans la littérature [64-66], les courbes de FTM n'étaient pas modifiées avec l'augmentation des IR par rapport à la RPF (Figure 14).

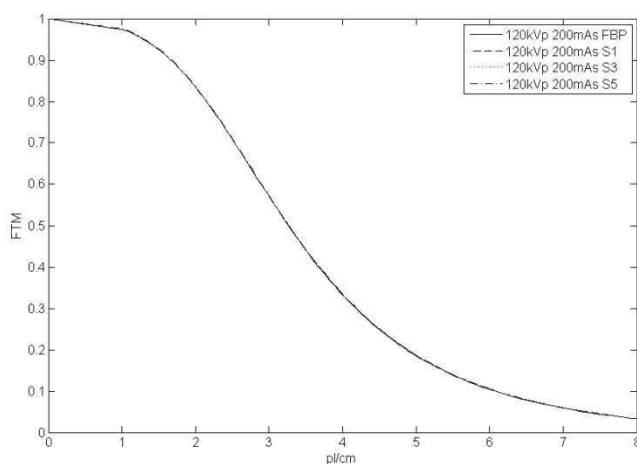


Figure 14. Influence des IR sur la FTM (Filtre mou)

L'évaluation subjective a été réalisée en aveugle par cinq radiologues ainsi que par trois non radiologues. Pour apprécier la qualité des images avec les IR ; chaque lecteur a visualisé en aveugle les images, de la section CTP515 (résolution à bas contraste), obtenues avec les paramètres présentés dans le Tableau 7.

Tableau 7. Paramètres d'acquisition et de reconstruction des images proposées aux lecteurs

kV	mAs	IR	Kernel	Evaluation subjective
120	300			Niveau de bruit,
120	150	S1, S3, S5	I30	Lissage de l'image,
120	50			Contraste

Quel que soit le niveau de dose, les lecteurs ont relevé que les images étaient moins bruitées avec l'utilisation des IR. Cependant, les lecteurs ont mis en évidence que les images étaient lissées et modifiées visuellement avec les IR notamment à partir du niveau S3 de SAFIRE. Les lecteurs ont également relevé une perte de la détection à bas contraste avec la réduction du niveau de dose. Ceci a été confirmé par l'analyse objective de la résolution à bas contraste. Cependant, la section CTP515 du fantôme Catphan a montré ses limites lorsque l'on utilise les IR et les niveaux de dose bas.

- Conclusion de l'étude

Les résultats de cette 1^{ère} étude présentaient le potentiel indéniable des IR dans une démarche d'optimisation. Ces reconstructions permettent de réduire la dose tout en conservant des IQI équivalents. Cependant, l'analyse subjective de ces images, réalisée par des radiologues et des non radiologues montrait que ces dernières étaient lissées et modifiées visuellement d'autant plus que les niveaux des IR étaient élevés. L'utilisation de niveaux de dose faibles montrait également une perte de détection à bas contraste malgré l'utilisation des IR.

- Publication scientifique

Un article présentant notamment l'influence des paramètres et des IR sur la dose et sur la qualité image pour un nombre limité de paramètres a été publié dans ***Diagnostic and Interventional Imaging*** en 2015. Cet article est présenté pages 55-64 dans le **Chapitre 3. Dose reduction with iterative reconstruction: Optimization of CT protocols in clinical practice** [67].

2.1.2. Impact des IR sur la qualité des images et sur la déformation des structures

L'objectif principal de cette deuxième étude était d'évaluer la modification de l'image engendrée par l'utilisation des IR. Pour ce faire, nous avons étudié deux métriques adaptées aux IR (NPS et TTF), mais également des paramètres quantitatifs pour évaluer la déformation des structures. Ces évaluations ont été réalisées pour des acquisitions avec des niveaux de dose classiques et très bas pour évaluer l'apport et l'impact des IR dans ces gammes de dose.

- Design de l'étude

Pour pouvoir évaluer l'impact de la réduction de la dose et des IR sur la déformation des structures, nous avons utilisé le fantôme Jaszczak. Ce fantôme est composé de six secteurs d'inserts en plexiglass (125 HU) de diamètres compris entre 4.8 et 12.7mm. Le fantôme Catphan 500 a également été utilisé pour évaluer les métriques dans le domaine spatial et les métriques adaptées aux IR dans le domaine fréquentiel (NPS, TTF). Des acquisitions sur ces fantômes ont été effectuées en faisant varier différents paramètres (Figure 15).

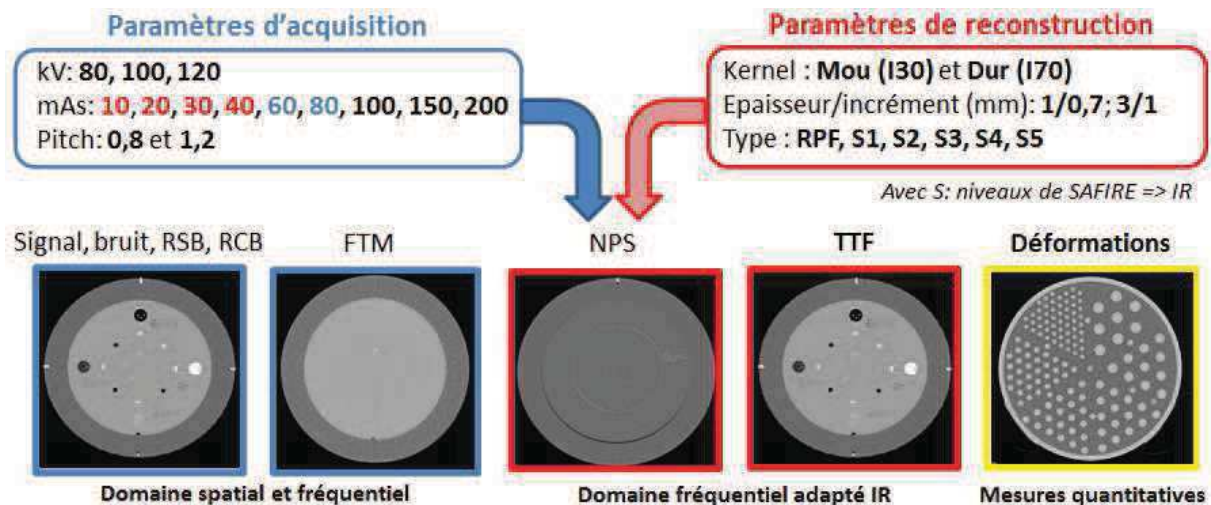


Figure 15. Paramètres d'acquisition et de reconstruction étudiés et métriques analysées

Pour s'assurer de la reproductibilité des résultats, les IQI et la FTM ont été analysés avec le logiciel Qualimagiq (Qualiformed, La Roche sur Yon, France). Les niveaux de dose en rouge correspondent aux niveaux de dose très bas et ceux en bleu aux niveaux intermédiaires non évalués dans la 1^{ère} étude. Le NPS et la TTF ont été calculés à partir d'une routine développée sous Matlab (R2013a, The MathWorks, Natick, USA) selon la méthode définie par Ott *et al.* [33]. Pour étudier l'impact de la dose et des IR sur la déformation des structures, le logiciel ImageJ a été utilisé.

Après un prétraitement de l'image (**Figure 16**), l'outil « Analyze Particles » d'ImageJ contourne automatiquement les inserts du fantôme et fournit l'aire, le périmètre et la circularité de chaque insert.

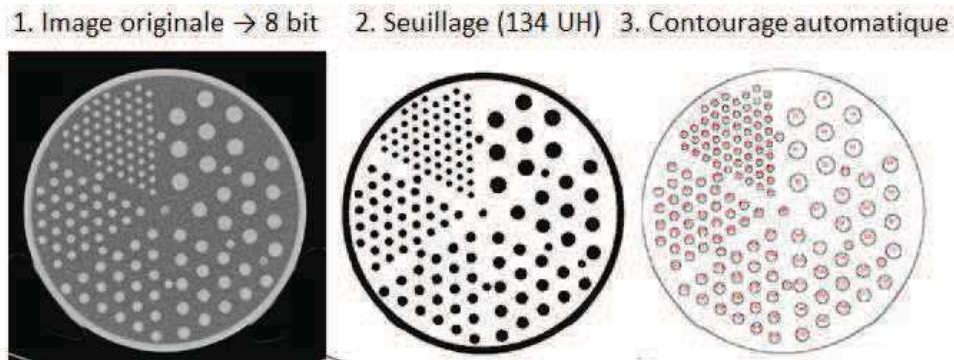


Figure 16. Etapes nécessaires pour utiliser l'outil "Analyze Particles" dans Image J

- Principaux résultats
 - Déformations des structures

Quel que soit le niveau de dose, les aires et les périmètres étaient toujours supérieurs aux valeurs réelles.

La réduction de la dose déformait les inserts quelle que soit la taille. Plus la dose était réduite, plus les aires et les périmètres étaient augmentés et les circularités s'éloignaient de 1 (**Figure 17**).

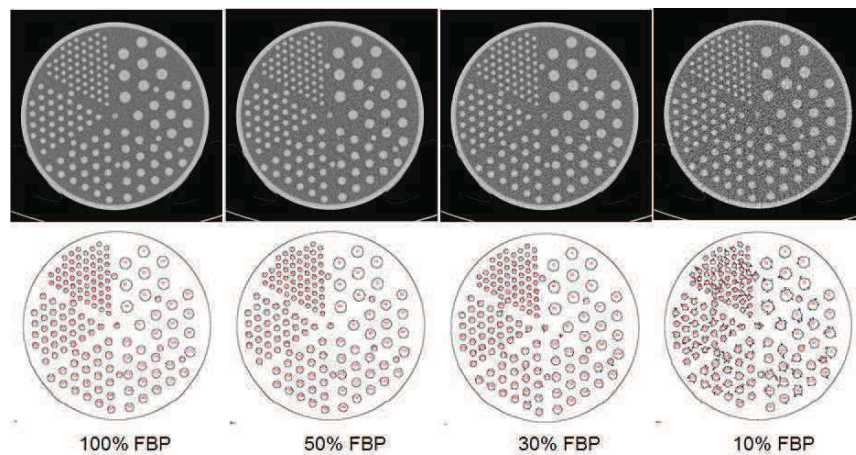


Figure 17. Déformations des inserts avec la réduction de la dose

Pour le même niveau de dose, l'utilisation des IR n'entraînait pas de déformations des structures. Plus le niveau de SAFIRE était important, plus les aires et les périmètres se rapprochaient des valeurs réelles (**Figure 18**).

Les IR compensaient la déformation des structures liées à la réduction de la dose. Quels que soient les kV et les mAs utilisés, les paramètres quantitatifs et les IQI étaient proches pour des réductions de doses de 50% avec le niveau S3 et 70%

avec le niveau S5 par rapport à 100% avec la RPF. En dessous de 70% de réduction de dose, le niveau S5 ne compensait plus la déformation des structures engendrée par le bruit.

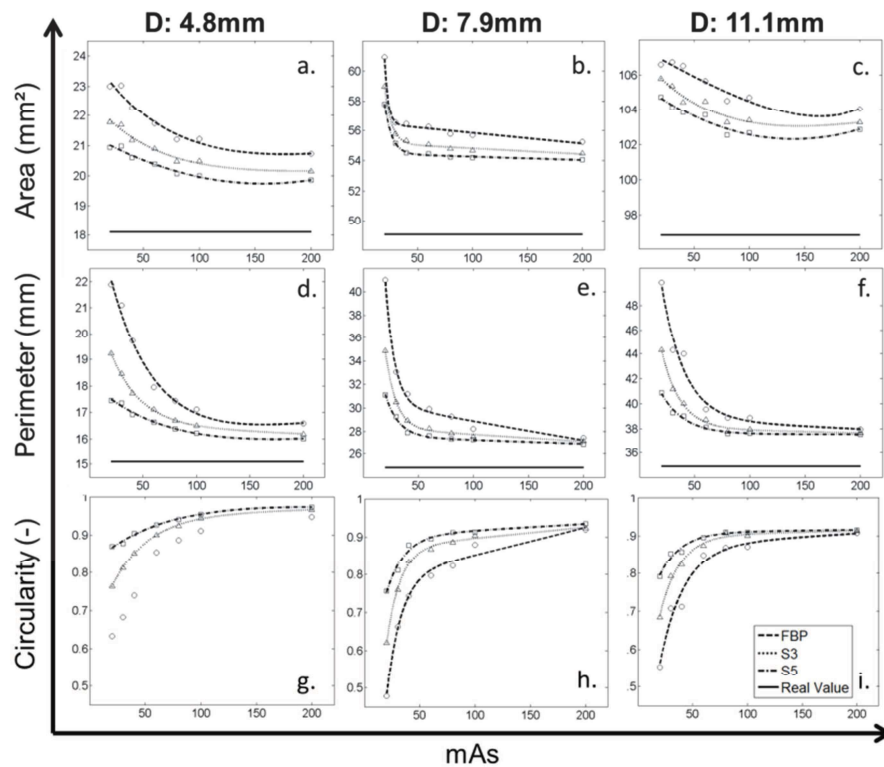


Figure 18. Impact de la réduction de la dose et de SAFIRE sur la déformation des inserts

- Résolution spatiale

Comme pour la 1^{ère} partie, les courbes de FTM n'étaient pas modifiées par la réduction des doses et l'utilisation des IR.

Les courbes de TTF réalisées sur 3 matériaux (Téflon (1000 UH), Acrylic (120 UH), LDPE (-100 HU)) avec un filtre mou, montraient une amélioration de la résolution spatiale pour les matériaux à haut contraste et une baisse de la résolution pour les matériaux à bas contraste (Figure 19). Lorsque le bruit dans l'image était fortement augmenté, on notait également une dégradation de la résolution spatiale pour les structures ayant une faible densité quel que soit le niveau de SAFIRE utilisé.

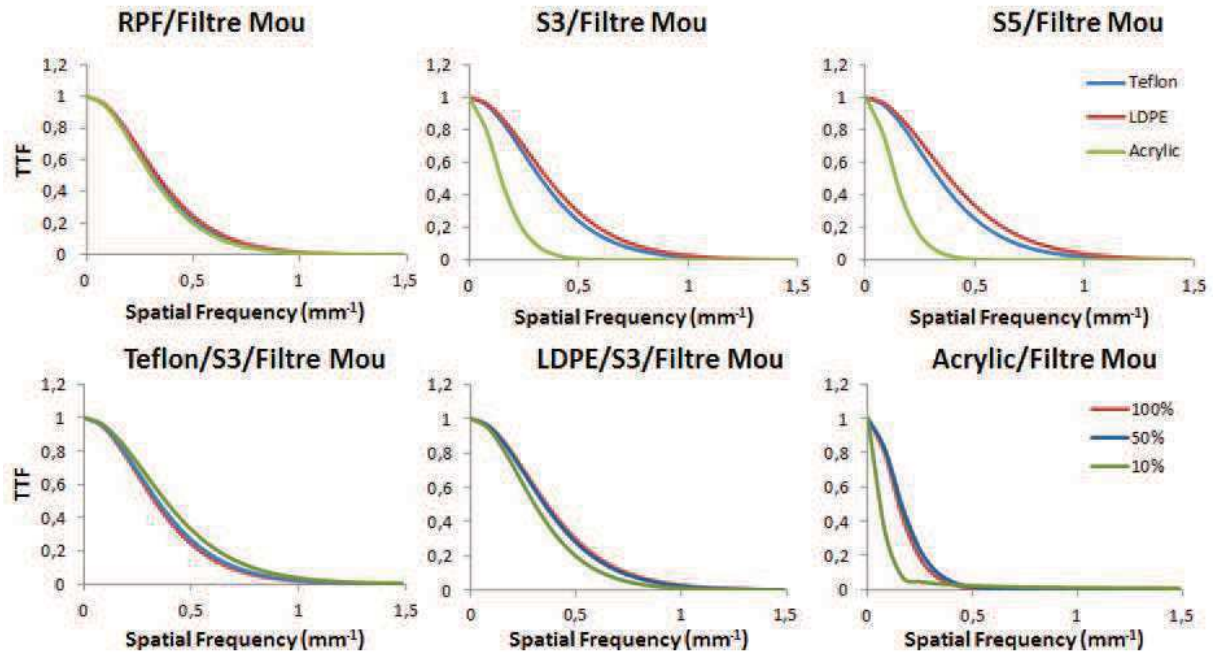


Figure 19. Impact de la réduction de la dose (100%, 50% et 10%) et de SAFIRE sur la TTF

- Spectre d'amplitude du bruit (NPS)

L'utilisation des IR réduisait le bruit (amplitude) et modifiait la texture de l'image, caractérisée par un décalage vers les basses fréquences sur les courbes de NPS (Figure 20).

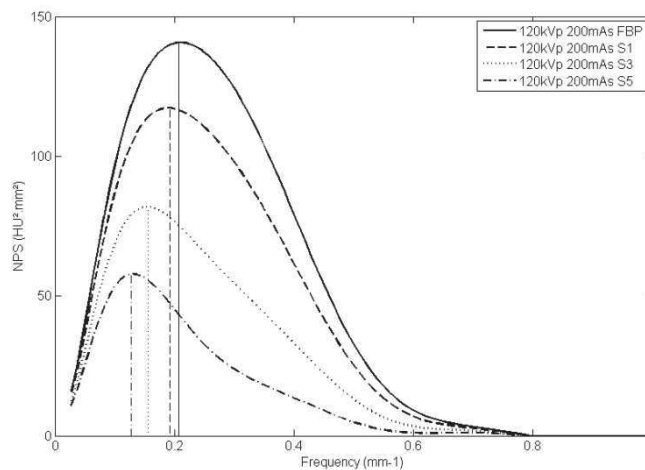


Figure 20. Influence des IR sur le NPS

Les courbes de NPS pour 100%/RPF, 50%/S3 et 30%/S5 étaient également comparées. Pour ces combinaisons, même si les IQI et les paramètres quantitatifs étaient équivalents, les courbes de NPS étaient différentes. On notait une augmentation de l'amplitude avec la réduction de la dose malgré l'utilisation de niveaux des IR élevés (Figure 21). Ce point, ajouté au décalage vers les basses fréquences, caractérisait la modification de la texture des images relevée par les radiologues.

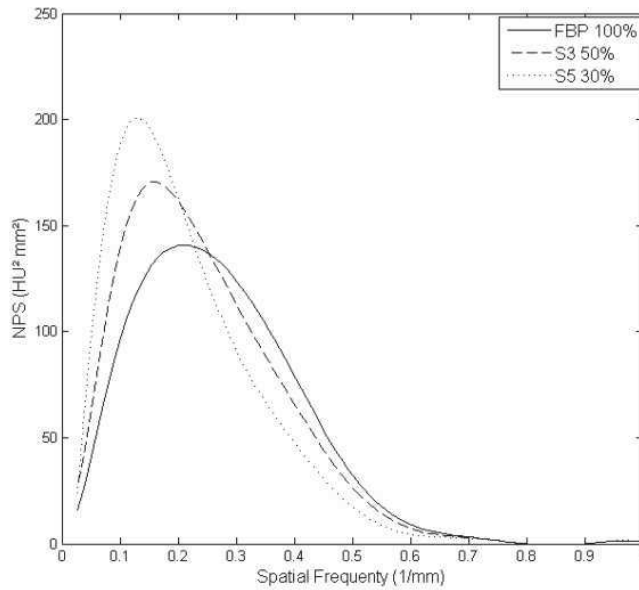


Figure 21. Courbes NPS pour les combinaisons étudiées

- Conclusion de l'étude

Les résultats de cette étude sur fantômes confirmaient que l'utilisation de SAFIRE permettait de réduire la dose jusqu'à 70% tout en gardant des IQI et des paramètres quantitatifs équivalents. La déformation des structures était liée à la réduction de la dose qui augmentait le bruit dans l'image. SAFIRE améliorait les paramètres quantitatifs et compensait leurs dégradations lorsque la dose était réduite. Cependant, les courbes de NPS étaient modifiées et les courbes de TTF montraient que les IR étaient dépendantes du contraste (matériaux) et du niveau de dose (lorsque le bruit était fortement augmenté). Ces deux points caractérisaient les modifications de l'aspect et de la texture des images qui perturbaient les radiologues.

Les résultats de cette étude suggéraient que la qualité des images et la déformation des structures obtenues pour des niveaux de dose inférieurs à 30% (< 60 mAs) et des niveaux de SAFIRE plus élevés pouvaient être adaptées pour certaines explorations. Dans le cas de structures à fort contraste spontané comme le parenchyme pulmonaire, les réductions des mAs pouvaient être plus importantes. Selon les indications, comme par exemple le suivi des nodules thoraciques, des protocoles TBD semblaient être adaptés [57].

- Publication scientifique

Un article présentant les résultats obtenus avec cette méthode pour un nombre limité de paramètres a été publié dans *Diagnostic and Interventional Imaging* en 2016. Cet article est présenté pages 66-75 dans le **Chapitre 3. Dose reduction with iterative reconstruction in multi-detector CT: What is the impact on deformation of circular structures in phantom study?** [68].

2.1.3. Perspectives et utilisation en routine clinique

Les résultats obtenus dans cette 1^{ère} partie suggéraient donc d'optimiser les protocoles en routine en diminuant les paramètres d'acquisition, en priorité les mAs et d'utiliser les IR. Des niveaux modérés (S3) pouvaient être utilisés en routine. Les réductions de doses pouvaient atteindre 50% et l'image modifiée était adaptée pour le diagnostic. L'utilisation de niveaux plus élevés (S4-S5) associés à de fortes réductions de dose pouvait être adaptée pour certaines explorations. Dans ce cas-là, l'augmentation importante du bruit dégradait l'image (perte en résolution à bas contraste et TTF). Celle-ci n'était pas compensée par les IR qui modifiaient également l'image. La qualité des images obtenues devait donc rester adaptée au diagnostic souhaité pour ces explorations.

Le nombre important de données recueillies dans la 1^{ère} partie, a permis de constituer une base de données de 4032 combinaisons de paramètres. Pour pouvoir exploiter l'ensemble de ces données, un logiciel a été développé sous Excel (langage VBA).

Cet outil propose à l'utilisateur à partir des paramètres disponibles sur la console d'acquisition, des combinaisons de paramètres d'acquisition et de reconstruction. Ces combinaisons permettent de réduire la dose tout en conservant des IQI équivalents (Bruit, RCB, FTM_{10%}). Cet outil est principalement utilisé par le physicien médical, afin de l'aider à trouver des combinaisons de paramètres pour optimiser les protocoles en routine. Le fonctionnement du logiciel est présenté en **Annexe 6**.

Avant de pouvoir appliquer sur patients les protocoles optimisés avec le logiciel, des vérifications préalables sur fantômes anthropomorphiques devaient être réalisées.

2.2. Vérifications préalables sur fantômes anthropomorphiques

Dans un premier temps, ces vérifications permettaient de s'assurer que les variations des IQI et de la dose selon les paramètres utilisés étaient équivalentes entre les fantômes de qualité image et anthropomorphiques. Les résultats précédents étant obtenus avec des paramètres fixes, nous avons vérifié dans un second temps que les IQI et la dose variaient de la même manière avec le CareDose 4D. Ce système est utilisé en routine pour tous les protocoles. Les influences de la morphologie du patient et des forces de modulation étaient également évaluées.

2.2.1. Vérifications des résultats obtenus avec les fantômes qualité image

- Design de l'étude

Les vérifications ont été réalisées sur un des deux fantômes anthropomorphiques disponibles dans notre institution. Les résultats obtenus sur les fantômes anthropomorphes ont été comparés aux résultats trouvés avec le fantôme qualité image. Seuls les IQI ont pu être comparés entre les fantômes (Figure 22).

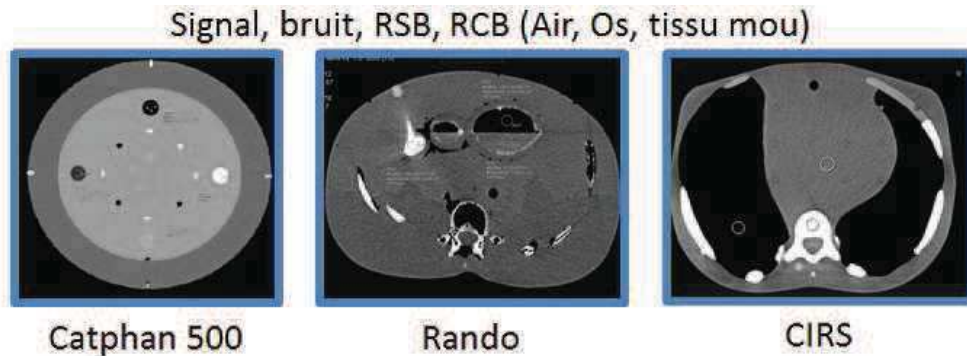


Figure 22. Comparaison des IQI sur les différents fantômes

Le bruit, RSB, RCB ont été évalués dans les fantômes anthropomorphiques en positionnant des ROIs dans des tissus (Lung, Soft, Bone tissues) ayant des densités proches des inserts du fantôme Catphan (Air, Eau, Téflon).

Dans cette étude, nous avons également évalué les combinaisons proposées par le logiciel. Tout d'abord les paramètres d'acquisition et de reconstruction du protocole à optimiser ont été implémentés dans le logiciel. Ensuite les kV, le pitch, les épaisseurs et kernels de reconstruction ont été conservés en sortie. Une réduction de dose supérieure à 20% et une dégradation des IQI de moins de 5% ont ensuite été saisis. Le choix de ce dernier a été défini après échange avec les radiologues. Le logiciel a alors proposé différentes combinaisons respectant ces critères. Ces étapes ont été réalisées avec les paramètres des protocoles Crâne, Thorax, Abdomen-Pelvis (AP), Thorax-Abdomen-Pelvis (TAP) et Rachis Lombar.

- Principaux résultats

Les valeurs des IQI pour les trois structures étudiées avaient les mêmes ordres de grandeur que celles retrouvées dans le fantôme Catphan (Tableau 8). Les variations des IQI avec SAFIRE étaient plus marquées sur les fantômes anthropomorphiques, surtout dans la gamme des tissus mous.

Tableau 8. Comparaison des niveaux de bruit entre les deux fantômes pour les combinaisons proposées

CTDIvol (mGy)	mAs ref	Recon Type	Air	Eau	Téflon	Lung tissue	Soft tissue	Bone tissue
13.4	200	RPF	14.1	8.9	14.4	11.0	9.0	14.0
10.1	150	S3	12.8	7.4	12.9	10.0	7.0	13.0
10.1	150	S4	12.0	6.4	12.0	9.0	6.0	12.0
10.1	150	S5	11.0	5.3	11.2	8.0	4.0	12.0
6.7	100	S4	13.6	8.1	15.2	10.0	7.0	15.0
6.7	100	S5	12.9	6.9	14.6	9.0	6.0	14.0

Densité électronique : Air ($0.004 \cdot 10^{23} \text{cm}^{-3}$), Eau ($3.343 \cdot 10^{23} \text{cm}^{-3}$), Téflon ($6.243 \cdot 10^{23} \text{cm}^{-3}$), Lung ($0.681 \cdot 10^{23} \text{cm}^{-3}$), Soft ($3.434 \cdot 10^{23} \text{cm}^{-3}$) et Bone ($6.243 \cdot 10^{23} \text{cm}^{-3}$).

La qualité des images obtenues avec le fantôme anthropomorphique pour les différentes combinaisons, a également été évaluée par deux radiologues. La qualité d'image globale a été étudiée subjectivement en aveugle à partir d'une échelle de Likert en 4 points (1. Ininterprétable; 2. Satisfaisante : interprétable malgré la présence d'artefact ou de bruit modéré; 3. Bonne : entièrement interprétable malgré la présence légère de bruit ou d'artefact; 4. Excellente : pas d'artefact ou de bruit). Celle-ci avait été jugée bonne pour le niveau S3 et satisfaisante pour les niveaux S4 et S5. De façon identique à la 1^{ère} partie, les radiologues avaient remarqué un lissage et une modification de la texture de l'image pour des niveaux élevés des IR.

- Conclusion de l'étude

Les résultats de cette étude confirmaient sur des fantômes « équivalent patient » les résultats obtenus dans la 1^{ère} partie. L'impact de SAFIRE sur les IQI était par ailleurs plus important sur fantôme anthropomorphique. Les combinaisons proposées par le logiciel ont été comparées et son utilisation a été jugée adaptée. La qualité des images obtenues avec les combinaisons a été évaluée par les radiologues et jugée satisfaisante.

- Publication scientifique

Un article présentant notamment les vérifications sur fantômes anthropomorphiques pour des combinaisons de paramètres proposées par le logiciel a été publié dans le journal *Diagnostic and Interventional Imaging* en 2015. Cet article est présenté pages 55-64 dans le **Chapitre 3. Dose reduction with iterative reconstruction: Optimization of CT protocols in clinical practice** [67].

2.2.2. CareDose 4D selon la morphologie du patient : influence sur la dose et la qualité image

Les précédentes études ont été réalisées avec des paramètres d'acquisition fixes sans utilisation du système de modulation du courant du tube (CareDose 4D).

Selon l'atténuation du patient, le système CareDose 4D adapte les mAs en fonction de deux paramètres définis par les opérateurs: les mAs de référence (mAs_{ref}) et les forces de modulation [38; 69]. Les mAs_{ref} sont définies en fonction de la qualité d'image requise par l'opérateur pour produire des diagnostics fiables sur un patient de référence de 70-80 kg. Les forces de modulation sont des outils supplémentaires qui permettent d'optimiser la qualité d'image et la dose délivrée. Cinq forces de modulation sont disponibles et peuvent être utilisées indépendamment sur différentes régions anatomiques pour trois types de patients (Enfant-Adulte-Obèse). Le paramétrage des forces de modulation est réalisé avant l'examen et ne peut pas être modifié pendant l'examen. Une présentation complète du CareDose 4D est donnée en **Annexe 4**.

Dans cette étude nous avons évalué sur différents fantômes anthropomorphiques (1 an à adulte obèse), l'impact de SAFIRE couplé à l'utilisation du CareDose 4D sur la dose délivrée et la qualité d'image résultante. Le comportement des cinq forces de modulation (Très forte à Très Faible) et leur intérêt en routine ont également été étudiés.

- Design de l'étude

Quatre fantômes anthropomorphiques ont été utilisés pour simuler les enfants de 1 an, 5 ans et 10 ans et l'adulte mince (Adulte I). Pour simuler un adulte normal (Adulte II) et en surpoids (Adulte III), des plaques de bolus (équivalent tissu de densité 1.02) ont été utilisées. Le nombre de plaques de bolus nécessaire a été déterminé en effectuant une corrélation entre les indices de masse corporelle relevés et les diamètres antéro-postérieurs et latéraux du thorax et de l'abdomen mesurés sur les images de 200 patients.

Sur chaque fantôme, des acquisitions ont été réalisées pour différents kV et des mAs_{ref} permettant d'obtenir différents pourcentages des NRD (cf Tableau 1). Six acquisitions ont été réalisées pour chaque couple kV/ mAs_{ref} : une avec le CareDose 4D désactivé et cinq avec chaque force de modulation. Les pitches et temps de rotation des protocoles habituellement utilisés en routine n'ont pas été modifiés. Les données brutes ont été reconstruites avec la RPF et les niveaux S1/S3/S5 de SAFIRE. Les kernels de reconstruction « Moyen Lisse » pour les tissus mous (I30) et « Très Dur » pour le parenchyme (I70) ont été utilisés (**Figure 23**).

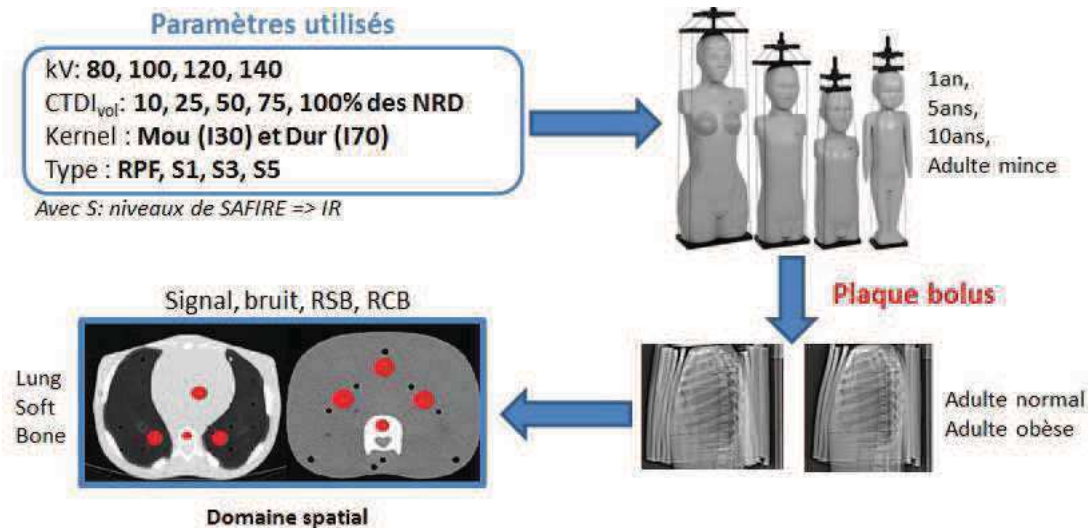


Figure 23. Design de l'étude

Les IQI ont été évalués en positionnant des ROIs sur les images du thorax et de l'abdomen. La taille des ROIs a été définie en fonction du fantôme. Pour s'assurer de la reproductibilité du positionnement des ROIs dans chaque fantôme, une routine sous Matlab a été réalisée. Les ROIs ont été propagées dans toutes les images comportant le tissu étudié. Le signal et le bruit de chaque ROI ont été relevés.

Les mAs modulées par coupe (mAs_{mod}) ont été récupérées dans les informations DICOM de chaque image. Les mAs_{eff} (moyenne des mAs_{mod} par acquisition) et le CTDI_{vol} ont été recueillis à la fin de l'examen dans le rapport de dose. En fonction du diamètre effectif du fantôme, le SSDE a été calculé avec les facteurs de conversion disponibles en **Annexe 2**. Le pourcentage de mAs (%mAs) a été calculé en comparant les mAs_{mod} de chaque coupe avec les mAs_{ref} (11). Le pourcentage de réduction de la dose (%Dr) a été défini en comparant le SSDE (obtenu pour chaque force de modulation) avec le SSDE (calculé sans modulation) (12).

$$\%mAs = \frac{mAs_{mod} - mAs_{ref}}{mAs_{ref}} \times 100 \quad (11) \quad \text{et} \quad \%Dr = \frac{SSDE - SSDE_{ref}}{SSDE_{ref}} \times 100 \quad (12)$$

où ref correspond à l'acquisition avec le CareDose 4D désactivé (mAs_{ref} fixe).

- Principaux résultats

- Comportement du CareDose 4D : forces de modulation et morphologie

Quelle que soit la force de modulation, lorsque l'on est situé au-dessus du patient de référence (adulte de 70-80kg), les mAs_{eff} sont supérieures aux mAs_{ref} et inversement. Avec la configuration des fantômes, l'Adulte III était situé au-dessus du patient de référence et les fantômes pédiatriques et l'Adulte I en dessous. L'Adulte II était proche du patient de référence (Figure 24).

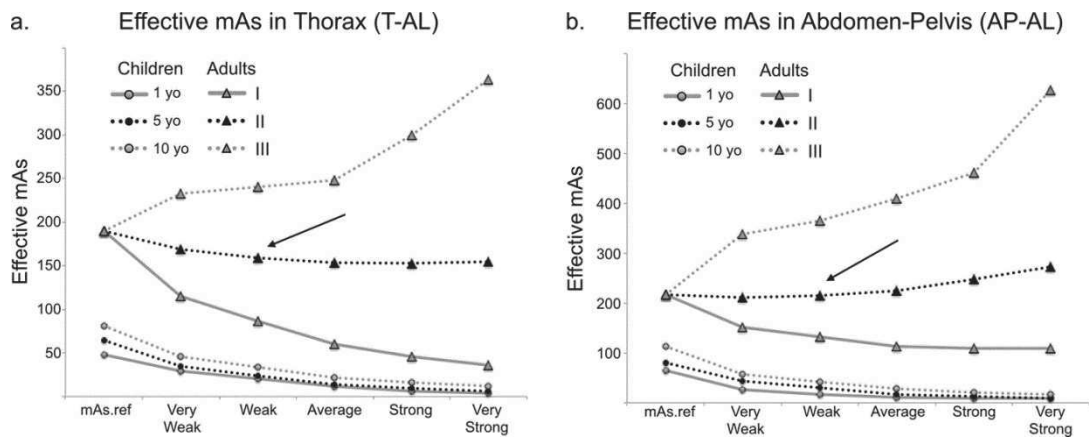


Figure 24. mAs_{eff} en fonction du fantôme et de la force de modulation (ex: 100 kV et 50% NRD)

Les valeurs des mAs_{eff} variaient selon la force de modulation utilisée. Pour les patients situés en dessous du patient de référence (pédiatrie et Adulte I), les mAs_{eff} étaient plus importantes avec la force Très faible qu'avec Très forte et inversement pour l'Adulte III (Figure 24-Figure 25).

Plus le diamètre effectif du patient était élevé plus le %Dr augmentait. On notait un point d'inversion du comportement des courbes pour un diamètre effectif de 29 cm pour le thorax et 27 cm pour l'abdomen (Figure 25).

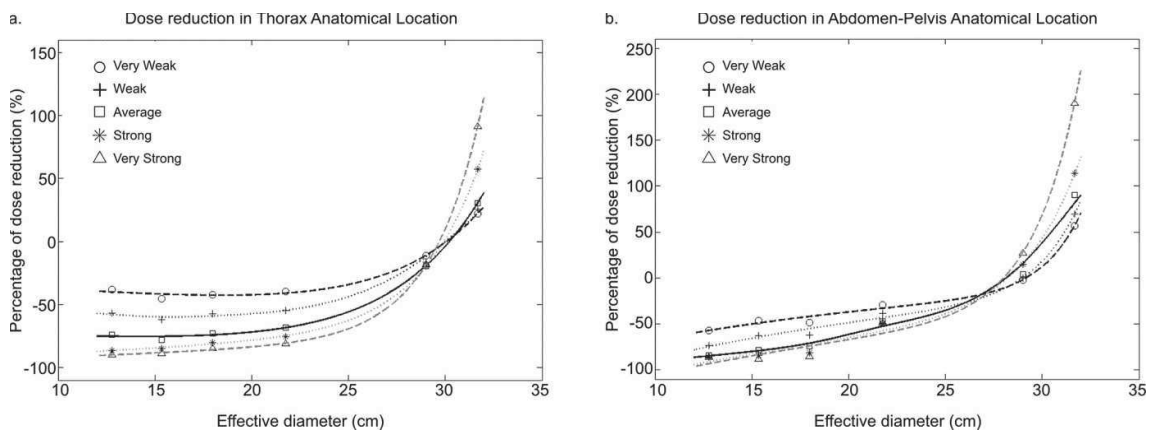


Figure 25. %Dr en fonction du diamètre effectif et des forces de modulation (ex: 100 kV et 50% NRD)

La modulation des mAs était différente en fonction de la localisation anatomique. À l'exception du fantôme 1 an, les % mAs étaient plus importants dans les épaules et les coupes pour le thorax et au niveau du pelvis pour l'AP. Les différences de % mAs en fonction de la localisation augmentaient avec la morphologie du patient (Tableau 9).

Tableau 9. %mAs le long de l'axe z en fonction de la force de modulation (ex: 100 kV et 50% NRD)

	Thorax			Abdomen-pelvis		
	Epaule	Thorax	Coupole	Coupole	Abdomen	Pelvis
1 an	-74%	-74%	-75%	-84%	-85%	-83%
5-ans	-75%	-79%	-75%	-79%	-79%	-77%
10-ans	-63%	-75%	-66%	-76%	-76%	-70%
Adulte (I)	-68%	-72%	-56%	-61%	-65%	-32%
Adulte (II)	-1%	-38%	-3%	-6%	-19%	17%
Adulte (III)	41%	22%	40%	85%	71%	98%

Les variations des IQI étaient directement liées aux variations de la dose délivrée. Pour la pédiatrie et l'Adulte I, les IQI étaient dégradés par rapport aux acquisitions à mAs fixes et cela d'autant plus avec la force Très forte que Très Faible. Le phénomène inverse était retrouvé pour l'Adulte III. Pour l'Adulte II quelle que soit la force utilisée les IQI restaient proches des acquisitions à mAs fixes.

- Comportement du CareDose 4D : kV et % NRD

Globalement, lorsque l'on diminuait les kV pour le même %NRD et la même force de modulation, la modulation avait tendance à légèrement diminuer (%Dr ↓). On notait par ailleurs un impact des kV plus marqué pour le fantôme 1 an et Adulte III avec les forces Forte et Très forte (Figure 26).

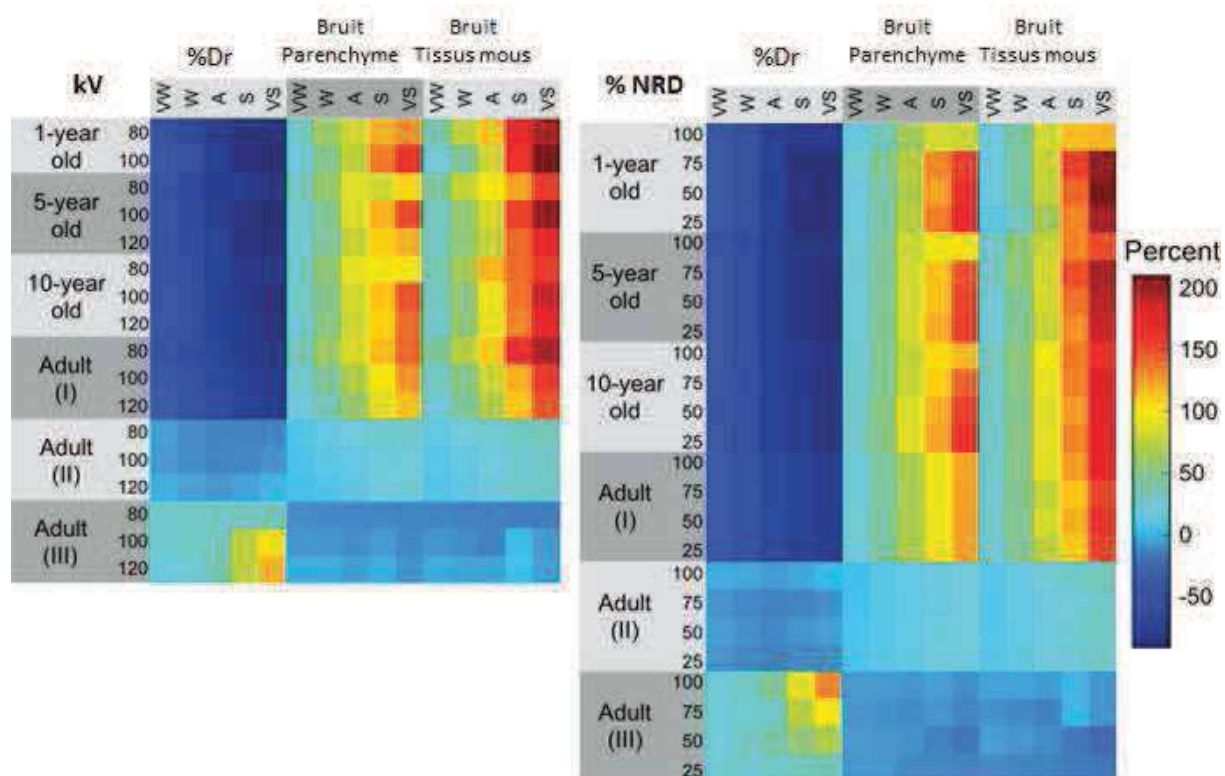


Figure 26. Variation de la réduction de la dose (%Dr) et du bruit en fonction des kV et % NRD pour les cinq forces de modulation sur les différents fantômes. Les gradients de couleur expriment les pourcentages d'écart par rapport à l'acquisition sans modulation.

À l'exception de la force Très forte pour l'Adulte III, les modifications des % NRD donc des mAs_{ref} n'influençaient pas la modulation des mAs quelle que soit la courbe et le fantôme (Figure 26).

○ Comportement du CareDose 4D : SAFIRE

Globalement, l'impact de SAFIRE sur les IQI était plus élevé lorsque la morphologie du patient était importante. SAFIRE n'était pas influencé par les courbes de modulation sauf pour les fantômes 1 an et 5 ans où son impact était diminué entre les forces Très faible et Très forte. L'impact de SAFIRE avait tendance à être très légèrement augmenté lorsque les kV et le %NRD diminuaient (Figure 27)

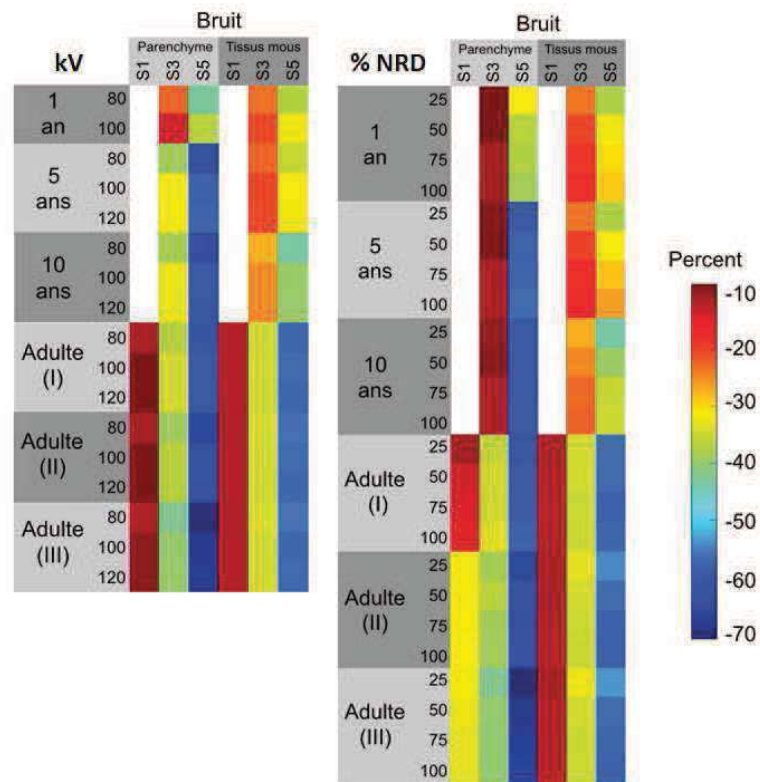


Figure 27. Variation du bruit en fonction des kV et % NRD pour trois niveaux de SAFIRE sur les différents fantômes. Les gradients de couleur expriment les pourcentages d'écart par rapport à l'acquisition reconstruite avec la RPF.

Influence des kV et % NRD sur le bruit avec SAFIRE

Les réductions du bruit avec SAFIRE étaient plus marquées sur les fantômes anthropomorphiques que sur le fantôme Catphan (à l'exception d'un fantôme 1 an pour le parenchyme). En moyenne, d'un niveau de SAFIRE à l'autre, le bruit était réduit de 10% pour les tissus mous et de 10% pour S1/S2/S3 et 15% pour S4/S5 pour le parenchyme (Tableau 10).

Tableau 10. Pourcentages de réduction du bruit par rapport à la RPF

	Bruit Parenchyme (I70)			Bruit Tissus mous (I30)		
	S1	S3	S5	S1	S3	S5
1 an	-	-13%	-37%	-	-30%	-49%
5 ans	-	-31%	-58%	-	-29%	-47%
10 ans	-	-33%	-60%	-	-32%	-52%
Adulte I	-8%	-35%	-60%	-11%	-34%	-55%
Adulte II	-9%	-37%	-64%	-11%	-33%	-54%
Adulte III	-9%	-40%	-68%	-10%	-31%	-50%
Moyenne	-9% ± 1%	-32% ± 10%	-58% ± 11%	-11 ± 1%	-32% ± 2%	-51% ± 3%

- Forces de modulation et IR : intérêt en pédiatrie

À partir de la base de données des résultats obtenus dans cette étude, nous avons également évalué l'intérêt d'une association des forces de modulation avec les IR en pédiatrie. Une comparaison des IQI pour 100 kV et 100% des NRD a été réalisée pour des acquisitions à mAs fixe et avec les 5 forces de modulation.

Les résultats de ces comparaisons ont montré que quel que soit le fantôme, les IQI étaient proches entre mAs fixe/RPF et les forces Très faible/S3 et Faible/S5. Les niveaux de dose obtenus pour ces combinaisons étaient très bas (Tableau 11).

Tableau 11. Comparaisons des niveaux de dose obtenus avec les forces de modulation et les IR

	Combinaison	Thorax		Abdomen-pelvis	
		CTDIvol (mGy)	NRD	CTDIvol (mGy)	NRD
1 an	Très faible/S3	1.6	3	1.4	4
	Faible/S5	1.0		0.8	
5 ans	Très faible/S3	2.1	4	2.6	5
	Faible/S5	1.4		1.8	
10 ans	Faible/S3	2.0	5	2.0	7
	Moyenne/S5	1.3		1.5	

Par ailleurs, comme dans les précédentes études, les courbes de NPS montraient des variations d'amplitude entre les combinaisons et un décalage vers les basses fréquences avec les IR. Cependant, malgré un lissage et une modification de la texture de l'image, la qualité des images obtenues avec le niveau S3 pour ces combinaisons avait été jugée satisfaisante par les radiologues de l'étude.

- Conclusion de l'étude

Les résultats de cette étude montraient que les variations des kV et des mAs, influençaient faiblement la modulation de la dose et l'impact de SAFIRE sur les IQI. La modulation des mAs était fortement dépendante de la morphologie du patient. Les

mAs_{mod} sont toujours inférieures aux mAs_{ref} en pédiatrie et inversement pour l'adulte obèse. Le comportement des forces de modulation joue donc un rôle important sur la modulation des mAs . Celui-ci varie en fonction de la morphologie du patient et de la localisation anatomique.

- Publications scientifiques

Un article présentant le comportement du CareDose 4D en fonction de la morphologie et des forces de modulation pour un nombre limité de paramètres est en cours de relecture pour publication dans *Physica Medica*. *Tube current modulation strengths according to patient's size: effects on dose delivered and on image-quality*.

Un article présentant l'intérêt en pédiatrie d'associer, pour le thorax, les forces de modulation et les IR a été publié dans *Physica Medica* en 2016. *CT dose reduction using Automatic Exposure Control and iterative reconstruction: A chest paediatric phantoms study* [70].

Ces deux articles sont présentés respectivement pages 77-109 et pages 111-118 dans le **Chapitre 3**.

2.2.3. Perspectives et utilisation en routine clinique

Les résultats de ces deux études confirmaient les résultats retrouvés dans la 1^{ère} partie de la thèse. L'impact de SAFIRE était plus marqué sur les fantômes anthropomorphiques quel que soit le kernel utilisé. Les combinaisons proposées par le logiciel ont été évaluées et validées sur fantômes anthropomorphiques. La qualité des images obtenues pour les combinaisons proposées par le logiciel avec des réductions de dose supérieures à 20% a été évaluée et validée par les radiologues. Le logiciel pouvait donc être utilisé par le physicien médical en routine pour optimiser les protocoles.

La 2^{ème} étude a permis d'évaluer le comportement du CareDose 4D et de ses forces de modulation en fonction de la morphologie du patient pour différents kV et mAs . Les résultats de cette étude montraient que quels que soient les kV et les mAs_{ref} pour le même fantôme et la même force de modulation, le CareDose 4D modulait de la même manière. Quels que soient le fantôme et la force utilisée, une modification des mAs_{ref} dans les protocoles changeait de la même manière les mAs_{eff} .

Le comportement des forces de modulation est fortement dépendant de la morphologie et de la localisation anatomique. Les résultats de cette étude suggéraient d'adapter ou de créer des protocoles en routine selon la morphologie du patient. Pour l'adulte, le comportement des forces était inversé en fonction du diamètre effectif du patient. Si le patient était situé en-dessous du patient de référence, quelle que soit la force, les mAs_{eff} étaient toujours inférieures aux mAs_{ref} et

inversement pour l'adulte en surpoids. La création des protocoles en fonction de la morphologie est complexe et difficile à mettre en place en routine. Celle-ci nécessiterait que le manipulateur en électroradiologie médicale (MERM) demande systématiquement le poids et la taille des patients. Une adaptation des protocoles en fonction de la morphologie de l'adulte semble être plus utile. Elle est rendue possible par le mode de fonctionnement du CareDose 4D. Cet outil permet à l'utilisateur, quel que soit le protocole, de modifier les forces de modulation selon trois types de patients (enfant/adulte/adulte obèse) pour différentes régions anatomiques (**Annexe 4**). Dans le cas d'un patient en surpoids, l'utilisation des forces Forte et Très forte semble nécessaire pour les régions anatomiques atténuantes (épaules, rachis, ...). En pédiatrie, les patients sont systématiquement situés en dessous du patient de référence et le comportement des forces est le même. Cependant les résultats de cette étude suggéraient de mettre en place des protocoles par tranche d'âge. L'utilisation combinée des forces de modulation et des IR semble intéressante en pédiatrie. Les niveaux de dose obtenus sont très bas et largement inférieurs aux NRD. La qualité des images obtenues avec la force Très faible couplée à S3 semble être adaptée en pédiatrie. La force Moyenne habituellement utilisée en routine ne fournit pas une qualité image adaptée.

Globalement, les résultats de ces études confirmaient l'apport de SAFIRE dans la réduction des doses et la nécessité de la réduire avec les mAs. L'utilisation d'un niveau S3 pour des protocoles BD a été validée. La qualité des images a été jugée bonne et adaptée pour le diagnostic. Les niveaux S4/S5 pour les protocoles TBD ont été validés avec une qualité d'image modifiée et dégradée. Ces protocoles restent adaptés pour les structures à fort contraste spontané. L'impact de la morphologie sur la dose délivrée et la qualité image nécessite de mettre en place une démarche d'optimisation personnalisée. L'utilisation du CareDose 4D facilite celle-ci mais nécessite de créer des protocoles spécifiques pour la pédiatrie et des adaptations des forces pour l'adulte. Ces adaptations n'interdisent en aucun cas le MERM de modifier les kV lorsque le patient est corpulent. Sans ce changement, la qualité des images ne peut être jugée satisfaisante pour le diagnostic par le radiologue.

2.3. Validation sur patients

2.3.1. Optimisation globale : Mise en place de protocole 'Basse Dose' (BD)

À partir des résultats obtenus dans les deux 1^{ères} parties de la thèse, tous les principaux protocoles adultes ont été optimisés avec les combinaisons proposées par le logiciel.

- Optimisation des paramètres

Les réglages initiaux ont été définis par l'ingénieur d'application lors de la création des protocoles. Les kV_{ref} et mAs_{ref} ont été adaptés en fonction de la localisation anatomique. Les données brutes étaient reconstruites avec la RPF. Le CareDose 4D était activé et la force de modulation « moyenne » était utilisée pour les 3 types de patients et toutes les régions anatomiques. Le Care kV était également activé et les curseurs étaient réglés selon le type d'examen sur « sans injection » ou « parenchyme injecté ».

Pour tous les protocoles, les données brutes ont été reconstruites avec le niveau S2 pour les images parenchymateuses et osseuses et le niveau S3 pour les images des tissus mous. Comme défini dans les précédentes études, seules les mAs_{ref} ont été réduites. Leurs réductions étaient dépendantes de la localisation anatomique. Celles-ci étaient plus importantes pour les structures à fort contraste spontané qu'à bas contraste.

Aucune modification du pitch, des kV et de l'épaisseur de reconstruction n'a été réalisée. Pour uniformiser les paramètres de reconstruction, le kernel de reconstruction pour les images des tissus mous a été modifié pour certains protocoles. Les protocoles optimisés (Tableau 12) ont ensuite été mis en place en routine.

Tableau 12. Optimisation des protocoles scanographiques

		kV_{ref}	mAs_{ref}	CareDose 4D	Care kV	$CTDI_{vol}$ (mGy)	e_r (mm)	Kernel (mou/dur)	IR (mou/dur)
Crâne	Avant	120	380	A	A	54,7	1/0,7	I30/I70	RPF
	Après	120	300	A	A	43,2	1/0,7	I30/I70	S3/S2
AP	Avant	100	180	A	A	7,1	1/0,7	I40	RPF
	Après	100	125	A	A	4,9	1/0,7	I30	S3
Thorax	Avant	100	110	A	A	4,0	1/0,7	I30/I70	PRF
	Après	100	66	A	A	2,4	1/0,7	I30/I70	S3/S2
TAP	Avant	100	180	A	S	7,1	1/0,7	I40/I70	RPF
	Après	100	125	A	S	4,9	1/0,7	I30/I70	S3/S2
Rachis Lombaire	Avant	120	275	A	A	18,5	1/0,7	I30/I70	RPF
	Après	120	190	A	A	12,8	1/0,7	I30/I70	S3

Pour chaque protocole le CareDose 4D a été activé. La force Moyenne a été utilisée pour l'Adulte quelle que soit la région anatomique. Pour l'Adulte Obèse, la force Très Forte a été activée sur les régions : Cou, Epaule, Rachis, Bassin. Les curseurs du Care kV n'ont pas été modifiés.

- Mise en place en routine

Une phase d'adaptation de deux mois a été réalisée avec ces protocoles pour familiariser les radiologues aux images avec les IR. Trois boîtes de reconstruction ont été proposées aux radiologues : une boîte avec la RPF, une avec le niveau de SAFIRE choisi et une avec le niveau supérieur. À la fin de cette période, un questionnaire a été transmis aux radiologues ayant effectué des vacances sur ce scanner (Tableau 13).

Tableau 13. Réponses des 10 radiologues aux questionnaires après la phase d'optimisation

	Oui	Non
Avez-vous remarqué un changement de qualité de l'image ?	20%	80%
Avez-vous eu des difficultés à interpréter ?	0%	100%
Avez-vous utilisé la boîte de reconstruction en RPF	0%	100%
Avez-vous utilisé la 2 ^{ème} boîte de reconstruction (S4)	0%	100%
Si l'image est trop bruitée	↑ er	0%
que faites-vous ?	↑ SAFIRE	0%

Les dix radiologues interrogés n'avaient pas eu de difficultés à interpréter avec les images issues des protocoles optimisés. Seuls deux radiologues avaient remarqué une modification de la qualité image. Celle-ci était liée au lissage de l'image avec l'utilisation des IR. Pour améliorer la résolution spatiale axiale et multi-planaire, les épaisseurs d'acquisitions étaient de 1 mm / 0.7 mm cependant, les radiologues épaississaient quasi systématiquement les images lors de l'interprétation. Ce dernier point offrait une perspective de réduction de dose encore plus élevée en se basant non pas sur l'épaisseur de coupe à l'acquisition mais sur l'épaisseur de coupe utilisée lors de l'interprétation.

- Niveaux de dose

Cette phase d'optimisation globale a permis de réduire de manière significative les doses délivrées aux patients. Le Tableau 14 illustre les réductions des $CTDI_{vol}$ obtenues après cette première phase d'optimisation et la comparaison avec les NRD.

Tableau 14. Evolution des CTDI_{vol} (mGy)

	Crâne	AP	Thorax	TAP	Rachis Lombaire
SAFIRE utilisé	S3	S3	S3/S4	S3	S3
Nîmes 2012	48.8	7.5	4.2	10.2	26.3
Nîmes 2013	36.3	5.1	2.5	6.6	16.5
NRD	65	17	15	20	45
% Différence (2013 vs NRD)	-44%	-70%	-83%	-67%	-63%
% Différence (2013 vs 2012)	-26%	-32%	-40%	-35%	-37%

À l'exception du protocole crâne où l'impact des IR est moindre, tous les protocoles avaient des doses au moins inférieures à 60% des NRD et étaient considérés comme BD.

- Conclusion

Cette phase d'optimisation avec des réductions importantes des doses a été mise en place sans difficulté. La qualité des images obtenues avec les IR n'avait pas perturbé les radiologues.

Lors de cette phase d'optimisation, les radiologues ont pris conscience du potentiel des IR dans la réduction de la dose. Grâce à cette sensibilisation, des échanges ont été réalisés sur la notion de qualité d'image suffisante pour le diagnostic et des réflexions sur des optimisations plus approfondies ont été effectuées.

Cette optimisation globale a également permis d'optimiser et d'uniformiser les protocoles et les pratiques entre les MERM. Cependant, la mise en place de ces protocoles optimisés ne doit pas changer les bonnes pratiques quotidiennes. Comme établi précédemment, le MERM doit être attentif aux paramètres proposés par la machine et doit adapter les kV_{ref} en fonction de la morphologie du patient. Si cette action n'est pas réalisée, l'optimisation proposée et la recherche du compromis perdent tout leur sens et la qualité d'image obtenue ne sera pas jugée satisfaisante par le radiologue.

- Publication scientifique

Un article présentant l'optimisation globale mise en place dans notre institution a été publié en 2015 dans *Diagnostic and Interventional Imaging*. Cet article est présenté pages 55-64 dans le **Chapitre 3**. *Dose reduction with iterative reconstruction: Optimization of CT protocols in clinical practice* [67].

2.3.2. Optimisation approfondie : Mise en place de protocole 'Très Basse Dose' (TBD)

Les résultats obtenus dans les deux 1^{ères} parties de la thèse suggéraient que des protocoles TBD pouvaient être utilisés avec des niveaux élevés de SAFIRE (S4/S5).

Pour ces protocoles, la qualité dégradée des images offrait des perspectives intéressantes pour des localisations anatomiques à haut contraste (Thorax) ou pour le diagnostic des lésions ayant une hyperdensité spontanée (exemple : Lithiase Urinaire). Dans cette partie, nous avons évalué sur patients (vivants ou cadavres) des protocoles TBD sur l'abdomen-pelvis et le thorax.

2.3.2.1. Abdomen-pelvis

Lors de la mise en place des protocoles optimisés en routine, une réflexion a été réalisée avec les radiologues sur l'intérêt d'un protocole TBD dans le cadre des recherches de lithiases urinaires. Possédant un contraste spontané élevé par rapport aux tissus environnants, ce type de protocole nous semblait adapté.

- Design de l'étude

Une étude préliminaire a été réalisée sur 10 patients devant effectuer un examen scanographique abdomino-pelvien. Ces patients ont bénéficié d'une double acquisition abdominale sans injection de produit de contraste et sans irradiation supplémentaire. La première acquisition a été effectuée avec des mAs réduites de 30% (125 mAs; protocole optimisé) et la seconde avec des mAs réduites de 70% (54 mAs). Le protocole de référence, avant optimisation, était réalisé à 180 mAs et 100 kV. Les données brutes ont été reconstruites avec la RPF et les 5 niveaux de SAFIRE. Les IQI ont été évalués en positionnant des ROIs dans le rein gauche, le muscle psoas, l'aorte abdominale et la graisse.

- Principaux résultats

Les CTDIvol obtenus avec ces deux protocoles étaient de 1.52 ± 0.31 mGy pour le TBD et 3.44 ± 0.52 mGy pour le BD. Les PDL et les E étaient de 72 ± 15 mGy.cm pour le TBD et 162 ± 24 mGy.cm pour le BD et respectivement des E de 1.08 mSv et 2.43 mSv (avec $e_{PDL}=0.015$ mSv.mGy⁻¹.cm⁻¹). La dose efficace pour le protocole TBD était inférieure à celle obtenue à partir du NRD de l'examen radiographique de l'abdomen sans préparation : 1.82 mSv (PDS : 7000 mGy.cm² et $e_{PDS} : 2.6.10^{-4}$ mSv.mGy⁻¹.cm⁻²).

Les IQI étaient proches pour les acquisitions à 125mAs/S2 et 54mAs/S5.

Visuellement, les radiologues avaient mis en évidence un lissage de l'image et une image modifiée avec l'utilisation de SAFIRE ([Figure 28](#)).

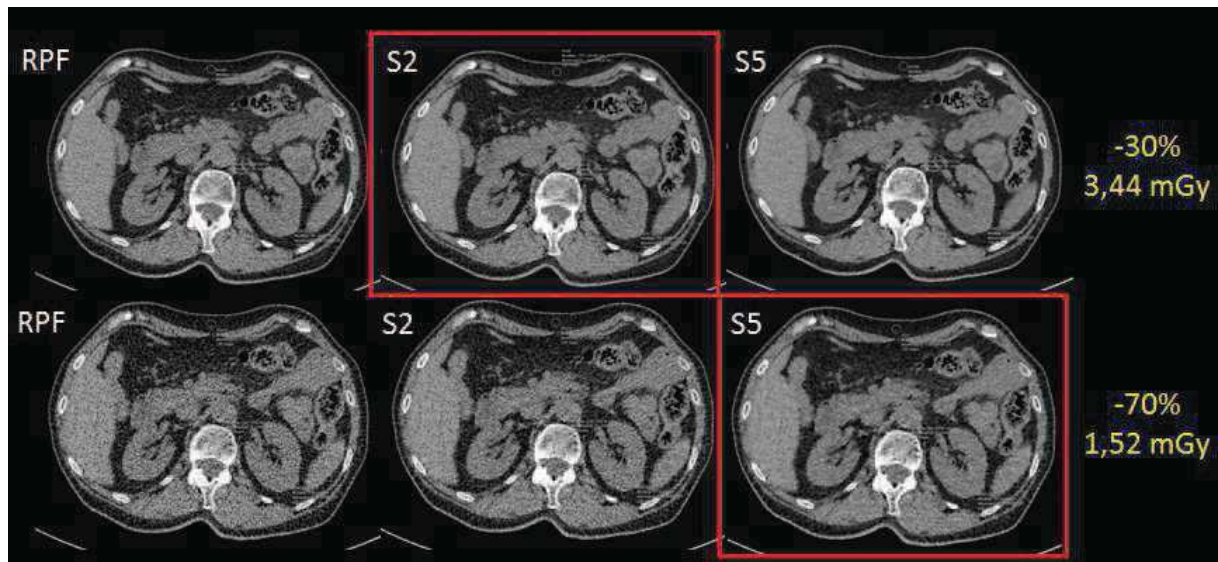


Figure 28. Qualité des images obtenues avec une réduction de dose de 30% et 70% et reconstruites avec SAFIRE

- Conclusion et utilisation en routine

Cette étude a confirmé que le choix des mAs_{ref} à 125 mAs était adapté pour l'exploration de l'abdomen en routine. Cependant, pour uniformiser les protocoles, le kernel I40 et le niveau S2 ont été remplacés par le kernel I30 et le niveau S3. Ces modifications ont entraîné une diminution du bruit supplémentaire.

La qualité des images avec 70% de réduction de dose et le niveau S5 de SAFIRE a été jugée suffisante pour l'exploration de structures ayant un fort contraste spontané. Suite à cette étude, ce protocole a été utilisé en routine pour la recherche de lithiase urinaire après quelques modifications. Le kernel (I40) a également été modifié (I30) et la réduction de bruit induite par cette modification a permis d'utiliser le niveau S4 afin de réduire le lissage de l'image.

Une étude plus complète a été réalisée dans le cadre des urgences. Les deux acquisitions ont cette fois-ci été effectuées au temps portal sur 200 patients. Une analyse objective plus complète et une analyse subjective des images par consensus avec deux radiologues séniors sont en cours de réalisation. Les pathologies ciblées dans cette étude sont les appendicites, les cholécystites, les pyélonéphrites, les sigmoïdites et les syndromes occlusifs.

- Publication scientifique

Un article présentant cette étude a été publié en 2013 dans *Diagnostic and Interventional Imaging*. Cet article est présenté pages 120-124 dans le **Chapitre 3**. *Which dose for what image? Iterative reconstruction for CT scan. [71]*

2.3.2.2. Thorax

- Etude préliminaire sur cadavres

Cette étude préliminaire avait pour objectifs de valider sur cadavre la qualité des images obtenues avec le protocole optimisé BD mis en place en routine et d'évaluer un protocole TBD dans l'exploration thoracique.

- Design de l'étude

Des acquisitions thoraciques ont été réalisées sur 29 cadavres mais 11 ont été exclus (non putréfiés et calcinés et présents sur site depuis moins de 48h). Pour tenir compte des bras le long du corps et de la présence de la housse de protection, la tension de 120 kV a été sélectionnée (100 kV habituellement). Chaque cadavre a été exposé à 3 niveaux doses : 200mAs (pour être proche des NRD), 40mAs (utilisé en routine pour 120 kV) et 10mAs (niveau le plus bas). Le CareDose 4D était désactivé pour les trois protocoles. Les images ont été reconstruites avec RPF, S3, S4, S5. Les kernels de reconstruction « Moyen Lisse » et « Très dur » ont été utilisés. Le protocole à 200mAs/RPF a été considéré comme référence (RP). Le protocole à 40 mAs est défini comme protocole BD et celui à 10 mAs comme TBD.

La qualité d'image objective a été réalisée en positionnant 7 ROIs dans les images parenchymateuses et 2 dans les images médiastinales (Figure 29). Les IQI (signal, bruit, RSB et RCB) ont été étudiés. Les paramètres quantitatifs ont été évalués en mesurant 6 diamètres différents (Figure 29). La qualité d'image subjective a été réalisée par deux radiologues (un sénior et un non sénior) en évaluant la qualité des structures anatomiques et le niveau de confiance.

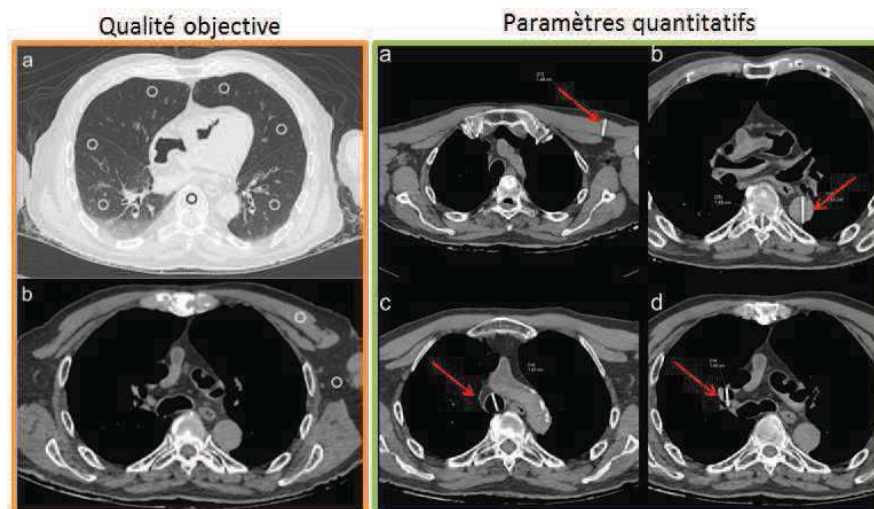


Figure 29. Positionnement des ROIs et des diamètres.

- Principaux résultats

Les CTDI_{vol} obtenus étaient de 13.42 mGy pour RP, 2.69 mGy pour BD et 0.67 mGy pour BDD. Pour RP, le CTDI_{vol} était proche de la valeur du NRD du thorax (15 mGy). Le protocole BD était bien considéré comme « Low Dose » car sa dose efficace (1.1 mSv) était inférieure à 1.5 mSv [26]. La dose efficace du protocole TBD (0.270 mSv) était du même ordre de grandeur que la dose efficace d'un thorax de face et de profil (E : 0.225 mSv; e_{PDS} : 1.8.10⁻⁴ mSv.mGy⁻¹.cm²).

La réduction des mAs détériorait les IQI qui étaient améliorés d'autant plus que le niveau des IR était élevé. L'utilisation de SAFIRE permettait d'obtenir des IQI équivalents (p=NS) entre RP/RPF, BD/S3 et TBD/S5. Aucune différence significative n'était retrouvée entre les trois protocoles pour les mesures des différents diamètres.

Plus la dose était réduite plus le jugement des radiologues sur la qualité des structures anatomiques se dégradait et les coefficients Kappa entre les lecteurs devenaient faibles (Figure 30). La qualité des structures anatomiques était quand même jugée Excellente/Bonne pour BD et Passable/Bonne pour TBD avec un niveau de confiance à 95% pour les trois protocoles.

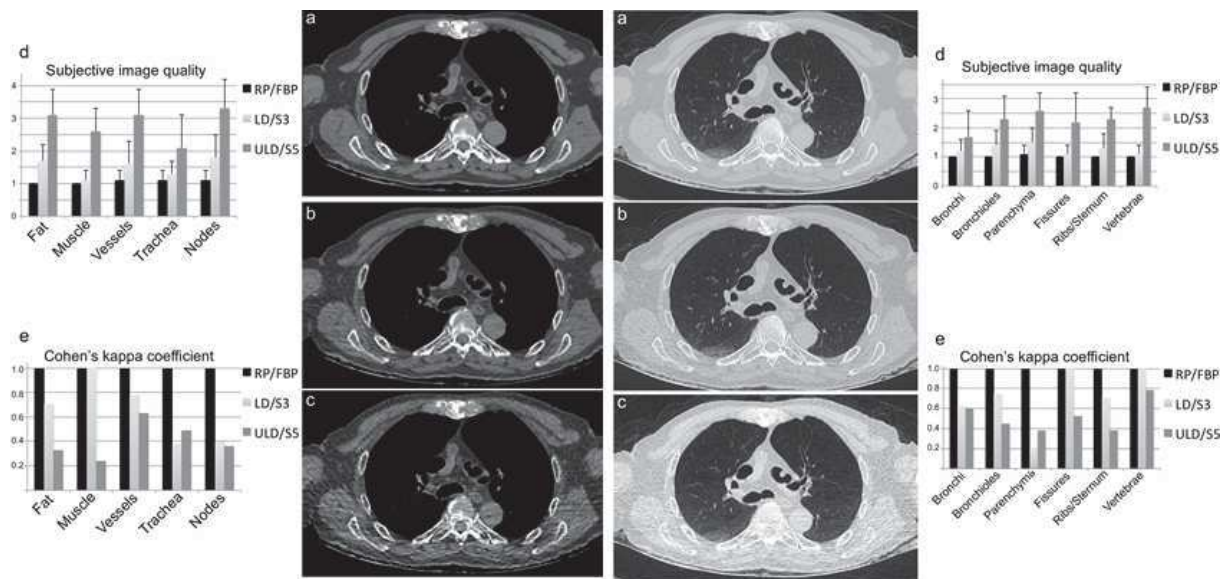


Figure 30. Qualité des structures anatomiques et corrélation inter-observateurs

- Conclusion de l'étude

Cette étude sur cadavres confirmait les résultats des précédentes études sur fantômes. Même si les IQI et les paramètres quantitatifs étaient préservés, l'image était modifiée. Visuellement, les niveaux de dose bas rendaient l'image modérément granuleuse et l'utilisation de hauts niveaux des IR lissait l'image et modifiait sa texture. Ceci était responsable d'une diminution de la qualité des structures anatomiques visualisées.

La diminution des valeurs des coefficients Kappa avec la réduction des doses s'expliquait par la familiarisation du lecteur à ce type d'image dégradée. Cette étude nous a fait prendre conscience que la visualisation de ces images lissées, granuleuses et modifiées dans leur texture nécessitait un temps d'apprentissage pour le nouveau lecteur.

Cette étude confirmait que notre protocole optimisé dans la 1^{ère} partie (100kV/66mAs/S3) et considéré comme « low dose » [26] était adapté à l'exploration thoracique scanographique en routine. Le protocole TBD représentait un excellent compromis entre une dose très faible, proche d'un examen radiographique et une qualité des structures anatomiques adaptée au diagnostic. Ce protocole offrait de belles perspectives pour une utilisation en routine pour certaines indications ou en remplacement d'un examen radiographique.

- Publication scientifique

La méthodologie, les tests statistiques et les résultats exposés dans cette partie ont été développés entièrement dans l'article publié dans ***Diagnostic and Interventional Imaging*** en 2016. Cet article est présenté pages 126-135 dans le **Chapitre 3. Ultra-low-dose chest CT with iterative reconstruction does not alter anatomical image quality.**[72]

- Etude sur patients

Un protocole TBD inspiré de l'étude préliminaire sur cadavres a été étudié sur des patients présentant des dyspnées aiguës dans le cadre des urgences. La qualité des images et les niveaux de dose ont été comparés avec le protocole BD utilisé en routine.

- Design de l'étude

Deux acquisitions thoraciques sans injection ont été réalisées sur 133 patients présentant des dyspnées aiguës. Le protocole BD a été réalisé à 100 kV et 60 mAs et le protocole TBD à 100 kV et 10 mAs (CareDose 4D désactivé). Les images étaient reconstruites avec les niveaux S2/S3 (Parenchyme/Médiastin) pour BD et S4/S4 pour TBD. Le kernel de reconstruction « Moyen Lisse » était utilisé pour les images médiastinales pour les deux protocoles. Pour les images parenchymateuses, le kernel « Très Dur » était utilisé pour BD et « Moyen Dur » pour TBD.

La qualité d'image objective a été évaluée en positionnant 3 ROIs dans les images parenchymateuses et 3 ROIs dans les images médiastinales. Le signal et le bruit ont été relevés et les RSB et RCB calculés.

La qualité d'image subjective a été évaluée par deux radiologues (un nouvel interne et un radiologue ayant 4 ans d'ancienneté dans le service). La qualité des

structures anatomiques et la qualité diagnostique ont été évaluées avec des échelles de Likert proposées par Neroladaki *et al.* [73]. Le niveau de confiance diagnostique a été jugé comme certain ou incertain.

Les pathologies recherchées étaient : les pneumothorax non traumatiques, les pneumopathies, les adénopathies et les épanchements pleuraux et péricardiques.

○ Principaux résultats

Les $CTDI_{vol}$ obtenus étaient de 2.6 ± 0.9 mGy pour BD et 0.4 mGy pour TBD. Les PDL étaient de 83 ± 29 et mGy.cm pour BD et 13 ± 2 mGy.cm pour TBD. Les doses efficaces étaient respectivement 1.164 ± 0.403 mSv et 0.182 ± 0.028 mSv (avec $e_{PDL}=0.014$ mSv.mGy⁻¹.cm⁻¹). La dose efficace pour le protocole TBD était inférieure à celle obtenue avec les NRD d'un examen radiographique du thorax face et profil : 0.225 mSv (PDS : 1250 mGy.cm² et $e_{PDS} : 1.8.10^{-4}$ mSv.mGy⁻¹.cm⁻²).

Les IQI étaient améliorés pour les images parenchymateuses avec l'augmentation de SAFIRE et la modification du kernel. Pour les images médiastinales, les IQI étaient par ailleurs dégradés.

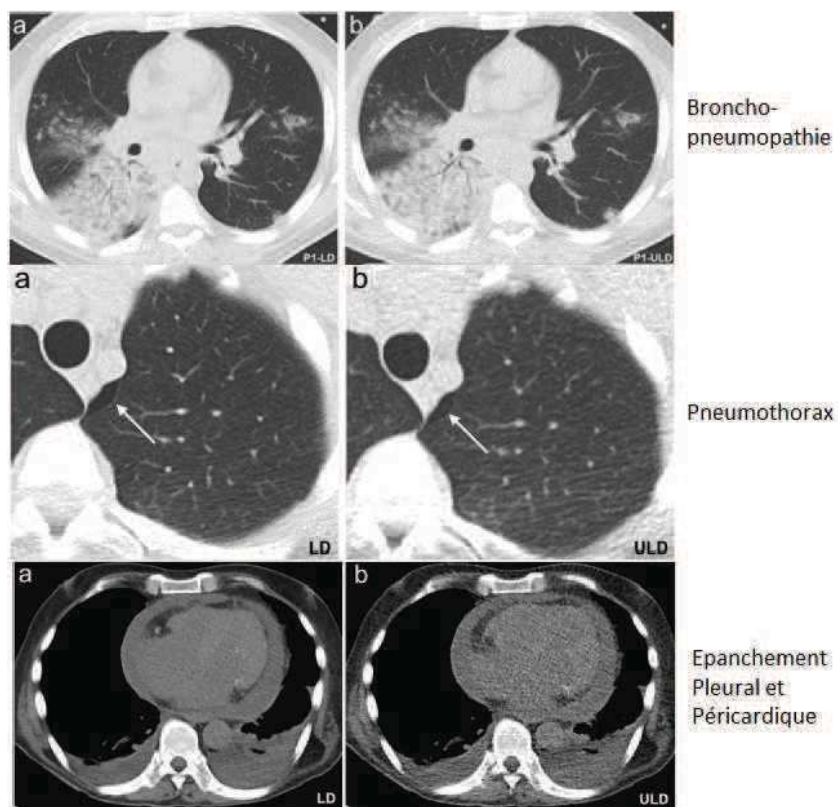


Figure 31. Qualité image obtenue avec les deux protocoles pour différentes pathologies

La qualité des structures anatomiques a été jugée Excellente par les deux lecteurs pour BD. Pour le protocole TBD, le lecteur 1 (radiologue) l'avait jugée Excellente (84%) en majorité alors que le lecteur 2 (interne) plutôt Excellente/Bonne (44%/50%).

Pour les 107 patients présentant une pathologie, la qualité diagnostique était jugée Excellente par les deux lecteurs pour le protocole BD. Pour le protocole TBD, le lecteur 1 l'avait jugée Excellente (88%) en majorité alors que le lecteur 2 plutôt Excellente/Bonne (38%/58%).

Le niveau de confiance était jugé certain par les deux lecteurs pour tous les patients avec les deux protocoles.

- Conclusion de l'étude

Les résultats de cette étude montraient que le protocole TBD présentait un haut niveau de confiance diagnostic pour les patients présentant des dyspnées aiguës. La qualité dégradée des images médiastinales était adaptée au diagnostic des épanchements. La qualité des images parenchymateuses était suffisante pour établir le diagnostic des pneumothorax non traumatiques, des pneumopathies, et des adénopathies. Cette étude confirmait également que l'interprétation sur des images TBD nécessitait un temps d'apprentissage pour le lecteur. La dose efficace obtenue avec ce protocole était équivalente à un examen radiographique du thorax face et profil.

Suite à ces résultats, une troisième étude (en cours de finalisation) a été réalisée pour évaluer, dans le cadre des urgences, l'intérêt et la faisabilité d'effectuer en 1^{ère} intention le protocole TBD à la place de l'examen radiographique du thorax. Cette étude, réalisée sur 160 patients, évalue les performances diagnostiques du protocole TBD et de l'examen radiographique pour des traumatismes thoraciques mineurs.

- Publication scientifique

La méthodologie, les tests statistiques et les résultats exposés dans cette partie ont été développés entièrement dans l'article publié dans ***European Journal of Radiology*** en 2016. Cet article est présenté pages 137-144 dans le **Chapitre 3**. *Value of ultra-low-dose chest CT with iterative reconstruction for selected emergency room patients with acute dyspnea.* [74].

3. Articles publiés

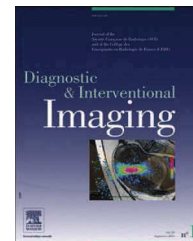
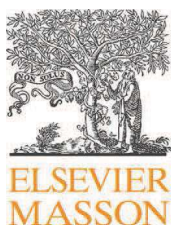
Différents articles sont présentés dans ce chapitre. Ils correspondent au développement des différents points définis dans le **Chapitre 2**.

3.1. Etudes expérimentales sur fantômes qualité image

3.1.1. Impact des paramètres sur la dose et la qualité image

[67] Greffier J. Macri F. Larbi A et al (2015) Dose reduction with iterative reconstruction: Optimization of CT protocols in clinical practice. *Diagn Interv Imaging* 96:477-486

Cet article présente la démarche d'optimisation globale développée avec le logiciel dans la 1^{ère} partie de la thèse. Seulement une partie des combinaisons de paramètres, sur les 4032 disponibles, est présentée dans cet article. Les IQI, la FTM et le NPS sont mesurés dans le fantôme Catphan 500. Les impacts des kV, des mAs et de SAFIRE sur les IQI sont étudiés. Un exemple des combinaisons de paramètres proposées par le logiciel est présenté. Les vérifications sur fantômes anthropomorphiques CIRS sont réalisées. Le décalage vers les basses fréquences en utilisant les IR est retrouvé sur les courbes de NPS. L'utilisation du logiciel permet de réduire les doses de manière significative. Les CTDI_{vol} obtenus après cette phase d'optimisation sont très inférieurs aux NRD.



ORIGINAL ARTICLE / *Research and innovation*

Dose reduction with iterative reconstruction: Optimization of CT protocols in clinical practice



J. Greffier^{a,*}, F. Macri^a, A. Larbi^a, A. Fernandez^a,
E. Khasanova^{a,b}, F. Pereira^a, C. Mekkaoui^{a,c},
J.P. Beregi^a

^a *Department of Radiology, University Hospital Center of Nîmes, EA 2415, Bd Prof Robert-Debré, 30029 Nîmes cedex, France*

^b *Dana-Farber Cancer Institute, Harvard Medical School, Boston, USA*

^c *Harvard Medical School, Massachusetts General Hospital, Department of Radiology, Martinos Center for Biomedical Imaging, Boston, USA*

KEYWORDS

Multidetector CT;
Iterative reconstruction;
Dose reduction;
Image quality;
Patient safety

Abstract

Objectives: To create an adaptable and global approach for optimizing MDCT protocols by evaluating the influence of acquisition parameters and Iterative Reconstruction (IR) on dose reduction and image quality.

Materials and methods: MDCT acquisitions were performed on quality image phantom by varying kVp, mAs, and pitch for the same collimation. The raw data were reconstructed by FBP and Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction (SAFIRE) with different reconstruction kernel and thickness. A total of 4032 combinations of parameters were obtained. Indices of quality image (image noise, NCT, CNR, SNR, NPS and MTF) were analyzed. We developed a software in order to facilitate the optimization between dose reduction and image quality. Its outcomes were verified on an adult anthropomorphic phantom.

Results: Dose reduction resulted in the increase of image noise and the decrease of SNR and CNR. The use of IR improved these indices for the same dose without affecting NCT and MTF.

Abbreviations: CNR, Contrast-to-Noise Ratio; CTDI, Computed Tomography Dose Index; DRL, Diagnostic Reference Levels; FBP, Filtered Back Projection; FOV, Field-Of-View; IR, Iterative Reconstruction; LDPE, Low-Density PolyEthylene; LSF, Line Spread Function; MDCT, Multi-Detector Computed Tomography; MTF, Modulation Transfer Function; NCT, CT Number; NPS, Noise Power Spectrum; PSF, Point Spread Function; ROI, Region Of Interest; SAFIRE, Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction; SNR, Signal-to-Noise Ratio; VBA, Visual Basic Application.

* Corresponding author. CHU de Nîmes, Bd Prof Robert-Debré, 30029 Nîmes Cedex 9, France.

E-mail address: joel.greffier@chu-nimes.fr (J. Greffier).

<http://dx.doi.org/10.1016/j.diii.2015.02.007>

2211-5684/© 2015 Éditions françaises de radiologie. Published by Elsevier Masson SAS. All rights reserved.

The image validation was performed by the anthropomorphic phantom. The software proposed combinations of parameters to reduce doses while keeping indices of the image quality adequate. We observed a CTDIvol reduction between -44% and -83% as compared to the French diagnostic reference levels (DRL) for different anatomical localization.

Conclusion: The software developed in this study may help radiologists in selecting adequate combinations of parameters that allows to obtain an appropriate image with dose reduction.

© 2015 Éditions françaises de radiologie. Published by Elsevier Masson SAS. All rights reserved.

Introduction

Due to a growing demand of computed tomography (CT) examinations, patients are being exposed more frequently to ionizing radiation [1]. To address this increasing medical/clinical requirement, health care professionals are asked to strengthen the rationale for examinations and to optimize practices and procedures. The optimization is achieved by simultaneously managing the dose level and the image quality [2,3]. Changes in the parameters of the image acquisitions can be arranged to reduce the dose delivered to patients but this causes a deterioration of the image quality [4].

Recent advances in iterative reconstruction (IR) methods of MDCT images have provided a reliable and alternative method for optimizing the ratio between the dose and the image quality. These methods consist in post-processing mathematical approaches that allow us to correct raw data by reducing image noise without changing the transverse spatial resolution [5,6]. Several studies have demonstrated that it is possible to maintain satisfactory image quality with dose reduction [7–19]. However, the dose reduction is usually a medical judgment and the gain in the image quality obtained by IR needs to be quantified. Those studies evaluated intra-group comparison with optionally chosen acquisition and reconstruction parameters. Moreover, dosimetric and qualitative analyses were made a posteriori.

The purpose of this work was to define an adaptable and global approach for optimizing MDCT protocols by evaluating the influence of acquisition parameters, SAFIRE on dose reduction and image quality by using the phantom Catphan 500 and an anthropomorphic phantom. We developed a software in order to facilitate the optimization between dose reduction and image quality.

Materials and methods

MDCT protocol

Images were acquired on a MDCT SOMATOM Definition AS+ (Siemens, Erlangen, Germany) with floating diaphragm on the 3 axes allowing to obtain a collimation of 128×0.6 mm from an array of 64 detectors 0.6 mm. Raw data were reconstructed using two procedures: Filtered Back Projection (FBP) and Sinogram Affirmed Iterative

Reconstruction (SAFIRE). The latter uses two corrections loops, which are applied on the raw data and on the image data with five iteration levels (S1 to S5) respectively [16,20].

Phantom Quality Image

A Catphan 500 phantom (The Phantom Laboratory, Salem, USA) was used to assess the quality of image based on the acquisition parameter and the levels of SAFIRE. Three sections of the phantom (CTP 401, CTP 486 and CTP 528a) were studied. The CTP 401 section is composed of four inserts of distinct densities. Each section aims to assess both signal (CT Number (NCT)) and image noise in the Air (-1000 HU), in Low-Density PolyEthylene (LDPE, -100 HU), in Acrylic (120 HU) and in Teflon (950 HU).

The CTP 486 section consists of a uniform section for measuring NCT and image noise of a material that owns density close to the water, (20 HU). Finally, the CTP 528a section is used to assess the transverse spatial resolution by the computing the Modulation Transfer Function (MTF).

Standardized method for acquisition and reconstruction parameters

Raw data were collected and reconstructed according to the parameters presented in Table 1. These parameters are available on the MCDT and include five levels of iteration in SAFIRE (S1 to S5). Overall, 4032 combinations of parameters were obtained.

Dosimetry

For each acquisition Computerized Tomography Dose Index volume (CTDIvol) was measured with the dosimetry phantom body (The Phantom Laboratory, Salem, USA) with 32 cm of diameter and a pencil ionization chamber of 10 cm. The ionization chamber and the multimeter were calibrated according to an accredited laboratory (Swedish Board for Conformity Assessment and Accreditation 2035 ISO/IEC/17025).

Physical metrics

Except for Noise Power Spectrum (NSP), data were analyzed with the CTP module software Qualimagiq (QUALIFORMED,

Table 1 Parameter of Acquisition and Reconstruction studied: in total, 4032 combinations of parameters are available.

	Parameters used in the software	Parameters presented in the paper
kVp	80, 100, 120, 140	80, 100, 120
mAs	50, 100, 150, 200, 250, 300, 350	50, 100, 150, 200
Pitch	0.8, 1.2	0,8
Kernel	B/I30f, B/I40f, B/I50f, B/I70f	B/I30f
Thickness/Overlap	1 mm/0.7 mm; 2 mm/1 mm; 3 mm/1 mm	1 mm/0.7 mm
Reconstruction Type	FBP, S1, S2, S3, S4, S5	FBP, S1, S2, S3, S4, S5

La Roche sur Yon, France). NCT (mean of pixel values in regions of interest) and image noise (standard Deviation of pixel values in regions of interest) were estimated on the CTP 401 sensitometric section and on the CTP 486 uniform section. Measurements on the CTP 401 section were carried out in the center of the four inserts (Air, LDPE, Acrylic and Teflon) with regions of interest (ROI) of 420 pixels (0.785 cm²). The NCT and the image noise of the water on the CTP 486 section were assessed by placing a ROI of 14,400 pixels (36 cm²) in the center of the phantom representing 40% of its diameter. In order to obtain accurate results, the NCT and image noise were assessed out on 10 consecutive sections and described as average with a standard deviation from the mean.

From the values on these two sections, the signal-to-noise ratio (SNR) and the contrast-to-noise ratio (CNR) [21] were calculated according the Equation (1) and (2) respectively. The CNR was obtained by considering the image noise values and the water NCT as a reference in the Equation (2).

$$SNR = \frac{|HU_{ROI}|}{\sigma_{ROI}} \quad (1)$$

$$CNR = \frac{|HU_{ROI} - HU_{Water}|}{\frac{(\sigma_{ROI} + \sigma_{Water})}{2}} \quad (2)$$

The transverse spatial resolution, characterized by the MTF [22–24], was calculated by measuring the impulse response function of the imaging system represented by the spreading function of a point also known as “Point Spread Function (PSF)”. This function was estimated in the 528 bis CTP section, composed of a small ball of Tungsten Carbide with diameter of 0.28 mm, which is less than one pixel in size. A square area of 32 pixels was centered on the middle of the PSF (maximum intensity pixel) and the background signal was subtracted therein.

To reduce the influence of noise, two spread functions of a line source (Line Spread Function: LSF) were calculated by projecting the different PSF profiles depending on vertical and horizontal directions of the image. At the end, the MTF was obtained from the average of 2 modules of the Fourier transform of 2 LSFs. Image noise properties can be characterized by the noise power spectrum (NPS). It measures, depending on the frequency, the noise component and the use of SAFIRE. NPS were calculated with a home-made Matlab® routine (The MathWorks, Natick, USA) based on 60 image slices of the homogeneous water section (CTP 486) containing ROIs of 128 × 128 pixels. NPS were determined by averages in the frequency domain along the fx and fy directions [21,25–28].

Proposal of software for data analysis

We developed a macro in Excel (Microsoft, Redmont, USA) using Visual Basic for Applications (VBA) from the 4032 available parameters. This software was applied on the database with distinct acquisition and reconstruction parameters in combination with values of CTDIvol, MTF10%, image noise, SNR and CNR.

The usage of the software is done within three steps. First, the operator chooses acquisition and reconstruction parameters present on the workstation (Table 1). Second, the operator elects the distinct parameters to be kept for the output; for example, the same kVp, the same reconstruction type or the same reconstruction kernel used in the first step. As a final step, the operator defines the minimum percentage of dose reduction and maximum variation of image quality indices (image noise, SNR, CNR, MTF10%). Only the combination of parameters with the image quality indices that were not reduced more than 5% compared to the reference acquisition was retained. In this study, a standard sequence was chosen to illustrate the optimization possibilities offered by this software. As first step, the sequence studied was performed with 120 kVp, 200 mAs and FBP as reference. Pitch 0.8 and for collimation was in 128 × 0.6 mm. The raw data were reconstructed with slice thickness of 1 mm every 0.7 mm, by Filtered Back Projection with a reconstruction kernel “Medium Smooth” B30f. Then, the same kVp, pitch, collimation, slice thickness and reconstruction kernel were entered in addition to levels of SAFIRE (S1, S2, S3, S4, S5). Finally, we choose a minimal dose reduction of 20% that did not impair image quality indices.

Data verification on anthropomorphic phantom

Post-process data were verified on an adult anthropomorphic phantom “ATOM Dosimetry Phantoms” (CIRS, Norfolk, USA). Comparisons of image noise, CNR and SNR were performed by positioning ROI in structures having densities similar to those of the phantom Catphan 500 inserts: Air (0.004*10²³ cm⁻³) vs. Lung tissue (0.681*10²³ cm⁻³); Water (3.343 *10²³ cm⁻³) vs. Soft tissue (3.434 *10²³ cm⁻³) and Teflon (6.243*10²³ cm⁻³) vs. Bone tissue (5.028*10²³ cm⁻³). No comparison was possible between the two phantoms for LDPE and acrylic.

Optimization in clinical practice

The MDCT protocols were optimized by using the parameters combinations proposed by the software and after validation

with anthropomorphic phantom. Several combinations of parameters were offered according anatomical location: Head, Abdomen-Pelvic, Chest, Chest-Abdomen-Pelvic and Lumbar Spine. The quality of the phantom images for each proposed combinations were accepted by radiologists of our department.

The impact of the aforementioned technique was assessed by means of the comparison of news CTDIvol with the French Diagnostic Reference levels (DRL) [29] and CTDIvol before optimization. These CTDIvol corresponded to the mean of CTDIvol obtained during one year on all CT exams on two CT scan (same brand) in our department.

Statistics

Statistical analysis was performed using 'Biostatgv' (<http://marne.u707.jussieu.fr/biostatgv>). The comparison for Catphan 500 phantom between the reference acquisition and other acquisitions was obtained using the paired Mann Whitney-Wilcoxon test. A P -value < 0.005 (adjusted for multiple comparisons) was considered significant.

Results

Physical metrics

Changes in kVp resulted in significant variation ($P < 0.005$) of the NCT as shown in Table 2a, independently of the inserts location. For example, the water NCT were 12.1 HU

for 120kVp, 2.6 HU for 100 kVp and -13.2 HU for 80 kVp. Unlikely, reduction of the number of mAs or the increases of the level of SAFIRE did not cause significant ($P > 0.005$) changes on the NCT. Compared to the reference (120 kVp, 200 mAs and FBP), reduction in kVp or in mAs values were associated with increasing noise in the image (Table 2b). Compared to the reference acquisition with 80 kVp and 200 mAs water image noise was increased by 78% and 31% with 120kVp and 100mAs, respectively. Significant noise reduction ($P < 0.005$) was observed when higher levels of SAFIRE were applied. Compared to the reference acquisition water image noise was decreased by -19% with S1, -37% with S3 and -55% with S5. Regarding the FBP, the image noise reduction was more pronounced in LDPE, Water and Acrylic (-50% to -60% between FBP and S5) than Air or Teflon (-19% to -21% between FBP and S5).

The degradation of CNR due to reductions of kVp was observed according to the variation of NCT and to the increment of image noise (Table 2c). For example, the Acrylic CNR were 11.5 for 120kVp, 9.8 for 100 kVp and 6.2 for 80 kVp. The degradation of CNR due to mAs reduction was also noticed with significant increase in image noise ($P < 0.005$). The acrylic CNR for 120 kVp was 11.5, 8.2 and 5.8 with 200, 100 and 50 mAs, respectively. Along with application of higher level of SAFIRE, the CNR was improved for all inserts. Compared to the reference acquisition, the acrylic CNR was increased by 18% with S1, 57% with S3 and 133% with S5. Regarding the FBP, improvement of CNR was more pronounced in LDPE and Acrylic (51% to 53% between FBP and S5) than in air or Teflon (112% to 133% between FBP and S5).

Table 2a Effects of kVp, mAs and reconstruction type on CT number.

	CT Number (HU)				
	Air	LDPE	Water	Acrylic	Teflon
120 kVp 200 mAs FBP B30f	-1000.9	-90.7	12.1	122.0	940.5
100 kVp 200 mAs FBP B30f	-1000.8*	-100.6*	2.6*	115.3*	953.8*
80 kVp 200 mAs FBP B30f	-995.2*	-117.8*	-13.2*	101.3*	984.9*
120 kVp 150 mAs FBP B30f	-999.5	-87.5	12.0	123.3	940.2
120 kVp 100 mAs FBP B30f	-1000.1	-88.7	11.9	120.4	935.6
120 kVp 50 mAs FBP B30f	-995.4*	-91.3	11.8	122.6	936.2
120 kVp 200 mAs SAFIRE I30f S1	-1001.0	-90.7	12.1	122.1	940.6
120 kVp 200 mAs SAFIRE I30f S3	-1001.3	-91.0	12.1	122.0	941.0
120 kVp 200 mAs SAFIRE I30f S5	-1001.6	-91.1	12.1	122.0	941.3

Table 2b Effects of kVp, mAs and reconstruction type on Image Noise.

	Image Noise				
	Air	LDPE	Water	Acrylic	Teflon
120 kVp 200 mAs FBP B30f	14.1	8.0	9.9	9.2	14.4
100 kVp 200 mAs FBP B30f	14.9	10.9*	11.7*	11.4*	20.8*
80 kVp 200 mAs FBP B30f	19.0*	14.5*	17.6*	19.7*	22.5*
120 kVp 150 mAs FBP B30f	15.5	9.3*	10.6*	10.7*	15.9
120 kVp 100 mAs FBP B30f	16.0*	13.0*	13.0*	13.3*	17.4*
120 kVp 50 mAs FBP B30f	18.0*	18.2*	18.0*	20.4*	28.3*
120 kVp 200 mAs SAFIRE I30f S1	13.5 + (-4.3%)	7.1 + (-11.1%)	8.0 + (-19.1%)	8.1 + (-11.6%)	13.8 + (-3.9%)
120 kVp 200 mAs SAFIRE I30f S3	12.3 + (-12.6%)	5.4 + (-32.7%)	6.2 + (-37.2%)	5.9 + (-35.6%)	12.7 + (-11.5%)
120 kVp 200 mAs SAFIRE I30f S5	11.2 + (-20.7%)	4.0 + (-50.4%)	4.5 + (-54.5%)	3.7 + (-59.9%)	11.6 + (-19.1%)

Table 2c Effect of kVp, mAs and reconstruction type on CNR.

	Contrast-to-Noise Ratio			
	Air	LDPE	Acrylic	Teflon
120 kVp 200 mAs FBP B30f	84.2	11.4	11.5	76.4
100 kVp 200 mAs FBP B30f	75.6*	9.2*	9.8*	58.6*
80 kVp 200 mAs FBP B30f	53.7*	6.5*	6.2*	49.8*
120 kVp 150 mAs FBP B30f	77.6*	10.0*	10.5	70.1
120 kVp 100 mAs FBP B30f	69.8*	7.7	8.2	60.7*
120 kVp 50 mAs FBP B30f	56.0*	5.7	5.8*	39.9*
120 kVp 200 mAs SAFIRE I30f S1	94.0 + (11.6%)	13.6 + (18.5%)	13.6 + (18.4%)	85.0 + (11.3%)
120 kVp 200 mAs SAFIRE I30f S3	109.2 + (29.6%)	17.7 + (54.8%)	18.1 + (57.4%)	98.0 + (28.3%)
120 kVp 200 mAs SAFIRE I30f S5	129.1 + (52.3%)	24.3 + (112.3%)	26.8 + (133.3%)	115.1 + (50.7%)

Changes in kVp, mAs or SAFIRE's level did not alter the transverse spatial resolution, which is expressed in the MTF curves and shown in [Table 2d](#).

The Frequency Distribution of Noise (expressed by NPS) indicated that the image noise was increased in two situations: (i) for decreasing values of kVp but conserving the mAs ([Fig. 1a](#)) and (ii), for reducing values of mAs at the same kVp ([Fig. 1b](#)).

Compared to FBP, higher levels of SAFIRE decreased NPS. Moreover, the peaks of the NPS curves were shifted to lower frequencies when SAFIRE was applied ([Fig. 1c](#)).

Verification on anthropomorphic phantom of the combinations parameters proposed by the software

[Table 3](#) shows the combination of parameters of acquisition and reconstruction. Regarding such output combinations, the variations of dose, image noise and CNR are entered, the software taking into account the definition made by the operator. The SAFIRE level 5 was the only one proposed over 50% of dose reduction.

The software proposed five possibilities of dose reduction ranging from 25% to 50%. It also suggested three possible

SAFIRE levels: S3, S4 and S5. Values of image noise, SNR and CNR were maintained or improved and the transverse spatial resolution (MTF10%) was not changed. [Table 4](#) shows the values of image noise, SNR and CNR for images acquired on the anthropomorphic phantom from parameters combinations suggested by the software. These values for the three structures had the same magnitude as those of the air, Water and Teflon on the phantom Catphan 500. Variation of image noise, SNR and CNR of combinations proposed with respect to the acquisition reference were, with the exception of the bone, more marked on the anthropomorphic phantom than phantom Catphan 500. Similar to phantom Catphan 500, the effect of SAFIRE was greater for the Water than for the bone and air.

[Fig. 2](#) shows the position of the three ROI placed in the anthropomorphic phantom according to the selected tissues at distinct levels doses; for instance, the dose reduction with FBP (2a) 25% with S3 (2b) and 50% with S5 (2c).

Optimization on clinical practice

[Table 5](#) shows CTDIvol values obtained in 2012 and 2013, before and after optimization of the parameters for different anatomical locations. This table also includes a

Table 2d Effect of kVp, mAs and reconstruction type on MTF.

	Modulation Transfer Function	
	MTF50%	MTF10%
120 kVp 200 mAs FBP B30f	3.56	6.11
100 kVp 200 mAs FBP B30f	3.56	6.13
80 kVp 200 mAs FBP B30f	3.51	6.05
120 kVp 150 mAs FBP B30f	3.55	6.11
120 kVp 100 mAs FBP B30f	3.59	6.18
120 kVp 50 mAs FBP B30f	3.59	6.18
120 kVp 200 mAs SAFIRE I30f S1	3.56	6.12
120 kVp 200 mAs SAFIRE I30f S3	3.57	6.14
120 kVp 200 mAs SAFIRE I30f S5	3.57	6.15

Values expresses the effects of kVp, mAs and reconstruction type on CT number (2a), image noise (2b), CNR (2c) and MTF (2d). Comparisons with the reference acquisition defined as: 120 kVp, 200 mAs with FBP. Noise and NCT water is used to calculate the CNR, CNR water is not presented in the [Table 2c](#). (FBP: Filtered Back Projection, LDPE: Low-Density PolyEthylene). Significance compared to the reference acquisition * $P < 0.005$ and + $P < 0.005$ (when value was improved).

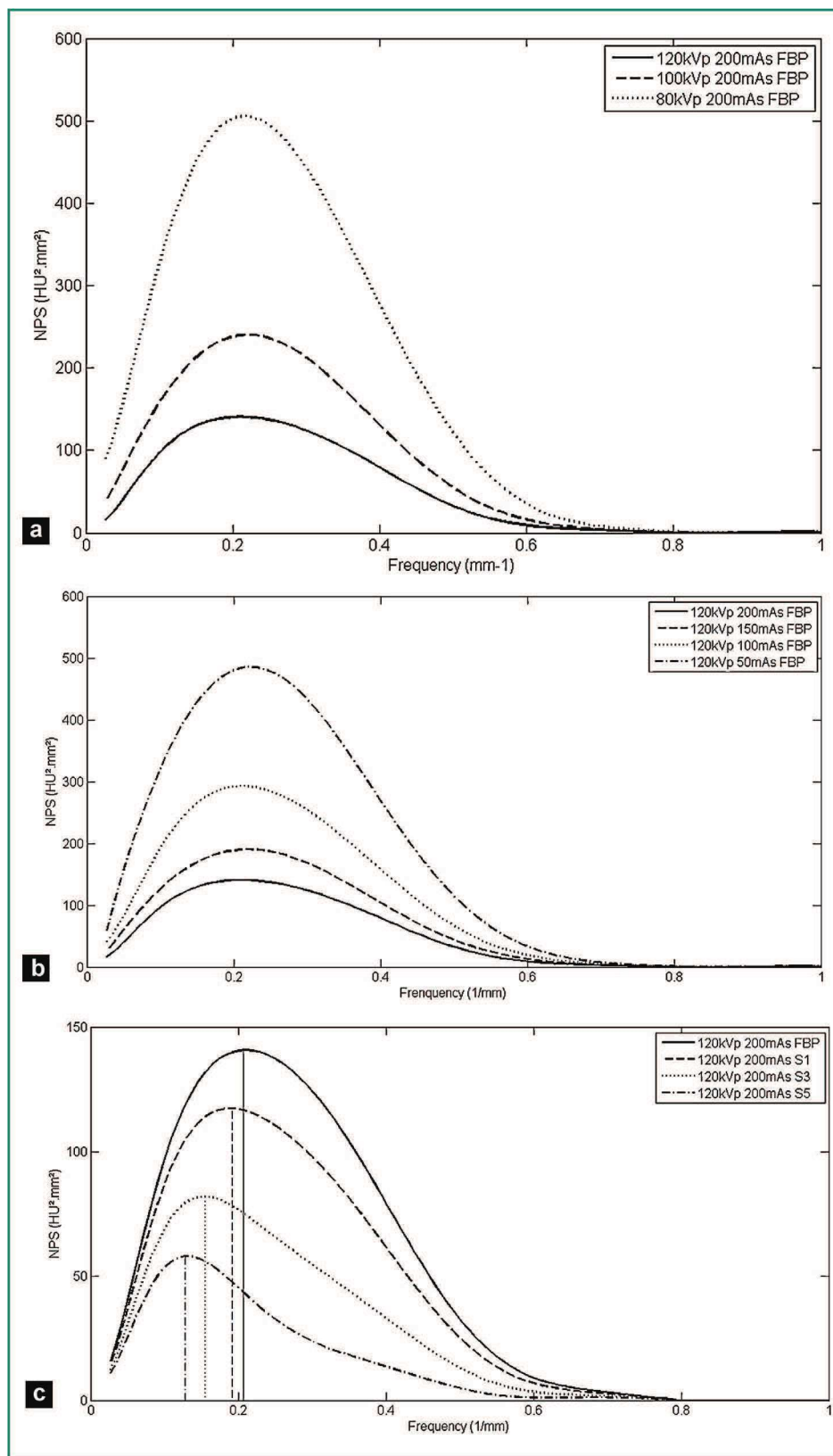


Figure 1. Noise Power Spectrum (NPS) curve for distinct kVp, mAs and reconstruction type. a. FBP (B30f), different kVp and 200 mAs. b. FBP (B30f) 120 kVp and different mAs. c. for 120 kVp and 200 mAs and FBP (B30f), S1, S3, S5 (I30f).

Table 3 Combinations of the parameters of acquisition and reconstruction.

CTDIvol (mGy)	mAs ref	Recon Type	Air (El. density 0.004 10^{23} cm^{-3})			Water (El. density 3.343 10^{23} cm^{-3})		Teflon (El. density 6.243 10^{23} cm^{-3})		
			Image Noise	SNR	CNR	Image Noise	SNR	Image Noise	SNR	CNR
13.4	200	FBP	14.1	70.9	84.2	8.9	1.4	14.4	65.4	76.4
10.1	150	S3	12.8	78.1	91.8+	7.4+	1.6	12.9	72.8	83.7+
10.1	150	S4	12.0+	83.3+	107.5+	6.4+	1.9+	12.0	77.9	100.4+
10.1	150	S5	11.0+	90.8	113.2	5.3+	2.2	11.2+	83.4+	102.3+
6.7	100	S4	13.6+	73.5+	93.4+	8.1+	1.5+	15.2	62.1	80.0
6.7	100	S5	12.9+	77.3	110.8+	6.9+	1.7	14.6	64.6	93.4+

The software works on 150mAs (25% dose reduction) and uses levels SAFIRE S3 to S5 or 100mAs (50% dose reduction) and S4 to S5. For 3 inserts (air, water, Teflon) values of noise, SNR and CNR, proposed by the tool combinations are close to or better than the values of the reference acquisition. (FBP: Filtered Back Projection, El: Electron, SNR: Signal-to-Noise Ratio, CNR: Contrast-to-Noise Ratio). Significance compared to the reference acquisition * $P < 0.005$ and + $P < 0.005$ (when value was improved).

Table 4 Verification with anthropomorphic phantom of combinations proposed by software.

CTDIvol (mGy)	mAs ref	Recon Type	Lung tissue (El. density 0.681 10^{23} cm^{-3})			Soft tissue (El. density 3.434 10^{23} cm^{-3})		Bone tissue (El. density 5.028 10^{23} cm^{-3})		
			Image Noise	SNR	CNR	Image Noise	SNR	Image Noise	SNR	CNR
13.4	200	FBP	11.0	72.2	81.6	9.0	2.4	14.0	57.9	68.5
10.1	150	S3	10.0	79.9	96.6	7.0	3.1	13.0	62.2	78.7
10.1	150	S4	9.0	88.8	109.5	6.0	3.7	12.0	67.4	87.4
10.1	150	S5	8.0	99.9	136.8	4.0	5.5	12.0	67.4	98.4
6.7	100	S4	10.0	79.7	96.5	7.0	3.3	15.0	54.1	71.7
6.7	100	S5	9.0	88.6	109.3	6.0	3.8	14.0	58.0	78.9

Noise, SNR and CNR were measured in Lung tissue, Soft tissue and Bone tissue on the anthropomorphic phantom for combinations proposed by the software. (FBP: Filtered Back Projection, El: Electron, SNR: Signal-to-Noise Ratio, CNR: Contrast-to-Noise Ratio). Significance compared to the reference acquisition * $P < 0.005$ and + $P < 0.005$ (when value was improved).

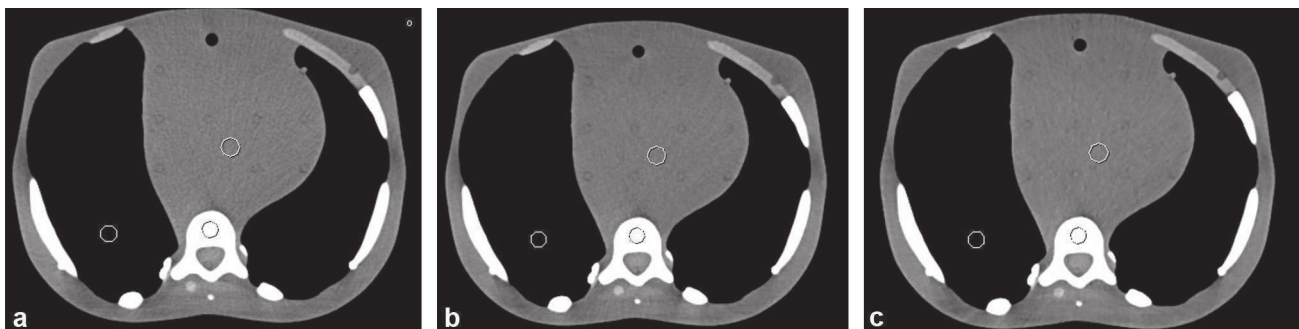


Figure 2. Images obtained from the three combinations defined, with values of SNR and CNR close to dose reductions of 25% and 50%. The same image settings were used for images a, b and c. a. 120 kVp; 200 mAs; FBP; CTDIvol: 13.5 mGy. b. 120 kVp; 150 mAs; S3; CTDIvol: 10.1 mGy. c. 120 kVp; 100 mAs; S5; CTDIvol: 6.7 mGy.

comparison with French DRL. After optimization, CTDIvol were reduced by 26% for the head, 32% for abdomen-pelvic, chest 40%, 35% for the chest-abdomen-pelvic and 55% for the lumbar spine. The same values measured in 2013 were between -44% and -83% below the French DRL.

Discussion

This experimental study used the phantom image quality Catphan 500 that allowed one to establish a database of 4032 combinations of acquisition and reconstruction

Table 5 CTDIvol values before and after implementation of an optimization approach, compared to French NRD.

CTDIvol (mGy)	Head	Abdomen-Pelvic	Chest	Chest Abdomen-Pelvic	Lumbar Spine
Nîmes 2012	48.8	7.5	4.2	10.2	36.3
Nîmes 2013	36.3	5.1	2.5	6.6	16.5
French NRD	65	17	15	20	45
% Difference (2013 vs. NRD)	-44	-70	-83	-67	-63
% Difference (2013 vs. 2012)	-26	-32	-40	-35	-55

The values expressed the CTDIvol obtained for five sequences before and after the implementation of an optimization and use of its tools approach. A comparison was made with the French NRD. The percentage difference between the values obtained in 2013 and 2012 or NRD was presented.

parameters with values CTDIvol, image noise, SNR, CNR and MTF10%.

The present software considered the influence of acquisition and reconstruction parameters on the dose and on image quality and allowed users to reduce the dose without impairing the image quality. Several studies [21,24,27] have focused on iterative reconstructions with the dose reduction associated to image quality by means of image quality phantoms. Decreases in mAs and kVp resulted in deterioration of the image quality indices together with increases in image noise and NPS, as well as deterioration of the SNR and CNR [21,24,27]. Thus, changes of kVp caused change in the NCT of distinct structures.

The present study supports previous literature [21,24,27] and confirms that SAFIRE change neither the transverse spatial resolution nor the NCT, independently of the inserts densities. Decreases of the image noise were observed when the levels of SAFIRE were increased as opposed to FBP. The impact of SAFIRE was less pronounced in structures with a high NCT e.g. air or Teflon. The values of image noise reduction from one level to another for Water were the same as those described in the literature [21,24,27]. This reduction of image noise resulted in increased SNR and CNR independently of the insert used.

The study of NPS between the FBP and the different levels of SAFIRE confirmed the noise reduction but exposed a shift of the curves peak toward to lower frequencies with increasing levels SAFIRE. In addition, the increase of levels of SAFIRE determined an increase of image smoothing [24,28].

Taking into account the influence of distinct acquisition and reconstruction parameters, we choose to reduce the doses by decreasing the mAs reference without changing the kVp. Compensation of degradation of image quality indices, especially those due to noise increase, was mainly assured by increasing levels of SAFIRE.

With the present study we were able to provide a rigorous and reproducible approach aiming to optimise the image quality settings from the established database. The ad-hoc implementation of the software gave the choice to operator to reduce the dose while keeping satisfactory quality image indices from the acquisition and reconstruction parameters. Given the large number of parameters analysed, this software has the advantage that it can be applied to the majority of the available protocols in the MDCT. As much as the dose reduction was defined by the operator, fewer combinations of parameters are available in the software.

Compensation was initially provided by SAFIRE. From the image quality point of view of, the use of increased levels of SAFIRE amplified the smoothing effect of the image with alteration of its texture. The shape of the NPS curves was modified and the peaks left-shifted toward the lower frequencies. The texture and quality of the phantom images were accepted by radiologists in our department for implementation in clinical routine. The verifications that were done on the anthropomorphic phantom for the combinations parameters proposed confirmed the efficacy of this software especially for soft tissues. Only the combination of parameters with the image quality indices that were not reduced more than 5% compared to the reference acquisition was retained.

The implementation of this tool in routine practice also seemed complex. With no direct synchronization of acquisition and reconstruction parameters on the MDCT workstation, the operator was obligated to manually enter the input and output parameters, the variations of the dose reduction and quality image indices. These last two points were physician-dependent and not always available at the workstation at same time.

Moreover, the software proposed here may be very useful for medical physicists for optimization approach of the parameters, because it constitutes a fair and substantial instrument of measures that takes into account all the parameters available on MDCT. In practice, all MDCT protocols of our reference center were optimized without deteriorating image quality. Reductions doses were obtained for the different anatomical locations with values well below French DRL [29]. The quality of images obtained with lower doses for all protocols was evaluated and considered as satisfactory by a radiologist and is conducted by a radiologist to evaluate satisfaction and efficacy.

This study has nevertheless some limitations. First, the Catphan device 500, used as reference to quantify the physical measures, was a quick and simple approach for the evaluation of certain properties of reconstruction methods and it was limited especially for MTF measurements with non-linear reconstruction. Second, even if the software database is composed of several values of pitch, reconstruction thickness and reconstruction kernels, the results presented in this study targeted the effect of SAFIRE, kVp and mAs on dose reduction and image quality. Third, the subjective quality criteria has not been studied. Finally, the impact of SAFIRE on the spatial resolution in the Z-axis was not studied either.

Conclusion

To conclude, the present work confirmed that the use of SAFIRE allows us to increase the quality of images with same dose or to keep adequate image quality with dose reduction. Also, using the software we developed helps to choose the dose reduction delivered to the patients in clinical practice.

Acknowledgements

We would like to thank R. Maingonnat for his help in this study; Mr C. Croisille, from Siemens France for his support on designing the study and helping with the discussion, and S. Beaumont for technical support with Qualimagiq software.

Disclosure of interest

The authors declare that they have no conflicts of interest concerning this article.

References

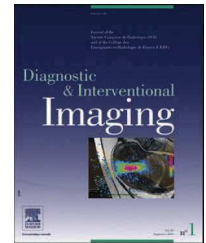
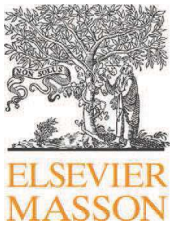
- [1] Brenner DJ, Hall EJ. Computed tomography—an increasing source of radiation exposure. *N Engl J Med* 2007;357(22):2277–84.
- [2] Kalra MK, Maher MM, Toth TL, Hamberg LM, Blake MA, Shepard JA, et al. Strategies for CT radiation dose optimization. *Radiology* 2004;230(3):619–28.
- [3] Kalender WA, Buchenau S, Deak P, Kellermeier M, Langner O, van Straten M, et al. Technical approaches to the optimisation of CT. *Phys Med* 2008;24(2):71–9.
- [4] Gunn ML, Kohr JR. State of the art: technologies for computed tomography dose reduction. *Emerg Radiol* 2010;17(3):209–18.
- [5] Beister M, Kolditz D, Kalender WA. Iterative reconstruction methods in X-ray CT. *Phys Med* 2012;28(2):94–108.
- [6] Kalender W, Computed Tomography: Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications. Germany: Publicis; 2011. p. 111–74.
- [7] Moscardiello A, Takx RA, Schoepf UJ, Renker M, Zwerner PL, O'Brien TX, et al. Coronary CT angiography: image quality, diagnostic accuracy, and potential for radiation dose reduction using a novel iterative image reconstruction technique-comparison with traditional filtered back projection. *Eur Radiol* 2011;21(10):2130–8.
- [8] Becce F, Ben Salah Y, Verdun FR, Van de 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 and iterative reconstruction. *Skeletal Radiol* 2013;42(7):937–45.
- [9] Singh S, Kalra MK, Hsieh J, Licato PE, Do S, Pien HH, et al. Abdominal CT: Comparison of Adaptive Statistical Iterative and Filtered Back Projection Reconstruction Techniques. *Radiology* 2010;257(2):373–83.
- [10] Yanagawa M, Honda O, Kikuyama A, Gyobu T, Sumikawa H, Koyama M, et al. Pulmonary nodules: effect of adaptive statistical iterative reconstruction (ASIR) technique on performance of a computer-aided detection (CAD) system-comparison of performance between different-dose CT scans. *Eur J Radiol* 2012;81(10):2877–86.
- [11] Baker ME, Dong F, Primak A, Obuchowski NA, Einstein D, Gandhi N, et al. Contrast-to-noise ratio and low-contrast object resolution on full- and low-dose MDCT: SAFIRE versus filtered back projection in a low-contrast object phantom and in the liver. *AJR Am J Roentgenol* 2012;199(1):8–18.
- [12] von Falck C, Bratanova V, Rodt T, Meyer B, Waldeck S, Wacker F, et al. Influence of sinogram affirmed iterative reconstruction of CT data on image noise characteristics and low-contrast detectability: an objective approach. *PLoS One* 2013;8(2):e56875.
- [13] Nakaura T, Nakamura S, Maruyama N, Funama Y, Awai K, Harada K, et al. Low contrast agent and radiation dose protocol for hepatic dynamic CT of thin adults at 256-detector row CT: effect of low tube voltage and hybrid iterative reconstruction algorithm on image quality. *Radiology* 2012;264(2):445–54.
- [14] Kalra MK, Woisetschlager M, Dahlstrom N, Singh S, Lindblom M, Choy G, et al. Radiation dose reduction with Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction technique for abdominal computed tomography. *J Comput Assist Tomogr* 2012;36(3):339–46.
- [15] Schulz B, Beeres M, Bodelle B, Bauer R, Al-Butmeh F, Thalhammer A, et al. Performance of iterative image reconstruction in CT of the paranasal sinuses: a phantom study. *AJNR Am J Neuroradiol* 2013;34(5):1072–6.
- [16] 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;94(11):1117–21.
- [17] Burckel LA, Defez D, Chaillot PF, Douek P, Bousset L. Use of an automatic recording system for CT doses: Evaluation of the impact of iterative reconstruction on radiation exposure in clinical practice. *Diagn Interv Imaging* 2015;96(1):265–72, <http://dx.doi.org/10.1016/j.diii.2014.11.014>.
- [18] Gervaise A, Osemont B, Louis M, Lecocq S, Teixeira P, Blum A. Standard dose versus low-dose abdominal and pelvic CT: comparison between filtered back projection versus adaptive iterative dose reduction 3D. *Diagn Interv Imaging* 2014;95:47–53.
- [19] Gervaise A, Teixeira P, Villani N, Lecocq S, Louis M, Blum A. CT dose optimisation and reduction in osteoarticular disease. *Diagn Interv Imaging* 2013;94:371–88.
- [20] Baumuellner S, Winklehner A, Karlo C, Goetti R, Flohr T, Russi EW, et al. Low-dose CT of the lung: potential value of iterative reconstructions. *Eur Radiol* 2012;22(12):2597–606.
- [21] Mieville FA, Gudinchet F, Brunelle F, Bochud FO, Verdun FR. Iterative reconstruction methods in two different MDCT scanners: physical metrics and 4-alternative forced-choice detectability experiments—a phantom approach. *Phys Med* 2013;29(1):99–110.
- [22] Mieville F, Beaumont S, Torfeh T, Gudinchet F, Verdun FR. Computed tomography commissioning programmes: how to obtain a reliable MTF with an automatic approach? *Radiat Prot Dosimetry* 2010;139(1–3):443–8.
- [23] Richard S, Husarik DB, Yadava G, Murphy SN, Samei E. Towards task-based assessment of CT performance: system and object MTF across different reconstruction algorithms. *Med Phys* 2012;39(7):4115–22.
- [24] Ghetti C, Palleri F, Serreli G, Ortenzia O, Ruffini L. Physical characterization of a new CT iterative reconstruction method operating in sinogram space. *J Appl Clin Med Phys* 2013;14(4):4347.
- [25] Boedeker KL, McNitt-Gray MF. Application of the noise power spectrum in modern diagnostic MDCT: part II. Noise power spectra and signal to noise. *Phys Med Biol* 2007;52(14):4047–61.
- [26] Solomon JB, Christianson O, Samei E. Quantitative comparison of noise texture across CT scanners from different manufacturers. *Med Phys* 2012;39(10):6048–55.
- [27] Love A, Olsson ML, Siemund R, Stalhammar F, Bjorkman-Burtscher IM, Soderberg M. Six iterative reconstruction algorithms in brain CT: a phantom study on image

- quality at different radiation dose levels. *Br J Radiol* 2013;86(1031):20130388.
- [28] Ott JG, Becce F, Monnin P, Schmidt S, Bochud FO, Verdun FR. Update on the non-prewhitening model observer in computed tomography for the assessment of the adaptive statistical and model-based iterative reconstruction algorithms. *Phys Med Biol* 2014;59(15):4047–64.
- [29] Arrêté du 24 octobre 2011 relatif aux niveaux de référence diagnostiques en radiologie et en médecine nucléaire. (J.O.14 janvier 2012).

3.1.2. Impact des IR sur la qualité des images et sur la déformation des structures

- [68] Greffier J. Macri F. Larbi A et al (2016) Dose reduction with iterative reconstruction in multi-detector CT: What is the impact on deformation of circular structures in phantom study? *Diagn Interv Imaging* 97:187-196

Cet article présente l'impact de la réduction de la dose (via les mAs) et de l'utilisation de SAFIRE sur la déformation des structures circulaires. Une partie de l'étude réalisée et présentée dans le **Chapitre 2** y est exposée. Une seule tension et un seul filtre de reconstruction sont utilisés. Les aires, les périmètres et les circularités (paramètres quantitatifs) sont obtenus avec l'outil « Analyze Particles » d'ImageJ à partir d'images du fantôme Jaszczak. Les IQI et le NPS sont mesurés sur le fantôme Catphan 500. Les résultats de cette étude montrent que la déformation des structures est liée à l'augmentation du bruit dans l'image (réduction de la dose). L'utilisation de SAFIRE améliore les paramètres quantitatifs et compense la déformation des structures engendrée par la réduction de la dose. Des indices de qualité image et des paramètres quantitatifs équivalents sont retrouvés pour 100%/RPF, 50%/S3 et 30%/S5 confirmant la possibilité de réduire les doses de 70% par rapport à la RPF. Cependant, les modifications des courbes de NPS pour ces combinaisons se traduisent par des changements de l'aspect et de la texture des images.



ORIGINAL ARTICLE / *Technical*

Dose reduction with iterative reconstruction in multi-detector CT: What is the impact on deformation of circular structures in phantom study?



J. Greffier^{a,*}, F. Macri^a, A. Larbi^a, A. Fernandez^a,
F. Pereira^a, C. Mekkaoui^{a,b,1}, J.-P. Beregi^{a,1}

^a EA 2415, Department of Radiology, Nîmes University Hospital, boulevard Professeur-Robert-Debré, 30029 Nîmes cedex, France

^b Martinos Centre for Biomedical Imaging, Department of Radiology, Massachusetts General Hospital and Harvard Medical School, Boston, United States of America

KEYWORDS

Computed tomography;
Iterative reconstruction;
Image quality;
Deformation of circular structures;
Noise power spectrum

Abstract

Objectives: To evaluate the distortion of circular structures induced by the increased image noise related to dose reduction and to assess the effect of iterative reconstruction (IR).

Methods: MDCT acquisitions were performed with 120 kVp for 200/100/60/40/20 mAs with 100%/50%/30%/20%/10% of dose. Raw data were reconstructed by filtered back projection (FBP) and with two IR strengths. Image quality indices referred to water and acrylic were measured on a quality image phantom. Areas, perimeters, circularity were measured on the circular inserts of 4.8, 7.9 and 11.1 mm on a morphological phantom.

Results: Dose reduction resulted in increased image noise and in decreased signal to noise ratio and contrast to noise ratio. IR improved these indices for the same dose without affecting the signal (number CT) and spatial resolution (modulation transfer function). The values of area, perimeter and circularity were altered compared to the actual value and the inserts were visually deformed with the dose reduction. IR improved these three parameters. Image quality indices, areas, perimeters and circularity of inserts were similar between the acquisition at

Abbreviations: CNR, contrast to noise ratio; CTDI, computed tomography dose index; FBP, filtered back projection; FOV, field of view; IR, iterative reconstruction; MDCT, multi-detector computed tomography; MTF, modulation transfer function; NPS, noise power spectrum; PSF, point spread function; ROI, region of interest; SAFIRE, sinogram affirmed iterative reconstruction; SNR, signal to noise ratio; TTF, Target Transfer Function.

* Corresponding author.

E-mail address: joel.greffier@chu-nimes.fr (J. Greffier).

¹ Co-author senior: both author had equivalent contribution.

<http://dx.doi.org/10.1016/j.diii.2015.06.019>

2211-5684/© 2015 Éditions françaises de radiologie. Published by Elsevier Masson SAS. All rights reserved.

100% of the dose in FBP, 50% in strength-3 and 30% in strength-5 with different curves of noise power spectrum.

Conclusion: IR associated to 70% of dose reduction modifies the images smooth (NPS) but maintains adequate image quality indices without causing distortions of circular structures.

© 2015 Éditions françaises de radiologie. Published by Elsevier Masson SAS. All rights reserved.

The increasing number of multi-detector computed tomography (MDCT) studies and the exposure of patients to ionizing radiation have required a dose optimization which has been applied in routine [1–3]. These steps are resulted from a compromise between dose and image quality. Many tools [4,5] were developed to reduce the dose directly such as the tube current modulation, or indirectly, e.g. iterative reconstruction (IR) algorithms, such procedure aim to keep the satisfactory image quality for diagnosis purposes.

IR algorithms [6–8] improve image quality by reducing noise without changing significantly the signal parameters and the transverse spatial resolution. Indirectly, these techniques can reduce the dose delivered to the patients by changing the usual methods to dose optimization.

These methods compensate the degradation of raw data caused by dose reduction and it is frequently applied in different clinical studies (cardiac imaging, liver, chest and spine). Most of studies [9–18] have highlighted the interest of IR algorithm in dose reduction by using Sinogram Affirmed Iterative REconstruction (SAFIRE) tool on Siemens CT scan. For instance, high strength of IR algorithm allows that signal to noise ratio (SNR) and contrast to noise ratio (CNR) values remains similar to the images produced with high dose permitting a dose reduction ranging from 50 to 75% [9–18]. Thus, high strengths of IR algorithm modify the visual appearance (image smoothing) and the texture (changes in noise power spectrum [NPS]) of the images [8,19–21]. These changes were originally an obstacle for a wide spreading use of the fore-mentioned techniques.

A major challenge in clinical practice [22] is to handle radiologist subjectivity. Indeed, image quality analysis should consider individual interpretations in addition to several other parameters while diagnosing.

Several abnormal lesions such as nodular ones are usually circular in living tissues and can be easier diagnosed by using a proper imaging enhanced. Due that, the impact of circular structures deformations on the visualization of lesions must be firstly studied in phantoms before being applied to clinical studies.

The objective of this study was to evaluate the distortion of circular structures induced by the increased image noise related to dose reduction and to assess the effect of IR algorithm.

Materials and methods

Phantom used

Catphan 500 (Phantom Laboratory, Salem, USA) was composed of four sections but three sections CTP 401, 486 and

528b were used in this study to evaluate the effect of IR algorithm on the image quality indices (SNR, NPS, CNR, modulation transfer function [MTF]). Deluxe Jaszczak phantom (Date Spectrum Corporation, Durham, USA), a morphological phantom, was used to evaluate deformations due to dose reduction and the effect of IR algorithm. This phantom, more often used in nuclear medicine, consists of a unit in a water cylinder (20 HU) with six sectors of Plexiglas cold rods (125 HU) of 8.8 cm height and different diameters. The study was performed on the sector 1 with 56 rods of 4.8 mm in diameter; sector 3 and 5 with 21 rods of 7.9 mm and 10 rods of 11.1 mm of diameter respectively. These diameters were the most relevant for clinical practice on parenchymal organ.

CT scan

Images were acquired on a MDCT SOMATOM Definition AS+ (Siemens, Erlangen, Germany). The detector acquisition mode was $128 \times 0.6 \text{ mm}^2$, which corresponds to a physical collimation of $64 \times 0.6 \text{ mm}^2$ and use of a z-flying focal spot technique that allowed for double sampling along the z-direction. Raw data were reconstructed using the traditional filtered back projection (FBP) algorithm and with an IR algorithm available on the mentioned CT scan (SAFIRE). This method represents the particular usage of two corrections loops, one in the raw data especially and the other in the image data [23,24] with five iteration strengths (S1 to S5). On a scale of 1 to 5, 1 indicates the least amount of noise reduction while 5 refers to the most one.

Acquisition and reconstruction parameters

Images of both phantoms were obtained with the following parameters: date collection diameter 500 mm, 1.2 helical pitch, 0.33 s rotation time, $128 \times 0.6 \text{ mm}^2$ collimation; 1 mm acquisition thickness. Images were acquired at five quality reference of mAs: 20, 40, 60, 100 and 200 mAs, these levels of mAs correspond to 10%, 20%, 30%, 50% and 100% of the reference dose. Regarding to volume Computed Tomography dose index (CTDIvol), the values were 1.35, 2.7, 4.04, 6.74 and 13.44 mGy. All images were reconstructed axially with 1 mm image thickness and an interval of 0.7 mm; field of view (FOV) was set to $260 \times 260 \text{ mm}^2$ (voxel size: $0.51 \times 0.51 \times 0.7 \text{ mm}$); the traditional FBP algorithm with a medium sharp kernel (B30) and the IR algorithm SAFIRE using the kernel with the same sharpness as that FBP algorithm (I30).

Although five strengths are available in SAFIRE in the present work only explored two of them; strengths 3 and 5. On one hand, the strength of 3 (S3) is commonly used in

clinical practice and represents the majority of references in this field [14–16,19,24]. On the other hand, the strength of 5 allows applying the maximum dose reduction preserving the quality of the image. Due that, strengths of 3 and 5 (S3 and S5) were defined as the most important strength to be evaluated.

Dosimetry

CTDIvol was measured with the dosimetry phantom body (The Phantom Laboratory, Salem, NY, USA) 32 cm diameter and a pencil ionization chamber 10 cm (CT, Unfors Xi) in 4 acquisitions. The ionization chamber and the multi-meter were calibrated according an accredited laboratory (Swedish Board for Conformity Assessment and Accreditation 2035 ISO/IEC/17025).

Physical metrics

Images obtained with the phantom Catphan 500 were analysed using a CTP module in the software Qualimagiq® (QUALIFORMED, La Roche sur Yon, France). In order to approximate the density available in Jaszczak phantom, the analysis was performed on the gelled water (20HU) and on Acrylic (120HU). Signal (mean) and image noise (standard deviation) were estimated under CTP 486 section for water (ROI 14400 pixels [36 cm²] in the centre) and under CTP 401 section for the Acrylic (ROI of 420 pixels [0.785 cm²]). The values of the SNR in the water and in the acrylic elements, as well as the CNR of acrylic were calculated according following Eq. (1) and (2) [20]:

$$\text{SNR} = \frac{|\text{HU}_{\text{ROI}}|}{\sigma_{\text{ROI}}} \quad (1)$$

$$\text{CNR} = \frac{|\text{HU}_{\text{ROI}} - \text{HU}_{\text{Water}}|}{\left(\frac{\sigma_{\text{ROI}} + \sigma_{\text{Water}}}{2}\right)} \quad (2)$$

The transverse spatial resolution, characterized by the MTF [25–27], was calculated by measuring the impulse response function of the imaging system represented by the spreading function of a point also known as ‘‘point spread function (PSF)’’. This function was estimated in the CTP 528bis section, which is composed with a small ball of

Tungsten Carbide with diameter of 0.28 mm, which is less than one pixel size. A square area of 32 × 32 pixels was centred on the middle of the PSF (pixel with the maximum intensity) and the background signal was subtracted therein. To reduce the noise influence, two PSF are calculated by projecting the 32 × 32 pixels ROI on vertical and horizontal directions of the image. These two projections give two PSF profiles and at the end the MTF was obtained from the average of the two modules of their Fourier transforms. The value of the MTF_{10%} was then extracted from the MTF curves.

NPS were calculated with a homemade Matlab® routine (The MathWorks, Natick, USA) based on 60 image slices of the homogeneous water section (CTP 486) containing ROIs of 128 × 128 pixels. NPS were determined by averages in the frequency domain along the fx and fy directions [8,20,21,27–29]. The methodology we used was similar to that used by Mieville et al. [20].

Data obtained with the phantom Jaszczak were also analysed with the software Image J® 1.48v (U.S. National Institutes of Health, Bethesda, USA). For each acquisition and reconstruction parameter combinations the same image in the centre of the section was selected. In order to increase the contrast, each image was converted to 8-bit (Fig. 1a) and turned to binary (Fig. 1b) with the Threshold Function presented in the software [30]. Subsequently, the histogram of the image was computed resulting in one Rayleigh and two mixed Gaussian curves (Fig. 2). The second Gaussian (C) represents the pixels with higher values mainly corresponding to the inserts while the first one (B) and the Rayleigh curve (A) report the lower values, that correspond to the background of the phantom and the water respectively. A crucial threshold values between the insert and other elements was found between both Gaussian curves. In order to define this threshold, a Gaussian mixture model approach was applied using a homemade Matlab® routine (The MathWorks, Natick, USA). Briefly, the first derivate was computed and maximized on the histogram in order to find the mean value of the first Gaussian (peak). In addition, the second derivate was also computed and maximized to model the standard deviation of the first Gaussian curve. The threshold was defined by the mean added three standard deviation of the first Gaussian. Such procedure was applied on the images and resulted different thresholds.

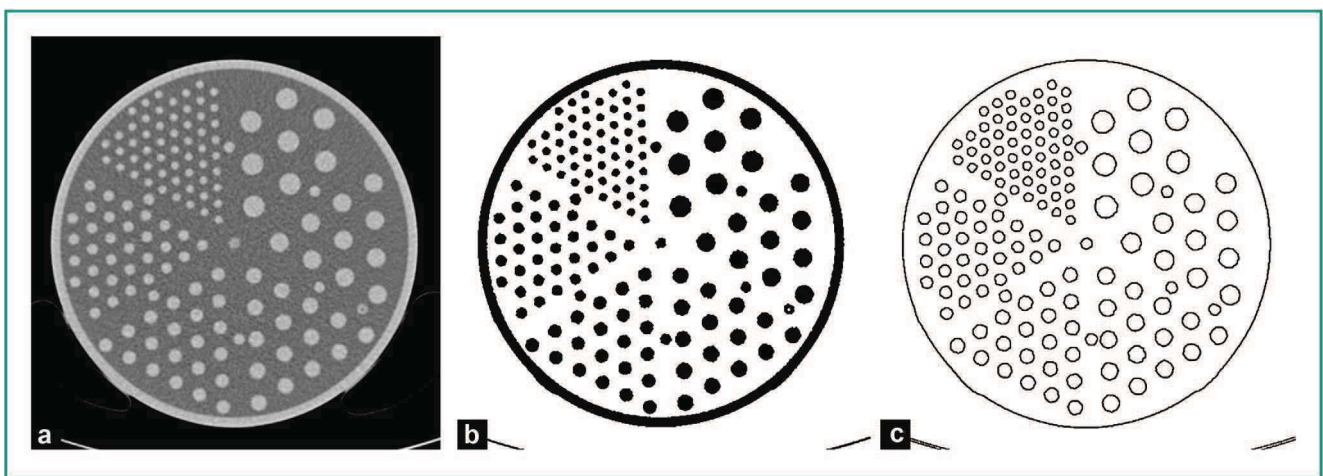


Figure 1. Raw (a), thresholded (b) and analyzed (c) phantom images Jaszczak with plugin Analyze Particles software Image J.

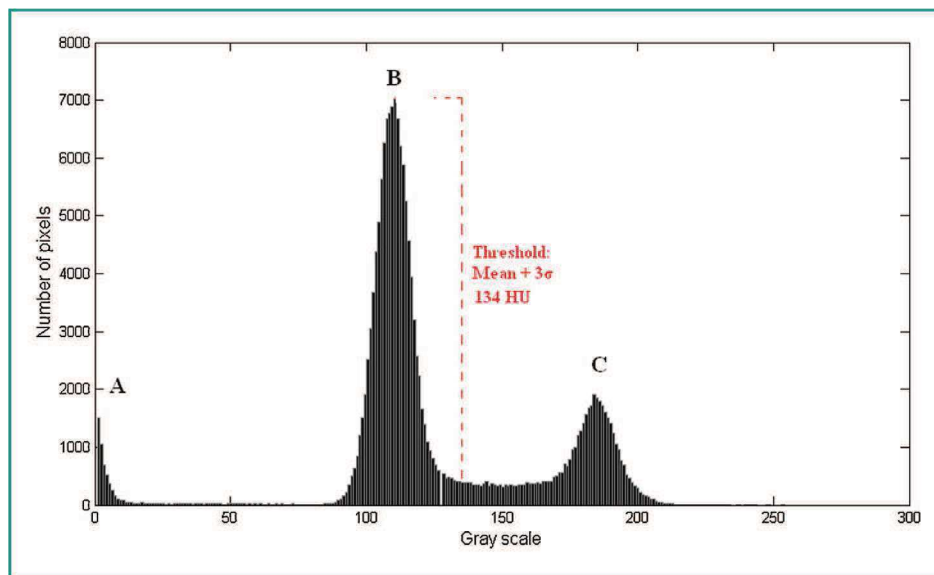


Figure 2. Histogram for 120 kVp, 200 mAs and FBP with the threshold value used in this study. The histogram evidences a Rayleigh distribution (A) and two Gaussian curves (B and C).

The final threshold was calculated by averaging over all individual thresholds. Such more value corresponds to 134 HU (standard deviation: 4%). Hounsfield values over 134 HU were coloured in black while values below 134 HU were coloured white. The tool ‘‘Analyze Particles’’ was used to extract from binary images the measurements of areas, perimeters and circularity in all inserts with different diameters (Fig. 1c).

The circularity was computed with the Eq. (3) using the area and the perimeter as variables. For the ideal condition, a value of 1.0 indicates a perfect circle.

$$\text{Circularity} = \frac{4\pi \times \text{Area}}{\text{Perimeter}^2} \quad (3)$$

Values used in the present paper correspond to the average of each section: different insert composing the 3 selected sections (4.8 mm, 7.9 mm and 11.1 mm in diameter).

Statistics

Statistical analysis was performed using Biostatgv’ (<http://marne.u707.jussieu.fr/biostatgv/>). The comparison between the reference acquisition and other acquisitions

was achieved using the paired Mann-Whitney–Wilcoxon test. A *P*-value lower than 0.001 (adjusted for multiple comparisons) was considered significant.

Results

Decreasing of CTDIvol was associated to lower values of SNR and CNR regarding each insert and the strength of reconstruction. However, both SNR and CNR were improved by increasing strengths of SAFIRE. Independently of the CTDIvol, SNR of the water was increased in mean by 44.3% between the FBP and S3 and 99.1% between FBP and S5 (Table 1a). The acrylic SNR differed in mean by 44.7% between the FBP and S3 and 103.3% between the FBP and S5 (Table 1b). The acrylic CNR differed in mean by 43.3% between the FBP and S3 and 98.5% between the FBP and S5 (Table 1c). Whatever the strength of IR algorithm and the dose reduction, the values of MTF_{10%} were equivalent (Table 1d).

Similar ($\pm 5\%$) or improved values of SNR and CNR were resulted from a dose reduction of 50% for S3 and 70% for S5 were indicated. Moreover, regardless of the rise of SAFIRE strength or CTDIvol, transverse spatial resolution materialized by MTF_{10%} was not modified (Table 1d).

Table 1a Effect of the reduction CTDIvol and the increase of SAFIRE strength on the SNR of water.

Water (20 HU)	SNR for different CTDIvol (mGy)				
	1.35 (10%)	2.7 (20%)	4.04 (30%)	6.74 (50%)	13.44 (100%)
Reconstruction					
FBP (B30f)	0.33	0.48	0.56	0.74	1.10
S3 (I30f)	0.46	0.70	0.81	1.08	–
S5 (I30f)	0.63	0.98	1.10	1.51	–

The acquisition of reference corresponds to 100% or 13.44 mGy reconstructed with FBP. FBP: filtered back projection; S3 and S5: strengths of iterative reconstruction SAFIRE. Bold values shows the similar or improved value compared to 120kVp/200mAs/FBP.

Table 1b Effect of the reduction CTDIvol and the increase of SAFIRE strength on the SNR of the acrylic.

Acrylic (120 HU)	SNR for different CTDIvol (mGy)				
Reconstruction	1.35 (10%)	2.7 (20%)	4.04 (30%)	6.74 (50%)	13.44 (100%)
FBP (B30f)	3.14	4.43	6.26	10.00	12.52
S3 (I30f)	4.36	6.09	9.37	15.27	—
S5 (I30f)	5.83	7.96	14.15	22.13	—

The acquisition of reference corresponds to 100% or 13.44 mGy reconstructed with FBP. FBP: filtered back projection; S3 and S5: strengths of iterative reconstruction SAFIRE. Bold values shows the similar or improved value compared to 120kVp/200mAs/FBP.

Table 1c Effect of the reduction CTDIvol and the increase of SAFIRE strength on CNR of the acrylic.

Acrylic (120 HU)	CNR for different CTDIvol (mGy)				
Reconstruction	1.35 (10%)	2.7 (20%)	4.04 (30%)	6.74 (50%)	13.44 (100%)
FBP (B30f)	3.12	4.54	6.11	8.63	11.85
S3 (I30f)	4.40	6.35	8.86	12.68	—
S5 (I30f)	5.96	8.51	12.67	17.95	—

The acquisition of reference corresponds to 100% or 13.44 mGy reconstructed with FBP. FBP: filtered back projection; S3 and S5: strengths of iterative reconstruction SAFIRE. Bold values shows the similar or improved value compared to 120kVp/200mAs/FBP.

Fig. 3a–c shows that whatever the size of the insert, reductions in mAs increased the difference between a measured area and its real value. The difference between the real area and the one of 120 kVp 200 mAs tended to be amplified with the decreased size of the insert. Such differences represented 14.5% for 4.8 mm, 12.7% for 7.9 mm and 7.5% for 11.1 mm. However, higher strength of IR algorithm improved measures when compared to the real value. The impact of IR algorithm demonstrated to be much more important in lower doses. Comparing FBP and S3, the area of the inserts dropped in mean -1.6% for 200 mAs and -3.1% for 20 mAs. The same pattern was observed for the comparison between FBP and S5. In this case, the area dropped in mean -2.5% at 200 mAs and -5.3% for 20 mAs.

Analogous to the area, lower mAs resulted in an increment in the perimeter, which was distanced from its real value (Fig. 3d–f). For instance, compared to the actual perimeter, the average of the three types of inserts resulted in a difference of 9.8% when using 120 kVp and 200 mAs. High strengths of IR algorithm also demonstrated to be more efficient when the mAs were reduced. Comparing FBP and S3,

the perimeter of the inserts felt in mean -1.3% for 200 mAs and -12.7% for 20 mAs. Analogously, for the comparison between FBP and S5, the perimeter reduced in mean -2.1% at 200 mAs and -20.8% for 20 mAs. Therefore, the impact of higher strengths of IR algorithm was more pronounced in perimeter than in area.

The circularity approximated to the value 1 (ideal value) when mAs or IR algorithm strength (Fig. 3g–i) was increased. In addition, considering the value of the circularity at 120 kVp and 200 mAs for FBP, it was observed a difference of 5.6% between the ideal value and the circularity of the insert with the diameter of 4.8 mm. This effect was more evident with the diameter of insert increased: 8.6% for 7.9 mm and 10.1% for 11.1 mm. The impact of IR algorithm was greater with low dose as for the area and the perimeter. The average difference of the circularity was 1.0% at 200 mAs and 24.7% at 20 mAs between FBP and S3 while it was 1.8% at 200 mAs and 46.2% at 20 mAs between FBP and S5.

More inserts were little more distorted when the dose was reduced (Fig. 4).

Table 1d Effect of the reduction CTDIvol and the increase of SAFIRE strength on $MTF_{10\%}$.

$MTF_{10\%}$ (mm^{-1})	MTF values for different CTDIvol (mGy)				
Reconstruction	1.35 (10%)	2.7 (20%)	4.04 (30%)	6.74 (50%)	13.44 (100%)
FBP (B30f)	0.16	0.17	0.16	0.16	0.16
S3 (I30f)	0.16	0.16	0.16	0.16	—
S5 (I30f)	0.16	0.16	0.16	0.16	—

The acquisition of reference corresponds to 100% or 13.44 mGy reconstructed with FBP. FBP: filtered back projection; S3 and S5: strengths of iterative reconstruction SAFIRE. Bold values shows the similar or improved value compared to 120kVp/200mAs/FBP.

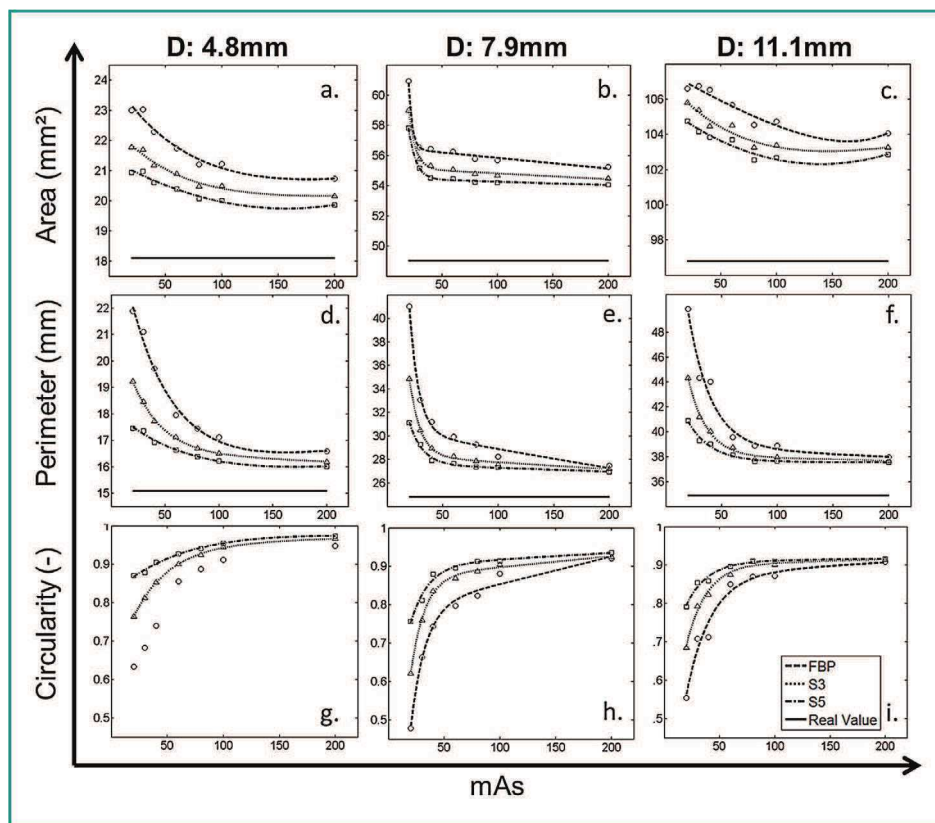


Figure 3. Effect of dose reduction and increase strengths of SAFIRE on deformations: areas (a–c), perimeters (d–f) and the circularity (g–i) for the inserts 4.8 mm, 7.9 mm and 11.1 mm (FBP: Filtered Back Projection; S3 and S5: strengths of iterative reconstruction SAFIRE). The ideal value for the circularity is 1.

Table 2a Comparison areas for 3 sizes of inserts between acquisitions 100% and FBP, 50% and S3 and 30% and S5 in the Jaszczak phantom.

Area (mm ²)	Insert 4.8 mm	Insert 7.9 mm	Insert 11.1 mm
120 kVp 200 mAs FBP	20.7	55.2	104.1
120 kVp 100 mAs S3	20.5	54.7	103.4
120 kVp 60 mAs S5	20.4	54.5	103.7

FBP: filtered back projection; S3 and S5: strengths of iterative reconstruction SAFIRE.

Table 2b Comparison perimeters for 3 sizes of inserts between acquisitions 100% and FBP, 50% and S3 and 30% and S5 in the Jaszczak phantom.

Perimeter (mm)	Insert 4.8 mm	Insert 7.9 mm	Insert 11.1 mm
120 kVp 200 mAs FBP	16.58	27.46	37.86
120 kVp 100 mAs S3	16.51	27.57	37.96
120 kVp 60 mAs S5	16.64	27.65	38.14

FBP: filtered back projection; S3 and S5: strengths of iterative reconstruction SAFIRE.

Increasing strengths of IR algorithm improved reduction of the general distortions, which results in the values of the circularity approaching to 1 (Fig. 5).

No significant difference was found amongst the values of the areas, perimeters and circularity of the inserts and amongst the acquisition with 100% of doses and FBP, with 50% and S3 and with 30% and S5 (Tables 2a–c).

Fig. 6 shows the images obtained for the acquisition of reference and the two acquisitions with dose reduction.

The peaks of S3 and S5 were slightly above the curve FBP at 200mAs, regarding the NPS curves of the three acquisitions. These peaks were strongly shifted to lower frequencies as the IR algorithm strength was higher (Fig. 7).

Table 2c Comparison circularity for 3 sizes of inserts between acquisitions 100% and FBP, 50% and S3 and 30% and S5 in the Jaszczak phantom.

Circularity	Insert 4.8 mm	Insert 7.9 mm	Insert 11.1 mm
120 kVp 200 mAs FBP	0.95	0.92	0.91
120 kVp 100 mAs S3	0.94	0.91	0.91
120 kVp 60 mAs S5	0.93	0.90	0.90

FBP: filtered back projection; S3 and S5: strengths of iterative reconstruction SAFIRE.

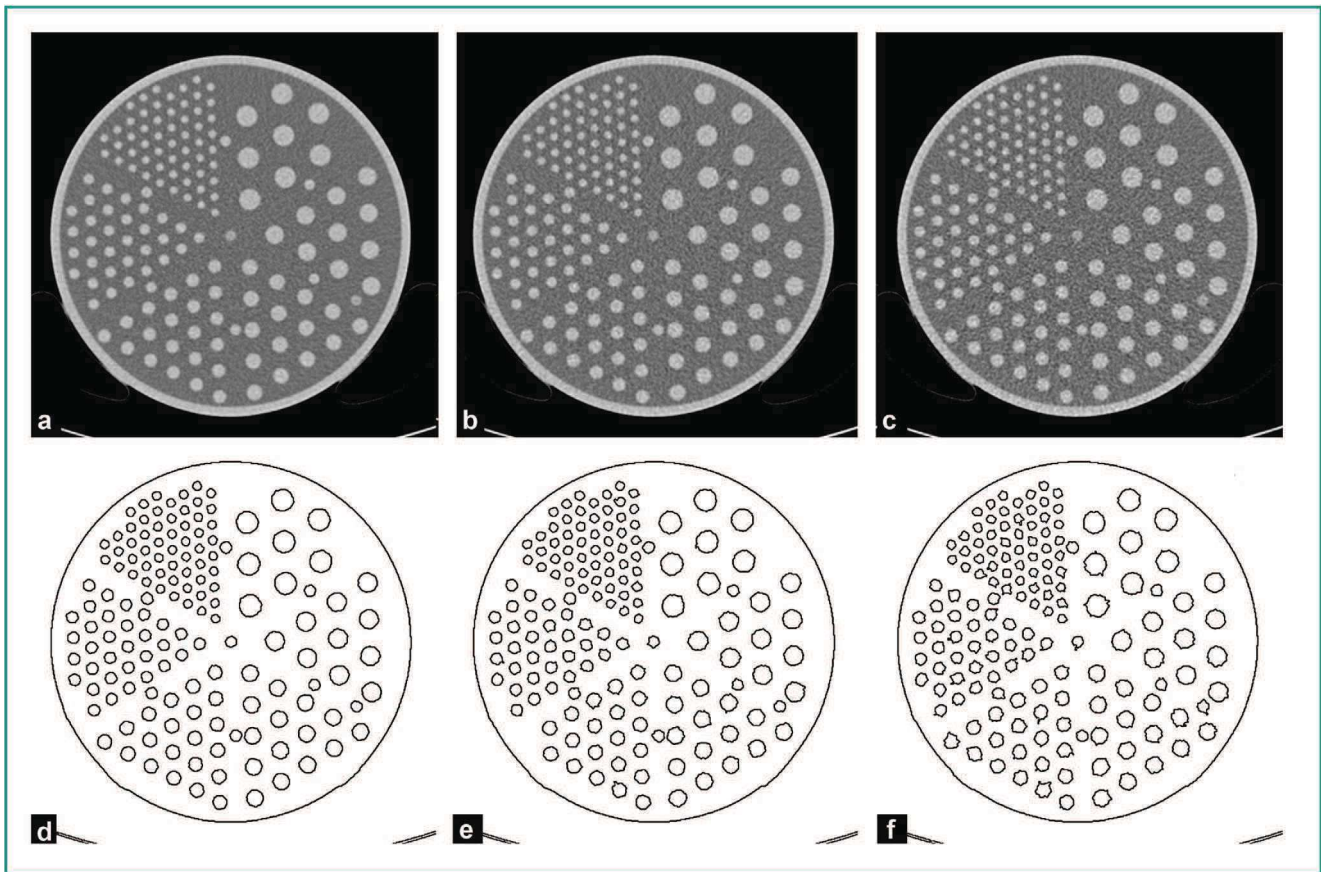


Figure 4. Images obtained at 100% (a), 50% (b), 30% (c) and 10% (d) dose and reconstructed with FBP with and without the used of the Image J tool.

Discussion

This study demonstrated the possibility to decrease irradiation dose to 70% with strength-5 of SAFIRE compared to reference, as IR algorithm compensate image quality with no effect on circular structures (4.8 to 12.7 mm).

The phantom Catphan allows us to adequately evaluate all quality image indices. Results derived from the acquisitions with the phantom Catphan were similar to those in the literature [8,20,21]. The image noise was remarkably reduced with progressive increase of SAFIRE strength without affecting the signal and $MTF_{10\%}$. Thus the SNR and CNR were improved. Similar values of the quality indices were found with 50% dose reduction and S3 as well with 70% of reduction dose and S5. The effect of IR algorithm when compared to FBP was more pronounced at low dose than at high dose.

Increasing levels of SAFIRE entailed a double advantage: the quality indices were improved for the same dose and reductions of dose were possible for the same image quality indices [8,20–22]. However, these indices did not provide any additional information about the impact increasing image noise component, due to dose reduction and the compensation of IR algorithm on the deformations of circular structures. Moreover, the phantom Catphan did not allow analyzing the objects deformation.

The phantom Jaszczak, more often used in nuclear medicine, have the advantage of analyzing 6 sectors composed by circular inserts of different sizes with densities included in those of soft tissues (125 HU and 20 HU for the background). Various sizes of the inserts, simulating nodules of several diameters, allowed approaching significantly to the structures on clinical images. The usage of plugin Analyze Particles of the Image J software permitted to obtain reproducible results after a pre-processing of the images. In addition to that, here it was proposed a systematic method to extract the information of a specific Grayscale band. By means of modelling the histogram, the distribution of voxels intensity suggested to follow a function composed by a single Rayleigh and two Gaussian curves. Although such method was not explored extensive in this paper, low standard deviation found to be 4% in the threshold values across the measurements.

From a metric point of view, by reducing the dose the noise component of the image was increased. Areas, perimeters and circularity were distanced from the values of the reference acquisition. From a visual point of view, the morphology of the inserts was progressively changed in direct proportion to the dose decrease. The loss of their circularity and the presence of peaks were evidenced. The study demonstrated that IR algorithm corrected distortion of circular structures, as attested by the improvement of the

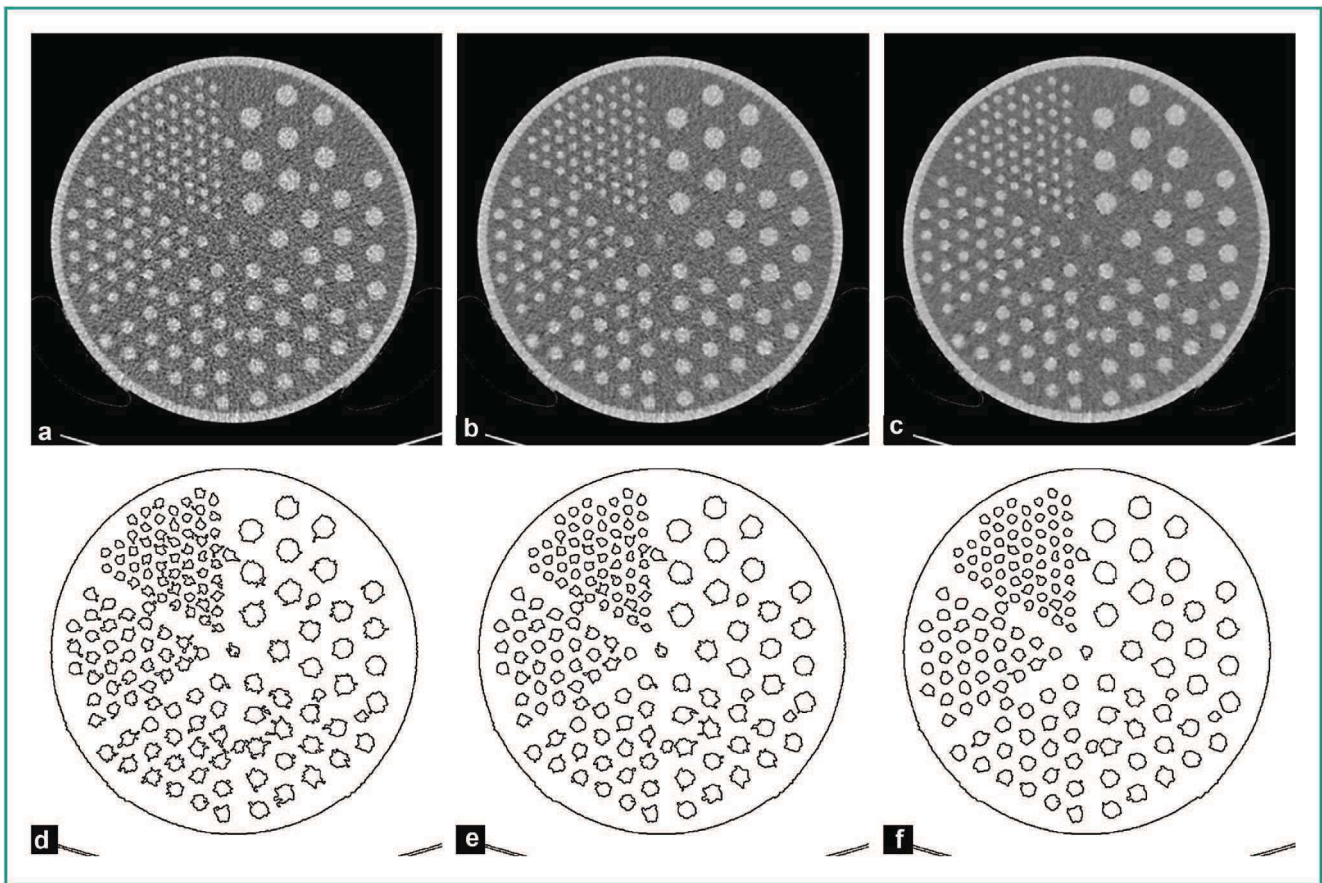


Figure 5. Images obtained at 10% dose and reconstructed with FBP (a), S3 (b) and S5 (c) with and without the used of the Image J tool.

three parameters. This effect was present when dose was reduced. The three parameters were also improved with IR algorithm at a constant dose compared to FBP. Moreover, from a visual point of view, with the same dose, the use of IR algorithm reduced the deformation of the inserts and they were closer to their initial circular shapes.

Using strengths S3 and S5 of SAFIRE allowed reducing the doses respectively by 50% and by 70% regarding to the reference acquisition at 100%. Equivalent indices of image quality were found. The measured values of the three parameters showed no major differences compared to the acquisition at 100% and to FBP. Visually images obtained with the Image J software showed circular inserts with close shape and size.

In fact the real phantom images were visually different. Smoothing of image was present and amplified as IR level increased. NPS curves of these three acquisitions showed that even if the SNR and CNR presented no important difference, the noise component was higher for acquisitions with dose reduction. In addition, the peaks of the curves were moved to lower frequencies with IR algorithm and this was consistent with the results presented in the literature [8,20,21].

This study had some limitations. Firstly, the Catphan device 500, used as reference to quantify image quality indices, was a quick and simple approach to the evaluation of certain properties of reconstruction methods. It was

limited especially for MTF measurements with non-linear reconstruction. The classical MTF system was well adapted for linear reconstruction algorithms such as FBP with the standard kernel, the spatial resolution is independent of the contrast level. However, for IR algorithms the spatial resolution was dependent on the contrast level. Use of TTF index seems to be the most appropriated to assess the non-linear IR algorithm [27]. Moreover, the parameters studied focused the effect of SAFIRE and the dose reduction. The raw data were acquired at 120 kVp in order to overcome the effect of beam energy on image quality indices above all the signal [7]. The impact of the pitch, the acquisition and reconstruction slice thickness, as well the reconstruction kernels and the other strengths of SAFIRE were not studied. To avoid inter-observer bias, the spatial resolution at low contrast was not evaluated [31,32]. Finally, the use of phantom Jaszczak was limited to the analysis of circular structures of density in the range of soft tissues.

This experimental study confirms the possibility of reducing the dose up to 70% while maintaining satisfactory image quality indices, without altering the area, perimeter and circularity of the circular structures by using IR algorithm. In order to transpose this model to medical practice, studies on cadaver and on patients should be performed. In these proposed studies an assessment of oversmoothing and the impact of circular deformation on diagnostic performance should be evaluated.

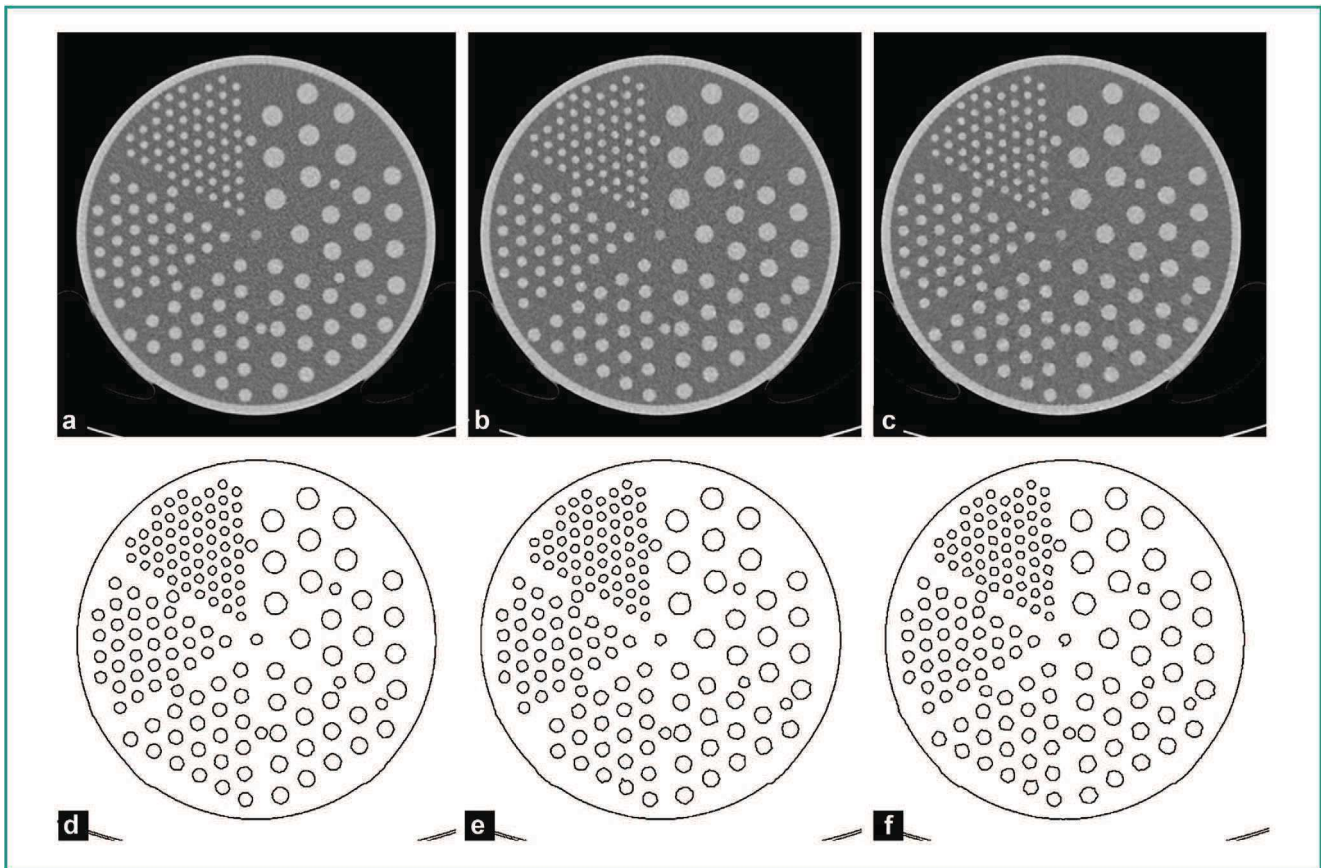


Figure 6. Images obtained at 100% and FBP (a), 50% and S3 (b) and 30% and S5 (c) with and without the used of the Image J tool.

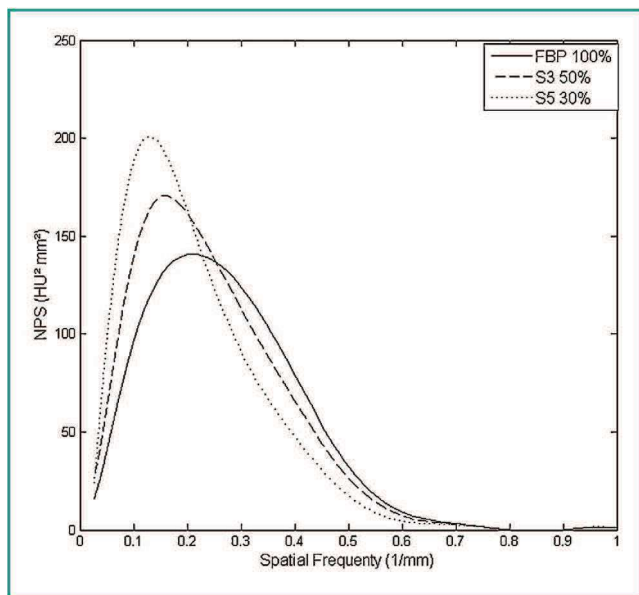


Figure 7. NPS curves for 100% and FBP, 50% and S3, 30% and S5.

Acknowledgements

We would like to thank M. Lomma, C. Demattei and C. Croisille for their supports in this study. We would like to thanks Pr P.O. Kotzki, Chairman of Nuclear Medicine CHU

Nîmes, for the loan of the phantom Jaszczak used in this study. We would like to thanks S. Beaumont for technical support with Qualimagiq software.

Disclosure of interest

The author declares that he has no conflicts of interest concerning this article.

References

- [1] Kalra MK, Maher MM, Toth TL, et al. Strategies for CT radiation dose optimization. *Radiology* 2004;230:619–28.
- [2] Kalender WA, Buchenau S, Deak P, et al. Technical approaches to the optimisation of CT. *Phys Med* 2008;24:71–9.
- [3] Gunn ML, Kohr JR. State of the art: technologies for computed tomography dose reduction. *Emerg Radiol* 2010;17:209–18.
- [4] Soderberg M, Gunnarsson M. Automatic exposure control in computed tomography: an evaluation of systems from different manufacturers. *Acta Radiol* 2010;51:625–34.
- [5] Rampado O, Marchisio F, Izzo A, et al. Effective dose and image quality evaluations of an automatic CT tube current modulation system with an anthropomorphic phantom. *Eur J Radiol* 2009;72:181–7.
- [6] Beister M, Kolditz D, Kalender WA. Iterative reconstruction methods in X-ray CT. *Phys Med* 2012;28:94–108.
- [7] Kalender W. *Computed Tomography: Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications*. Publicis; 2011.

- [8] Love A, Olsson ML, Siemund R, Stalhammar F, Bjorkman-Burtscher IM, Soderberg M. Six iterative reconstruction algorithms in brain CT: a phantom study on image quality at different radiation dose levels. *Br J Radiol* 2013;86:20130388.
- [9] Moscariello A, Takx RA, Schoepf UJ, et al. Coronary CT angiography: image quality, diagnostic accuracy, and potential for radiation dose reduction using a novel iterative image reconstruction technique-comparison with traditional filtered back projection. *Eur Radiol* 2011;21:2130–8.
- [10] Han BK, Grant KL, Garberich R, Sedlmair M, Lindberg J, Lesser JR. Assessment of an iterative reconstruction algorithm (SAFIRE) on image quality in pediatric cardiac CT datasets. *J Cardiovasc Comput Tomogr* 2012;6:200–4.
- [11] Wang R, Schoepf UJ, Wu R, et al. Image quality and radiation dose of low dose coronary CT angiography in obese patients: sinogram affirmed iterative reconstruction versus filtered back projection. *Eur J Radiol* 2012;81:3141–5.
- [12] Ebersberger U, Tricarico F, Schoepf UJ, et al. CT evaluation of coronary artery stents with iterative image reconstruction: improvements in image quality and potential for radiation dose reduction. *Eur Radiol* 2013;23:125–32.
- [13] Baker ME, Dong F, Primak A, et al. Contrast-to-noise ratio and low-contrast object resolution on full- and low-dose MDCT: SAFIRE versus filtered back projection in a low-contrast object phantom and in the liver. *AJR Am J Roentgenol* 2012;199:8–18.
- [14] Schuhbaeck A, Achenbach S, Layritz C, et al. Image quality of ultra-low radiation exposure coronary CT angiography with an effective dose <0.1 mSv using high-pitch spiral acquisition and raw data-based iterative reconstruction. *Eur Radiol* 2013;23:597–606.
- [15] Winklehner A, Karlo C, Puipe G, et al. Raw data-based iterative reconstruction in body CTA: evaluation of radiation dose saving potential. *Eur Radiol* 2011;21:2521–6.
- [16] Kalra MK, Woisetschlager M, Dahlstrom N, et al. Radiation dose reduction with sinogram affirmed iterative reconstruction technique for abdominal computed tomography. *J Comput Assist Tomogr* 2012;36:339–46.
- [17] Schulz B, Beerers M, Bodelle B, et al. Performance of iterative image reconstruction in CT of the paranasal sinuses: a phantom study. *AJNR Am J Neuroradiol* 2013;34:1072–6.
- [18] Greffier J, Macri F, Larbi A, et al. Dose reduction with iterative reconstruction: optimization of CT protocols in clinical practice. *Diagn Interv Imaging* 2015;96:477–86.
- [19] Becce F, Ben Salah Y, Verdun FR, 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 and iterative reconstruction. *Skeletal Radiol* 2013;42:937–45.
- [20] Mievilte FA, Gudinchet F, Brunelle F, Bochud FO, Verdun FR. Iterative reconstruction methods in two different MDCT scanners: physical metrics and 4-alternative forced-choice detectability experiments: a phantom approach. *Phys Med* 2013;29:99–110.
- [21] Ghetti C, Palleri F, Serreli G, Ortenzia O, Ruffini L. Physical characterization of a new CT iterative reconstruction method operating in sinogram space. *J Appl Clin Med Phys* 2013;14:4347.
- [22] von Falck C, Bratanova V, Rodt T, et al. Influence of sinogram affirmed iterative reconstruction of CT data on image noise characteristics and low-contrast detectability: an objective approach. *PLoS One* 2013;8:e56875.
- [23] 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;94:1117–21.
- [24] Baumueller S, Winklehner A, Karlo C, et al. Low-dose CT of the lung: potential value of iterative reconstructions. *Eur Radiol* 2012;22:2597–606.
- [25] Mievilte F, Beaumont S, Torfeh T, Gudinchet F, Verdun FR. Computed tomography commissioning programmes: how to obtain a reliable MTF with an automatic approach? *Radiat Prot Dosimetry* 2010;139:443–8.
- [26] Richard S, Husarik DB, Yadava G, Murphy SN, Samei E. Towards task-based assessment of CT performance: system and object MTF across different reconstruction algorithms. *Med Phys* 2012;39:4115–22.
- [27] Ott JG, Becce F, Monnin P, Schmidt S, Bochud FO, Verdun FR. Update on the non-prewhitening model observer in computed tomography for the assessment of the adaptive statistical and model-based iterative reconstruction algorithms. *Phys Med Biol* 2014;59:4047–64.
- [28] Boedeker KL, McNitt-Gray MF. Application of the noise power spectrum in modern diagnostic MDCT: part II. Noise power spectra and signal to noise. *Phys Med Biol* 2007;52:4047–61.
- [29] Solomon JB, Christianson O, Samei E. Quantitative comparison of noise texture across CT scanners from different manufacturers. *Med Phys* 2012;39:6048–55.
- [30] Igathinathane C, Columbus EP, Batchelor WD, Methuku SR. Shape identification and particles size distribution from basic shape parameters using image. *J Comput Electron Agric* 2008;63:168–82.
- [31] Sackett DL. Bias in analytic research. *J Chronic Dis* 1979;32:51–63.
- [32] Sica GT. Bias in research studies. *Radiology* 2006;238:780–9.

3.2. Vérifications préalables sur fantômes anthropomorphiques

3.2.1. CareDose 4D selon la morphologie du patient : influence sur la dose et la qualité image

L'article présenté dans cette partie est en cours de relecture pour publication dans **Physica Medica**.

Cet article présente l'influence de la morphologie sur la qualité image et sur la dose lorsque l'on utilise les forces de modulation du CareDose 4D. Pour l'illustrer, un nombre limité de paramètres a été utilisé : 100 kV et des mAs_{ref} permettant d'obtenir 50% des NRD pour le thorax et pour l'abdomen pelvis. Quatre fantômes anthropomorphiques sont exposés : 1 an, 5 ans, 10 ans et l'adulte mince (Adulte I). Pour simuler un adulte normal (adulte II) et obèse (Adulte III) des plaques de bolus sont rajoutées sur le thorax ou sur l'abdomen. Six acquisitions sont réalisées par fantôme et par localisation (Thorax ou Abdomen-pelvis) : une avec mAs fixes et cinq avec chaque force de modulation. Les données brutes sont reconstruites avec la RPF, et les niveaux S1/S3/S5 de SAFIRE. Les IQI sont mesurés dans des ROIs positionnés dans différents tissus selon la localisation : poumons, tissus mous, vertèbres. Les $CTDI_{vol}$, mAs_{eff} et les mAs_{mod} sont relevés et les SSDE sont calculés pour chaque fantôme. Les résultats de cette étude montrent qu'en fonction de la morphologie, le CareDose 4D module les mAs différemment. Si la patient est situé en-dessous du patient de référence (pédiatrie et Adulte I), les mAs_{eff} sont inférieures aux mAs_{ref} et inversement pour l'Adulte III. Les forces de modulation ont également un comportement différent selon le patient. Si le patient est au-dessus du patient de référence, la force Très forte délivre plus de dose que la force Très faible et inversement en-dessous. Des points d'inversion du comportement des forces sont retrouvés pour un diamètre effectif de 29 cm pour le thorax et 27 cm pour l'abdomen. On note une variation de la modulation des mAs en fonction de la région anatomique. Si la région anatomique est très atténuante, la modulation des mAs va augmenter. Plus la morphologie du patient est élevée plus ce phénomène est important. Pour l'enfant de 1 an, l'influence de la région anatomique sur la modulation des mAs est quasi nulle. Toutes modifications de la dose engendrées par la modulation des mAs entraînent une modification des IQI. En synthèse, cette étude suggère d'adapter les protocoles adultes en fonction de la morphologie. Ceci peut être réalisé en sélectionnant les forces Forte ou Très Forte pour le type de patient Obèse dans les régions atténuantes. Cette étude suggère également de créer des protocoles par tranche d'âge en pédiatrie et d'utiliser les IR couplées aux forces pour réduire les doses.

Manuscript Number:

Title: Tube current modulation strengths according to patient's size:
effects on dose delivered and on image-quality.

Article Type: Original article

Keywords: MDCT; Automatic Exposure Control; radiation dose; phantom
imaging; image-quality

Corresponding Author: Mr. Joel Greffier, PhD Student

Corresponding Author's Institution: Centre Hospitalier Universitaire
Caremeau

First Author: Joel Greffier, PhD Student

Order of Authors: Joel Greffier, PhD Student; Ahmed Larbi, MD, PhD
Student; Francesco Macri, MD, PhD Student; Jean Paul Beregi, Pr, MD, PhD;
Pereira Fabricio, PhD

Abstract: Objective

To study the effect of patient's size, anatomical location and modulation
strength (MS) on delivered dose and image-quality on CT examinations
using Automatic Exposure Control (AEC) system.

Methods

Four physical anthropomorphic phantoms that simulates paediatric and
adult female (Adult(I)) individuals were used. Bolus plates were employed
to simulate normal (Adult(II)) and overweight adults (Adult(III)). CT
acquisitions of thorax and abdomen-pelvic were performed with AEC system
activated with five MS. Modulated mAs (mAsmod) were recorded and compared
to the image-quality reference mAs (mAsref). Image noise was evaluated.

Results

The effective mAs were higher than the mAsref for the Adult(III) and
lower for Adult(I) and paediatric phantoms. Reversal points were found
for effective diameter at 29.3 cm and 27.1 cm in the thorax and the
abdomen-pelvic, respectively. The patterns of MS were the opposite
regarding before and after theses points. With respect to the phantom's
size, mAsmod were more important according to the anatomical location.
Dose delivered changes according to the MS applied and patient's size,
which leads to image-quality variations.

Conclusion

The patterns of MS were affected by the patient's size. The dose
delivered to the paediatric patients decreased whereas it increased in
obese patients.

1. Automatic Exposure Control system lays on reference mAs (mAs_{ref}) for reference-patient
2. Paediatric patients have lower modulated mAs than mAs_{ref} .
3. Obese patients have higher modulated mAs than mAs_{ref} .
4. The patterns of modulation strengths are opposite before and after the reference-patient.
5. Image-quality is directly depends on the changes in the dose delivered.

1 **Tube current modulation strengths according to patient's**
2
3 **size: effects on dose delivered and on image-quality.**
4
5
6
7
8
9

10 Joël Greffier*, Ahmed Larbi, Francesco Macri, Jean-Paul Beregi and Fabricio Pereira.
11
12
13
14
15
16
17
18
19

20 Department of Radiology, Nîmes University Hospital, Medical Imaging Group Nîmes,
21
22 EA 2415, Bd Prof Robert Debré 30029 Nîmes Cedex, France
23
24
25
26
27
28
29
30
31

32
33 * Corresponding author: Joël Greffier, CHU de Nîmes, Medical Imaging Group
34
35 Nîmes, EA 2415, Bd Prof Robert Debré, 30029 Nîmes Cedex 9; tel:
36
37 +33.466.683.309; fax: +33.466.683.308; mail: joel.greffier@chu-nimes.fr
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60
61
62
63
64
65

Abstract.

Objective

To study the effect of patient's size, anatomical location and modulation strength (MS) on delivered dose and image-quality on CT examinations using Automatic Exposure Control (AEC) system.

Methods

Four physical anthropomorphic phantoms that simulates paediatric and adult female (Adult(I)) individuals were used. Bolus plates were employed to simulate normal (Adult(II)) and overweight adults (Adult(III)). CT acquisitions of thorax and abdomen-pelvic were performed with AEC system activated with five MS. Modulated mAs (mAs_{mod}) were recorded and compared to the image-quality reference mAs (mAs_{ref}). Image noise was evaluated.

Results

The effective mAs were higher than the mAs_{ref} for the Adult(III) and lower for Adult(I) and paediatric phantoms. Reversal points were found for effective diameter at 29.3 cm and 27.1 cm in the thorax and the abdomen-pelvic, respectively. The patterns of MS were the opposite regarding before and after these points. With respect to the phantom's size, mAs_{mod} were more important according to the anatomical location. Dose delivered changes according to the MS applied and patient's size, which leads to image-quality variations.

Conclusion

The patterns of MS were affected by the patient's size. The dose delivered to the paediatric patients decreased whereas it increased in obese patients.

Keywords.

MDCT; Automatic Exposure Control; radiation dose; phantom imaging; image-quality

1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60
61
62
63
64
65

Abbreviations.

1
2 AEC: Automatic Exposure Control
3

4
5 CTDI_{vol}: Volume dose CT index
6
7

8
9 DRL: Diagnostic Reference Level
10

11
12 FBP: Filtered Back Projection
13

14
15 mAs_{eff}: Effective mAs
16

17
18 mAs_{fix}: Fixed mAs
19

20
21 mAs_{mod}: Modulated mAs
22

23
24 mAs_{ref}: Image-quality reference mAs
25
26

27
28 MS: Modulation strength
29

30
31 ROI: Region of Interest
32

33
34 SD: Standard Deviation
35

36
37 SSDE: Size-Specific Dose Estimate
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60
61
62
63
64
65

Introduction

Dose reduction has become an essential practice since the increasing demand for CT scans results and a consequent significant risk factor for patients [1]. However, the dose reduction impairs image-quality and may hence compromise the diagnosis. Therefore, the best scenario for patients requires the lowest dose delivered but preserving image-quality to state reliable diagnosis [2, 3]. Nevertheless, due to attenuation and patients' variability, choosing optimal CT parameters (e.g. acquisition and reconstruction) is a challenging task [4-6].

Automatic Exposure Control (AEC) is one of the most powerful systems to face this challenge [7-13]. AEC-system modulates tube current (mAs) depending on patient's attenuation and on parameters defined by users (e.g. image-quality reference, reference image, target image-quality level, etc) [12]. These systems provide a more uniform dose distribution, which improves image-quality and reduces artefacts. In modern CT-scans, AEC-systems combine both, angular and longitudinal modulations to allow a more uniform dose delivered [10-12].

Our centre is equipped with a SOMATOM Definition AS+ scanner (Siemens, Erlangen, Germany) with AEC-system entitled CareDose-4D® (VA40, 2011). According to patient attenuation, this system adapts the tube current through two parameters defined by the operators: the image-quality reference mAs (mAs_{ref}) and the modulation strength [10, 13, 14]. The former is based on the image-quality required by operator to produce reliable diagnostics. The latter is a supplementary user-controlled parameter employed to optimise image-quality and dose delivered.

In addition to the mAs_{ref} , a key factors influencing dose delivered and image-quality are the Modulation Strength (MS) applied and patient's attenuation. However,

1 the impact of combining these parameters on the dose delivered and on the Image-
2 quality is controversial. The aim of this study is to assess the dose delivered and
3
4 image-quality based on the parameters applied with MS, mAs_{ref} and patient's
5
6 attenuation.
7
8
9

10 11 12 13 **Materials and methods**

14 15 **MDCT and CareDose-4D**

16
17 Acquisitions were performed on a 64-detector row CT-scanner SOMATOM
18
19 Definition-AS+ (Siemens, Erlangen, Germany) equipped with CareDose-4D AEC-
20
21 system[14]. This system employs both, angular and longitudinal modulation. Angular
22
23 modulation (x-y plane) adapts mAs during rotation of the tube around the patient with
24
25 a delay of a half rotation [10, 12, 14]. Longitudinal modulation adapts mAs along
26
27 patient's length (z-axis) based on the attenuation resulted from topographic images.
28
29
30
31
32
33

34
35 CareDose-4D System has two user-dependent characteristics compared to
36
37 other AEC-systems. Before starting the exam, CT-operator must set a parameter
38
39 named "image-quality reference mAs" (mAs_{ref}) and should choose one out five MS
40
41 (Fig. 1).
42
43
44
45

46
47 The mAs_{ref} is defined according to the expectations of the radiologist and to
48
49 the image-quality required for the diagnosis. The System contrasts automatically
50
51 patients' attenuation to the "reference-patient" – a *typical* adult weighting between 70
52
53 and 80 kg [10, 13, 14]. Depending on patient' attenuation and in comparison to the
54
55 "reference-patient", the mAs is modulated (mAs_{mod}) based on the pre-defined mAs_{ref} .
56
57 If the patient attenuation is greater than the "reference-patient", mAs_{mod} will also be
58
59
60
61
62
63
64
65

1 higher than the mAs_{ref} , and vice-versa. Average of modulate mAs (mAs_{mod}) along all-
2 over the examination is known as effective mAs (mAs_{eff}).
3
4

5 MS is an auxiliary user-dependent parameter aimed to optimise image-quality
6 with dose delivered with five levels of modulation: “Very-weak”, “Weak”, “Average”,
7 “Strong” and “Very-strong” [13, 14]. Before starting the examination, a single level is
8 set up to regulate the effects of AEC modulation on distinct organs.
9
10

11 Once the user selects one of the five available MS, changes of mAs values
12 are determined by System routines. However, MS causes opposite effects on dose
13 delivered to children and to obese patients. As far as paediatric patients usually have
14 lower attenuation than the “reference-patient”, high degrees of Modulation Strengths
15 (e.g. “Very-strong”) induce high levels of dose reduction. On the contrary, attenuation
16 in obese patients is higher than the “reference-patients”. Hence, dose delivered
17 increase – at high rates, when high levels of Modulation Strengths are employed.
18 Therefore, MS directly impacts dose delivered according to patient’s attenuations,
19 which results in a change of image-quality.
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41

42 **Anthropomorphic phantoms**

43
44
45 Four physical anthropomorphic phantoms (ATOM® Dosimetry Phantoms,
46 CIRS, Norfolk, USA) equivalent to patients aged one, five and 10-year-old child and
47 adult female were used in this study. These phantoms have internal structures
48 corresponding to patient tissues and contain an artificial skeleton, lungs and soft
49 tissue that enable precise simulation of medical radiological exposure. Phantom
50 characteristics are presented in the Table 1.
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60
61
62
63
64
65

1 To increase the size of phantoms and to simulate a normal Adult(II) or
2 overweight Adult(III), bolus plates (Superflab Bolus Material, Mick Radio-Nuclear
3 Instruments Inc., Mont Vernon, New York, USA) were positioned on the adult female
4 phantom (I). Bolus plates used are 30 cm x 30 cm and 0.5, 1 or 2 cm thick; they are
5 made of a homogeneous, tissue-equivalent gel with a density of 1.02 g/cm³.
6
7
8
9

10
11
12 In the thorax, bolus covered the zone ranging from the 1st to 12th slices, which
13 encompasses from the neck until the domes. Three and 5-cm thickness boluses were
14 positioned all around the normal Adult(II) phantom and adult overweight (III),
15 respectively. For the abdomen-pelvic, bolus plates have been positioned in two parts.
16 One covered slices from 6th to 28th, the other encompasses the slices ranging from
17 11th to the 23rd. The first area represents the “low-thorax” until the femur’s head
18 whereas the second zone encompasses hole pelvic areas. A total of 2 cm bolus were
19 placed around the phantom for the Adult(I), the Adult(II) and for the Adult(III) and 4.5
20 cm bolus was added to the normal Adult(II) and 12.5 cm for the Adult(III) exclusively
21 for the slices pelvic anatomical zones. Thickness of the bolus plates were previously
22 defined by correlating the diameters (Antero-posterior and Latero-lateral) and body
23 mass index. These correlations were performed with 200 subjects that was done CT
24 Thorax-Abdomen-Pelvic acquisitions.
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48

49 **Acquisition and reconstruction protocols**

50
51
52 Images were acquired using routine paediatric and adults protocols. Briefly,
53 the collimation used was 128 x 0.6 mm (1mm). For thorax, acquisitions were
54 performed with a pitch of 1.4 and a rotation time 0.33s/rot for paediatric phantoms.
55 And for the adult, it was 1.2 and 0.5s/rot, respectively. For abdomen, acquisitions
56
57
58
59
60
61
62
63
64
65

1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60
61
62
63
64
65

were performed with 0.5 sec/rot with a pitch of 1.2 and 0.8 for paediatric and adults, respectively.

These protocols used 100 kVp with mAs_{ref} to achieve 50% of national DRL [15] for children aged one, five and 10-year-old and for adults (Table 1). This tube voltage is usually used on routine. Six acquisitions were performed for each phantom: one with fixed mAs (mAs_{fix}) corresponding to mAs_{ref} and five with different MS.

Raw data were reconstructed by filtered back projection (FBP). Images were reconstructed to 1-mm of thickness. Reconstruction kernels were set to 'moderately smooth' (B30f/I30f) and 'very-strong' (B70f/I70f) to assess the soft and lung tissue, respectively.

Quality image assessment

Image-quality evaluations were carried out using in-house Matlab (MathWorks, Natick, USA) routines. Such implementation assures one to reproduce the ROI selection across adjacent slices. It basically propagates the ROI on the slices that contain the tissue under investigation and allows one to replicate the same methodology on distinct phantoms. The size of the regions of Interest (ROI) was determined according to the distance between available inserts in the phantoms (Fig. 2). ROIs were $0.8cm^2$, $1.5cm^2$ for the one- and five-years old, respectively and $3cm^2$ for 10-year-old and adult phantoms. The signal (mean attenuation) and noise (standard deviation (SD)) were determined within each ROI.

Dosimetry

Modulated mAs (mAs_{mod}) were recovered according to DICOM header images. Thus, for each phantom mAs_{mod} along the z-axis a traced. mAs_{eff} corresponds to the mean of mAs_{mod} all-over the examination. The percentage mAs_{mod} (%mAs) was calculated comparing mAs_{mod} for each slice and the mAs_{ref} without modulation.

$$(1) \%mAs = \frac{mAs_{mod} - mAs_{ref}}{mAs_{ref}} \times 100$$

The volume CT dose indices (CTDI_{vol}), determined for a 32cm –diameter (polymethyl methacrylate) reference phantom, were recovered on the review report available in the CT-workstation at the end of the acquisitions. Furthermore, to study the effect of the phantoms morphology, the size-specific dose estimate (SSDE) was calculated as follows:

$$(2) SSDE = f_{size}^{32D} \times CTDI_{vol}$$

Where f is the conversion factor as a function of the patient's effective diameter.

Patient's effective diameter was determined with the maximum anteroposterior to lateral dimensions on the centre slice of the thorax and the abdomen-pelvic.

$$(3) \text{Effective diameter} = \sqrt{AP \times Lat}$$

For the thorax, patient's effective diameter were performed at the axial image depicting in the centre of the lung and for the abdomen-pelvic at the axial depicting the superior part of the iliac crest.

1 Percentage dose reduction (%Dr) was calculated by comparing the SSDE (obtained
2 for each MS) with the SSDE (calculated without modulation).
3
4

$$(4) \%Dr = \frac{SSDE - SSDE_{ref}}{SSDE_{ref}} \times 100$$

5
6
7
8
9
10 where “ref” correspond to the values of the SSDE for the acquisition with mAs_{fix}.
11
12

13 **Statistical analysis**

14
15
16
17 Statistical analyses were carried out using the BiostaTGV software for the image
18 noise and mAs_{mod} (<http://marne.u707.jussieu.fr/biostatgv>). The comparisons between
19
20 the acquisitions with mAs_{fix} and MS were performed using Student's t-test. A p-
21
22 value<0.01 was considered significative.
23
24
25
26
27

28 **Results**

29
30
31
32
33 Tube current modulation changed according to the size but the patterns of
34 these modifications varied as function of the MS (Fig. 3). In thorax, all but Adult(III)
35 phantom had mAs_{eff} lower than the mAs_{ref}. Increasing MS levels induced progressive
36 reduction of mAs_{eff} for all phantoms – except for the Adult(III). Indeed, higher levels of
37 MS resulted higher values of mAs_{eff} (Fig. 3.a).
38
39
40
41
42
43
44
45

46
47 Regarding abdomen-pelvic, mAs_{eff} were lower than mAs_{ref} for children (1, 5
48 and 10-year-old) and Adult(I) phantoms. Similarly to the thorax, mAs_{eff} gradually
49 decreased whilst MS increased. In addition, the Adult(III) phantom also presented
50 similar pattern to thorax. First, mAs_{eff} were higher than mAs_{ref}. Second, the mAs_{eff}
51 increased according to the increase of MS. Finally, Adult(II) phantom showed a
52 particular feature: mAs_{eff} obtained with ‘Very-weak’ and ‘Weak’ MS’ levels were lower
53
54
55
56
57
58
59
60
61
62
63
64
65

1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60
61
62
63
64
65

that mAs_{ref} , whereas it was higher than mAs_{ref} for 'Average', 'Strong' and 'Very-strong' (Fig. 3.b).

As general rule, delivered dose increased with effective diameter increments (Fig. 4). However, reversal points of Modulation strengths patterns were observed at 29.3 cm (Fig. 4.a) and 27.1 cm (Fig. 4.b) of effective diameter for thorax and abdomen-pelvic, respectively. Below this point, the 'Very-weak' strength delivered more dose than 'Very-strong' strength. Inversely was observed above this point (Fig. 2). To define the reversion points, we modulated each curve of modulation strengths on exponential distribution and minimized the sum of all pairwise difference of the Modulation Strengths curves using Maximum Likelihood estimation.

Impact of mAs_{mod} was more important according to the anatomical location along z-axis (Figs. 5 and 6) when increasing phantom's size. Values of %Dr were almost constant for the 1-year-old phantom depending on the anatomical locations ($-74\% \pm 1\%$ in thorax and $-84\% \pm 1\%$ for abdomen-pelvic, with the 'Average' MS). For other phantoms, delivered doses were higher on shoulders and domes for the thorax and in the pelvic for the abdomen-pelvic (Table 2). For children's phantoms, percentage of mAs was negative (lower than the reference – see equation 1) whereas they were always positive for Adult(III) (higher than the reference). Two reversal points were found on the thorax curves for Adult(II): one in the transition between the shoulder and the thorax and the other between the thorax and the domes (Fig 5.e). Before and after these points, 'Very-weak' delivers more dose than 'Very-strong' and inversely between. For Adult(I), in the abdomen-pelvic the behaviour of MS was anarchic (Fig. 6.d).

Changes image noise, according to the phantom's size and the MS, are directly related to the variations of the delivered dose (Table 3). As expected, when the dose delivered was low, noise increased. For children and Adult(I) phantoms, image noise increased using MS relative to mAs_{fix} and conversely for Adult(III). For Adult(II), image noise was remained relatively close to the image noise obtained with mAs_{fix} .

1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60
61
62
63
64
65

Discussion

1
2
3
4 This study aimed to assess the impact of the newest version of AEC
5
6 CareDose-4D system in routine using six anthropomorphic phantoms. Importantly,
7
8 we have studied the pattern of five modulation strengths in contrast to the three
9
10 available in the previous version [16-18]. Outcomes presented here pose evidences
11
12 that choices in MS had important impact on mAs_{mod} and on image noise. We also
13
14 showed that such impact depends on patient' size and on anatomic location.
15
16
17

18
19 AEC uses in routine are widespread and dose reduction benefits have been
20
21 demonstrated [7-13, 16-18]. AEC-system used in this study is the CareDose-4D [10,
22
23 14]. With this system, operator defines a single mAs_{ref} according to the image-quality
24
25 required for a reliable diagnosis. This new version modulates mAs depending on
26
27 attenuation differences between patient and a single adult "reference-patient" of 70-
28
29 80 kg [13]. If the patient has higher attenuation than "reference-patient", mAs_{mod}
30
31 exceeds mAs_{ref} defined into the "reference-patient". The opposite occurs for thinner
32
33 patients.
34
35
36
37

38
39 Using the older version of CareDose-4D and an adult "reference-patient",
40
41 Papadakis *et al.* [17] have studied mAs_{mod} with 10 anthropomorphic phantoms.
42
43 Authors surrounded phantom with bolus plates to increase attenuation. None of the
44
45 adult phantoms had attenuation greater than the "reference-patient". Here, we
46
47 expanded they study to demonstrate that mAs_{mod} are not always lower than the
48
49 selected mAs_{ref} . Regarding the phantom configuration for thorax and abdomen-pelvic
50
51 (Table 1), mAs_{mod} could be evaluated for values lower and higher than the
52
53 "reference-patient". Adult(I) and all paediatric phantoms had attenuation lower than
54
55 the "reference-patient" whereas Adult(III) presented higher attenuation than
56
57
58
59
60
61
62
63
64
65

1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60
61
62
63
64
65

“reference-patient”. Adult(II) had similar attenuation of “reference-patient” since the outcomes of mAs_{mod} and mAs_{ref} in 'Average' strength are 154 and 190 for the thorax and 224 and 216 for the abdomen-pelvic. Effective diameter of “reference-patient” was obtained to 29.3 cm with thorax and 27.1 cm for abdomen-pelvic (Figure 4).

To regulate AEC modulation effects on each organ, operators can select among five MS levels with the newer AEC-system in contrast to three on the older [10; 12; 13; 16-18]. Hence, MS is a fine user-controlled adjustment that helps optimising image-quality and dose delivered simultaneously [10, 13]. If patients have lower attenuation than “reference-patient”, the 'Very-weak' strength causes ‘very-weak decrease’ of mAs and the 'Very-strong' strength causes 'very-strong decrease' of mAs. However, if patients have higher attenuation than “reference-patient”, 'decrease' is replaced by 'increase' of mAs, respectively.

Patterns of the MS are described in our study. Figure 4 depicted that below the 'reference-patient', the strength 'Very-weak' delivers more dose (%Dr) than the 'Very-strong' strength and the opposite occurs above the “reference-patient”. Reversal points are present (Figure 4) and are, as previously defined, near to Adult(II) phantom. Below this point, %Dr decreased from one strength level to the other once patient’ size increased. Above this point, dose increased from one strength level to the other and it also increased with the patient's size. For thorax, between the strengths 'Very-weak' and 'Average', the gap were of -58% for 1-year-old, -47% for the Adult(I) and 7% for Adult(III) phantoms. For abdomen-pelvic gap were -64%; -25% and 22%, respectively.

In order to standardise image-quality along the patient length and to reduce artefacts, modulation of mAs varies according to anatomical location. In most of

1 attenuation's location (shoulders, pelvic and domes), mAs_{mod} were more important
2 than that in lower attenuation location, eg. thorax (Table 2 and Figure 5). For
3
4 pediatric and Adult(I) phantoms, mAs_{mod} depending on the anatomical location were
5 more pronounced in the child's age [13]. Strengths' shape in the z-direction was less
6
7 pronounced for one-year-old than 10-year-old phantoms. Independently of the MS,
8
9 pattern of the curves along the z-axis was the same. For Adult(II) and Adult(III),
10
11 %mAs were more important between crossings anatomical regions. Reversal points
12
13 of this pattern were found for Adult(II) at shoulder-thorax and thorax-dome transitions.
14
15 This phenomenon is bond near the effective diameter of the Adult(II) with the
16
17 "reference-patient".
18
19
20
21
22
23

24 Dose associated with AEC-system changed image-quality including image
25 noise [10, 12, 13, 16-18]. Dose reduction resulted in an increase of image noise and
26
27 vice-versa (Table 3). For pediatric and Adult(I) phantoms, noise increased compared
28
29 to the acquisitions with mAs_{fix} . This increase was greater in 'Very-strong' than 'Very-
30
31 weak' strengths. We observed similar results [13] for thorax in paediatric phantoms.
32
33 We demonstrated that noise in Adult(III) was lower with mAs_{fix} acquisitions and higher
34
35 with 'Very-weak' and 'Very-strong' MS. For Adult(II), noise were moderately higher
36
37 (+16% in soft-tissue and +15% for lung, between mAs_{fix} and 'Average' strength) for
38
39 thorax and similar for the abdomen-pelvic (-1% in soft-tissue)
40
41
42
43
44
45

46 Choices of mAs_{ref} figured very important since it determined image-quality. Our
47
48 results showed that, depending on the patient's size or the crossing anatomical
49
50 location, modulation of mAs differed from "reference-patient". Noise levels obtained
51
52 with this system can be too high if patient is too thin or too small. Papadakis *et al.*
53
54 [17] has proposed to define mAs_{ref} according to the noise difference between
55
56 acquisitions with mAs_{fix} and modulation. In our study, we observed that using this
57
58
59
60
61
62
63
64
65

1 methodology for an 'Average' strength in thorax, mAs_{ref} increased of 37% for
2 paediatric, 22% for Adult(I), 8% for Adult(II); and decreased of -3% for Adult(III) and
3
4 for the abdomen-pelvic 51%, 20%, 0% and -16%, respectively. This variations led to
5
6 changes in mAs_{mod} , and consequently to doses. Mean changes achieved 8% for
7
8 paediatric and Adult(I) and -30% for Adult(III) at thorax as well as 10% and -4% for
9
10 the abdomen-pelvic, respectively. Although this solution seems interesting on daily
11
12 practices, it requires a systematic appraisal on phantom to set mAs_{ref} . Thus, MS
13
14 offers an alternative to determine mAs_{ref} and to adjust noise.
15
16
17
18

19 Although custom approaches are difficult to implement routinely, age-based
20
21 paediatric protocols became capital to consider sizes differences. Similarly, defining
22
23 mAs_{ref} is essential for each age group. Our results showed that the dose reduction is
24
25 very important with CareDose-4D system – independently of the strength.
26
27 Importantly, the use of strengths 'Strong' or 'Very-strong' can limit the delivered dose
28
29 and to mitigate noise increments. We previously have proposed to combine iterative
30
31 reconstructions and AEC to use MS routinely [13].
32
33
34
35

36 For adults however, the issue is quite different since the implementation of
37
38 protocols according to patient size is hardly feasible. Choosing the best morphology-
39
40 base protocol lays on operator's interpretation. Guidelines are not available and
41
42 practices are not standardised. Due that, our results speak to suitable mAs_{ref} for
43
44 Adult(II) (close to the "reference-patient") and for 'Average' strength. With CareDose-
45
46 4D system, operator can opt for "obese" adult with an attenuation situated above the
47
48 "reference-patient" of the different strength than the "normal" adult. Our results
49
50 suggest to use 'Strong' or 'Very-strong' MS in areas 'shoulder' and 'pelvic' to improve
51
52 image-quality on obese patients.
53
54
55
56
57
58
59
60
61
62
63
64
65

1 This study has limitations. First, the acquisitions were obtained only at 100
2 kVp (routine examination protocol) to avoid the effect of the energy of X-rays on
3
4 image-quality and signal. Second, pitch, thickness and reconstruction were not
5
6 investigated. Third, this study was performed using only the CareDose-4D. Due to
7
8 the high variability of AEC-systems, additional studies should therefore be
9
10 implemented in order to evaluate other manufacturers.
11
12
13
14
15

16 **Conclusion**

17
18
19
20 Changes of mAs and MS lay on patient's size as well as on the anatomic
21
22 location (shoulder, dome, pelvis). Choosing particular MS were found to be
23
24 associated with the morphology. In addition, MS had significant impact on the dose
25
26 delivered and on image quality. Nonetheless, a prospective study in patients should
27
28 validate these results obtained on phantoms.
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39

40 **Acknowledgements**

41
42
43 We would like to thanks PA Daviau, M. Piroley, A. Gomez and C. Croisille for theirs
44
45 supports in this study. All authors declare no conflict of interest. No grants for this
46
47 study were received.
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60
61
62
63
64
65

Reference list:

- 1 [1] Brenner DJ, Hall EJ. Computed tomography--an increasing source of radiation
2 exposure. *N Engl J Med*. 2007;357:2277-84.
- 3 [2] Kalra MK, Maher MM, Toth TL, Hamberg LM, Blake MA, Shepard JA, et al.
4 Strategies for CT radiation dose optimization. *Radiology*. 2004;230:619-28.
- 5 [3] Kalender WA, Buchenau S, Deak P, Kellermeier M, Langner O, van Straten M, et
6 al. Technical approaches to the optimisation of CT. *Phys Med*. 2008;24:71-9.
- 7 [4] Gunn ML, Kohr JR. State of the art: technologies for computed tomography dose
8 reduction. *Emerg Radiol*. 2010;17:209-18.
- 9 [5] Greffier J, Fernandez A, Macri F, Freitag C, Metge L, Beregi JP. Which dose for
10 what image? Iterative reconstruction for CT scan. *Diagn Interv Imaging*.
11 2013;94:1117-21.
- 12 [6] Greffier J, Macri F, Larbi A, Fernandez A, Khasanova E, Pereira F, et al. Dose
13 reduction with iterative reconstruction: Optimization of CT protocols in clinical
14 practice. *Diagn Interv Imaging*. 2015.
- 15 [7] Kalra MK, Maher MM, Toth TL, Schmidt B, Westerman BL, Morgan HT, et al.
16 Techniques and applications of automatic tube current modulation for CT. *Radiology*.
17 2004;233:649-57.
- 18 [8] Gies M, Kalender WA, Wolf H, Suess C. Dose reduction in CT by anatomically
19 adapted tube current modulation. I. Simulation studies. *Med Phys*. 1999;26:2235-47.
- 20 [9] Kalender WA, Wolf H, Suess C, Gies M, Greess H, Bautz WA. Dose reduction in
21 CT by on-line tube current control: principles and validation on phantoms and
22 cadavers. *Eur Radiol*. 1999;9:323-28.
- 23 [10] Soderberg M, Gunnarsson M. Automatic exposure control in computed
24 tomography--an evaluation of systems from different manufacturers. *Acta Radiol*.
25 2010;51:625-34.
- 26 [11] Rampado O, Marchisio F, Izzo A, Garelli E, Bianchi CC, Gandini G, et al.
27 Effective dose and image quality evaluations of an automatic CT tube current
28 modulation system with an anthropomorphic phantom. *Eur J Radiol*. 2009;72:181-7.
- 29 [12] Raman SP, Johnson PT, Deshmukh S, Mahesh M, Grant KL, Fishman EK. CT
30 dose reduction applications: available tools on the latest generation of CT scanners.
31 *J Am Coll Radiol*. 2013;10:37-41.
- 32 [13] Greffier J, Pereira F, Macri F, Beregi JP, Larbi A. CT dose reduction using
33 Automatic Exposure Control and iterative reconstruction: A chest paediatric
34 phantoms study. *Phys Med*. 2016;32:582-9.
- 35 [14] SIEMENS. SOMATOM Definition AS User Manual. In: AG S, editor.
36 Germany2012.
- 37 [15] FRANÇAISE JODLR. Arrêté du 24 octobre 2011 relatif aux niveaux de référence
38 diagnostiques en radiologie et en médecine nucléaire In: MINISTÈRE DU TRAVAIL
39 DLEEDLS, editor. Décrets, arrêtés, circulaires2012. p. 1-6.
- 40 [16] Papadakis AE, Perisinakis K, Damilakis J. Automatic exposure control in
41 pediatric and adult multidetector CT examinations: a phantom study on dose
42 reduction and image quality. *Med Phys*. 2008;35:4567-76.
- 43 [17] Papadakis AE, Perisinakis K, Damilakis J. Automatic exposure control in CT: the
44 effect of patient size, anatomical region and prescribed modulation strength on tube
45 current and image quality. *Eur Radiol*. 2014;24:2520-31.

[18] Papadakis AE, Perisinakis K, Oikonomou I, Damilakis J. Automatic exposure control in pediatric and adult computed tomography examinations: can we estimate organ and effective dose from mean MAS reduction? Invest Radiol. 2011;46:654-62.

1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60
61
62
63
64
65

Table 1. Weight, height and effective diameter values of each phantom's thorax and abdomen-pelvic

	Thorax						Abdomen-pelvic				
	Weight (kg)	Height (cm)	Dimension (cm)	Effective Diameter (cm)	f	mAs _{ref}	Dimension (cm)	Effective Diameter (cm)	f	mAs _{ref}	
1-year-old	10	75	12 x 14	12.8	2.3	48	12 x 14	12.8	2.3	64	
5-year-old	19	110	14 x 17	15.4	2.2	64	13 x 18	15.1	2.2	80	
10-year-old	32	140	17 x 20	18.0	1.9	81	17 x 20	16.5	2.0	112	
Adult(I)	55	160	20 x 25	21.8	1.7	190	18 x 22	19.5	1.8	216	
Adult(II)	-	-	27 x 31	29.0	1.3	190	27 x 26	30.0	1.3	216	
Adult(III)	-	-	30 x 34	31.7	1.2	190	36 x 26	35.5	1.0	216	

1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60
61
62
63
64
65

Table 2. Percentage of Dose reduction (%Dr) obtained according to the anatomical location along the z-axis for the 'average' modulation strength.

	Thorax			Abdomen-pelvic		
	Shoulder	Thorax	Domes	Domes	Abdomen	Pelvic
1-year-old	-74%	-74%	-75%	-84%	-85%	-83%
5-year-old	-75%	-79%	-75%	-79%	-79%	-77%
10-year-old	-63%	-75%	-66%	-76%	-76%	-70%
Adult(I)	-68%	-72%	-56%	-61%	-65%	-32%
Adult(II)	-1%	-38%	-3%	-6%	-19%	17%
Adult(III)	41%	22%	40%	85%	71%	98%

1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60
61
62
63
64
65

Table 3. Image noise measured according to the phantom for the each modulation strength

		Fixed mAs	Very-weak	Weak	Average	Strong	Very-strong
Thorax Soft Tissue	1-year-old	13.9	16.8	20.2	25.2	36.2	42.9
	5-year-old	12.7	16.7	20.0	26.3	32.4	38.6
	10-year-old	13.2	17.5	20.2	25.7	31.3	37.7
	Adult(I)	16.4	18.0	19.2	21.6	24.2	27.3
	Adult(II)	21.7	23.2	23.8	24.9	25.4	26.8
	Adult(III)	27.8	29.3	27.5	26.4	26.3	25.6
Lung Tissue	1-year-old	65.4	81.6	95.9	114.2	153.5	169.7
	5-year-old	60.8	77.4	88.5	112.9	132.9	152.4
	10-year-old	60.8	77.6	90.0	111.4	129.9	151.1
	Adult(I)	50.2	63.4	72.1	84.9	98.7	114.2
	Adult(II)	87.4	94.9	98.9	101.8	104.8	107.3
	Adult(III)	119.3	113.6	112.5	110.9	108.8	107.2
Abdomen-pelvic Soft Tissue	1-year-old	12.9	19.5	25.2	33.7	36.6	37.0
	5-year-old	15.3	20.5	24.9	33.7	39.8	47.7
	10-year-old	15.9	22.2	26.0	32.2	38.7	46.4
	Adult(I)	16.7	19.8	21.5	23.9	25.7	27.6
	Adult(II)	35.8	35.9	36.0	35.5	34.0	32.4
	Adult(III)	65.4	52.9	50.6	46.6	44.9	41.0

1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60
61
62
63
64
65

Figure legends.

Figure 1. Theoretical illustration of the five modulation strengths effect on tube current (mAs_{eff}) according the patient attenuation. With the Siemens permission [14].

Figure 2. Example of the three ROIs position in the thorax (a) and three ROIs position in the abdomen-pelvic (b) on the 10-year-old anthropomorphic phantom.

Figure 3. Values of mAs_{eff} obtained at the end of the examination for the thorax (a) and abdomen-pelvic (b) according to the modulation strength used for the six phantoms.

Figure 4. Percentage of Dose reduction (%Dr) according to the effective diameter of the thorax (a) and abdomen-pelvic (b) for each modulation strength. The reversal points were achieved at 29.3 cm and 27.1 cm for the thorax and the abdomen-pelvic, respectively.

Figure 5. mAs modulation (% mAs) according to the thorax anatomic location along the z-axis for each phantom and for each modulation strength.

Figure 6. mAs modulation (% mAs) according to the abdomen-pelvic anatomic location along the z-axis for each phantom and for each modulation strength

1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49

Figure 1
[Click here to download high resolution image](#)

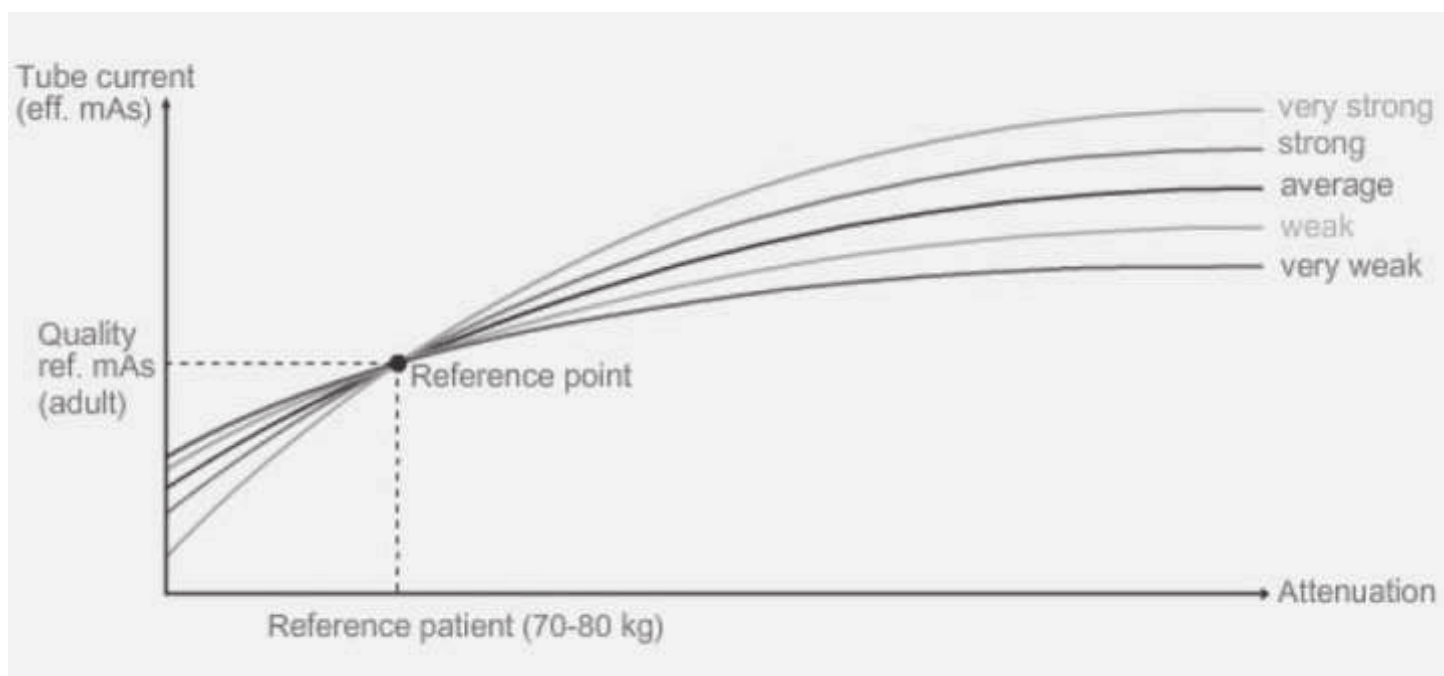


Figure 2
[Click here to download high resolution image](#)

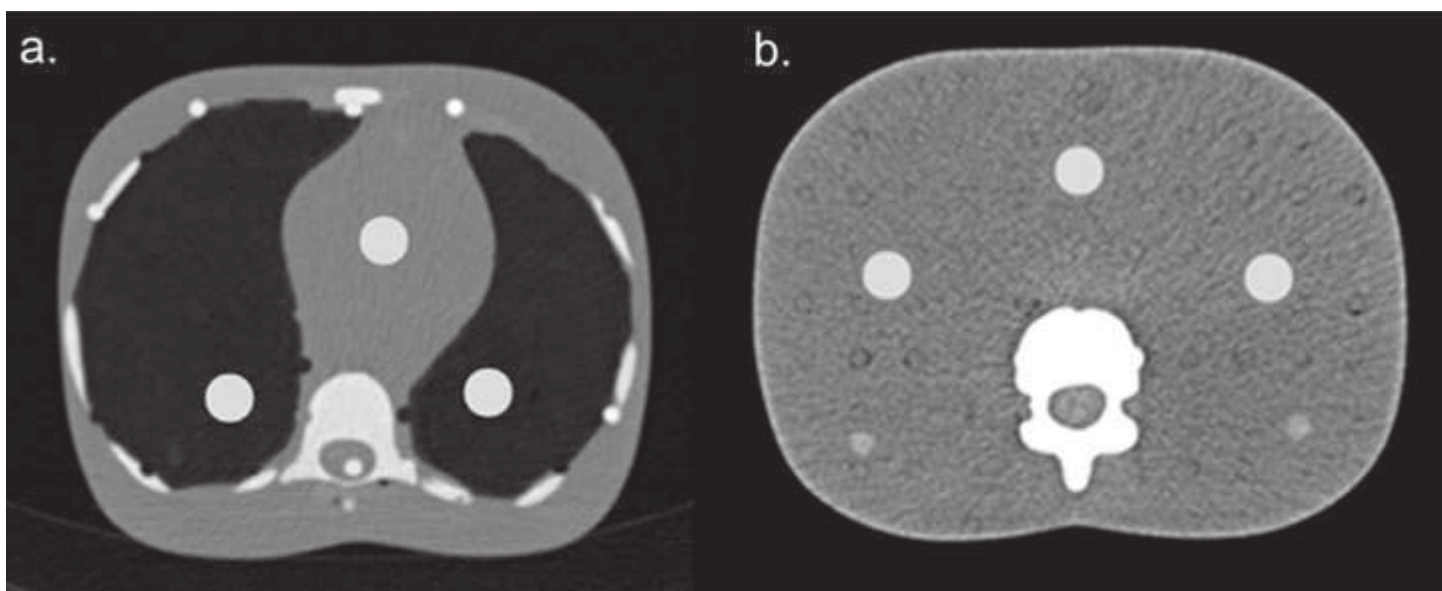


Figure 3
[Click here to download high resolution image](#)

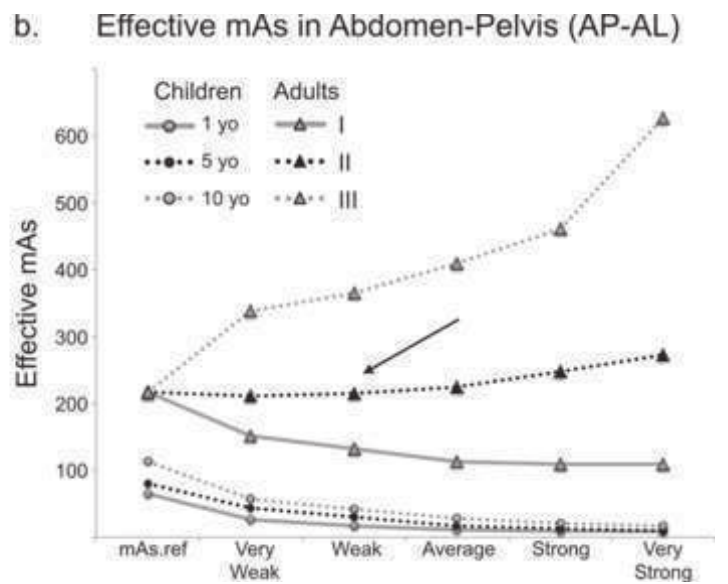
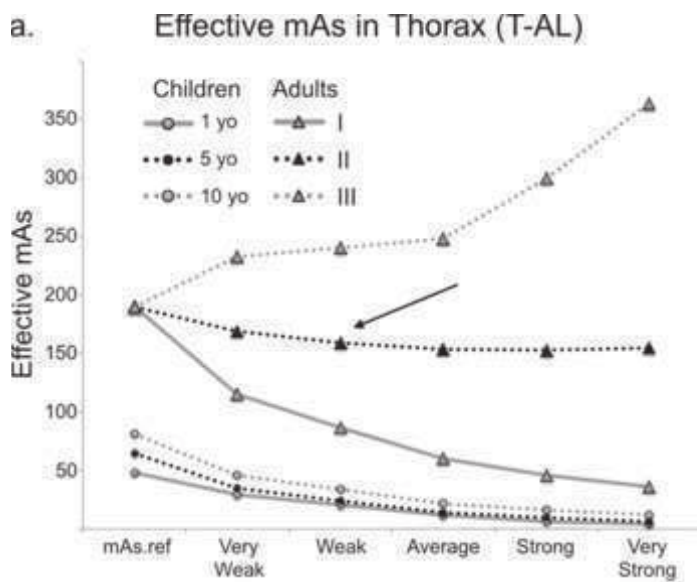


Figure 4
[Click here to download high resolution image](#)

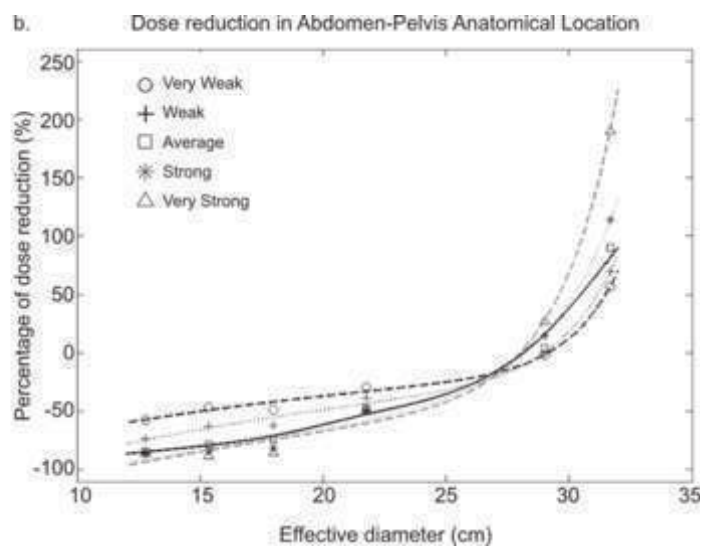
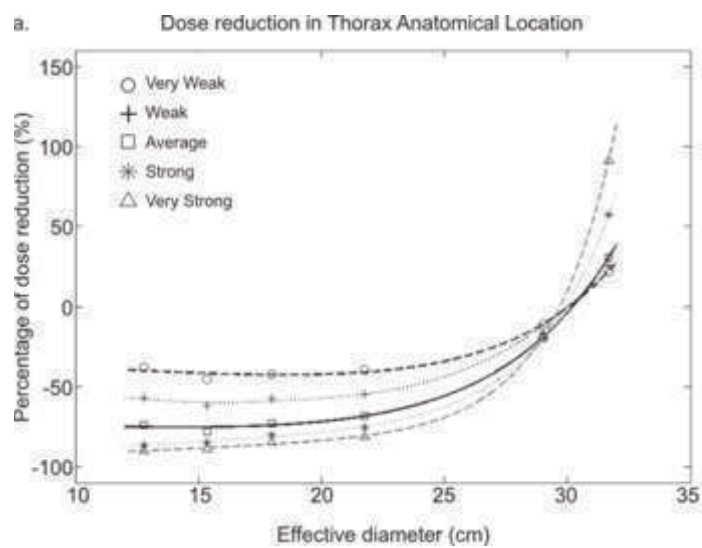


Figure 5
[Click here to download high resolution image](#)

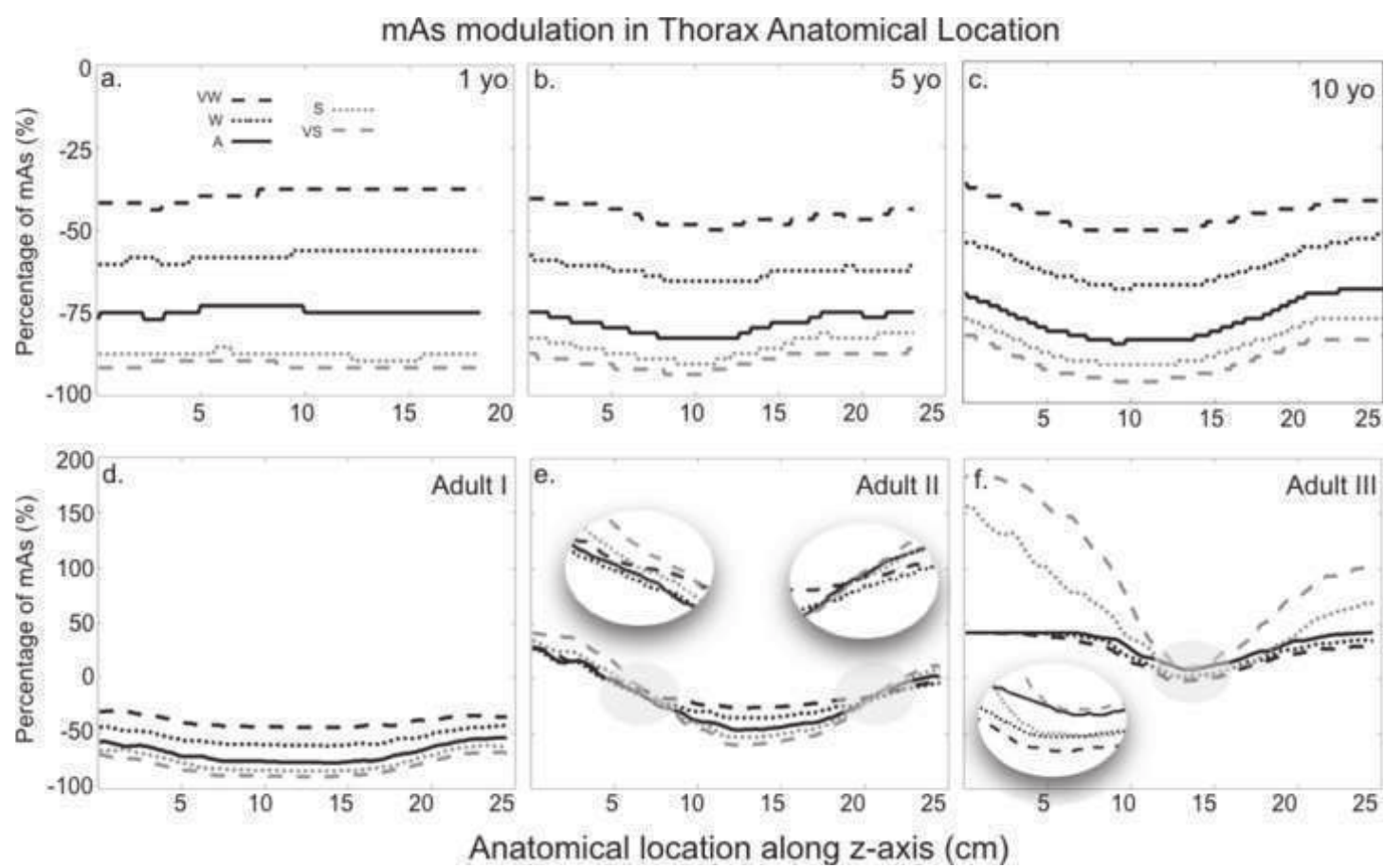
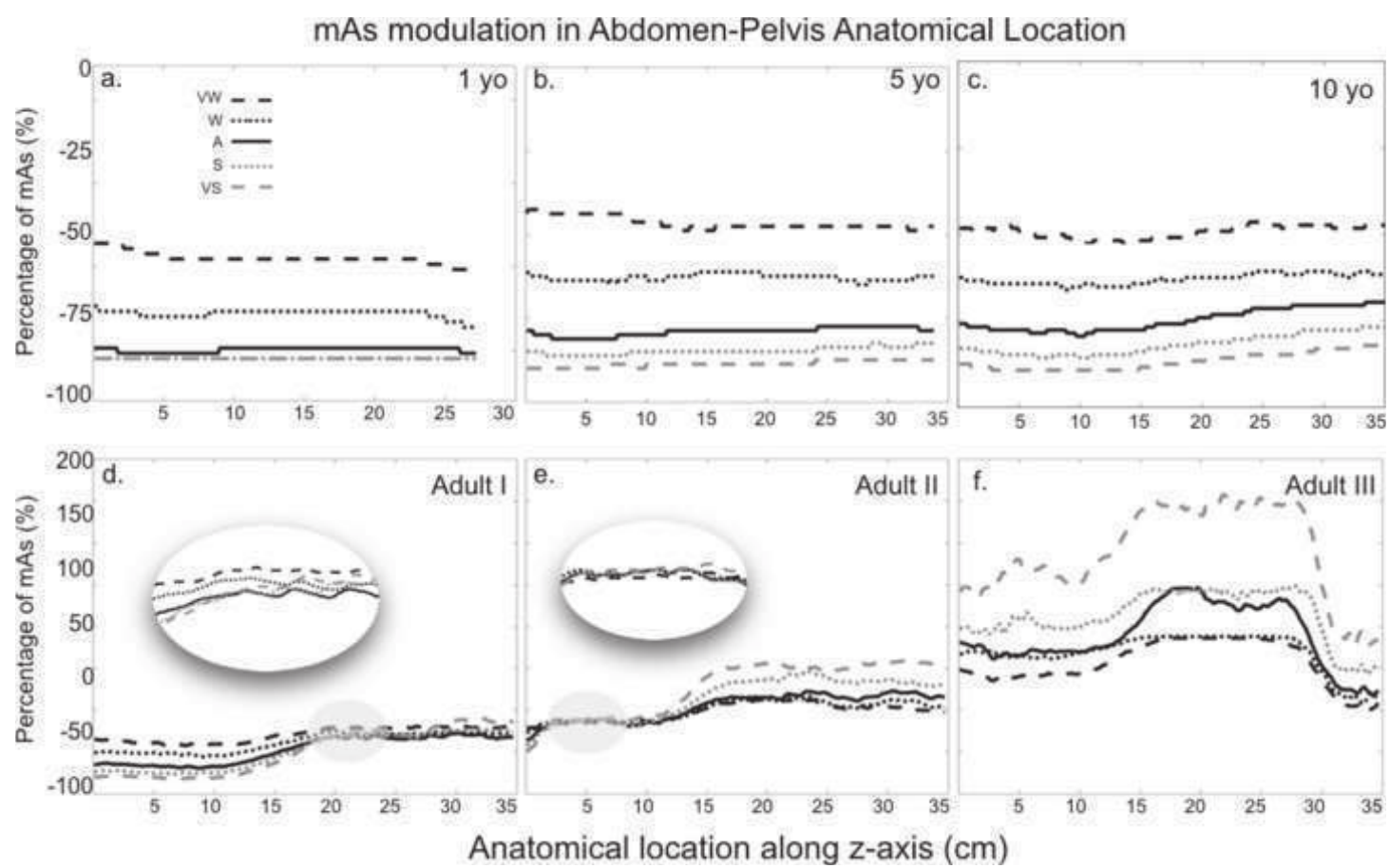


Figure 6
[Click here to download high resolution image](#)



3.2.2. Forces de modulation et IR : Intérêt en pédiatrie

- [70] Greffier J. Pereira F. Macri F. Beregi JP. Larbi A (2016) CT dose reduction using Automatic Exposure Control and iterative reconstruction: A chest paediatric phantoms study. *Phys Med* 32:582-589

Cet article évalue l'impact sur la dose délivrée et sur la qualité image d'une utilisation combinée du CareDose 4D et des IR pour des acquisitions thoraciques pédiatriques. Trois fantômes anthropomorphiques sont utilisés dans cette étude : 1 an, 5 ans et 10 ans. Les fantômes sont exposés avec 100 kV et des mAs_{ref} permettant d'obtenir 100% des NRD. Les données brutes sont reconstruites avec la RPF et les niveaux S3 et S5 de SAFIRE. Les IQI sont mesurés dans des ROIs positionnées dans différents tissus : poumons, tissus mous, vertèbres. Le NPS est mesuré dans la section uniforme du fantôme Catphan 500. Les $CTDI_{vol}$, mAs_{eff} et les mAs_{mod} sont relevés et les SSDE sont calculés pour chaque fantôme. L'utilisation des forces de modulation réduit significativement les mAs_{eff} par rapport aux mAs_{ref} . La force Très forte réduit plus la dose que la force Très faible. L'impact de la morphologie du fantôme est plus marqué avec l'âge. La modulation des mAs est plus marquée au niveau des épaules et des coupes pour les fantômes 5 et 10 ans. La modulation le long de l'axe z est quasi linéaire pour le fantôme 1 an. Les IQI sont dégradés d'autant plus que la modulation des mAs est importante. L'utilisation de SAFIRE permet de compenser cette dégradation. L'impact de SAFIRE est plus marqué avec l'âge du fantôme pour le parenchyme. Des IQI proches sont retrouvés pour les combinaisons force/SAFIRE suivantes : Très Faible/S3 et Faible/S5 pour les fantômes 1 an et 5 ans et Faible/S3 et Moyenne/S5 pour le fantôme 10 ans. Les courbes de NPS obtenues pour les différentes combinaisons montrent un décalage vers les basses fréquences avec les IR et une modification des amplitudes avec la réduction de la dose. La qualité des images obtenues avec ces combinaisons a été considérée comme satisfaisante par les radiologues. En synthèse, cette étude suggère de créer trois protocoles en fonction de l'âge et d'utiliser le niveau S3 et la force Très faible pour le type de patient Enfant.



Original Paper

CT dose reduction using Automatic Exposure Control and iterative reconstruction: A chest paediatric phantoms study



Joël Greffier*, Fabricio Pereira, Francesco Macri, Jean-Paul Beregi, Ahmed Larbi

Department of Radiology, Nîmes University Hospital, Medical Imaging Group Nîmes, EA 2415, Bd Prof Robert Debré, 30029 Nîmes Cedex, France

ARTICLE INFO

Article history:

Received 9 December 2015
 Received in Revised form 23 February 2016
 Accepted 16 March 2016
 Available online 4 April 2016

Keywords:

MDCT
 Automatic Exposure Control
 Radiation dose
 Children
 Iterative reconstruction

ABSTRACT

Purpose: To evaluate the impact of Automatic Exposure Control (AEC) on radiation dose and image quality in paediatric chest scans (MDCT), with or without iterative reconstruction (IR).

Methods: Three anthropomorphic phantoms representing children aged one, five and 10-year-old were explored using AEC system (CARE Dose 4D) with five modulation strength options. For each phantom, six acquisitions were carried out: one with fixed mAs (without AEC) and five each with different modulation strength. Raw data were reconstructed with Filtered Back Projection (FBP) and with two distinct levels of IR using soft and strong kernels. Dose reduction and image quality indices (Noise, SNR, CNR) were measured in lung and soft tissues. Noise Power Spectrum (NPS) was evaluated with a Catphan 600 phantom.

Results: The use of AEC produced a significant dose reduction ($p < 0.01$) for all anthropomorphic sizes employed. According to the modulation strength applied, dose delivered was reduced from 43% to 91%. This pattern led to significantly increased noise ($p < 0.01$) and reduced SNR and CNR ($p < 0.01$). However, IR was able to improve these indices. The use of AEC/IR preserved image quality indices with a lower dose delivered. Doses were reduced from 39% to 58% for the one-year-old phantom, from 46% to 63% for the five-year-old phantom, and from 58% to 74% for the 10-year-old phantom. In addition, AEC/IR changed the patterns of NPS curves in amplitude and in spatial frequency.

Conclusions: In chest paediatric MDCT, the use of AEC with IR allows one to obtain a significant dose reduction while maintaining constant image quality indices.

© 2016 Associazione Italiana di Fisica Medica. Published by Elsevier Ltd. All rights reserved.

Introduction

The number of Multi Detector Computed Tomography (MDCT) examinations has been vertiginously increasing over the time. This tendency leads to a major public health concern due to the increasing risk of collective radiation dose [1]. Paediatric MDCT cumulates even higher risks because children are more sensitive to radiation-induced carcinogenesis and they have longer lifetime to develop cancer [1–5]. To minimise radiation exposure in children patients,

MDCT manufacturers have developed protocols that employ adapted parameters in paediatric scans. However, radiation dose has direct influence on image quality [6–9]. Any attempt to reduce the dose delivered should ensure that image quality remains adequate for a reliable diagnosis [10,11].

Manufacturers have developed several tools to reduce doses, such as tube current modulation (or Automatic Exposure Control; AEC). These systems modulate mAs in function of the patient's attenuation and the parameters defined by users (e.g. image quality reference, reference image, target image quality level, etc). These systems provide a more uniform dose distribution which improves image quality and reduces the artefacts [12–17].

The AEC can be obtained with different types of modulation [15,17]. Basically, modulations are implemented on the z-axis (longitudinal modulation) or on the orthogonal plane x–y (angular modulation). The former, adjusts the mAs along patient's length (z-direction) based on topographic images (anterior–posterior, lateral, or both) whereas the latter, adjusts the mAs for each rotation of the X-ray tube around the patient. In recent CT-scan, AEC systems combine both, angular and longitudinal modulations (x, y, and z-axis).

Abbreviations: AEC, Automatic Exposure Control; CNR, contrast-to-noise ratio; CTDIvol, volume CT dose index; DRLs, Diagnostic Reference Levels; FBP, Filtered Back Projection; IR, iterative reconstruction; mAs_{eff}, effective or modulated mAs; mAs_{fix}, fixed mAs; mAs_{mod}, modulated mAs; mAs_{ref}, image quality reference mAs; MDCT, Multi Detector Computed Tomography; NPS, Noise Power Spectrum; ROI, Region of Interest; SAFIRE, Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction; SNR, signal-to-noise ratio; SSDE, size-specific dose estimate.

* Corresponding author at: CHU de Nîmes, Medical Imaging Group Nîmes, EA 2415, Bd Prof Robert Debré, 30029 Nîmes Cedex 9, France. Tel.: +33 466 683 309; fax: +33 466 683 308.

E-mail addresses: joel.greffier@chu-nimes.fr (J. Greffier), fabricio.pereira@chu-nimes.fr (F. Pereira), francesco.macri@chu-nimes.fr (F. Macri), jean.paul.beregi@chu-nimes.fr (J.-P. Beregi), ahmed.larbi@chu-nimes.fr (A. Larbi).

<http://dx.doi.org/10.1016/j.ejmp.2016.03.007>

1120-1797/© 2016 Associazione Italiana di Fisica Medica. Published by Elsevier Ltd. All rights reserved.

The parameters defined by the users vary among the manufacturers [15,17]. For instance, on GE Healthcare system (Milwaukee, Wisconsin), operators may define the “noise index values”, which is applied on each image. On Toshiba systems (Tokyo, Japan), users may specify the “standard deviation of pixel values in an image”. On Philips systems (Andover, Massachusetts), operators can target an “ideal reference image” to replicate the image quality.

In the present work, a Siemens system with a CARE Dose 4D (VA40, 2011) was used. This facility allows users to specify a parameter named “image quality reference mAs” (mAs_{ref}), which expresses the mAs applied on an average-sized patient (“reference patient” weighing 70–80 kg) [15,18]. In contrast, the previous version used two types of “reference patient”: a “typical children” (20 kg and 5 years old) and adult (70–80 kg) [18–21].

The CARE Dose 4D system combines the longitudinal and angular modulations and adapts the mAs automatically for each rotation around the patient with a half-rotation delay [15,17,18]. In addition, distinct values for mAs_{ref} can also be specified as function of the location of the exam. The operator defines a single mAs_{ref} for each examination according to the image quality required for a reliable diagnosis. For instance, thorax scans require lower mAs_{ref} than abdomen ones. Finally, this system also modulates mAs automatically for each slice when the patient’s weigh (or attenuation) differs from the “reference patient”. Indeed, mAs is decreased for subjects weighing less than the “reference patient” whereas it is increased on heavier patients. Therefore, due to the automatic mAs modulation, distinct values are applied in each slice. The average of modulate mAs (mAs_{mod}) along the entire examination is defined as effective mAs (mAs_{eff}).

Modulation strength is a supplementary user-controlled parameter mainly used to optimise the image quality and the dose delivered. Five levels of modulation are available: ‘very weak’, ‘weak’, ‘average’, ‘strong’ and ‘very strong’ modulations [15,18]. Hence, operators can use this parameter before the acquisition in order to increase or to decrease the effect of AEC modulation for each organ characteristic. However, once the user selects one out five alternatives, the degree of changes in the mAs values is determined in the system routines. For paediatric patients, the attenuation is lower than the “reference patient”. ‘Very weak’, ‘average’ and ‘very strong’ modulation strengths result in “very weak”, “average” and “very strong” dose reduction respectively, which also changes the image quality.

Several tools have been developed to compensate image noise increases due to dose reduction. Iterative reconstruction (IR), such the Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction (SAFIRE), is one of the most popular methods to achieve this goal. To reduce image noise, IR was demonstrated to be more efficient than its similar standard approach, the Filtered Back Projection (FBP). For this reason, SAFIRE has been applied to numerous clinical studies [22–26].

In the present paper, we hypothesised that combining AEC and IR would further reduce the dose while maintaining an acceptable diagnostic image quality. Therefore, we investigated the impact of modulation strength on radiation dose and its influences on thoracic image quality of paediatric anthropomorphic phantoms. In addition, we evaluated the combined effect of modulation strength and the iterative reconstruction SAFIRE in optimising delivered doses. Finally, we assessed noise texture changes, estimated with the Noise Power Spectrum (NPS), due to AEC/IR combinations.

Materials and methods

Anthropomorphic phantoms

Three physical anthropomorphic phantoms (ATOM® Dosimetry Phantoms, CIRS, Norfolk, USA) equivalent to patients aged one, five and 10-year-old were used. These phantoms have internal

structures corresponding to patient tissues and contain an artificial skeleton, lungs and soft tissue that enable precise simulation of medical radiological exposure. The phantoms’ weight and height were 10 kg and 75 cm for the one-year-old phantom, 19 kg and 110 cm for the five-year-old phantom, and 32 kg and 140 cm for the 10-year-old phantom.

Data acquisition and reconstruction

Acquisitions were performed on a 64-detector row MDCT SOMATOM Definition AS+(Siemens, Erlangen, Germany). To evaluate the impact of different modulation strengths on the delivered dose and image quality, MDCT acquisitions were performed using the routine examination protocols specified for children (Table 1). These protocols used 100 kVp with mAs_{ref} to obtain 75% of the values indicated in the national Diagnostic Reference Levels (DRLs) [29], for children aged one, five and 10-year-old. In the present study, six thoracic acquisitions were performed for each phantom: one with fixed mAs (mAs_{fix}) equal to mAs_{ref} and five with different modulation strengths.

To assess the impact of IR on the image quality, raw data were reconstructed using the standard FBP and IR algorithms. Two levels of SAFIRE were independently applied (S3 and S5). Images were reconstructed to 1 mm of thickness. Reconstruction kernels were set to ‘moderately smooth’ (B30f/I30f) to assess the soft tissue and ‘very strong’ (B70f/I70f) to study the lung tissue.

Image quality assessment

Image quality evaluations were carried out using in-house Matlab (MathWorks, Natick, USA) routines. Three Regions of Interest (ROI) were defined in the thorax, two on each side of the lung tissue, one in the soft tissue (Fig. 1a). The sizes of the ROIs were 0.8 cm², 1.5 cm² and 3 cm² for the one, five and 10-year-old phantoms, respectively. The signal (average) and noise (standard deviation) were computed within each ROI. The signal-to-noise ratio (SNR) for all tissues and contrast-to-noise ratio (CNR) between the lung and the soft tissue were calculated as follows:

$$SNR = \frac{|HU_{ROI}|}{\sigma_{ROI}} \tag{1}$$

$$CNR = \frac{|HU_{Lung-tissue} - HU_{Soft-tissue}|}{\sqrt{\frac{\sigma_{Lung-tissue}^2 + \sigma_{Soft-tissue}^2}{2}}} \tag{2}$$

where HU is Hounsfield Unit.

Image quality metrics

Iterative reconstruction algorithms require several metrics that are commonly employed (noise, SNR, CNR) [27,28]. For instance, Noise Power Spectrum is used to obtain a complete description

Table 1
Routine paediatric examination protocols.

	Thorax protocol		
	1 year	5 years	10 years
kV	100		
Ref. mAs	72	96	121
Beam width (mm)	64 × 0.6 (1)		
Pitch	1.4		
Rotation time (s)	0.33		
Reconstruction kernel	B/I30f and B/I70f		
Reconstruction algorithms	FBP, S1, S3, S5		

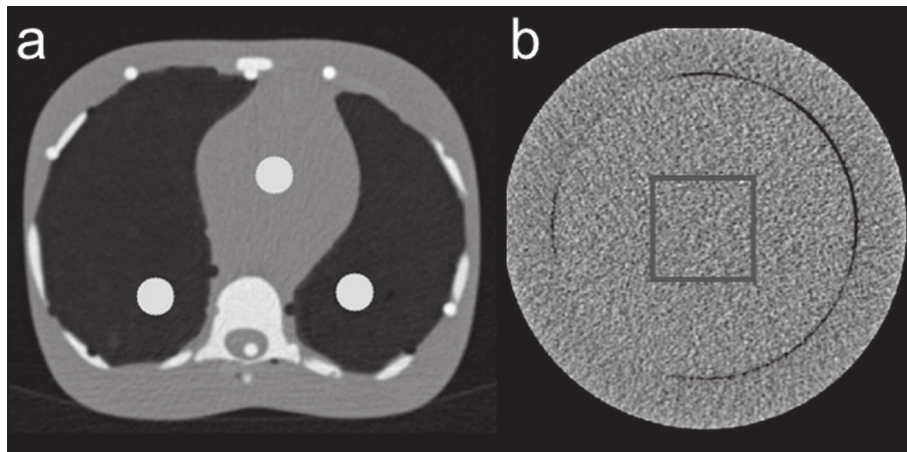


Figure 1. Positioning of ROIs on the phantoms used in this study. (a) Example of the three ROIs positioning in the chest on the anthropomorphic phantom 10-year-old. (b) ROI used in the Catphan 600 to assess the NPS.

Table 2
Effect of AEC strengths on the dose reduction of anthropomorphic phantoms.

Age	Modulation strength	CTDI _{vol} (mGy)	Effective diameter (cm)	SSDE (mGy)	mAs _{eff}	%Dr
1-year-old	Fixed mAs	2.3	12.8	5.2	72	–
	Very weak	1.4		3.3	44 ± 1	–39%
	Weak	1.0		2.2	30 ± 1	–58%
	Average	0.6		1.4	18 ± 1	–75%
	Strong	0.3		0.7	9 ± 1	–88%
	Very Strong	0.2		0.5	6 ± 1	–92%
5-year-old	Fixed mAs	3.0	15.4	6.3	96	–
	Very weak	1.6		3.5	52 ± 3	–46%
	Weak	1.1		2.4	36 ± 2	–63%
	Average	0.7		1.4	21 ± 3	–78%
	Strong	0.5		1.0	14 ± 3	–85%
	Very Strong	0.3		0.7	10 ± 3	–90%
10-year-old	Fixed mAs	3.8	18	7.2	121	–
	Very weak	2.2		4.2	70 ± 6	–42%
	Weak	1.6		3.0	51 ± 7	–58%
	Average	1.0		2.0	32 ± 8	–74%
	Strong	0.7		1.4	23 ± 7	–81%
	Very strong	0.5		1.0	17 ± 7	–86%

AEC: Automatic Exposure Control. %Dr: percentage dose reduction. All comparisons between each modulation strength and the reference acquisition were significant ($p < 0.01$).

of the noise amplitude over the entire frequency range of the image. To evaluate this metric between the reference acquisition with FBP and the others acquisitions with SAFIRE techniques, we scanned a Catphan 600 phantom (The Phantom Laboratory, Salem, USA). NPS were calculated in the section CTP486 (Fig. 1b) with 20 images as previously described by Mieville et al. [24].

Dosimetry

Based on the DICOM header information of each slice, modulated mAs (mAs_{mod}) were recovered. Thus, for each phantom mAs_{mod} along the z-axis could be traced. mAs_{eff} corresponds to the mean of mAs_{mod} during the entire examination. The percentage dose reduction (%Dr) was calculated by comparing the mAs_{eff} proposed by the modulation strengths with the mAs_{ref} without modulation [19].

$$\%Dr = \frac{mAs_{eff} - mAs_{ref}}{mAs_{ref}} \times 100$$

The volume CT dose indices (CTDI_{vol}), determined for a 32 cm – diameter (polymethyl methacrylate) reference phantom, were recovered on the review report available in the CT workstation at

the end of the acquisitions. These CTDI_{vol} collected were compared with paediatric dosimetric indicators available in the literature [29–32].

Furthermore, the size-specific dose estimate (SSDE) was calculated as follows:

$$SSDE = f_{size}^{32D} \times CTDI_{vol}$$

where f is the conversion factor as a function of the patient's effective diameter [33]. The patient's effective diameter was determined from the maximum anteroposterior to lateral dimensions on the centre slice of the thorax of each phantom.

Statistical analysis

Statistical analyses were carried out using the BiostaTGV software (<http://marne.u707.jussieu.fr/biostatgv>). Comparisons between acquisitions with mAs_{fix} and the five modulation strengths were performed using paired Student's t -test. The p -value was corrected for multiple comparisons using Bonferroni statistical approach. All p -values lower than 0.01 were considered as significant.

Results

Dose reduction

Table 2 shows the effect of the five AECs on the delivered dose for each phantom. The use of modulation strength reduced significantly mAs_{eff} and the delivered dose (CTDIvol/SSDE; $p < 0.01$). The dose reduction obtained with the modulation strength presented similar patterns for all phantoms: the ‘very strong’ strength showed a greater dose reduction than the ‘very weak’. For instance, compared to the mAs_{ref} , mAs_{eff} were reduced on average for all phantoms by 42% (± 3.5) for the ‘very weak’ strength, 76% (± 2.3) for ‘average’ and 89% (± 2.9) for the ‘very strong’.

Profiles of modulation strengths

Regardless of the anatomical region, the impact of the tube current modulation according to the phantom’s morphology was more pronounced in the 10-year-old phantom than the five-year-old one (Fig. 2). On the contrary, the shape of each curve for the one-year-old phantom was relatively linear without changes as function of the anatomic location (Fig. 2a). For the phantoms five and 10-year-old, the mAs_{mod} per slice was higher in the shoulders and diaphragmatic cupolas than in the centre of the phantom (represented by the pulmonary regions and mediastinum) (Fig. 2b and c).

Image noise

Dose reduction related to the use of modulation strengths led to a significant increase in image noise ($p < 0.01$) for all phantoms and tissues (Table 3). A greater dose reduction refers to higher image noise increases. In the soft tissue, image noise increased on average for all phantoms by 26% (± 4.3), 89% (8.1) and 197% (± 16.1) for the ‘very weak’, the ‘average’ and the ‘very strong’ strengths, respectively. In the lung, the image noise increased by 26% (± 5.3), 83% (9.5) and 161% (± 4.4) for the ‘very weak’, the ‘average’ and the ‘very strong’ strengths, respectively.

SNR and CNR

The use of modulation strengths degraded SNR (Fig. 3) and CNR (Fig. 4) values. This degradation was greater for higher modulation strength was applied. Regardless of the phantom size, the SNR and CNR reductions between the mAs_{fix} acquisition and each strength were significant ($p < 0.01$).

Table 3

Effect of AEC strengths on the image noise (standard deviation) in anthropomorphic phantoms.

Age (y)	Modulation type	Soft tissue	Lung tissue
1-year-old	Fixed mAs	11.7 ± 1.4	56.8 ± 4.9
	Very weak	14.2 ± 1.7	68.6 ± 5.7
	Weak	16.6 ± 2.2	80.3 ± 5.1
	Average	21.1 ± 3.1	98.0 ± 8.2
	Strong	28.7 ± 3.7	128.8 ± 13.0
5-year-old	Fixed mAs	11.0 ± 1.4	52.2 ± 3.1
	Very weak	13.9 ± 2.1	65.7 ± 6.2
	Weak	16.3 ± 2.0	76.4 ± 7.1
	Average	21.6 ± 3.2	96.7 ± 10.8
	Strong	26.6 ± 4.4	113.5 ± 14.5
10-year-old	Fixed mAs	11.0 ± 1.7	50.1 ± 6.3
	Very weak	14.3 ± 1.8	65.8 ± 7.6
	Weak	16.6 ± 1.9	76.8 ± 8.0
	Average	21.0 ± 2.3	95.8 ± 8.9
	Strong	25.3 ± 3.1	111.4 ± 10.2
	Very strong	31.1 ± 4.8	130.2 ± 12.8

All comparisons between each modulation strength and the reference acquisition were significant ($p < 0.01$).

SAFIRE

SAFIRE significantly improved SNR and CNR ($p < 0.01$) for all acquisitions using the modulation strength regardless of the phantom and tissue (Figs. 3 and 4). The impact of SAFIRE on both SNR and CNR was similar for the soft tissue and the “moderately smooth” kernel for all phantoms. On the contrary, for the lung tissue, the impact of SAFIRE on both SNR and CNR increased with the size of the phantom (Figs. 3 and 4).

SAFIRE and AEC

Combining modulation strength and IR (AEC/SAFIRE) allowed to reduce the dose while maintaining image quality indices close to the values of mAs_{fix} acquisitions (Table 4 and Figs. 3 and 4). For the phantoms aged one and five-year-old, CNR and SNR were equivalent to the mAs_{fix} acquisition with FBP for ‘very weak’ and ‘weak’ with levels S3 and S5, respectively. Using the ‘very weak’/S3 and ‘weak’/S5 combinations, the dose reduction ranged from 39% to 58% for the one-year-old phantom and from 46% to 63% for the five-year-old phantom (Table 2). For the 10-year-old phantom, ‘weak’ and ‘average’ strengths could be used with levels S3 and S5, which enabled a dose reduction of 58% and 74%, respectively (Table 2). The doses obtained with these combinations were lower than the doses reported in the literature (Table 5).

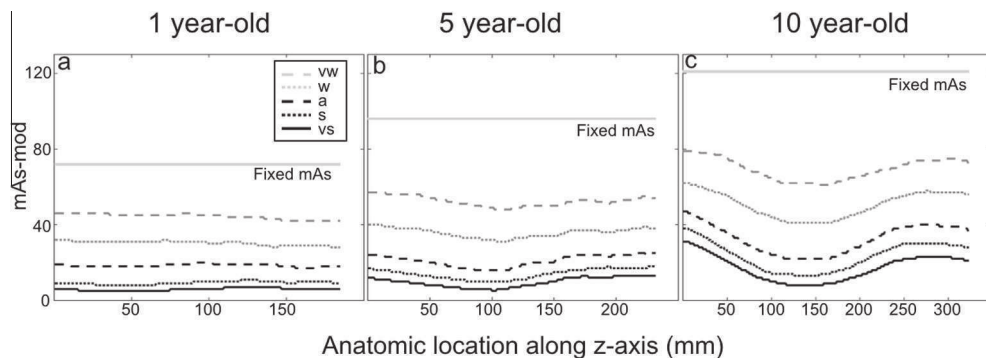


Figure 2. Modulated mAs_{mod} along the z-axis according to the modulation strength for the one-year-old phantom (a), the five-year-old phantom (b) and the ten-year-old phantom (c). vw: ‘very weak’; w: ‘weak’; a: ‘average’; s: ‘strong’; vs: ‘very strong’.

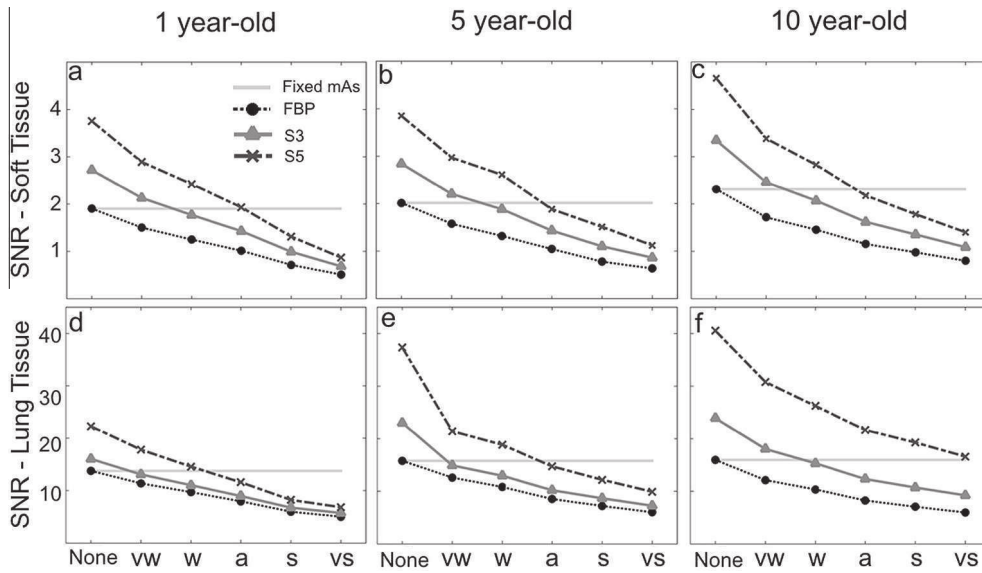


Figure 3. Effects of the modulation strength and reconstruction types (FBP; S3; S5) on the signal-to-noise ratio (SNR) for the soft tissue (a,b,c) and the lung tissue (d,e,f) for the three phantoms. None: 'No AEC'; vw: 'very weak'; w: 'weak'; a: 'average'; s: 'strong'; vs: 'very strong'.

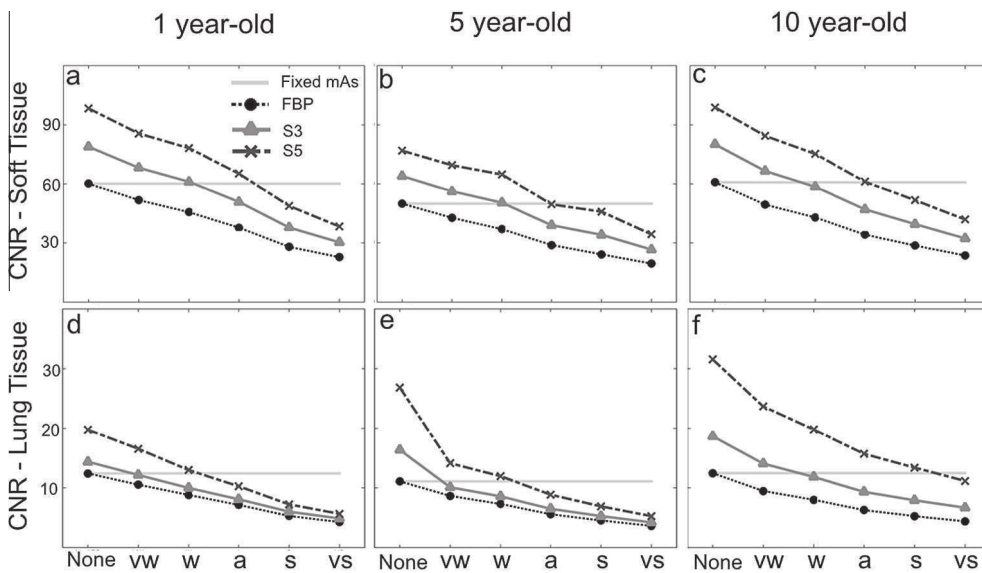


Figure 4. Effects of the modulation strength and reconstruction types (FBP; S3; S5) on the contrast-to-noise ratio (CNR) for the soft tissue (a,b,c) and the lung tissue (d,e,f) for the three phantoms. None: 'No AEC'; vw: 'very weak'; w: 'weak'; a: 'average'; s: 'strong'; vs: 'very strong'.

Table 4
Combinations of AEC strengths and SAFIRE for anthropomorphic phantoms.

Age (y)	Combination	SNR soft tissue		SNR lung tissue		CNR soft tissue		CNR lung tissue	
1	Fixed mAs/FBP	1.9 ± 0.3	–	13.8 ± 1.3	–	60.2 ± 31.5	–	12.4 ± 1.3	–
	Very weak/S3	2.1 ± 0.4	<i>p</i> < 0.01	13.1 ± 1.4	0.019	68.2 ± 37.0	<i>p</i> < 0.01	12.2 ± 1.4	0.045
	Weak/S5	2.4 ± 0.6	<i>p</i> < 0.01	14.6 ± 2	<i>p</i> < 0.01	78.2 ± 43.3	<i>p</i> < 0.01	13.0 ± 2.0	<i>p</i> < 0.01
5	Fixed mAs/FBP	2.0 ± 0.5	–	15.8 ± 1	–	49.9 ± 33.2	–	11.1 ± 1.0	–
	Very weak/S3	2.2 ± 0.7	<i>p</i> < 0.01	14.9 ± 1.6	<i>p</i> < 0.01	56.2 ± 37.5	<i>p</i> < 0.01	10.1 ± 1.6	<i>p</i> < 0.01
	Weak/S5	2.6 ± 0.9	<i>p</i> < 0.01	18.8 ± 2.2	<i>p</i> < 0.01	64.8 ± 43.3	<i>p</i> < 0.01	12.0 ± 2.2	<i>p</i> < 0.01
10	Fixed mAs/FBP	2.3 ± 0.4	–	16.0 ± 1.8	–	60.8 ± 38.5	–	12.5 ± 1.8	–
	Weak/S3	2.1 ± 0.3	<i>p</i> < 0.01	15.3 ± 1.7	<i>p</i> < 0.01	58.5 ± 37.7	<i>p</i> < 0.01	11.8 ± 1.7	<i>p</i> < 0.01
	Average/S5	2.2 ± 0.4	<i>p</i> < 0.01	21.7 ± 3	<i>p</i> < 0.01	61.1 ± 39.6	0.682	15.7 ± 3.0	<i>p</i> < 0.01

AEC: Automatic Exposure Control, %DR: percentage dose reduction, CNR: contrast-to-noise ratio, SNR: signal-to-noise ratio. Significance compared to the reference acquisition *p* < 0.01.

Table 5
CTDIvol obtained with the different combinations compared to French DRL and other international studies.

Age (y)	Combination	CTDIvol (mGy)				
		In this study	National DRL	Verdun et al. Swiss (2008)	Brisse et al. French (2009)	Buls et al. Belgian (2010)
1	Very weak/S3	1.4	3	5	3	8
	Weak/S5	1.0				
5	Very weak/S3	1.6	4	8	3.5	9
	Weak/S5	1.1				
10	Weak/S3	1.6	5	10	5.5	9
	Average/S5	1.0				

Image quality metrics

For the soft tissue in the phantoms one and 5-year-old, S3 and S5 curves were similar to FBP curve with mAs_{fix} (Fig. 5a and b). However, for the lung tissue, S3 curves were higher than FBP curve (Fig. 5d and e). Finally, for the 10-year-old phantom, S3 and S5 curves were higher than FBP curve for both tissues (Fig. 5c and f). These peaks were strongly shifted to lower frequencies as the IR algorithm strength towards higher values (Fig. 5).

Discussion

Techniques of tube current modulation in MDCT emerge as an important radioprotection advance aiming to reduce dose delivered to patients. The application of this approach in paediatric medicine is even more recommended although the impact of dose reduction on image quality of children is not yet completely understood. Indeed, although the physical control of dose exposure (e.g. AEC) allows a significant dose reduction, the images resulted in lower quality, which may compromise the medical diagnosis. Therefore, an additional strategy is required, such as IR methods, to recover the image quality.

Combined with AEC, advanced mathematical algorithms of IR (e.g. SAFIRE) can potentially support a trustable diagnosis without exposing children to unnecessary risks. The rationale for this theoretical framework still lacks experimental supports, but it is partially fulfilled with the findings presented in this work. Indeed, here, we evaluated the changes of image quality parameters due to a combination of AEC and SAFIRE levels.

Of note, the system used for this study is different from its previous version. Whilst the older version used two types of “reference patient” (typical child and averaged-sized adult), the new CARE Dose 4D system require only the adult model. While several studies have assessed the impact on the dose delivered and quality image parameters of the previous version of CARE Dose 4D system, this newer version still needs to be fully evaluated. For instance, Papadakis et al. [19,21] applied the old CARE Dose 4D system in one, five and 10-year-old phantoms and the ‘average’ modulation strength. This old version requests the typical children “reference patient” for these three phantoms. For the first phantom, which has a lower attenuation or lower weight than the children “reference patient”, the dose reduction was –15.4% and –10.1%. The inverse pattern was found for the 10-year-old phantom, which presented dose increased with +0.5% and +10.3%. Finally, the five-year-old phantom decreased dose in –9.9% and –6.6%. This dose variation, associated to the old version of the CARE Dose 4D system, was problematic for the operator. Indeed, when the child is over than 5 years old and/or 20 kg, the system could result in a increased dose. In contrast with previous works, we demonstrated a higher dose reduction using standard “reference patient” (Table 2). ‘Average’ strength modulation allowed to reduce doses by 74%, 78% and 73% for the one, five and 10-year-old phantoms, respectively. The new system tends to be simpler since there is only a single “reference patient”, which allows systematically dose reduction on paediatric patients.

In paediatric CT-scan, tube current modulation tends to be decreased with the age of the child. The adaptation of amount of tube current according to the attenuation of the explored regions,

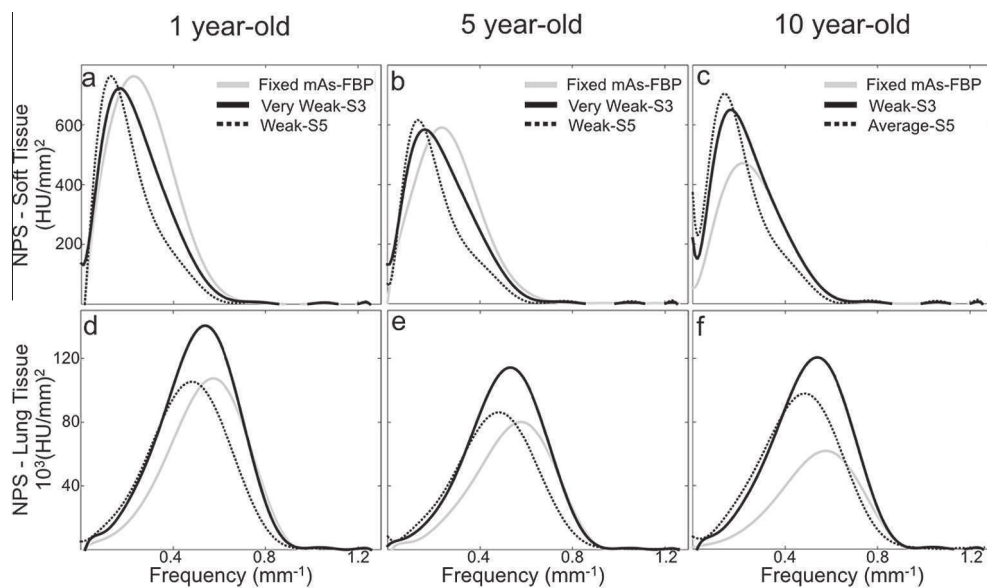


Figure 5. NPS curves for the distinct AEC/IR combinations in the Catphan 600 for the soft tissue (a,b,c) and the lung tissue (d,e,f) for the three phantoms.

especially between very attenuating zones (shoulders, cupolas) and the rest of the thorax, was more pronounced with age (Fig. 2). The shape of the strengths in the z-direction was less pronounced for the one-year-old phantom than the 10-year-old one, which resembles adult curves [15,18]. In all cases and for all phantoms, the CARE Dose 4D system provided weaker mAs_{eff} than the mAs_{ref} even in very attenuating zones.

Dose reductions linked to the use of tube current modulation degrade image quality indices by increasing noise [13–16,19,21] and reducing SNR and CNR [19,21]. With the previous version of the CARE Dose 4D system, Papadakis et al. [19,21] demonstrated noise variations of 6.5%, 2.8% and 1.2% in 2008 and –2.8%, 1.3% and 6.1% in 2011 for the one, five and 10-year-old phantoms, respectively. In our study, the degradation of image quality indices was more pronounced and it was directly correlated with the greater reduction in the dose delivered (Table 3). The degradation of both SNR and CNR in function of the modulation strength tends to increase with age (Figs. 3 and 4).

The results of this study confirm what has been already suggested in the literature highlighting the interest of using the SAFIRE [22–24,26]. First, the image quality indices improved for the same dose. Regardless of the modulation strength, tissue and phantom, SNR and CNR improved with S3 and S5 compared with FBP (Figs. 3 and 4). Second, SAFIRE compensated for the degradation of image quality indices linked to dose reduction. SNR and CNR were similar to mAs_{fix} acquisition when using ‘very weak’/S3 and ‘weak’/S5 for the one and five-year-old phantoms and ‘weak’/S3 and ‘average’/S5 for the 10-year-old phantom (Table 4). With these combinations, the doses obtained were significantly lower than those reported in the literature [30–32] and national DRLs [29] (Table 5).

The use of IR methods changes the appearance and texture of the image by smoothing it, which can trick the radiologist’s eye [27,28]. Several studies have assessed the impact of SAFIRE on the deformation of structures and the modification of image texture via the NPS [24,26–28]. The results presented here confirmed the image smoothing due to SAFIRE, which is characterised by the peaks of NPS curves left-shifted toward the lower frequencies (Fig. 5). However, independently of the reconstruction kernel and phantom, the image quality for these various combinations was similar and considered satisfactory by radiologists involved in the study.

In the study we defined the “image quality reference mAs (mAs_{ref})” in order to obtain CTDI_{vol} corresponding to a percentage of national DRLs [29]. This dosimetric reference point, based on the diagnostic requirements, determined the reference values of the image quality indices. The choice of ‘AEC/SAFIRE’ combinations was made by comparing image quality indices, which were obtained for all combinations, with those obtained for reference indices. Importantly, the quality of images obtained with these mAs_{ref} was satisfactory and could be degraded. It would be interesting however, for radiologists to conduct a study involving paediatric patients in order to subjectively assess the quality of images obtained using these combinations.

This study has three major limitations. First, the acquisitions were obtained only at 100 kVp (routine examination protocol) to avoid the effect of the energy of X-rays on image quality indices and the signal. Second, the pitch, thickness of the slice for acquisition and reconstruction, the reconstruction kernels and the frequency of the topograms were not altered in order to work within the same acquisition and reconstruction parameters that are routinely used in our institution. Third, this study was performed using only the Care Dose 4D and SAFIRE. Due to the high variability of AEC systems and IR algorithms, additional studies should therefore be implemented in order to evaluate other manufacturers and reconstruction methods.

Conclusion

Using the CARE Dose 4D system during MDCT acquisitions of the thorax in children’s phantoms allows a considerable dose reduction. This system, in combination with SAFIRE, compensates for the degradation of image quality indices caused by dose reduction. The results we showed may encourage conducting a study with the same objectives but involving paediatric patients.

Conflict of interest

All authors declare no conflict of interest. No grants for this study were received.

Acknowledgements

We would like to thank M. Lomma, C. Demattei, M. Piroley, PA Daviau and C. Croisille for their supports in this study. We would like to thank JG. Ott for this help for the NPS methods.

References

- [1] Brenner DJ, Hall EJ. Computed tomography—an increasing source of radiation exposure. *N Engl J Med* 2007;357:2277–84.
- [2] UNSCEAR 2000 published. United Nations Scientific Committee on the effects of atomic radiation. *Health Phys* 2001;80:291.
- [3] Brenner D, Elliston C, Hall E, Berdon W. Estimated risks of radiation-induced fatal cancer from pediatric CT. *AJR Am J Roentgenol* 2001;176:289–96.
- [4] Pearce MS, Salotti JA, Little MP, McHugh K, Lee C, Kim KP, et al. Radiation exposure from CT scans in childhood and subsequent risk of leukaemia and brain tumours: a retrospective cohort study. *Lancet* 2012;380:499–505.
- [5] Mathews JD, Forsythe AV, Brady Z, Butler MW, Goergen SK, Byrnes GB, et al. Cancer risk in 680,000 people exposed to computed tomography scans in childhood or adolescence: data linkage study of 11 million Australians. *BMJ* 2013;346:f2360.
- [6] Vock P. CT dose reduction in children. *Eur Radiol* 2005;15:2330–40.
- [7] Donnelly LF. Reducing radiation dose associated with pediatric CT by decreasing unnecessary examinations. *AJR Am J Roentgenol* 2005;184:655–7.
- [8] Brody AS, Frush DP, Huda W, Brent RL. American Academy of Pediatrics section on R. Radiation risk to children from computed tomography. *Pediatrics* 2007;120:677–82.
- [9] Strauss KJ, Goske MJ, Kaste SC, Bulas D, Frush DP, Butler P, et al. Image gently: ten steps you can take to optimize image quality and lower CT dose for pediatric patients. *AJR Am J Roentgenol* 2010;194:868–73.
- [10] Kalra MK, Maher MM, Toth TL, Hamberg LM, Blake MA, Shepard JA, et al. Strategies for CT radiation dose optimization. *Radiology* 2004;230:619–28.
- [11] Kalender WA, Buchenau S, Deak P, Kellermeier M, Langner O, van Straten M, et al. Technical approaches to the optimisation of CT. *Phys Med* 2008;24:71–9.
- [12] Kalra MK, Maher MM, Toth TL, Schmidt B, Westerman BL, Morgan HT, et al. Techniques and applications of automatic tube current modulation for CT. *Radiology* 2004;233:649–57.
- [13] Gies M, Kalender WA, Wolf H, Suess C. Dose reduction in CT by anatomically adapted tube current modulation I. Simulation studies. *Med Phys* 1999;26:2235–47.
- [14] Kalender WA, Wolf H, Suess C, Gies M, Greess H, Bautz WA. Dose reduction in CT by on-line tube current control: principles and validation on phantoms and cadavers. *Eur Radiol* 1999;9:323–8.
- [15] Soderberg M, Gunnarsson M. Automatic exposure control in computed tomography—an evaluation of systems from different manufacturers. *Acta Radiol* 2010;51:625–34.
- [16] Rampado O, Marchisio F, Izzo A, Garelli E, Bianchi CC, Gandini G, et al. Effective dose and image quality evaluations of an automatic CT tube current modulation system with an anthropomorphic phantom. *Eur J Radiol* 2009;72:181–7.
- [17] Raman SP, Johnson PT, Deshmukh S, Mahesh M, Grant KL, Fishman EK. CT dose reduction applications: available tools on the latest generation of CT scanners. *J Am Coll Radiol JACR* 2013;10:37–41.
- [18] SIEMENS. SOMATOM Definition AS User Manual. In: AG S, editor, Germany 2012.
- [19] Papadakis AE, Perisinakis K, Damilakis J. Automatic exposure control in pediatric and adult multidetector CT examinations: a phantom study on dose reduction and image quality. *Med Phys* 2008;35:4567–76.
- [20] Papadakis AE, Perisinakis K, Damilakis J. Automatic exposure control in CT: the effect of patient size, anatomical region and prescribed modulation strength on tube current and image quality. *Eur Radiol* 2014;24:2520–31.
- [21] Papadakis AE, Perisinakis K, Oikonomou I, Damilakis J. Automatic exposure control in pediatric and adult computed tomography examinations: can we estimate organ and effective dose from mean MAS reduction? *Invest Radiol* 2011;46:654–62.

- [22] Beister M, Kolditz D, Kalender WA. Iterative reconstruction methods in X-ray CT. *Phys Med* 2012;28:94–108.
- [23] Greffier J, Fernandez A, Macri F, Freitag C, Metge L, Beregi JP. Which dose for what image? Iterative reconstruction for CT scan. *Diagn Interventional Imaging* 2013;94:1117–21.
- [24] Mieville FA, Gudinchet F, Brunelle F, Bochud FO, Verdun FR. Iterative reconstruction methods in two different MDCT scanners: physical metrics and 4-alternative forced-choice detectability experiments—a phantom approach. *Phys Med* 2013;29:99–110.
- [25] 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 Interventional Imaging* 2015;96:477–86.
- [26] Greffier J, Macri F, Larbi A, Fernandez A, Pereira F, Mekkaoui C, et al. Dose reduction with iterative reconstruction in multi-detector CT: what is the impact on deformation of circular structures in phantom study? *Diagn Interventional Imaging* 2016;97:187–96.
- [27] Ott JG, Becce F, Monnin P, Schmidt S, Bochud FO, Verdun FR. Update on the non-prewhitening model observer in computed tomography for the assessment of the adaptive statistical and model-based iterative reconstruction algorithms. *Phys Med Biol* 2014;59:4047–64.
- [28] Verdun FR, Racine D, Ott JG, Tapiovaara MJ, Toroi P, Bochud FO. Image quality in CT: from physical measurements to model observers. *Physica medica: PM: an international journal devoted to the applications of physics to medicine and biology: official journal of the Italian Association of Biomedical Physics* 2015.
- [29] FRANÇAISE JODLR. Arrêté du 24 octobre 2011 relatif aux niveaux de référence diagnostiques en radiologie et en médecine nucléaire. In: MINISTÈRE DU TRAVAIL DLEEDLS, editor. Décrets, arrêtés, circulaires. p. 1–6.
- [30] Brisse HJ, Aubert B. CT exposure from pediatric MDCT: results from the 2007–2008 SFIPP/ISRN survey. *J Radiol* 2009;90:207–15.
- [31] Verdun FR, Gutierrez D, Vader JP, Aroua A, Alamo-Maestre LT, Bochud F, et al. CT radiation dose in children: a survey to establish age-based diagnostic reference levels in Switzerland. *Eur Radiol* 2008;18:1980–6.
- [32] Buls N BH, Mommaert C, Malchair F, Clapuyt P, Everarts P. CT paediatric doses in Belgium: a multi-centre study – results from a dosimetry audit in 2007–2009. Belgian Federal Agency of Nuclear Control (FANC); 2010.
- [33] AAPM. Size-specific dose estimates (SSDE) in pediatric and adult body CT examinations. AAPM Report No 204, 2011.

3.3. Validation sur patients

3.3.1. Optimisation globale : Mise en place de protocole 'Basse Dose' (BD)

- [67] Greffier J. Macri F. Larbi A et al (2015) Dose reduction with iterative reconstruction: Optimization of CT protocols in clinical practice. *Diagn Interv Imaging* 96:477-486

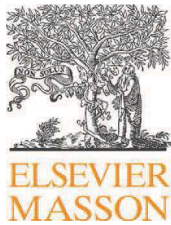
Cet article a été présenté dans la section 3.1.1.

3.3.2. Optimisation approfondie : Mise en place de protocole 'Très Basse Dose' (TBD)

3.3.2.1. *Abdomen-pelvis*

- [71] Greffier J. Fernandez A. Macri F. Freitag C. Metge L. Beregi JP (2013) Which dose for what image? Iterative reconstruction for CT scan. *Diagn Interv Imaging* 94:1117-1121

Cet article présente globalement le principe de fonctionnement des IR et plus précisément de SAFIRE par rapport à la RPF. Il permet d'illustrer le double intérêt de SAFIRE. Dix patients bénéficiant d'un scanner abdomen-pelvien reçoivent une double acquisition à 70% de dose (protocole utilisé en routine) et 30% de dose (protocole 'Très Basse Dose'). Les IQI sont évalués dans chaque patient en positionnant 4 ROI (rein gauche, aorte abdominale, graisse et muscle psoas). Des IQI équivalents sont retrouvés entre 70% de dose et le niveau S2 et 30% de dose et le niveau S5. L'image est lissée avec l'utilisation des IR. La qualité des images obtenues valide l'utilisation du protocole 70%/S3 routine et du protocole 30%/S5 pour la recherche de lithiase urinaire.



ORIGINAL ARTICLE / *Technical*

Which dose for what image? Iterative reconstruction for CT scan

J. Greffier*, A. Fernandez, F. Macri, C. Freitag,
L. Metge, J.-P. Beregi

Medical Imaging and Radiology, EA2415, Université Montpellier-Nîmes, CHU de Carémeau, boulevard du Professeur-Robert-Debré, 30029 Nîmes cedex 9, France

KEYWORDS

CT scan;
Irradiation;
Iterative
reconstruction;
Dose;
X-rays

Abstract

Purpose: To evaluate the potential of iterative reconstruction for reducing the dose given to the patient during abdominal CT scanning.

Materials and methods: A double abdominal CT scan acquisition (Somatom Definition AS+ Siemens) performed without contrast administration at –30% and at –70% of the doses (mAs) was compared to the standard acquisition in 10 patients. The raw data were reconstructed by filtered back projection (FBP) and using the SAFIRE iterative reconstruction method (five levels of iteration). The signal, noise, signal-to-noise ratio (SNR) and the contrast-to-noise ratio (CNR) were compared for three regions of interest, including the kidney, psoas and abdominal fat.

Results: The signal in each region of interest was not modified based on the type of reconstruction. The noise level decreased significantly during the passage from the FBP to SAFIRE, as well as with the increase in the SAFIRE level. The SNR and CNR therefore increased with the use of iterative reconstructions. The increase in noise observed between the acquisition at –30% and that at –70% was compensated by the use of higher SAFIRE levels.

Conclusion: Iterative reconstructions can be used to improve the SNR and CNR at a constant dose or to reduce the dose by keeping the same SNR and CNR on abdominal CT images.

© 2013 Éditions françaises de radiologie. Published by Elsevier Masson SAS. All rights reserved.

The basic principle for obtaining images by CT scan is based on the determination of attenuation coefficients (μ) of the different tissues that are crossed [1]. To each pixel that makes up the final image, a level of gray corresponding to the μ is attributed using the Hounsfield scale. To determine and differentiate these μ , the tube/detector couple turns around the patient. The signal recovered in the detectors for a CT scan image thickness,

* Corresponding author.

E-mail address: joel.greffier@chu-nimes.fr (J. Greffier).

at a given angle, corresponds to a projection. For each CT image, all of the projections obtained for the different angles correspond to a sinogram of the CT image. In order to obtain an image that is as close as possible to the real object, all of the sinograms of the explored volume are sent to calculators to reconstruct the images. The simplest reconstruction method is retroprojection. It makes it possible to go from the signal of the projections, the Radon space, to the spatial domain corresponding to the image. It consists of spreading the signal of each projection in all of the pixels, which make up the image. This technique leads to the appearance of a blur, characterized by a star-shaped spreading artifact, causing a loss of information for high frequencies. To compensate for this artifact, filtered back projection (FBP), a fast reconstruction method available in all CT scan machines, is used. This method uses the application of different convolution filters in the real space. The difference between these filters is the variation in noise and spatial resolution. The more the filter is called "hard", the more the spatial resolution increases and the more the noise in the image is amplified. This process is inverted for filters that are called "soft". These different filters are applied based on the explored anatomical regions or the diagnosis being screened for. However, FBP, which is currently the most commonly used reconstruction method for CT scan, has drawbacks. Many approximations are unverified in practice, due to the absence of taking into account statistical fluctuations and physical disturbances. The data obtained are noisy and under-sampled.

The iterative reconstruction method, which is the reference method in nuclear medicine for the reconstruction of images, is starting to reappear with CT scans. These reconstructions were possible in nuclear medicine or with the first CT scan machines because the data were less voluminous to process with the calculators. With the improvement of performances of computerized tools as well as the prior reconstruction of data acquired by FBP, the data calculation time, in principle, no longer poses a problem for CT scans with the currently marketed solutions. This reconstruction method is based on the idea of the sinogram, like for FBP [2,3]. Unlike FBP, it takes into account statistical fluctuations and physical disturbances. The iterative algorithms allow for better quantitative estimation. They work by successive approximations to determine the solution that is the closest to the real object. At each iteration, a new estimation of the CT image is performed. Unlike FBP, iterative reconstruction allows us to separate noise and spatial resolution. It improves spatial resolution in the zones where the contrasts are highest, and reduces noise in the zones with low contrast, which makes it possible for the user to carry out scans with lower dose levels or to obtain a better image quality with the same radiation. Their disadvantage for the radiologist is the modification of the image in terms of the visual result related to the smoothing of the images. Each manufacturer offers algorithms that vary by their use and the way they function. Certain reconstruction algorithms use iteration loops in the raw data domain, others in the image domain, and finally others use iteration loops in both domains. Siemens with Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction (SAFIRE) and Philips with iDose⁴ (iterative Dose) are presented in

the form of iteration levels. Adaptive Statistical Iterative Reconstruction (ASIR) by General Electric applies a percentage of the iterative method compared to filtered back projection. Finally, Toshiba markets Adaptive Iteration Dose Reduction (AIDR), which works by automatic setting and AIDR 3D, which offers three levels of selection: strong, mild and standard.

The objective of our evaluation was to study the influence of an iterative reconstitution method on the signal, noise, signal-to-noise ratio (SNR) and contrast-to-noise ratio (CNR) in the image so as to consider dose reductions for future scan acquisitions.

Materials and methods

With a SIEMENS SOMATOM Definition AS+ scanner, composed of a 64-detector bar, the proposed iterative reconstruction method is called SAFIRE (Fig. 1). This method is an improvement on the previous version, IRIS "Iterative Reconstruction Image Space" and has two correction loops. A first correction loop is made in the raw data space. Using the FBP reconstructed image of the measured projections, a "ray tracing" is applied. This is the "re-projection" step. New projections are calculated using the reconstructed image. The differences between the measured projections and the calculated projections allow us to obtain a new sinogram that corresponds to the corrected image. A second correction loop is applied in the image space. The corrected image from the first loop is re-projected. The projections obtained are then corrected using successive iterations that update the image. The noise and the artefacts are reduced by correction of the geometric imperfections of the initial reconstruction. The loop ends when the level of noise of the obtained image corresponds to that of the level of the selected iteration. The SAFIRE system has five levels of iterations that differ in the selection of the filtering intensity. The higher the SAFIRE level, the smoother the image and the lower the noise in the image. No clinically significant difference in acquisition time has been observed between the different levels of iterations in the reconstruction of CT scan examinations.

In order to check the impact of the iterative reconstructions and whether or not they could be put to regular use, ten patients who needed to undergo an abdominal-pelvic CT scan examination were studied with a double abdominal acquisition without injection and without extra radiation compared to the usual acquisition protocol. Using the scoutview, a double sequence was carried out wherein only the mAs was changed as an acquisition parameter. The first sequence was acquired with a number of mAs reduced by 30% (180 mAs to 125 mAs) and the second acquisition with a reduction in mAs of 70% (180 mAs to 54 mAs). The doses received by the patients were then almost equivalent to the one proposed initially. The raw data of the two acquisitions was then reconstructed with the FBP and the five levels of SAFIRE (S1, S2, S3, S4 and S5) and an average filter (B40f or I40f). The regions of interest (ROI) were positioned on the left kidney, the psoas muscle and the fat to study the signal obtained (Fig. 2). The evaluation of the CNR was carried

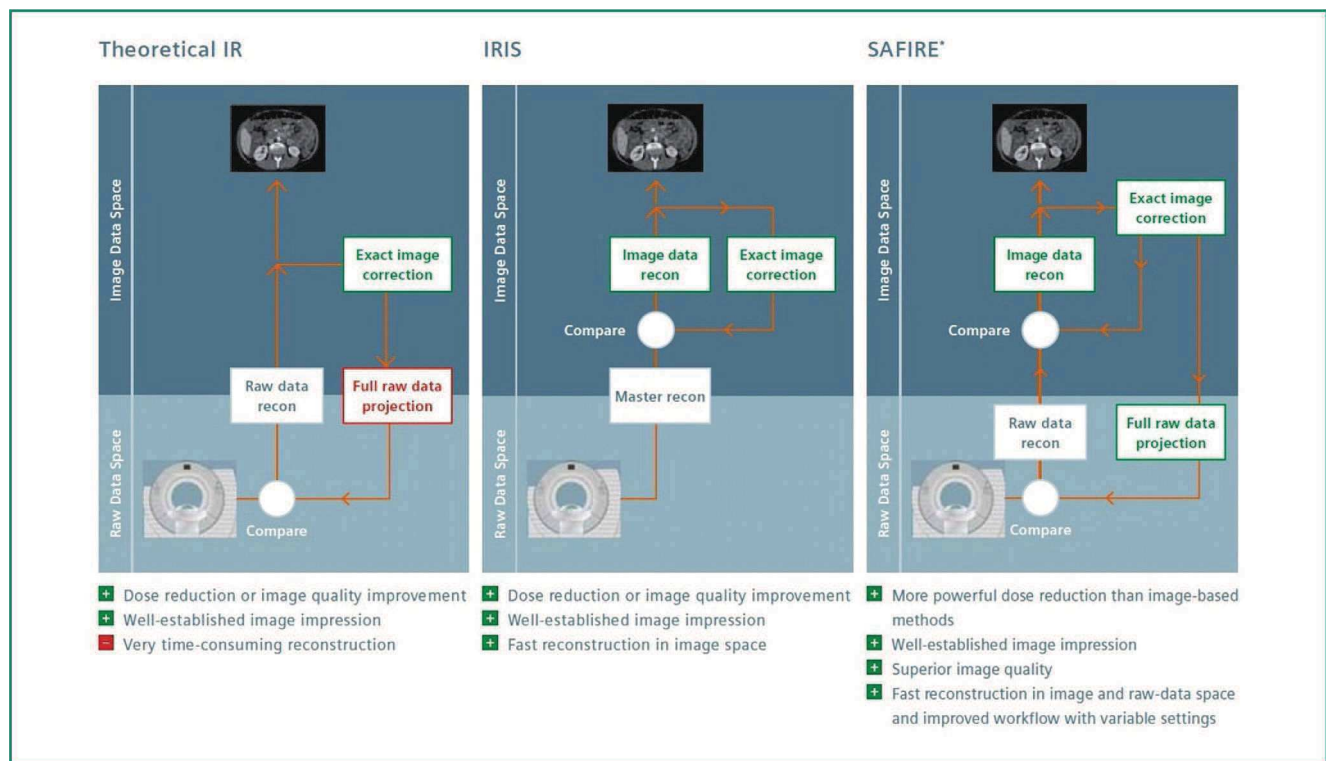


Figure 1. Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction (SAFIRE) iterative reconstruction method, using two correction loops in the raw data and image data spaces. It ends when the noise level of the image obtained corresponds to that of the selected iteration level (with kind permission of Siemens).

out using a reference region of interest positioned on the abdominal aorta (formula below):

$$CNR = \frac{|HU_{Region} - HU_{Abdominalaorta}|}{\sqrt{\frac{Noise_{Region}^2 + Noise_{Abdominalaorta}^2}{2}}}$$

(Determination of the contrast to noise ratio using regions of interest compared to the abdominal aorta).

Results

The column analysis in Table 1 shows that the signal is not modified between the FBP and the different SAFIRE levels for the three regions of interest, regardless of the dose. The passage from FBP to SAFIRE results in a decrease in noise in the three regions of interest for the acquisitions carried out. On average, the noise decreases by 11% between the FBP and S1. This reduction in noise is greater with the increase in iteration levels (12% between S1 and S2 and 18% between S4 and S5). As the signal was stable and the noise decreasing, the SNR increases the SAFIRE levels even more. The CNR is improved with the increase in the SAFIRE level.

The comparisons between the acquisitions of 30% and 70% dose reduction (4.99 mGy initially to 3.44 mGy for a 30% reduction in mAs and 1.52 mGy for 70%) from the reduction of mAs showed a considerable increase in noise in the image for the same level. The noise increased by 65% on average for the left kidney and 63% and 48% for the psoas muscle and fat, respectively. The signal for the same level is increased

by 15% for the left kidney, although it remains constant for the psoas muscle and fat (2% variation). The SNR and CNR are decreased between the two acquisitions from 50 to 65% and 30 to 45%, respectively.

The comparative analysis between S2 at 30% and S5 at 70% shows that the results of the signal, noise, SNR and CNR are relatively equivalent regardless of the region of interest. The 70% S5 reconstructions allowed us to obtain images that were equivalent in signal, noise, SNR and CNR compared to 30% S2 for a reduction of 1.92 mGy of the CTDIvol.

These data are found in the images of Fig. 2, with a visual difference related to the smoothing of the image. This smoothing of the image is observed when the SAFIRE levels are increased, which is a characteristic that is specific to iterative reconstruction methods.

Discussion

This first approach for the evaluation of SAFIRE iterative reconstructions highlights two points of interest of these iterative reconstruction methods, that is to say, both qualitative and quantitative. The first point of interest is that we are able to reduce the noise of the image for the same administered dose. The SNR and CNR are therefore improved with the increase in SAFIRE levels. The second point of interest is that we are able to reduce the emitted X-ray dose, particularly mAs [4], while keeping the SNR and CNR stable. The increase in noise caused by the reduction of mAs is compensated for in the image by a higher SAFIRE level. The results of the 10 patients show that the decrease in

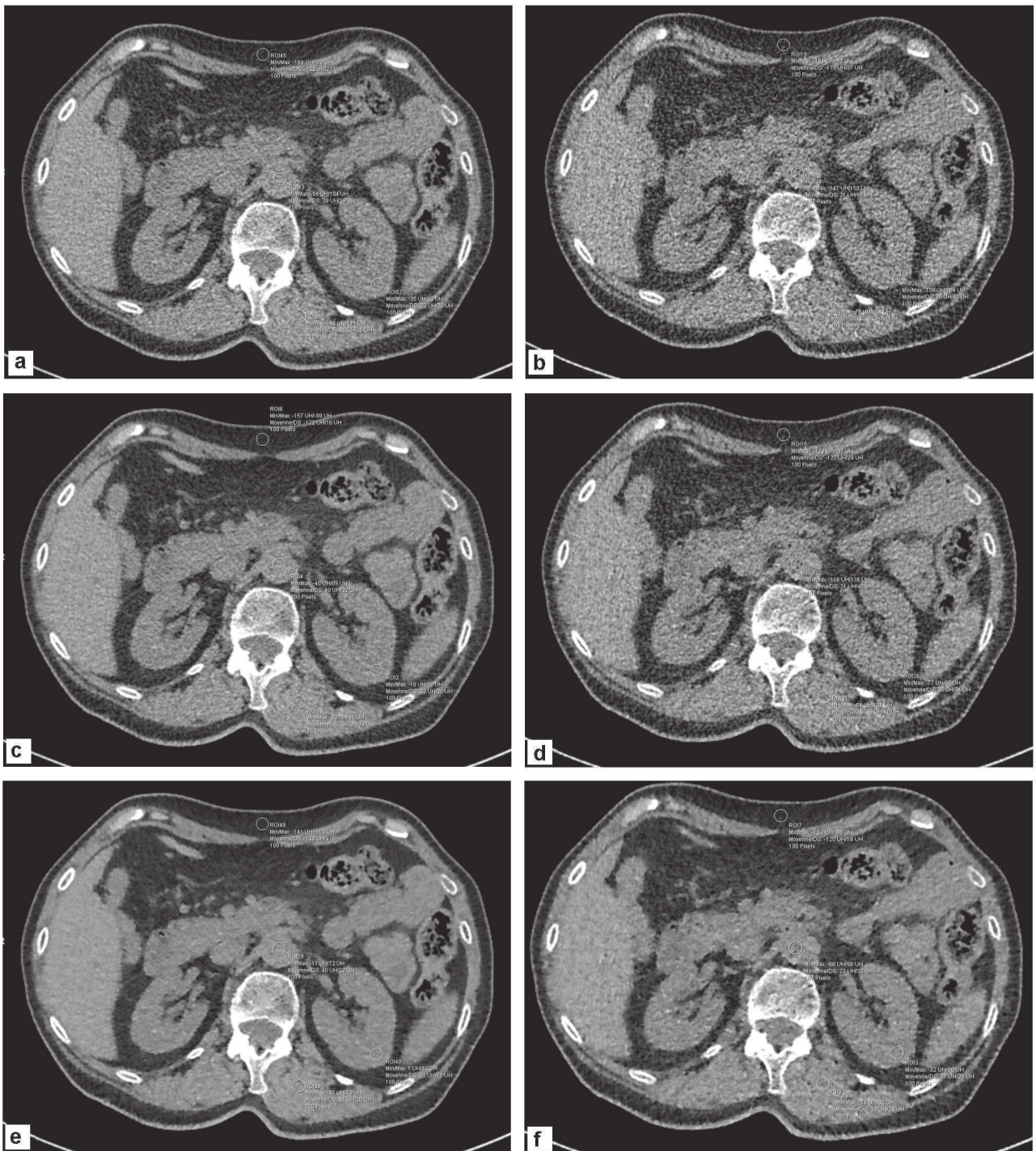


Figure 2. Transverse axial CT image in filtered back projection (FBP), S2 and S5 of a patient for the acquisitions with 30% (a, c, e) and 70% (b, d, f) dose reductions, with 4 regions of interest on the left kidney, the abdominal aorta, the fat and the psoas muscle. Visualization of the smoothing of the image with an increase in the Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction (SAFIRE) level. The signal, noise, signal to noise ratio (SNR) and contrast to noise ratio (CNR) are equivalent between S2 at 30% (c) and S5 at 70% (f).

noise is confirmed with the increase in SAFIRE level. The quality of the image obtained with a 30% dose reduction is very close to the images that are generally obtained. With the acquisition at a 70% dose reduction, the image is noisy at low SAFIRE levels. However, the SNR and CNR can be improved by using higher iteration levels. Therefore, the level of noise, SNR and CNR in the three regions of interest

for the reconstructed image with a 70% dose reduction in S5 correspond to those present in the image with a 30% dose reduction in S2. A degradation of the acquisition parameters causing a dose reduction is therefore compensated for by iterative reconstruction methods.

The recent availability of iterative reconstruction methods in CT scanning has a clinical utility that no longer needs

Table 1 Influence of iterative reconstructions on the image quality for the three regions of interest (ROI) with a 70% or 30% reduction in mAs at acquisition.

	HU		Noise		SNR		CNR	
Kidney (%)	30	70	30	70	30	70	30	70
FBP	27.4	32.2	31.7	49.7	0.92	0.71	0.44	0.26
S1	27.6	31.8	27.9	44.4	1.05	0.78	0.49	0.29
S2	27.6	31.8	24.4	39.4	1.20	0.88	0.55	0.31
S3	27.6	31.7	20.9	34.3	1.39	1.01	0.63	0.36
S4	27.7	31.6	17.3	29.4	1.67	1.18	0.76	0.39
S5	27.8	31.4	13.9	24.6	2.09	1.42	0.95	0.45
Psoas (%)	30	70	30	70	30	70	30	70
FBP	44.9	46.6	32.8	52.2	1.48	0.94	0.32	0.24
S1	45.0	46.4	28.9	46.9	1.69	1.05	0.36	0.25
S2	45.1	46.1	25.4	41.2	1.93	1.18	0.39	0.28
S3	45.2	45.9	22.0	35.8	2.23	1.36	0.44	0.31
S4	45.2	45.8	18.6	30.7	2.67	1.59	0.49	0.36
S5	45.6	45.7	15.1	25.6	3.35	1.91	0.60	0.42
Fat (%)	30	70	30	70	30	70	30	70
FBP	-111.7	-113.6	25.8	38.2	4.59	3.06	4.93	3.15
S1	-111.6	-113.6	22.8	34.0	5.21	3.44	5.56	3.52
S2	-111.4	-113.6	19.9	29.6	5.95	3.95	6.36	3.98
S3	-111.3	-113.4	17.1	25.3	6.93	4.60	7.32	4.57
S4	-111.2	-113.0	14.3	21.3	8.36	5.46	8.79	5.34
S5	-110.8	-112.9	11.9	17.1	10.19	6.85	10.83	6.39

30% represents a mAs reduction from 180 to 125, i.e. a dose reduction from 4.99 mGy to 3.44 mGy. 70% corresponds to a reduction from 180 to 54 mAs, i.e. a dose reduction from 4.99 mGy to 1.54 mGy. FBP is filtered back projection; S1 to S5 are iteration levels of the SAFIRE iterative reconstruction method; the noise and the signal in HU are values of the three regions of interest placed on the psoas muscle, the left kidney and the fat. The SNR is the signal to noise ratio. The CNR is the contrast to noise ratio, for which the abdominal aorta is the reference. The tension (100 kV), collimation (128 × 0.6 mm), pitch (0.8), reconstruction filter (B40f or I40f) and reconstruction thickness (2 mm/1 mm) were set for the two acquisitions.

to be demonstrated [5,6]. Using different image processing methods, iterative reconstruction algorithms make it possible to improve or maintain image quality with lower radiation. They cause a noise limitation, a reduction in artefacts in hyperdense structures, a conservation of spatial resolution or contrast while making it possible to administer a dose of rays that is far lower (between 40% and 60% depending on the anatomical region). However, more in depth studies must be conducted to quantify the impact of the smoothing of the image between the SAFIRE levels on the spatial resolution and the quality of the diagnosis.

Disclosure of interest

The authors declare that they have no conflicts of interest concerning this article.

Acknowledgments

We would like to thank Mr. Adrian Gomez and Mr. Cédric Croisille, Siemens engineers who actively participated in improving our knowledge concerning iterative reconstructions.

References

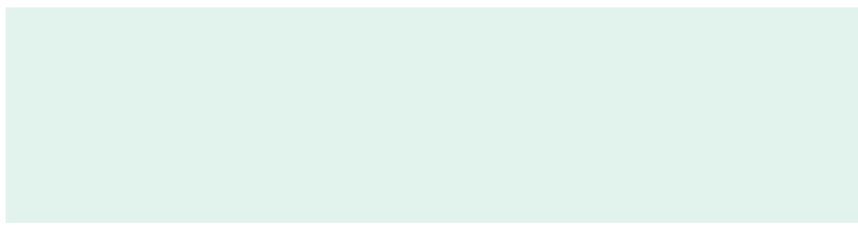
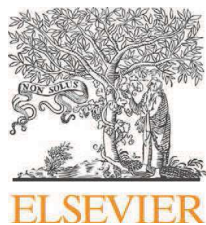
- [1] Kalender WA. Computed tomography, fundamentals system technology image quality applications. 3e edn. Germany: Publis; 2011. p. 111–74.
- [2] Winklehner A, Karlo C, Puipe G, Schmidt B, Flohr T, Goetti R, et al. Raw data-based iterative reconstruction in body CTA: evaluation of radiation dose saving potential. *Eur Radiol* 2011;21:2521–6.
- [3] Baker ME, Dong F, Primak A, Obuchowski NA, Einstein D, Gandhi N, et al. Contrast-to-noise ratio and low-contrast object resolution on full- and low-dose MDCT: SAFIRE versus filtered back projection in a low-contrast object phantom and in the liver. *AJR Am J Roentgenol* 2012;199:8–18.
- [4] Dion AM, Berger F, Hélie O, Ott D, Spiegel A, Cordoliani YS. Dose reduction at abdominal CT imaging: reduced tension (kV) or reduced intensity (mAs)? *J Radiol* 2004;85(4 Pt 1): 375–80.
- [5] Kalra MK, Woisetschläger M, Dahlström N, Singh S, Lindblom M, Choy G, et al. Radiation dose reduction with sinogram affirmed iterative reconstruction technique for abdominal computed tomography. *J Comput Assist Tomogr* 2012;36:339–46.
- [6] Schabel C, Fenchel M, Schmidt B, Flohr TG, Wuerstin C, Thomas C, et al. Clinical evaluation and potential radiation dose reduction of the novel sinogram-affirmed iterative reconstruction technique (SAFIRE) in abdominal computed tomography angiography. *Acad Radiol* 2013;20:165–72.

3.3.2.2. Thorax

- Etude sur cadavres

[72] Macri F. Greffier J. Pereira FR et al (2016) Ultra-low-dose chest CT with iterative reconstruction does not alter anatomical image quality. *Diagn Interv Imaging*. 10.1016/j.diii.2016.06.009

Cet article présente sur 18 cadavres l'impact de la réduction des doses et SAFIRE sur la qualité d'image objective et subjective et sur les paramètres quantitatifs. Les acquisitions ont été réalisées sur 29 cadavres mais 11 cadavres ont été exclus de l'étude (calcinés, putréfiés, ...). Trois protocoles sont évalués : 200mAs (RP), 40mAs (Basse Dose (BD), utilisé en routine) et 10mAs (Très Basse Dose (TBD)). Les données brutes sont reconstruites avec RPF pour RP et S3/S4/S5 pour BD et TBD. Les doses mesurées montrent que le protocole RP est proche de la valeur du NRD du scanner du thorax; que BD est bien considéré comme un protocole « Low Dose » et que TBD est du même ordre de grandeur qu'un examen radiographique du thorax (face et profil). Les IQI et les paramètres quantitatifs ne sont pas significativement différents entre RP/RPF, BD/S3 et TBD/S5. La qualité des structures anatomiques jugée excellente pour RP/RPF est diminuée pour les deux autres protocoles. Cependant, elle reste Passable/Bonne pour TBD/S5. Le niveau de confiance est sûr à 95% pour toutes les structures anatomiques et les trois protocoles. La baisse des coefficients Kappa entre les trois protocoles s'explique par la différence de familiarisation de la lecture des images BD/TBD entre les deux radiologues. L'image est jugée lissée, granuleuse et modifiée dans sa composition par les deux lecteurs. Cette étude confirme que le protocole BD peut être utilisé en routine et que le protocole TBD suggère de belles perspectives.



ORIGINAL ARTICLE/RESEARCH AND NEW DEVELOPMENTS

Ultra-low-dose chest CT with iterative reconstruction does not alter anatomical image quality

F. Macri^{a,b,c,*}, J. Greffier^{a,b}, F.R. Pereira^{a,b},
C. Mandoul^{a,b}, E. Khasanova^{a,b}, G. Gualdi^c,
J.P. Beregi^{a,b}

^a Department of radiology, university hospital of Nîmes, 4, rue du Professeur Robert-Debré, 30029 Nîmes, France

^b Research team EA 2415, 4, rue du Professeur Robert-Debré, 30029 Nîmes, France

^c Department of emergency radiology, "Sapienza" university-hospital Um-berto I, 155, viale del Policlinico, 00161 Rome, Italy

KEYWORDS

Ultra-low-dose chest CT;
Sinogram affirmed iterative reconstruction;
Image quality;
Dose reduction;
Safire®

Abstract

Purpose: To evaluate the effect of dose reduction with iterative reconstruction (IR) on image quality of chest CT scan.

Materials and methods: Eighteen human cadavers had chest CT with one reference CT protocol (RP-CT; 120 kVp/200 mAs) and two protocols with dose reduction: low-dose-CT (LD-CT; 120 kVp/40 mAs) and ultra-low-dose CT (ULD-CT; 120 kVp/10 mAs). Data were reconstructed with filter-back-projection (FBP) for RP-CT and with FBP and IR (sinogram affirmed iterative reconstruction [SAFIRE®]) algorithm for LD-CT and ULD-CT. Volume CT dose index (CTDIvol) were recorded. The signal-to-noise (SNR), contrast-to-noise (CNR) ratios of LD-CT and ULD-CT and quantitative parameters were compared to RP-CT. Two radiologists reviewed the CT examinations assessed independently the quality of anatomical structures and expressed a confidence level using a 2-point scale (50% and 95%).

Results: CTDIvol was 2.69 mGy for LD-CT (–80%; $P < 0.01$) and 0.67 mGy for ULD-CT (–95%; $P < 0.01$) as compared to 13.42 mGy for RP-CT. SNR and CNR were significantly decreased ($P < 0.01$) for LD-CT and ULD-CT, but IR improved these values satisfactorily. No significant differences were observed for quantitative measurements. Radiologists rated excellent/good the RP-CT and LD-CT images, whereas good/fair the ULD-CT images. Confidence level for subjective anatomical analysis was 95% for all protocols.

* Corresponding author. Department of radiology, university hospital of Nîmes, 4, rue du Professeur Robert-Debré, 30029 Nîmes, France. E-mail address: francesco.macri@chu-nimes.fr (F. Macri).

Conclusions: Dose reduction with a dose lower than 1 mGy, used in conjunction with IR allows performing chest CT examinations that provide a high quality of anatomical structures.
© 2016 Editions françaises de radiologie. Published by Elsevier Masson SAS. All rights reserved.

Computed tomography (CT) of the chest plays an important role in the diagnostic and therapeutic decisions in medical practice [1,2]. A major increase of the radiation dose delivered to the patients associated with all consecutive biological hazards was observed [3]. The chest is particularly sensitive to radiation [4]. Dose reduction should be one priority for every radiologist who performs CT examination [5,6]. However, because dose reduction alters image quality, it is crucial to find a proper balance between dose reduction and diagnostic performance. This technological challenge has been addressed and solved by manufacturers with multiple new approaches [7]. Tube voltage reduction, tube current (mAs) [8–10] and iterative reconstructions (IR) [11–16] are currently effective methods. In particular, the use of sinogram affirmed iterative reconstruction (Safire[®], Siemens Healthcare, Erlangen, Germany) can improve image quality [17–30]. IR algorithms have an effect on the objective image quality represented by indices of image quality (IQI) (i. e., noise, signal-to-noise ratio [SNR], contrast-to-noise ratio [CNR]) and on the subjective visual image quality [28]. IR algorithms improve the IQI by reducing the noise for acquisitions obtained with the same dose, without altering signal parameters and transverse spatial resolution [27]. Thus, IR indirectly reduces patients radiation exposure. The use of IR algorithms counterbalances the degradation of raw data due to dose reduction so that useful applications have been developed in different clinical settings [31,32]. High strengths of IR maintain values of SNR and CNR similar to those of images obtained with high radiation doses, allowing a dose reduction from 50 to 75% [17,19]. However, by using high strengths of Safire[®], changes in the visual appearance (smoothing effect) and image texture (changes in noise power spectrum) have been reported [13]. Initially, this modification impeded a rapid and wide diffusion of these techniques.

Several studies have demonstrated the possibility to reduce radiation exposure using low dose CT (LD-CT) protocols of the chest (effective dose [ED] < 1.5 mSv) [26,33]. Recently, some researchers have proposed interesting applications of ultra-low dose CT (ULD-CT) protocols for the chest (ED < 0.5 mSv) associated with IR in clinical practice [34–36]. Some of these ULD-CT protocols result in a radiation dose similar to that of a chest X-ray while achieving good image quality. These results opened a debate on the possibility of using ULD-CT protocols rather than conventional X-ray examinations in several selected indications even in an emergency setting [37]. However, these studies did not address the issue of repeatability or reproducibility. A comparison of anatomical image quality obtained at different dose CT protocols on the same individual is currently

lacking. Such comparison is virtually impossible on living subjects because of ethical issues and unnecessary patient radiation exposure. Anthropomorphic phantoms are suitable to evaluate differences between CT scan protocols but with limitations regarding the number of evaluable tissues [15,38,39]. For this reason, human cadavers are a good alternative for this research of optimization of CT protocol.

The purpose of our study was to evaluate the image quality of anatomical structures using LD-CT and ULD-CT with Safire[®] compared to a reference chest CT protocol on the same human cadaver.

Materials and methods

Subjects

This prospective study was approved by our institutional review board and informed consent was obtained from the deceased's relatives. Adult human cadavers within a maximum post-mortem interval (PMI) of 48 hours, sent from the department of forensic pathology to the radiology department of our institution for post-mortem CT, were included from April to October 2015. A limited PMI was mandatory, in order to have tissue densities as similar as those of living subjects. Advanced tissue alterations (i. e., evident signs of putrefaction, charred or lacerated cadavers) served as exclusion criteria. Cadavers were scanned wrapped into two artifact-free body bags with the upper limbs placed along the thorax.

CT protocol and image reconstruction

CT images were acquired using a Somatom Definition AS+[®] (Siemens Healthcare). The detector acquisition configuration was 128 × 0.6 mm, which corresponds to a physical collimation of 64 × 0.6 mm. The use of z-flying focal spot technique allowed double sampling along the z-axis.

After CT acquisitions for virtual autopsy were obtained, only one chest scout view was performed and used for each cadaver prior to perform the protocols of the study. The scout view was acquired at 100 kVp and 20 mA. Consecutively, three different chest protocols were implemented on each cadaver covering from the first to the last thoracic vertebra without administration of intravenous contrast material. The first acquisition was the reference CT with a full radiation dose of 200 mAs, followed by other two at a dose reduced by 80% (40 mAs; LD-CT) and 95% (10 mAs; ULD-CT), respectively.

Study images were obtained with the following parameters: field of view, 500 mm; tube current, 120 kVp; pitch, 1.2; rotation time, 0.33 s; beam collimation, 128×0.6 mm; acquisition thickness, 1 mm. A tube current of 120 kVp was employed because of the arms along the torso of the cadaver, whereas 100 kVp is usually used in clinical routine setting in our institution. Images were acquired without automatic exposure control for all three protocols. Automatic exposure control was not used in order not to consider the attenuation differences of each cadaver generated by the arms along the torso and the body bags.

All images were reconstructed in the transverse plane at 1 mm thickness and 0.7 mm overlapping. Raw data were reconstructed with the conventional filtered back projection (FBP) algorithm and with the Safire[®] algorithm. This method allows obtaining two corrections loops, one for the raw data and another for the image data with five iteration strengths (S). On a scale from S1 to S5, S1 indicates the lowest amount of noise reduction while S5 refers to the highest one [11,12,26–28]. The FBP algorithm was used with medium and strong sharp kernel (B30 and B70, respectively); the Safire[®] algorithm was used with the kernel that has the same sharpness than FBP algorithm (I30 and I70). Different S of iteration were performed: S3, S4 and S5 for both LD-CT and ULD-CT. The same parenchymal (–600/1600 Hounsfield Unit [HU]) and mediastinal windowing (450/50 HU) were used for both FBP and Safire[®] reconstruction modes.

Evaluation of the delivered doses

The delivered doses were directly retrieved from the review report available in the picture archiving and communication system (PACS). They corresponded to volume CT dose index (CTDI_{vol}) and dose-length product (DLP). These were recorded for each acquisition. The effective dose (ED) was estimated by multiplying the DLP by a chest-specific conversion coefficient ($0.014 \text{ mSv} \times \text{mGy}^{-1} \times \text{cm}^{-1}$) [40].

The ED of the CT acquisitions were compared to a double projection chest X-ray referring to the French diagnostic reference level (DRL) [41]. The dose area product (DAP) corresponds to $250 \text{ mGy} \cdot \text{cm}^2$ and $1000 \text{ mGy} \cdot \text{cm}^2$ for the postero-anterior and lateral projection respectively. The ED was estimated by multiplying the DAP by a chest-specific conversion coefficient ($0.00018 \text{ mSv} \times \text{mGy}^{-1} \times \text{cm}^{-2}$) and corresponds to 0.225 mSv.

Objective image quality

The signal (mean CT number, HU) and noise (standard deviation, σ) of the images were assessed quantitatively within a region of interest (ROI) of $1 \text{ cm}^2 \pm 0.03$ (SD) or 133 pixels (voxel size: $0.98 \times 0.98 \times 1 \text{ mm}^3$). These ROIs were placed at the level of anterior, middle and posterior pulmonary parenchyma on each side, the axillary fat, the pectoralis major muscle and the body of a thoracic vertebra as depicted in Fig. 1. The data were measured for all cadavers in all image datasets, for every type of reconstruction (four reconstructions, three acquisition modes) and for each analyzed structure (nine ROIs). A total of 2268 measurements were performed.

The signal-to-noise ratio (SNR) and contrast-to-noise ratio (CNR) were calculated using the following formulas [42].

$$\text{SNR} = \left| \frac{HU_{ROI}}{\sigma_{ROI}} \right| \quad (1)$$

and

$$\text{CNR} = \frac{|HU_{ROI} - HU_{Axillary-fat}|}{\sqrt{\frac{\sigma_{ROI}^2 + \sigma_{Axillary-fat}^2}{2}}} \quad (2)$$

In the formula (1) and formula (2), σ corresponds to standard deviation of image noise in the ROI. In the formula (2), the CNRs were obtained by considering the axillary fat as a reference. The SNR and CNR of the pulmonary parenchyma corresponded to the average SNR and CNR measured on the level of ROI of the parenchyma on each side.

Subjective image quality

Two blinded radiologists (F.M. [Reader 1] and E.K. [Reader 2] with 9 and 5 years of experience, respectively) evaluated the quantitative parameters and image quality of the anatomical structures on Syngovia[®] workstations (Siemens Healthcare). The anatomical structures evaluated in the mediastinal window were fat, muscle, vessels, trachea and nodes, whereas in the lung window bronchi, bronchioles, fissures, ribs/sternum and vertebrae. Reader 1 had a 3-year experience in LD/ULD images, whereas Reader 2 had a specific learning program in LD/ULD images of post-mortem CT for this study. These different degrees of expertise were used to assess interobserver agreement in reading LD/ULD images. The images were assessed at 1 mm slice thickness in the transverse plane and with fixed windowing (lung images at window width of 1600 HU and window center of –600 HU and mediastinal images at window width of 450 HU and window center of 50 HU). Before the study, the two radiologists read in consensus three cases in order to define the analysis method.

A five-point Likert scale was used to subjectively evaluate images quality of anatomical structures: one point: anatomical structures visible at 100% (excellent), two points: anatomical structures visible at >75% (good), three points: anatomical structures visible between 25% and 75% (fair), four points: anatomical structures visible <25% (poor), five points: landmarks were not visible at all (unacceptable) [34].

Finally, the two radiologists were asked to give a confidence level representative of the capability to recognize a given anatomical structure according a 2-point scale: one point for 50% of subjective certainty and two points for 95% of subjective certainty.

Quantitative analysis

Six quantitative measurements were used for each acquisition and reconstruction or 756 steps in total for the whole subject population. Fig. 2 shows the different zones where the measurements were obtained on mediastinal images in the transverse plane at the level of:

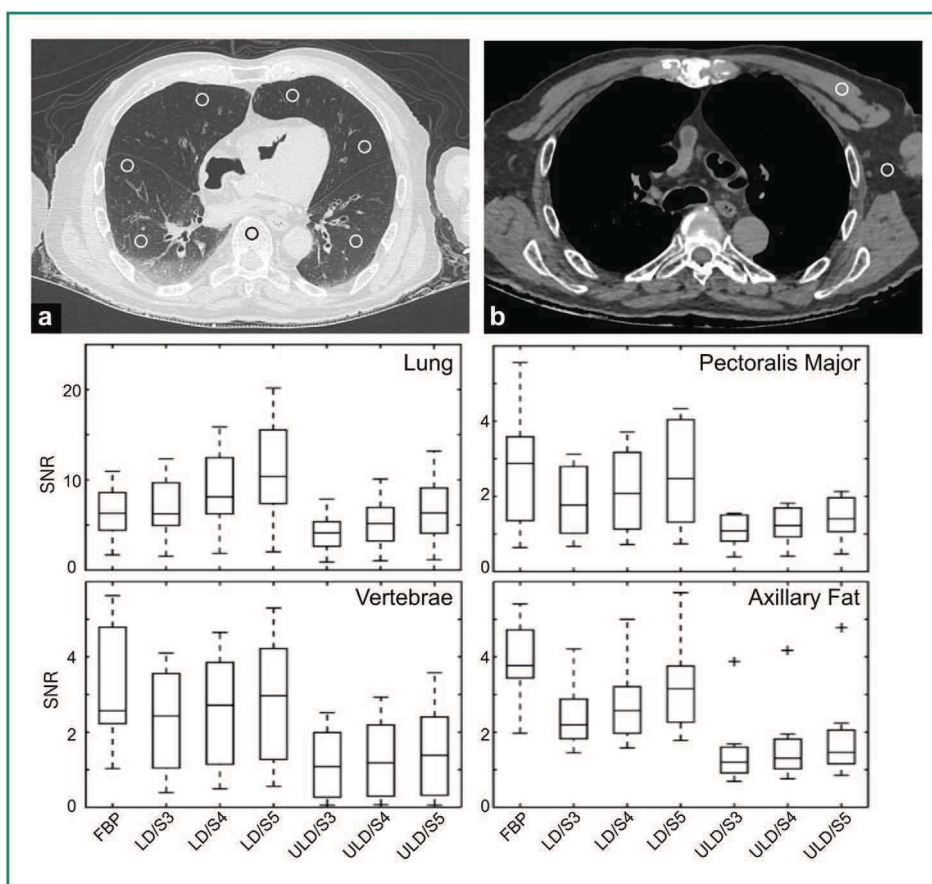


Figure 1. a: lung; b: mediastinal CT images in the transverse plane show placement of the region of interest for objective quality assessment. Box plots show the signal-to-noise ratio for lung parenchyma and vertebra on lung images and for pectoralis major muscle and axillary fat on mediastinal images.

- the maximal thickness of the pectoralis major muscle;
- the maximal diameter of the descending thoracic aorta;
- the anteroposterior diameter of the thoracic spinal canal;
- the maximal anteroposterior diameter of the trachea;
- the maximal anteroposterior diameter of upper lobar pulmonary artery.

The maximal horizontal cardiac diameter and the maximal horizontal thoracic diameter were measured on transverse images to calculate the cardiothoracic index (CTI) according to the following formula.

$$CTI = \frac{Diameter_{Heart}}{Diameter_{Thorax}} \quad (3)$$

Statistical analysis

Statistical analysis was performed using “Biostatgv” (<http://marne.u707.jussieu.fr/biostatgv>). The comparison for image quality index (IQI) and quantitative parameters between the reference acquisition and other acquisitions were obtained using the Wilcoxon rank sum test. After adjustments made for multiple comparisons, a P -value < 0.01 was considered significant. The Cohen kappa test was used to assess inter-observer agreement for each anatomical structures studied. Inter-protocol comparison between reference protocol and others acquisitions

were made with Friedman test with significance set at $P < 0.01$.

Results

Subjects

A total of 29 cadavers with a maximum PMI of 48 hours underwent post-mortem CT during the study period. The three cases read by consensus and eight deteriorated cadavers (four charred, two extremely deformed, one mangled and one with gunshot wounds at the chest) were excluded. Overall, 18 cadavers were included in the study.

Dosimetry

The scout view generated a steady dose for each cadaver of 1.5 mGy.cm that was equivalent to an ED of 0.021 mSv. The scout view dose was summed to that of each protocol.

CTDIvol of the reference CT protocol scan was 13.42 mGy compared to 2.69 mGy of LD-CT (-80% ; $P < 0.01$) and 0.67 mGy of ULD-CT (-95% ; $P < 0.01$). The EDs were 5.3 mSv, 1.1 mSv and 0.27 mSv, for RP-CT, LD-CT and ULD-CT, respectively.

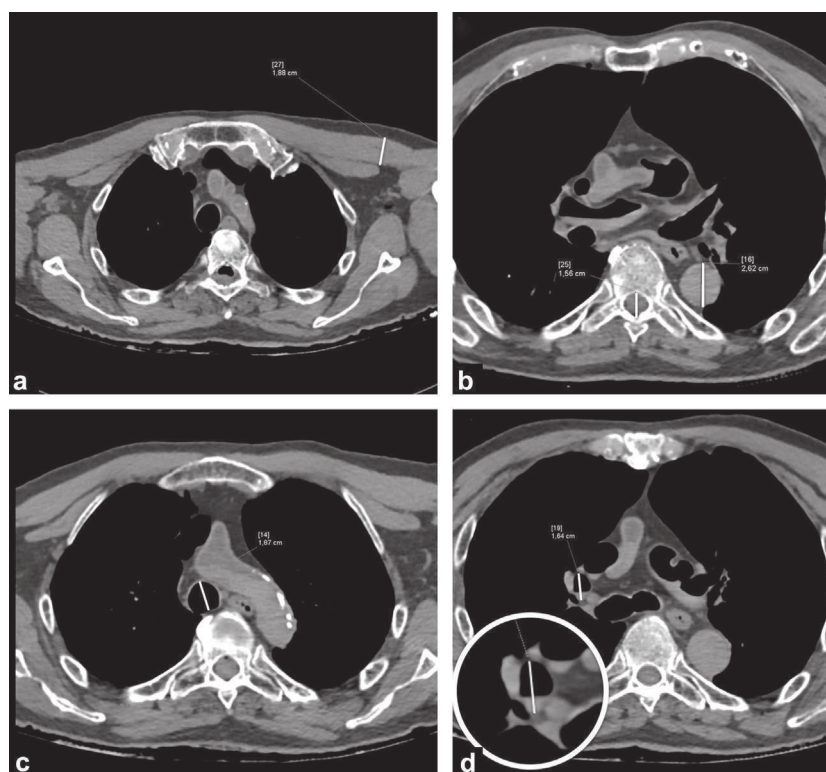


Figure 2. White grass line illustrates the quantitative measurements performed on mediastinal CT images in the transverse plane. a: the maximal thickness of the pectoralis major muscle; b: the maximal diameter of the descending thoracic aorta and the anteroposterior diameter of the thoracic spinal canal; c: the maximal anteroposterior diameter of the trachea; d: the maximal anteroposterior diameter of the right upper lobar pulmonary artery. Note that the dependent side of the lumen is filled with blood (zoom).

Objective image quality

Exposure dose reduction due to a decrease in mAs resulted in a significant increase of image noise for all type of reconstruction (Table 1A). Pulmonary parenchyma noise increased by 63% from LD-CT to ULD-CT at S3 iteration level. This increase of noise resulted in a decrease of SNR and CNR, leading to the deterioration of image quality. Safire® reduced noise when iteration levels increased, improving in SNR and CNR (Fig. 1, Table 1B). Indeed, for the pulmonary parenchyma LD-CT, the transition from S3 to S4 resulted in a noise reduction of 20% and SNR and CNR improvement of 26% and 24% respectively.

The analysis of IQI (noise, SNR and CNR), using LD-CT/S3 and ULD-CT/S5, showed similar values (Wilcoxon test) as compared to reference CT protocol. Therefore, the comparative analysis of the other parameters focused on these two acquisitions and reconstruction protocols.

Subjective image quality

Both radiologists rated an excellent image quality for the reference CT protocol and excellent/good for LD-CT/S3, whereas radiologists rated from fair to good image quality for ULD-CT/S5 independently of the windowing (Figs. 3 and 4). Independently of the anatomical structures, the differences between the reference CT protocol and ULD-CT/S5 were significant ($P < 0.01$). The mean confidence level for mediastinal and parenchymal windowing was 95% for all

the protocols. On average, the inter-observer agreement was excellent for both reference CT protocol ($\kappa = 1.00$) and LD-CT protocol ($\kappa = 0.88$) and good for ULD-CT protocol ($\kappa = 0.69$) (Figs. 3 and 4). The confidence level was 95% of subjective certitude for recognizing the anatomical structures for both radiologists.

Quantitative analysis

No significant differences in quantitative analysis were found between LD-CT/S3 or ULD-CT/S5 protocols and the reference CT protocol as shown in Table 2. All measurements of diameter or thickness were identical, with no significant differences for all three protocols.

Discussion

The results of our study demonstrate that a chest CT scan can be performed with a dose similar or even lower than that of the national French DRL for a postero-anterior and lateral chest X-ray (≤ 0.225 mSv), with adequate objective IQI and quantitative parameters and a good anatomical subjective image quality. Safire® can reduce the increased image noise due to a decrease in mAs in both LD-CT and ULD-CT protocols, in particular for pulmonary parenchyma. A significant reduction up to 95% (RP-CT vs. ULD-CT) of individual exposure was obtained for chest CT in human cadavers without inducing distortion of the measurements in the images such as diameters of solid or gas structures

Table 1 Image noise, contrast-to-noise ratio and radiation dose according to decrease in mAs and strengths of iteration.

		RP-CT (13.4 mGy)	LD-CT (2.7 mGy)				ULD-CT (0.7 mGy)			
		FBP	FBP	S3	S4	S5	FBP	S3	S4	S5
Image noise	Pulmonary parenchyma	116.7	224.0 ^a	119.7	95.7	80.1	326.0 ^a	194.7	159.2	135.5
	Thoracic vertebrae	32.6	59.5 ^a	42.3	38.6	35.1	94.9 ^a	78.0	72.5	65.8
	Pectoralis major	18.0	37.2 ^a	25.8	22.6	19.1	66.7 ^a	47.0	41.4	35.8
	Axillary fat	21.3	49.2 ^a	34.4	30.8	26.8	85.7 ^a	63.6	57.5	51.4
Contrast-to-noise ratio	Pulmonary parenchyma	7.2	3.2 ^a	7.1	8.8	10.7	2.2 ^a	4.0	4.8	5.9
	Thoracic vertebrae	6.2	3.9 ^a	4.8	5.2	5.6	1.9 ^a	2.4	2.6	2.9
	Pectoralis major	5.7	3.1 ^a	4.7	5.1	5.6	2.1 ^a	3.1	3.4	3.9

FBP indicates filtered back projection; S3-S4-S5 indicate strengths of Safire[®]; RP-CT indicates reference CT protocol (120 kVp/200 mAs); LD-CT indicates low dose CT (120 kVp/40 mAs); ULD-CT indicates ultra-low dose CT (120 kVp/10 mAs).

^a Differences were searched for by comparison with the reference CT protocol ($P < 0.01$).

[43]. RP-CT (ED: 5.3 mSv) and LD-CT (ED: 1.1 mSv) aimed to obtain an effective dose similar to those previously published and used for large cohort studies (ED: 7 mSv and ED: 1.5 mSv for RP-CT and LD-CT, respectively)

[33,44]. The use of high S of Safire[®] in LD-CT/S3 and ULD-CT/S5 protocols result in images with IQ (image noise, SNR, CNR) close to reference CT protocol in the same cadaver.

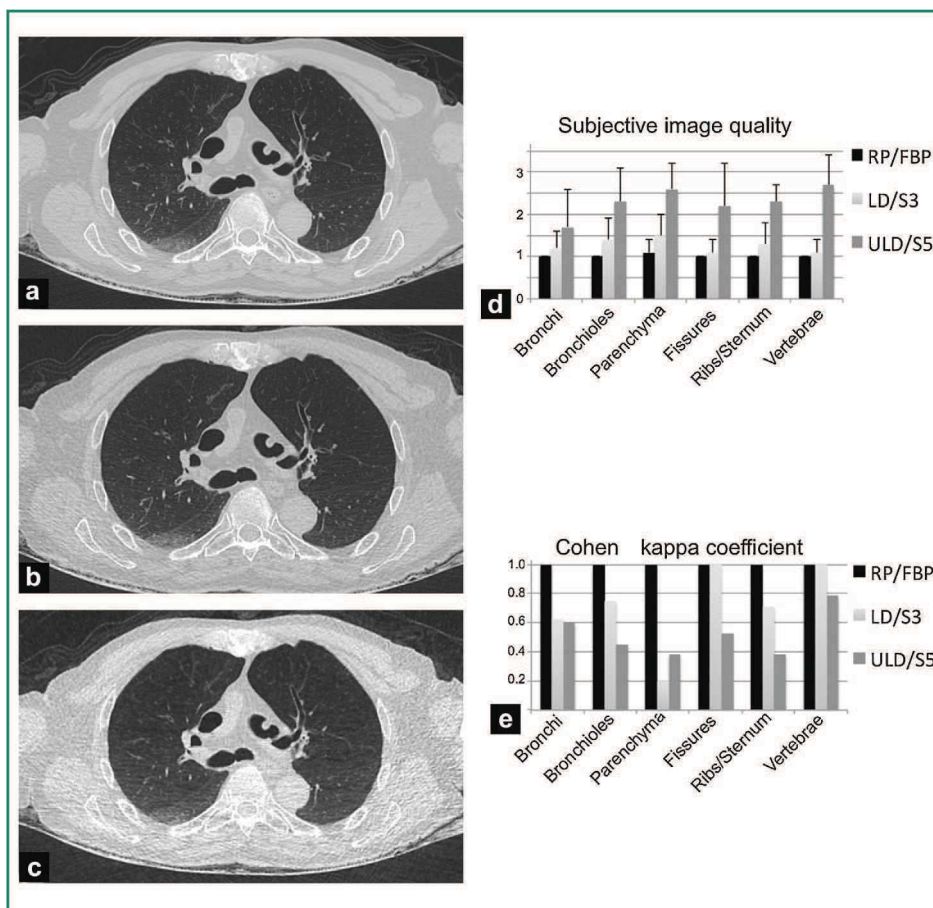


Figure 3. Subjective image quality of lung images at the level of tracheal bifurcation in axial sections. a: RP/FPB, reference CT protocol reconstructed with filtered back projection; b: LD/S3, low dose CT reconstructed with Safire[®] strength 3.; c: ULD/S5, ultra-low dose CT reconstructed with Safire[®] strength 5; d: column bars of subjective quality represent the mean score of the 5-point Likert scale (1: excellent; 2: good; 3: fair; 4: poor; 5: unacceptable) of both radiologists for each anatomical structure; e: column bars of Kappa values for inter-observer agreements of subjective quality for the assessed anatomical structures (Kappa values = 0.01–0.20 [poor]; 0.21–0.40 [fair]; 0.41–0.60 [moderate]; 0.61–0.80 [good]; > 0.81 [excellent]).

Please cite this article in press as: Macri F, et al. Ultra-low-dose chest CT with iterative reconstruction does not alter anatomical image quality. *Diagnostic and Interventional Imaging* (2016), <http://dx.doi.org/10.1016/j.diii.2016.06.009>

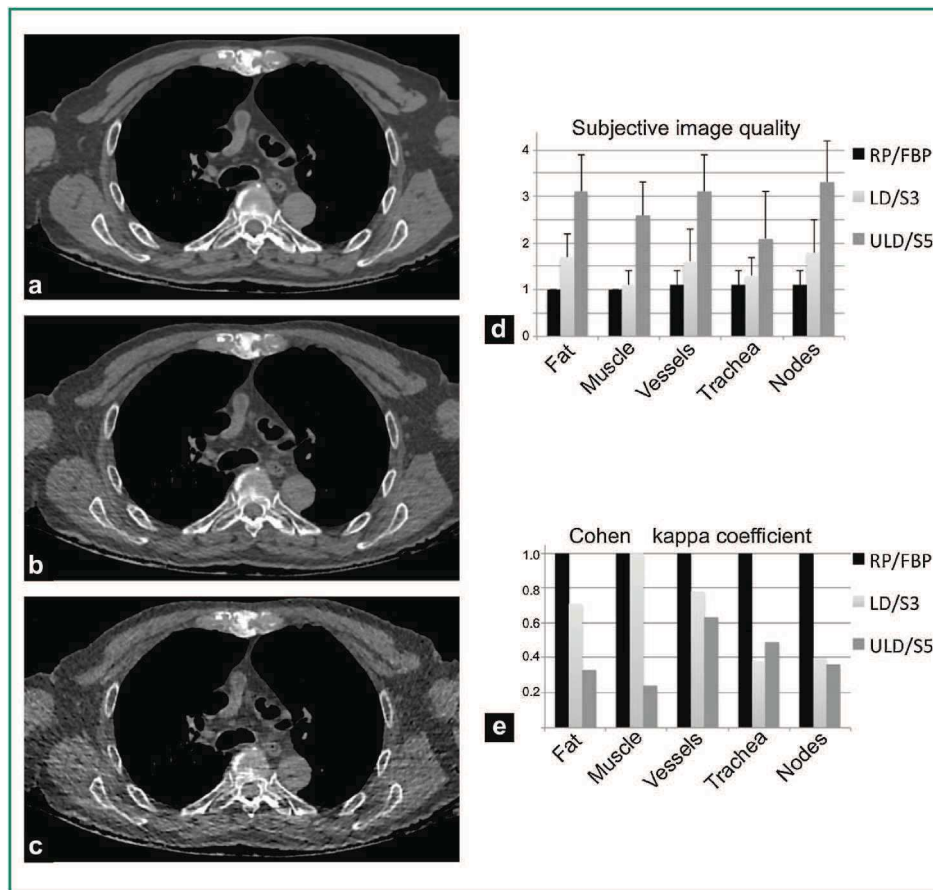


Figure 4. Subjective image quality of mediastinal images at the level of tracheal bifurcation in the transverse plane. a: RP/FBP, reference protocol CT reconstructed with filtered back projection; b: LD/S3, low dose CT reconstructed with Safire® strength 3; c: ULD/S5, ultra-low dose CT reconstructed with Safire® strength 5; d: column bars of subjective quality represent the mean score of the 5-point Likert scale (1: excellent; 2: good; 3: fair; 4: poor; 5: unacceptable) of both radiologists for each anatomical structure; e: column bars of Kappa values of inter-observer agreements of subjective quality for the assessed anatomical structures (Kappa values = 0.01–0.20 [poor]; 0.21–0.40 [fair]; 0.41–0.60 [moderate]; 0.61–0.80 [good]; > 0.81 [excellent] [e]).

In clinical practice, it is challenging to tailor the dose to the patient's body in order to decrease the radiation dose. To achieve this goal, a compromise should be found between radiation reduction and acceptable image quality

for clinical interpretation. Therefore, in order to suit patient and medical needs, knowledge of acquisition and reconstruction settings of CT scan as well patient body mass index is thus critical. Prior to develop acquisition protocols

Table 2 Quantitative parameters of anatomical structures of 18 human cadavers for the three different chest CT protocols.

	RP-CT/FBP ^a	LD-CT/S3 ^a	ULD-CT/S5 ^a
CTI	0.53	0.54	0.54
Upper pulmonary artery (mm)	15.26	15.14	15.98
Trachea (mm)	20.73	20.66	20.93
Thoracic descending aorta (mm)	27.25	26.88	26.14
Spinal canal (mm)	15.90	15.49	15.94
Pectoralis major (mm)	11.04	10.78	10.79

CTI indicates cardiothoracic index (i.e., the ratio between the largest horizontal diameter of the heart and the greatest transverse thoracic diameter). Other values are expressed in mm. FBP indicates filtered back projection; S3 and S5 indicate strengths of Safire®; RP-CT/FBP indicates reference CT protocol (120 kVp/200 mAs) reconstructed with filtered back projection; LD-CT/S3 indicates low dose protocol (120 kVp/40 mAs) reconstructed with Safire® strength 3; ULD-CT/S5 indicates ultra-low dose protocol (120 kVp/10 mAs) reconstructed with Safire® strength 5.

No significant differences were found between the three groups.

^a Data are expressed as medians.

Please cite this article in press as: Macri F, et al. Ultra-low-dose chest CT with iterative reconstruction does not alter anatomical image quality. *Diagnostic and Interventional Imaging* (2016), <http://dx.doi.org/10.1016/j.diii.2016.06.009>

with a reduced dose, some researchers have evaluated image quality on phantoms [28]. Experimental results were crucial to understand the different effects of acquisition and reconstruction parameters on the dose and image quality. However, the results obtained using the phantoms are often different from those of the human body. Importantly, in our study, CT images were performed on recently deceased subjects (PMI < 48 h) with basically the same body density than living subjects, which allows a more reliable comparison of the results and an easier generalizability of the protocols. The diagnostic quality was not investigated because of the different semiology between living and deceased subjects [45]. Several scientific publications have shown the effect of Safire® in compensation of image quality degradation caused by reduction of exposure with the voltage or tube current [17,19,20,23–28]. Safire® helps maintain satisfactory values of SNR or CNR by decreasing the noise due to dose reduction. This study demonstrated that, even with massive dose reduction for chest CT scan (ULD-CT), Safire® can improve the IQI such as image noise, SNR and CNR and allows obtaining values similar to those obtained with the reference CT protocol. The objective image quality is improved, independently of the strength of Safire® used, compared to filtered back projection for images obtained with the same dose.

In our study, regarding quantitative parameters, all measurements of length were similar between the reference acquisition and LD-CT or ULD-CT protocols. In addition, no misinterpretation of the contours of anatomical structures were observed [43].

With regard to the ULD-CT, although the objective image quality and the quantitative analysis are not significantly modified by the considerable dose reduction, the subjective image quality of the anatomical structures is decreased from excellent to fair but never to poor or unacceptable. Indeed, ULD-CT images were moderately grainy from a visual standpoint although Safire® objectively improved the IQI. The degradation of the subjective quality was more evident for mediastinal images. The inter-observer agreement values were not excellent for all assessed structures on ULD-CT and for some of LD-CT (trachea, nodes, lung parenchyma). Reader 1 frequently scored ULD images “excellent”, whereas Reader 2 scored them “good/fair”. This slightly mismatching classification induced lower degrees of agreement between the two readers. This assumably resulted from the difference in experiences between the two readers in LD/ULD images. Reader 2 was less experienced with grainy LD/ULD images and was more demanding for subjective quality of anatomical structures than Reader 1. Moreover, the know effect of *smoothing* of the image along with the modification of the image texture characteristic of IR may have initially disturbed Reader 2. Notwithstanding these differences, Reader 2 was able to recognize easily each anatomic structure as showed by the high level of confidence. Therefore, these results suggest that a radiologist new to LD/ULD images reconstructed with IR has a learning curve to get accustomed to this type of imaging.

It is noteworthy that ULD-CT/S5 showed lower ED than other recent ULD-CT protocols performed with dual source CT systems on living subjects or on cadaveric lungs [35,36,46,47] with the only exception of the ULD-CT protocol proposed by Neroladaki et al. [34]. Neroladaki et al.

developed the ULD-CT protocol with a dual source CT as well and with 100 kVp/10 mAs on living patients [34]. ULD-CT protocol of our study was performed with 120 kVp/10 mAs to decrease beam-hardening artifacts because of the non-conventional position of the cadavers (upper limbs along the thorax). Nevertheless, the analysis of the impact of kVp reduction was not a goal of our study.

Our study has some limitations that should be mentioned. First, the small number of subjects could be questioned and therefore, the scarce number of anatomical structures available for the study. Second, the body mass index of cadavers was not calculated so that the CT protocols were not adjusted for this parameter. Postmortem CT is performed before autopsy and the weight and height of the cadavers in the first hours after death are not available. Third, acquisitions were not performed on lungs during the inspiratory apnea because in our centre, we do not inflate cadavers mechanically for virtual autopsy. Therefore, lung structures were evaluated at a different state from the one of living individuals during a chest CT examination. Fourth, beam-hardening artifacts were often present due to the upper limbs along the torso. Fifth, these acquisitions were not performed with automatic exposure control. This system normally would be used for the LDCT but not for the ULDCT, because we aimed to achieve 10 mAs per slice to be sure to obtain an ED ≤ 0.225 mSv. Lastly, motion artifacts of the subject and artifacts related to respiratory or cardiac activity, usually seen in clinical practice, were obviously absent, hence not evaluable.

In conclusion, our study confirms the already known effectiveness of the LD-CT protocol and suggests the good trade-off of the ULD-CT protocol of the chest with high S of Safire® for both anatomical image quality and dose reduction. This chest ULD-CT protocol, delivering a dose close to the national French diagnostic reference level for a chest X-ray examination, should now be tested in living subjects to investigate its diagnostic confidence level, especially for indications where chest X-ray represents the first line examination.

Disclosure of interest

The authors declare that they have no competing interest.

References

- [1] Naidich DP. Pulmonary parenchymal high-resolution CT: to be or not to be. *Radiology* 1989;171:22–4.
- [2] Kazerooni EA. High-resolution CT of the lungs. *AJR Am J Roentgenol* 2001;177:501–19.
- [3] Brenner DJ, Hall EJ. Computed tomography – an increasing source of radiation exposure. *N Engl J Med* 2007;357:2277–84.
- [4] Anonym. The 2007 Recommendations of the International commission on radiological protection. ICRP publication 103. *Ann ICRP* 2007;37:1–332.
- [5] Kalender WA, Buchenau S, Deak P, et al. Technical approaches to the optimisation of CT. *Phys Med* 2008;24:71–9.
- [6] Kalra MK, Maher MM, Toth TL, et al. Strategies for CT radiation dose optimization. *Radiology* 2004;230:619–28.
- [7] Gunn ML, Kohr JR. State of the art: technologies for computed tomography dose reduction. *Emerg Radiol* 2010;17:209–18.

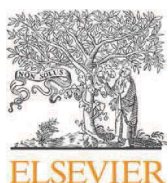
- [8] Soderberg M, Gunnarsson M. Automatic exposure control in computed tomography – an evaluation of systems from different manufacturers. *Acta Radiol* 2010;51:625–34.
- [9] Rampado O, Marchisio F, Izzo A, et al. Effective dose and image quality evaluations of an automatic CT tube current modulation system with an anthropomorphic phantom. *Eur J Radiol* 2009;72:181–7.
- [10] Kubo T, Ohno Y, Kauczor HU, Hatabu H. Radiation dose reduction in chest CT – review of available options. *Eur J Radiol* 2014;83:1953–61.
- [11] Beister M, Kolditz D, Kalender WA. Iterative reconstruction methods in X-ray CT. *Phys Med* 2012;28:94–108.
- [12] Kalender W. Computed tomography: fundamentals, system technology, image quality, applications. Publicis; 2011. p. 372.
- [13] Mieville FA, Gudinchet F, Brunelle F, Bochud FO, Verdun FR. Iterative reconstruction methods in two different MDCT scanners: physical metrics and 4-alternative forced-choice detectability experiments – a phantom approach. *Phys Med* 2013;29:99–110.
- [14] Ghetti I, Palleri F, Serreli G, Ortenzia O, Ruffini L. Physical characterization of a new CT iterative reconstruction method operating in sinogram space. *J Appl Clin Med Phys* 2013;14:4347.
- [15] Ketelsen D, Buchgeister M, Fenchel M, et al. Automated computed tomography dose-saving algorithm to protect radiosensitive tissues: estimation of radiation exposure and image quality considerations. *Invest Radiol* 2012;47:148–52.
- [16] Blum A, Gervaise A, Teixeira P. Iterative reconstruction: why, how and when? *Diagn Interv Imaging* 2015;96:421–2.
- [17] Moscariello A, Takx RA, Schoepf UJ, et al. Coronary CT angiography: image quality, diagnostic accuracy, and potential for radiation dose reduction using a novel iterative image reconstruction technique-comparison with traditional filtered back projection. *Eur Radiol* 2011;21:2130–8.
- [18] Han BK, Grant KL, Garberich R, Sedlmair M, Lindberg J, Lesser JR. Assessment of an iterative reconstruction algorithm (Safire®) on image quality in pediatric cardiac CT datasets. *J Cardiovasc Comput Tomogr* 2012;6:200–4.
- [19] Wang R, Schoepf UJ, Wu R, et al. Image quality and radiation dose of low dose coronary CT angiography in obese patients: sinogram affirmed iterative reconstruction versus filtered back projection. *Eur J Radiol* 2012;81:3141–5.
- [20] Ebersberger U, Tricarico F, Schoepf UJ, et al. CT evaluation of coronary artery stents with iterative image reconstruction: improvements in image quality and potential for radiation dose reduction. *Eur Radiol* 2013;23:125–32.
- [21] Baker ME, Dong F, Primak A, et al. Contrast-to-noise ratio and low-contrast object resolution on full- and low-dose MDCT: Safire® versus filtered back projection in a low-contrast object phantom and in the liver. *AJR Am J Roentgenol* 2012;199:8–18.
- [22] von Falck C, Bratanova V, Rodt T, et al. Influence of sinogram affirmed iterative reconstruction of CT data on image noise characteristics and low-contrast detectability: an objective approach. *Plos One* 2013;8:e56875.
- [23] Winklehner A, Karlo C, Puippe G, et al. Raw databased iterative reconstruction in body CTA: evaluation of radiation dose saving potential. *Eur Radiol* 2011;21:2521–6.
- [24] Kalra MK, Woisetschlager M, Dahlstrom N, et al. Radiation dose reduction with Sinogram affirmed iterative reconstruction technique for abdominal computed tomography. *J Comput Assist Tomogr* 2012;36:339–46.
- [25] Schulz B, Beerers M, Bodelle B, et al. Performance of iterative image reconstruction in CT of the paranasal sinuses: a phantom study. *AJNR Am J Neuroradiol* 2013;34:1072–6.
- [26] Baumüller S, Winklehner A, Karlo C, et al. Low-dose CT of the lung: potential value of iterative reconstructions. *Eur Radiol* 2012;22:2597–606.
- [27] 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;94:1117–21.
- [28] 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.
- [29] Qi LP, Li Y, Tang L, et al. Evaluation of dose reduction and image quality in chest CT using adaptive statistical iterative reconstruction with the same group of patients. *Br J Radiol* 2012;85:e906–11.
- [30] Karpitschka M, Augart D, Becker HC, Reiser M, Graser A. Dose reduction in oncological staging multidetector CT: effect of iterative reconstruction. *Br J Radiol* 2013;86:20120224.
- [31] Pontana F, Moureau D, Schmidt B, et al. CT pulmonary angiogram with 60% dose reduction: influence of iterative reconstructions on image quality. *Diagn Interv Imaging* 2015;96:487–93.
- [32] Gervaise A, Osemont B, Louis M, Lecocq S, Teixeira P, Blum A. Standard dose versus low-dose abdominal and pelvic CT: comparison between filtered back projection versus adaptive iterative dose reduction 3D. *Diagn Interv Imaging* 2014;95:47–53.
- [33] National lung screening trial research T, Aberle DR, Adams AM, Berg CD, et al. Reduced lung-cancer mortality with low-dose computed tomographic screening. *N Engl J Med* 2011;365:395–409.
- [34] Neroladaki A, Botsikas D, Boudabbous S, Becker CD, Montet X. Computed tomography of the chest with model-based iterative reconstruction using a radiation exposure similar to chest X-ray examination: preliminary observations. *Eur Radiol* 2013;23:360–6.
- [35] Kim Y, Kim YK, Lee BE, et al. Ultra-low-dose CT of the thorax using iterative reconstruction: evaluation of image quality and radiation dose reduction. *AJR Am J Roentgenol* 2015;204:1197–202.
- [36] Lee SW, Kim Y, Shim SS, et al. Image quality assessment of ultra low-dose chest CT using sinogram-affirmed iterative reconstruction. *Eur Radiol* 2014;24:817–26.
- [37] McLaughlin PD, Ouellette HA, Louis LJ, et al. The emergence of ultra-low-dose computed tomography and the impending obsolescence of the plain radiograph? *Can Assoc Radiol J* 2013;64:314–8.
- [38] Papadakis AE, Perisinakis K, Damilakis J. Automatic exposure control in CT: the effect of patient size, anatomical region and prescribed modulation strength on tube current and image quality. *Eur Radiol* 2014;24:2520–31.
- [39] Papadakis AE, Perisinakis K, Oikonomou I, Damilakis J. Automatic exposure control in pediatric and adult computed tomography examinations: can we estimate organ and effective dose from mean MAS reduction? *Invest Radiol* 2011;46:654–62.
- [40] Bongartz G, Juri AG, Leonardi E, et al. 2004 CT Quality Criteria European Commission. Available from: http://www.msct.eu/CT_Quality_Criteria.htm.
- [41] Arrêté du 24 octobre 2011 relatif aux niveaux de référence diagnostiques en radiologie et en médecine nucléaire. In: Ministry of Work MoH, editor. Journal officiel de la République Française: French Government; 24 October 2011: p. 715.
- [42] Greffier J, Pereira F, Macri F, Beregi JP, Larbi A. CT dose reduction using automatic exposure control and iterative reconstruction: a chest paediatric phantoms study. *Phys Med* 2016;32:582–9.
- [43] Greffier J, Macri F, Larbi A, et al. Dose reduction with iterative reconstruction in multi-detector CT: what is the impact on deformation of circular structures in phantom study? *Diagn Interv Imaging* 2016;97:187–96.

- [44] Kramer BS, Berg CD, Aberle DR, Prorok PC. Lung cancer screening with low-dose helical CT: results from the National Lung Screening Trial (NLST). *J Med Screen* 2011;18:109–11.
- [45] Christe A, Flach P, Ross S, et al. Clinical radiology and post-mortem imaging (Virtopsy) are not the same: specific and unspecific postmortem signs. *Leg Med* 2010;12:215–22.
- [46] Yanagawa M, Gyobu T, Leung AN, et al. Ultra-low-dose CT of the lung: effect of iterative reconstruction techniques on image quality. *Acad Radiol* 2014;2:695–703.
- [47] Yanagawa M, Honda O, Yoshida S, et al. Adaptive statistical iterative reconstruction technique for pulmonary CT: image quality of the cadaveric lung on standard- and reduced-dose CT. *Acad Radiol* 2010;17:1259–66.

- Etude sur patients

[74] Macri F, Greffier J, Pereira F et al (2016) Value of ultra-low-dose chest CT with iterative reconstruction for selected emergency room patients with acute dyspnea. *Eur J Radiol* 85:1637-1644

Cet article évalue sur 133 patients le protocole 'Très Basse Dose' pour les patients présentant des dyspnées aiguës aux urgences. Les patients sont exposés avec deux protocoles d'acquisition : le protocole 'Basse Dose' (BD) habituellement utilisé en routine et le protocole 'Très Basse Dose' (TBD). Le protocole BD est réalisé à 100 kV et 60 mAs et le protocole TBD à 100 kV et 10 mAs. Les données brutes sont reconstruites pour les images parenchymateuses/médiastinales avec S2/S3 pour BD et S4/S4 pour TBD. Les kernels de reconstruction sont Très-Dur /Moyen-Lisse pour BD et Dur/Moyen-Lisse pour TBD. La qualité d'image objective est évaluée en positionnant 9 ROIs. La qualité subjective est réalisée avec deux lecteurs ayant et n'ayant pas d'expérience avec les images TBD. La qualité des structures anatomiques, la qualité diagnostique et le niveau de confiance diagnostic des deux protocoles sont étudiés. Les pathologies ciblées étaient : les pneumothorax non traumatiques, les pneumopathies, les adénopathies, les épanchements pleuraux et péricardiques. Les CTDI_{vol} et les PDL sont relevés et les doses efficaces calculées. Les résultats de cette étude montrent que les paramètres de reconstruction utilisés pour le protocole TBD améliorent les IQI pour les images parenchymateuses par rapport à BD mais les dégradent pour les images médiastinales Cette amélioration est en grande partie liée à la modification du kernel de reconstruction pour les images parenchymateuses. La qualité des structures anatomiques et la qualité diagnostique étaient légèrement diminuées entre BD et TBD. Elles étaient jugées Excellente par les deux lecteurs avec BD et Excellente pour le lecteur 1 et Excellente/Bonne pour le lecteur 2. Le lecteur 2 moins habitué aux images TBD était plus critique que le lecteur 1. Le niveau de confiance diagnostic était jugé certain pour les deux protocoles par les deux lecteurs. Les doses efficaces calculées étaient très faibles et strictement inférieures au NRD. La dose efficace de TBD était inférieure à la dose efficace calculée à partir des NRD d'une radiographie du thorax de face et de profil. En synthèse, cette étude montre que le protocole TBD est adapté pour les patients présentant des dyspnées aiguës aux urgences. La qualité dégradée des images est suffisante pour le diagnostic. Un temps d'apprentissage est par ailleurs nécessaire pour l'interprétation des images TBD.



Value of ultra-low-dose chest CT with iterative reconstruction for selected emergency room patients with acute dyspnea



Francesco Macri^{a,c,*}, Joel Greffier^a, Fabricio Pereira^a, Alina Chica Rosa^a, Elina Khasanova^a, Pierre-Geraud Claret^b, Ahmed Larbi^a, Gianfranco Gualdi^c, Jean Paul Beregi^a

^a Department of Radiology, Nîmes University Hospital, Medical Imaging Group Nîmes, EA 2415, Nîmes, France

^b Department of Emergency care and Traumatology, Nîmes University Hospital, Nîmes, France

^c Department of Emergency Radiology, Umberto I Hospital, Sapienza University, Rome, Italy

ARTICLE INFO

Article history:

Received 29 April 2016

Received in revised form 13 June 2016

Accepted 30 June 2016

Keywords:

Chest computed tomography

Ultra-low-dose

Iterative

Reconstruction

Radiation protection

Emergency room

ABSTRACT

Objective: To compare the diagnostic confidence between low-dose computed-tomography (LDCT) and ultra-low-dose CT (ULDCT) of the chest on a single source CT system (SSCT) for patients with acute dyspnoea.

Materials and methods: One hundred thirty-three consecutive dyspnoic patients referred from the emergency room (ER) were selected to undergo two sequential non-enhanced chest CT acquisitions: LDCT first acquisition (100 kVp and 60 mAs), followed by ULDCT (100 kVp ± 20 and 10 mAs). Images were reconstructed with sinogram affirmed reconstruction (SAFIRE). Objective and subjective image quality assessments were made. Two radiologists evaluated subjective image quality and the level of diagnostic confidence as certain or uncertain.

Results: The mean effective doses (ED) were 1.164 ± 0.403 and 0.182 ± 0.028 mSv for LDCT and ULDCT, respectively. Objective image quality improved significantly on lung images of ULDCT compared with LDCT ($p < 0.05$). Subjective image quality was rated excellent/good in 90% of patients with BMI = 25 kg/m² for ULDCT. The level of diagnostic confidence was “certain” in all cases for both radiologists with excellent inter-observer agreement ($k = 1$).

Conclusion: Chest ULDCT with SAFIRE on a SSCT allows a high level diagnostic confidence for the evaluation of selected acute dyspnoic patients.

© 2016 Elsevier Ireland Ltd. All rights reserved.

1. Introduction

Although chest X-ray (CXR) is the most commonly used diagnostic tool in Emergency Room (ER), Computed Tomography (CT) is becoming increasingly determinant for patient's care, but with the drawback of non-negligible radiation doses [1,2]. The risk to develop radiation-induced cancer increases especially in patients of young age with a long life expectancy [3–5]. In addition, the

chest is the most radiation sensitive region compared to the other parts of the body [6,7], therefore an inappropriate irradiation of this anatomic region raises concerns.

To reduce the radiation-induced cancer risk, the European Atomic Energy Community (EURATOM) issued a directive that required the European Community member States to optimise the dose for ionizing imaging while maintaining a diagnostic quality of Image [8]. Based on this directive, the French government established the Diagnostic Reference Levels (DRLs) for chest CT imaging [9]. Such DRLs limit the dose length product (DLP) to 475 mGy cm, which is equivalent to the effective dose (ED) of 6.65 mSv (conversion factor: $0.014 \text{ mSv mGy}^{-1} \text{ cm}^{-1}$) [10].

Several tools were suggested to reduce the dose in CT but often resulted in a degradation of the image quality with difficulties for diagnosis [11–13].

The Iterative reconstruction (IR) is a method that improves the quality of the image decreasing the image noise in comparison to filtered back projection (FBP) for a protocol with the same dose [14]. Moreover, IR permits to maintain a good image quality while

Abbreviations: BMI, Body Mass Index; CNR, contrast-to-noise ratio; CT, Computed Tomography; DLP, dose length product; DRLs, Diagnostic Reference Levels; DSCT, dual source computed tomography; ED, effective dose; ER, Emergency Room; LDCT, low dose computed tomography; ROI, region of interest; SAFIRE, Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction; SNR, signal-to-noise ratio; SSCT, single source computed tomography; ULDCT, ultra low dose computed tomography.

* Corresponding author: Nîmes University Hospital, Medical Imaging Group Nîmes, EA 2415, Bd Prof Robert Debré, 30029 Nîmes Cedex 9, France.

E-mail addresses: francesco.macri@chu-nimes.fr, francesco.macri@yahoo.it (F. Macri).

<http://dx.doi.org/10.1016/j.ejrad.2016.06.024>

0720-048X/© 2016 Elsevier Ireland Ltd. All rights reserved.

reducing the dose [15]. Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction (SAFIRE; Siemens) is one of IR methods whose applications are widely used for clinical purposes [16,17].

Since SAFIRE is available at our institution, a routine low-dose chest CT (LDCT) protocol was established with effective dose (ED) lower than 1.5 mSv [18].

Previous studies demonstrated that ultra-low-dose chest CT (ULDCT) imaging associated with IR can provide satisfactory outcomes in clinical practice. These studies compared chest ULDCT with IR and LDCT or standard dose protocols reconstructed either with IR or with FBP [19–22]. Such comparisons were performed using a dual-source CT system (DSCT), but no evidences of clinical application have already been published using a single-source CT system (SSCT).

With the present study we aimed to evaluate the image quality and the level of diagnostic confidence of a ULDCT protocol, delivering a dose similar to that of a double projection CXR, in comparison with an LDCT protocol for the study of the chest in selected acute dyspnoeic patients coming from ER.

2. Materials and methods

2.1. Patients

This prospective monocentric study was approved by the Institutional Review Board. Patients were duly informed and they signed an informed consent before examinations. The study was carried out from October 1st to December 31st 2015 and the CT indication was the assessment of acute dyspnoeic patients, whom have had preliminarily a CXR and for whom a non-enhanced chest CT was requested as additional study. Specifically, as causes of acute dyspnoea were considered infectious pneumonia, non-traumatic pneumothorax and the exacerbation of known chronic obstructive pulmonary diseases (COPD) or idiopathic interstitial pneumonia (IIP). Dyspnoeic patients with suspected cardio-vascular disease (e.g. myocardial infarct, pulmonary embolism, aortic dissection), cancer, sustained a trauma or any other indications deserving an enhanced chest CT were not considered for this study.

3. CT examination

3.1. Image acquisition

Chest CT images were obtained on a 64 slices SSCT (Somatom, Definition AS+, Siemens, Erlangen, Germany) with z-flying focal spot for simultaneous acquisition with 128 overlapping and 0.6-mm thick sections with both measurement systems.

Patients lied in supine position during a non-enhanced two consecutive acquisitions CT protocol. The first acquisition was the routinely used institutional chest LDCT and the second the ULDCT study acquisition, which was performed immediately after.

Overall, both acquisitions were conceived to do not exceed the National DRLs for chest CT for standard patient care. LDCT dataset was obtained with 0.33 s rotation time, tube voltage of 100 kVp (with activated Care kV), tube current of 60 mAs reference (with activated CareDose 4D), collimation of 128×0.6 mm (slice thickness 1 mm) and pitch 1.2. Subsequently, ULDCT dataset was obtained with 0.33 s rotation time with, tube voltage of 100 kVp (no activated Care kV; 120 kVp for BMI > 25 kg/m²), tube current of 10 mAs reference (without CareDose 4D), collimation of 128×0.6 mm (slice thickness 1 mm) and pitch 1.5.

3.2. Image reconstruction

LDCT protocol consisted of 1-mm thick overlapped 0.7 mm images reconstructed with raw data-based iterative reconstruction (SAFIRE), as implemented on the CT scanner with a high-spatial-resolution reconstruction kernel (I70, lung images) and a soft-tissue reconstruction kernel (I30, mediastinal images). SAFIRE strength was set at 3 and 2 for lung and mediastinal images, respectively.

ULDCT protocol consisted of 1-mm-thick overlapped 0.7 mm images reconstructed with SAFIRE. ULDCT images were reconstructed by using a high-spatial-resolution reconstruction kernel (I50, lung images) and a soft-tissue-resolution reconstruction kernel (I30, mediastinal images). SAFIRE strength was set at 4 and 3 for lung and mediastinal images, respectively.

4. Images analysis

4.1. Objective image quality

Objective assessments were obtained by measuring the mean (signal) and the standard deviation (noise) of pixel values in six regions of interest (ROI [cm²]) on mediastinal (I30) images at three anatomic levels: axillary fat (0.51 ± 0.01 cm²), in subscapular muscle (0.71 ± 0.01 cm²) and into the trachea (0.71 ± 0.01 cm²); on lung (I50 or I70) images, at three anatomic levels, in the pulmonary parenchyma (1.01 ± 0.01 cm²), in a vertebral body (0.71 ± 0.01 cm²) and into the trachea (0.71 ± 0.01 cm²). Altogether, these ROIs covered the greatest part of the chest structures.

The signal-to-noise ratio (SNR) and contrast-to-noise ratio (CNR) were calculated according the method previously described by Mieville et al. [14]. The signal and the noise measured within the ROI of trachea, both in the mediastinal and in lung images, were used as reference to calculate the CNR.

4.2. Subjective image quality

Two radiologists (F.M. [R1] and A.C.R. [R2] with nine and six years of experience, respectively) read the images on clinical workstations with Centricity PACS viewer system (General Electric, Healthcare, Wisconsin, USA). R1 had a three-year experience with ULDCT images, whereas R2 was trained to interpret ULDCT images only for this study. This different expertise was voluntarily sought in order to evaluate whether any interpretation difference subsisted between an experienced radiologist in ULDCT images and a radiologist less experienced.

Radiologists viewed LDCT and ULDCT anonymised images by using standard mediastinal (window width, 450 HU; window centre, 50 HU) and lung parenchymal (window width, 1600 HU; window centre, -600 HU) window settings.

For each patient, the clinical data and the reason of the examination were not available. Radiologists interpreted by consensus ten cases randomly chosen, which were excluded from the study. The remaining cases were read independently.

LDCT and ULDCT images were presented in a random fashion to the readers. The image quality of anatomical structures was rated according to the five-point scale proposed by Neroladaki as follows [19]: 1 point: anatomical structures visible at 100% (excellent), 2 points: anatomical structures visible at > 75% (good), 3 points: anatomical structures visible between 25% and 75% (fair), 4 points: anatomical structures visible < 25% (poor), 5 points: landmarks were not visible at all (unacceptable).

The image quality of diagnostic findings was rated according to an other five-point Likert scale proposed by Neroladaki scale [19]: 1 point: abnormal structures clearly visible with good demarcation (Excellent), 2 points: structures visible with blurring but without

restriction for diagnosis (Good), 3 points: abnormal structures visible, with blurring and uncertainties about the evaluation (Poor), 4 points: abnormal structures barely visible with unreliable interpretation (Unacceptable), 5 points: abnormal structures not seen (Not seen).

Finally, radiologists expressed a subjective degree of diagnostic confidence as certain and uncertain.

Pathologic findings were considered as follows: infectious pneumonia and non-traumatic pneumothorax were included in *Acute A group*; exacerbation of COPD or IIP were included in *Acute B group*; coexistence of pathologies belonging to the two previous groups was classified in the *Both group*. Pleural and pericardial effusions and adenopathies were also counted independently of the clinical contest. The small diameter of the smallest solid and ground glass nodules was also measured to assess the smallest nodule size visible. Moreover the size of the same nodule, independently of the conspicuity, was compared between the two CT protocols.

5. Dose evaluation

The radiation dose differences between the two CT protocols were evaluated with the volume of CT dose index (CTDIvol) and the Dose Length Product (DLP).

E was calculated for each CT examination by multiplying the DLP by the normalised effective dose conversion coefficient for the chest ($0.014 \text{ mSv mGy}^{-1} \text{ cm}^{-1}$) [10].

5.1. Statistical analysis

Statistical analysis was performed using 'Biostatgv' (<http://marne.u707.jussieu.fr/biostatgv/>). The comparisons of the CTDIvol, DLP, ED, Image Noise, SNR and CNR values between the two protocols were performed using the paired Student's *t*-test with a significance level of 0.05. For the same protocol, the agreement between radiologists were computed with Kappa test and classified as poor ($k=0.00\text{--}0.20$), fair ($k=0.21\text{--}0.40$), moderate ($k=0.41\text{--}0.60$), good ($k=0.61\text{--}0.80$), or excellent ($k=0.81\text{--}1.00$). For each radiologist, the inter-protocol comparisons of the scores were evaluated using the Friedman test with a significance level of 0.05.

6. Results

6.1. Patients

One hundred thirty-three consecutive ER patients (84 men and 49 women) were included, with mean age of 63 ± 20.5 years old (61.6 ± 19.9 for men and 65.3 ± 21.5 for women). The Body Mass Index (BMI) average was $23.6 \pm 5.1 \text{ kg/m}^2$ (23.9 ± 4.9 for men and 23.1 ± 5.4 for women).

7. Image analysis

7.1. Objective image quality

The results of the objective image quality measured within 1596 ROIs (12 ROIs per patient and six ROIs for each CT protocol) are shown in Table 1. Image noise, SNR and CNR of ULDCT were significantly different from LDCT ($p < 0.05$).

For mediastinal images, the increase of SAFIRE strength between ULDCT and LDCT protocols did not compensate the degradation of indexes of image quality. An increase of the noise and a reduction of SNR and CNR were found in all evaluated structures.

For lung images, the adaptation of the reconstruction kernel (from I70 to I50), in addition to the increase of SAFIRE strength

between the two CT protocols, resulted in an improvement of indices of image quality with a reduction of the noise and an increase of SNR and CNR.

7.2. Subjective image quality

The subjective image quality assessment of anatomical structures for the 133 patients of the study is shown in Fig. 1(a). With regard to the LDCT images, both radiologists considered the quality of anatomical structures globally excellent (99% for R1 and 97% for R2). For ULDCT, R1 scored excellent for 84% of cases, good for 15% and fair the 1% whereas R2 ranked 44%, 50% and 7%, respectively. The inter-observer agreement was fair for LDCT ($k=0.39$) and ULDCT ($k=0.27$). The inter-protocol comparison was significantly different for both radiologists ($p < 0.05$).

The results of image quality assessment of the diagnostic findings are illustrated in Fig. 1(b). Both radiologists found that the majority of abnormal structures of the LDCT images were clearly visible with a good demarcation and without noise (97% for R1 and 95% for R2).

For ULDCT images, R1 found that in 88% of the cases the abnormal structures were clearly visible with a good demarcation; 11% were noisy but distinguishable; 1% were with incertitude for the diagnosis. R2 found 38%, 58%, 4%, respectively. ULDCT images of patients with a $\text{BMI} \leq 25 \text{ kg/m}^2$ had excellent or good diagnostic image quality in 90% of cases whereas the images of patients with a $\text{BMI} > 25 \text{ kg/m}^2$ were rated excellent or good in 76% of cases.

The inter-observer agreement was good ($k=0.79$) for LDCT images and bad ($k=0.17$) for ULDCT images and the inter-protocol comparisons for each radiologist were significant ($p < 0.05$).

The diagnostic confidence level was certain for all cases for both radiologists with an excellent inter-observer agreement both for LDCT and ULDCT protocols. The inter-protocol comparison for each radiologist did not differ significantly.

For 107 patients at least one pathologic finding was observed on the images of both CT protocols as shown in Fig. 2. The inter-protocol comparison was not significant (p : NS) for both radiologists, with the exception of effusion for R1 ($p < 0.05$). Independently of the CT protocols, the inter-observer agreement was excellent for each researched pathologic item.

The mean size of the smallest solid nodules recorded was of $3.13 \pm 1.64 \text{ mm}$ for LDCT and of $3.41 \pm 1.75 \text{ mm}$ for ULDCT with a significant difference between CT protocols ($p < 0.05$). The mean size of the smallest ground glass nodules was of $3.33 \pm 2.63 \text{ mm}$ for LDCT and of $4.85 \pm 4.90 \text{ mm}$ for ULDCT but no significant difference was found. Of note, a specific nodule that was detected on LDCT images showed a bigger size with a mean of 0.8 mm on ULDCT images.

CT image quality comparison in different clinical settings is visible in Figs. 3–5. The image quality of a chest, without detectable pathological findings, and of a nodule are shown in Supplementary Figs. S1 and S2 (on the online version at DOI: [10.1016/j.ejrad.2016.06.024](https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2016.06.024)) respectively.

8. Dose evaluation

LDCT protocol had tube voltage of $103.7 \pm 7.8 \text{ kVp}$ and a tube current of $58.7 \pm 8.1 \text{ mAs}$. ULDCT protocol had a tube voltage of $100.5 \pm 3.1 \text{ kVp}$ and tube current of $10.0 \pm 0.0 \text{ mAs}$. CTDIvol was $2.6 \pm 0.9 \text{ mGy}$ for LDCT and was $0.4 \pm 0.0 \text{ mGy}$ for ULDCT. The DLP was $83.1 \pm 28.8 \text{ mGy cm}$ and the E was $1.164 \pm 0.403 \text{ mSv}$ for LDCT whereas the DLP was $13.0 \pm 2.0 \text{ mGy cm}$ and the E $0.182 \pm 0.028 \text{ mSv}$ for ULDCT. All of these parameters were significantly different ($p < 0.05$) between the two CT protocols. The ULDCT presented a reduction of the dose by 97% compared to the French chest

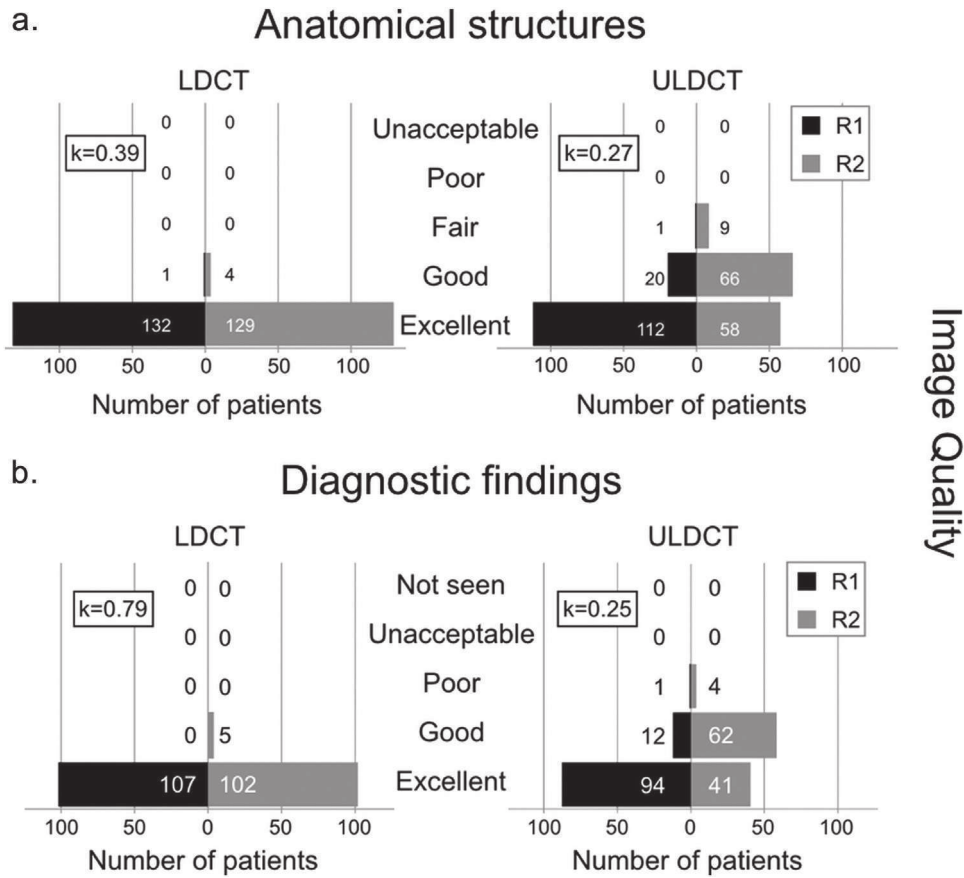


Fig. 1. Subjective image quality. Radiologists (R1 and R2) scored the majority of the cases excellent or good for low-dose CT (LDCT) and ultra-low-dose CT (ULDCT) images, for both the image quality of anatomical structures for 133 patients (a) and of diagnostic findings for 107 patients (b). K= inter-observer agreement value.

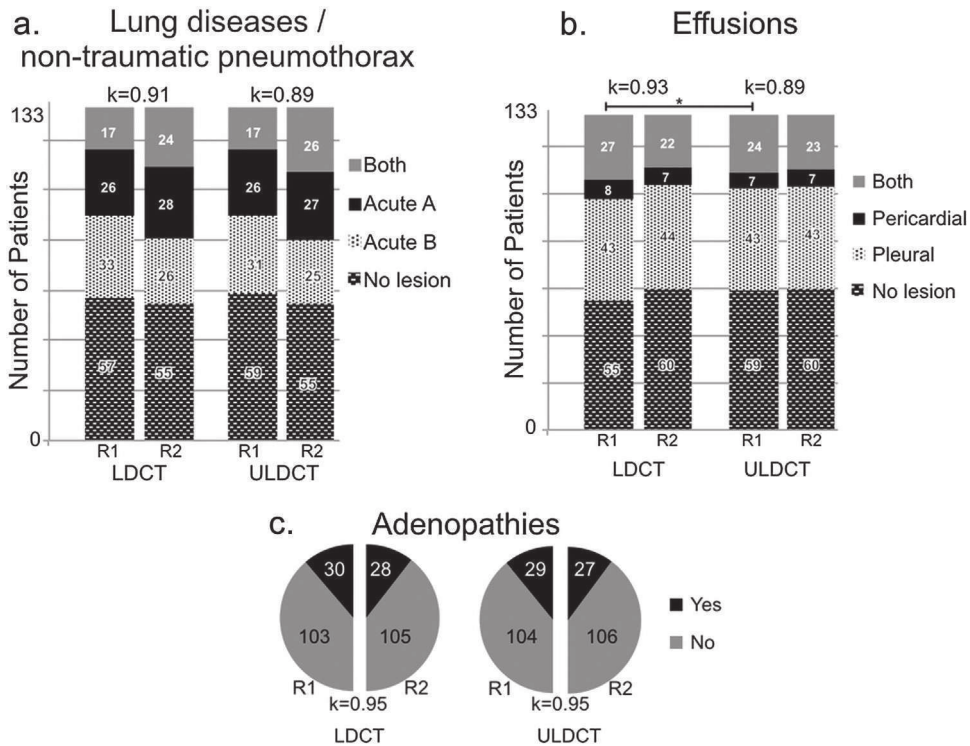


Fig. 2. Pathologic findings resulted from 107 patients on a total of 133. Only one non-traumatic pneumothorax was found from both radiologists (R1 and R2) for the same patient. There was an excellent inter-observer agreement (k) for lung diseases/non-traumatic pneumothorax (a). R1 had a significant inter-protocol difference ($p < 0.05$) for effusions (b). Radiologists showed an excellent inter-observer agreement for adenopathies, despite the significant inter-protocol differences of objective image quality for mediastinal images (c). LDCT low-dose CT. ULDCT ultra-low-dose CT.

Table 1
Objective image quality for low-dose CT (LDCT) and ultra-low-dose CT (ULDCT) protocols.

			Low Dose CT	Ultra Low Dose CT	% difference
Mediastinal Images	Image Noise	Trachea	14.7 ± 12.6	23.4 ± 13.5	59%
		Muscle	14.4 ± 4.4	27.5 ± 9.1	91%
		Fat	14.1 ± 3.4	25.5 ± 8.9	81%
	SNR	Trachea	78.5 ± 20.8	48.8 ± 17.3	–38%
		Muscle	3.6 ± 1.6	2.0 ± 0.9	–45%
		Fat	7.4 ± 2.2	4.3 ± 1.4	–42%
	CNR	Muscle	108.5 ± 28.9	63.0 ± 21.7	–42%
		Fat	92.5 ± 21.5	56.0 ± 18.7	–39%
Lung Images	Image Noise	Trachea	40.6 ± 12.7	35.4 ± 16.1	–13%
		Bone	107.1 ± 24.6	96.7 ± 33.5	–10%
		Lung	59.7 ± 16.0	55.1 ± 21.6	–8%
	SNR	Trachea	24.2 ± 5.3	30.2 ± 10.6	25%
		Bone	1.9 ± 1.1	2.2 ± 1.0	16%
		Lung	15.3 ± 4.5	17.7 ± 7.2	15%
	CNR	Bone	20.5 ± 5.4	24.1 ± 7.7	18%
		Lung	2.2 ± 1.1	2.9 ± 1.2	30%

Values of image noise, signal-to-noise ratio (SNR) and contrast-to-noise ratio (CNR) between LDCT and ULDCT protocols were all significant ($p < 0.05$).

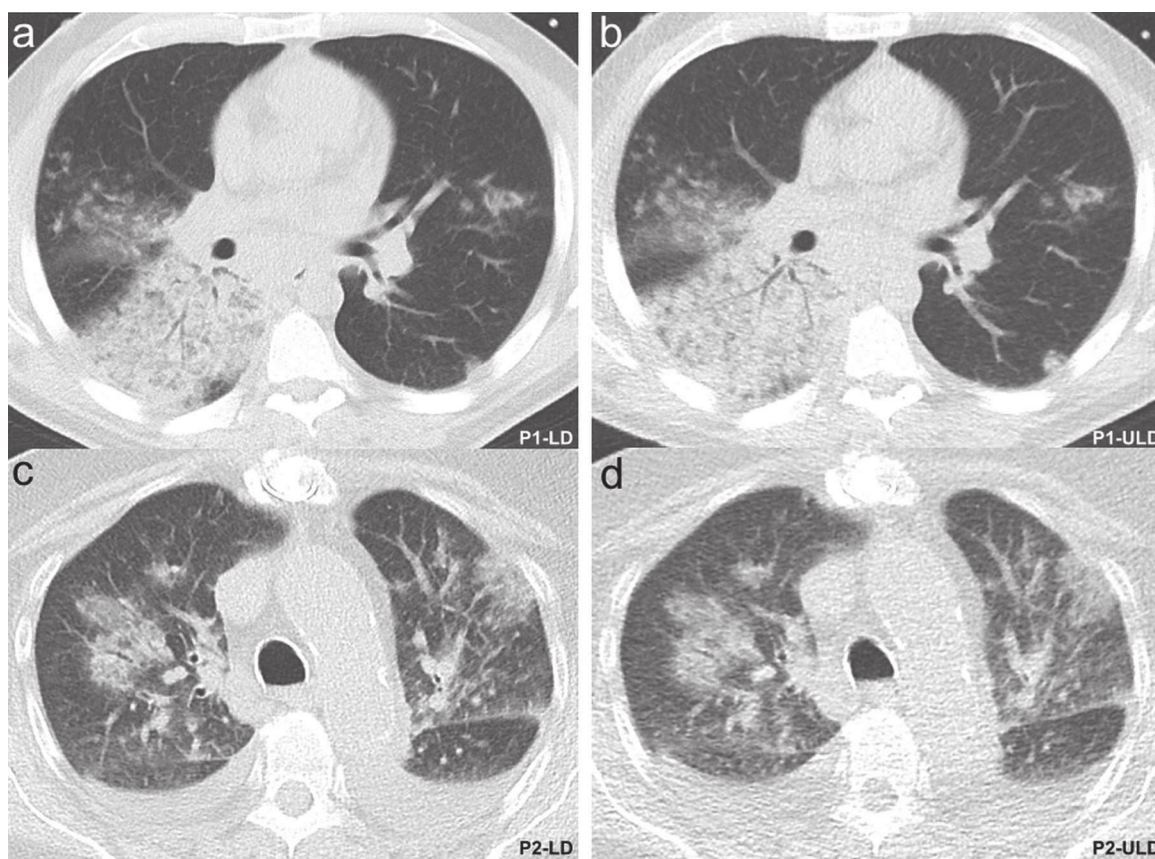


Fig. 3. Pneumonia. Patient 1 (P1), multiple pulmonary consolidations consisting with bronchopneumonia in a man of 48 year-old with a BMI of 23.2 kg/m². Image quality was diagnostic on both LD (a) and ULD (b) images.

Patient 2 (P2), bronchopneumonia and pleural effusions in a man of 72 year-old with a BMI of 28.1 kg/m². Even in this case the image quality was diagnostic both on LD (c) and ULD (d) images.

CT DRLs [9]. The mean overall DLP per patient was 96.1 mGycm with a mean overall ED of 1346 mSv, which were the 79.8% less than DRLs.

9. Discussion

Chest CT is a fast and thorough method to explore the thorax notably in emergency settings. However radiation harm hailing from CT raises concerns and particularly the irradiation of the thorax [6,7]. In ER settings, many chest CT studies follow a CXR or are

repeated in a short time frame increasing the radiation-induced risk of carcinogenesis. Also, this redundant irradiation increases the risks of radiation exposure cumulative effects [23]. Continuous calls to a strict radiation protection policy, particularly in ER, are pronounced. Worrysome estimates of radiation-induced cancers in the next years encouraged medical community and manufacturers to develop deontological and technical solutions to decrease useless or redundant exposure [24–26].

The reduction of the dose entails a degradation of the image quality that is well compensated by IR [15]. The association of IR

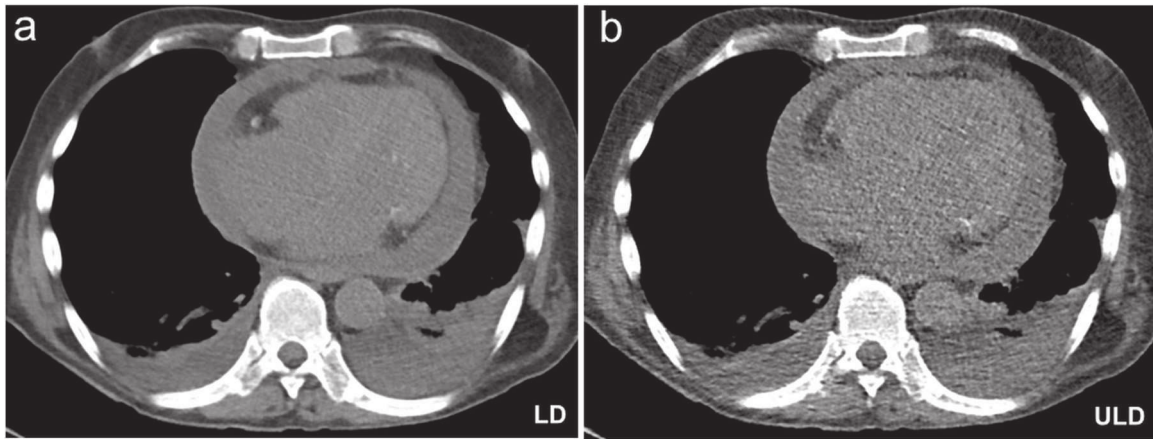


Fig. 4. Effusions. Pleural and pericardial effusions in a man of 63 year-old man with a BMI of 20.0 kg/m² clearly visible on mediastinal LD image (a). The effusions can be easily diagnosed on the ULD image (b), despite the noisier appearance.

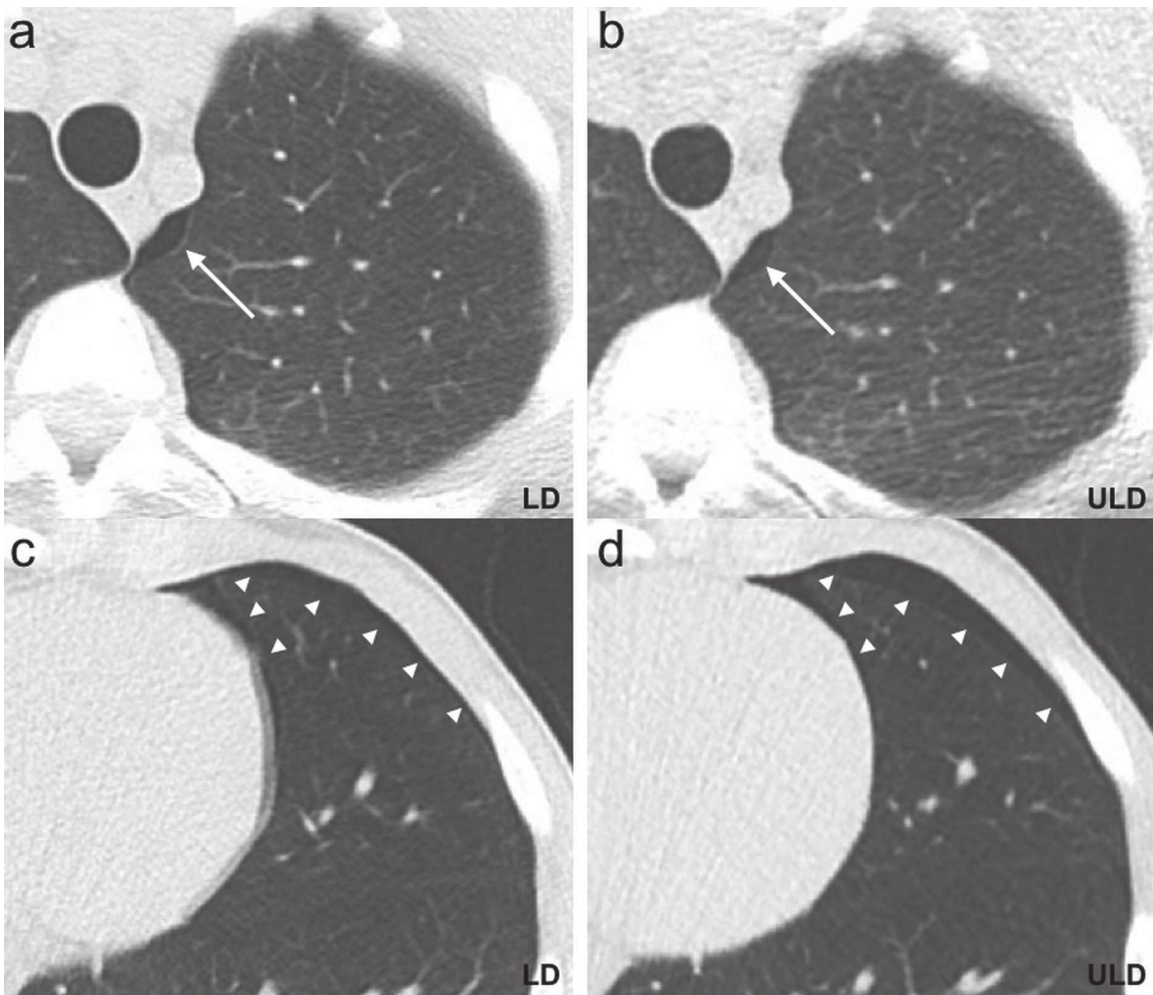


Fig. 5. Non-traumatic pneumothorax. Image quality of a left slight pneumothorax of a man of 39 year-old man with a BMI of 19.8 kg/m². Image quality was diagnostic at apical level (arrow) both on LD (a) and, in particular, on ULD (b) images despite the more prominent streak artifacts of the shoulder. The image quality was also diagnostic at the lingular level (arrow-heads) both on LD (c) and ULD (d) images.

on DSCT obtained a good trade-off between the decrease of radiation dose and diagnostic quality of image. Indeed DSCT and IR may achieve lower doses than conventional radiology studies while keeping a quality of image suitable for diagnostic purposes [27].

So far, the majority of chest ULDCT protocols associated with IR and with a diagnostic quality of image were developed on DSCT. In

contrast, the present study was implemented to test the capabilities of a chest ULDCT associated with IR on a SSCT, which is most largely used in radiology departments compared to DSCT.

Our ULDCT protocol delivered to patients a radiation dose lower than those of previously reported studies with ULDCT protocols using DSCT. Indeed, ULDCT of this study had a lower ED of 59%

and 41% compared respectively to A and B ULDCT protocols of Kim et al. [21], and of 37% compared to that of Won Lee et al. [20]. However, compared to Neroladaki's protocol the overall ED of our ULDCT protocol was slightly higher (14%) [19]. This may be due to patients > 85 kg for whom the tube voltage was adapted to 120 kVp. All these percentages resulted from the comparison with the most relevant and recent studies concerning ULDCT protocols, which were all carried out with a DSCT. In addition, the ED of ULDCT protocol of the present study was 84% lower than our institutional chest LDCT.

Compared to the data of Won Lee et al., the noise in trachea of ULDCT was 34% and 60% lower on mediastinal and lung images, respectively [20]; 54% and 65%, respectively when compared to protocols A and B of Kim's study [21]. We could not compare the noise with others authors since they did not specify the type of kernel from where the data of the ROI in trachea were measured. However, among all the studies that could be compared with, our ULDCT protocol had the lowest noise.

Improvement in the indices of image quality (Noise, SNR, CNR) for ULDCT lung images was mainly due to the modification of the reconstruction kernel (from 170 to 150) and to the SAFIRE strength (from S3 to S4). This modification of the reconstruction kernel entails a loss of spatial resolution without affecting the subjective diagnostic confidence level.

The inter-observer agreement for the image quality of the anatomical structures was fair for LDCT ($k=0.39$) and ULDCT ($k=0.27$) as well as for the image quality of diagnostic findings for ULDCT ($k=0.24$). Although low values of agreement suggested that radiologists scored the same case differently, but the majority of them were scored good or excellent as demonstrated in Fig. 1.

R2 was more critical about ULDCT image quality probably because of the relatively short experience with this type of images, whereas R1 has worked on ULDCT images for three years. This suggests that an implicit visual adjustment effect occurs to ULDCT grainy images with the experience. In addition, the distinction between good or excellent for both radiologists is highly variable, which influenced the low agreement values. The scale used in the present work, suggested in a previous study, seems not to be accurate for slight difference of image quality between the good and excellent levels. However, both radiologists showed a high certainty of diagnostic confidence for the two protocols.

In terms of lung diseases, ULDCT images revealed the same findings of the LDCT protocols, except in two cases (BMI 26.8 and 27.4) where mild emphysematous lesions were overlooked in patients with a BMI > 25, mirroring the data of the literature [20,21]. Solid nodules of small size (≤ 3 mm) were visible and this confirmed the usefulness of a ULDCT for the detection of small solid nodules. Ground glass nodules were visible in patients with BMI < 25 and with more difficulty in patients with a BMI > 25. In particular this difficulty was predominant for those nodules located in apical segments of upper lobes or in the lowest part of basal lobes. Indeed, in these anatomical regions the streak artifacts are more frequent [28]. In addition, a ground glass nodule was recorded in two patients (BMI of patients 27.6 and 28.8 respectively) on ULDCT images, but those putative nodules were not seen in LDCT images.

Also, both radiologists scored a small pleural effusion in the posterior costo-diaphragmatic recessi in three cases (BMI of patients 27.7, 28, 28.8 respectively) on ULDCT images but it was disproved on LDCT images. These last two observations suggest that radiologists should be particularly careful to avoid recording inexistent ground glass nodules or slight quantity of pleural effusion when reading (ULDCT) images of patients with a BMI > 25, because of the potential low dose contours distortion [29]. The study of mediastinum was difficult if there was a shortage of mediastinal fat because of a reduction of natural contrast. Moreover, the degradation of the values of quality image indices on mediastinal

reconstructions did not support the assessment of this anatomic area.

This study had some limitations. Firstly, we did not compare the ULDCT to a reference non-low dose diagnostic protocol. Secondly, we did not take into account a possible different inspiratory apnoea between the two acquisitions. Thirdly, although the radiologists were not aware about the type of images they were viewing, the ULDCT images were easily recognisable because of their more grainy texture. Finally more than one less experienced radiologists in ULD images should have evaluated the subjective quality to strengthen the diagnostic versatility of the ULDCT protocol.

In conclusion we showed that a non-enhanced chest ULDCT with SAFIRE allows a high level of diagnostic confidence on a SSCT in selected acute dyspnoeic patients, even for radiologists new to ULD images. The ULDCT protocol of this study delivered a radiation dose in the range of that of a double projection CXR. Further studies should be carried out to compare the diagnostic performance of chest ULDCT protocol for other selected indications that are usually firstly explored with a CXR.

Acknowledgments

The scientific guarantor of this publication is Dr. Francesco Macri.

The authors of this manuscript declare no relationships with any companies whose products or services may be related to the subject matter of the article. The authors state that this work has not received any funding. Two of the authors (Joel Greffier and Fabricio R. Pereira) have significant statistical expertise. Institutional review board approval was obtained. Written informed consent was obtained from all patients in this study. Methodology: prospective study, performed at one institution. We want to thank Mrs Mariella Lomma for her help in translation and Prof. Jean-Emmanuel de La Coussaye, Head of Emergency care and Traumatology Department of University Hospital of Nîmes, for his collaboration for this study.

References

- [1] D.B. Larson, L.W. Johnson, B.M. Schnell, S.R. Salisbury, H.P. Forman, National trends in CT use in the emergency department: 1995–2007, *Radiology* 258 (1) (2011) 164–173.
- [2] D.J. Brenner, E.J. Hall, Computed tomography—an increasing source of radiation exposure, *N. Engl. J. Med.* 357 (22) (2007) 2277–2284.
- [3] A. Berrington de Gonzalez, M. Mahesh, K.P. Kim, et al., Projected cancer risks from computed tomographic scans performed in the United States in 2007, *Arch. Intern. Med.* 169 (22) (2009) 2071–2077.
- [4] A. Sodickson, P.F. Baeyens, K.P. Andriole, et al., Recurrent CT, cumulative radiation exposure, and associated radiation-induced cancer risks from CT of adults, *Radiology* 251 (1) (2009) 175–184.
- [5] A. Berrington de Gonzalez, K.P. Kim, C.D. Berg, Low-dose lung computed tomography screening before age 55: estimates of the mortality reduction required to outweigh the radiation-induced cancer risk, *J. Med. Screen.* 15 (3) (2008) 153–158.
- [6] The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP publication 103. *Ann. ICRP.* 37(2–4) (2007) 1–332.
- [7] M.I. Balonov, P.C. Shrimpton, Effective dose and risks from medical X-ray procedures, *Ann. ICRP* 41 (3–4) (2012) 129–141.
- [8] P.H. Smith, EC directive: 97/43/Euratom, *Br. J. Radiol.* 71 (841) (1998) 108.
- [9] Government F. Arrêté du 24 octobre 2011 relatif aux niveaux de référence diagnostiques en radiologie et en médecine nucléaire. In: Ministry of Work MoH, editor. *Journal officiel de la République Française: French Government*, 24 October 2011: 715.
- [10] Bongartz G., Golding S.J., Jurik A.G., et al., 2004. CT quality Criteria. European Guidelines for Multislice Computed Tomography. In, 2004.
- [11] M.L. Gunn, J.R. Kohr, State of the art: technologies for computed tomography dose reduction, *Emerg. Radiol.* 17 (3) (2010) 209–218.
- [12] O. Rampado, F. Marchisio, A. Izzo, et al., Effective dose and image quality evaluations of an automatic CT tube current modulation system with an anthropomorphic phantom, *Eur. J. Radiol.* 72 (1) (2009) 181–187.
- [13] T. Kubo, Y. Ohno, H.U. Kauczor, H. Hatabu, Radiation dose reduction in chest CT—review of available options, *Eur. J. Radiol.* 83 (10) (2014) 1953–1961.
- [14] F.A. Mievville, F. Gudinchet, F. Brunelle, F.O. Bochud, F.R. Verdun, Iterative reconstruction methods in two different MDCT scanners: physical metrics

- and 4-alternative forced-choice detectability experiments—a phantom approach, *Phys. Med.* 29 (1) (2013) 99–110.
- [15] J. Greffier, F. Macri, A. Larbi, et al., Dose reduction with iterative reconstruction: optimization of CT protocols in clinical practice, *Diagn. Interventional Imaging* 96 (5) (2015) 477–486.
- [16] R. Wang, U.J. Schoepf, R. Wu, et al., Image quality and radiation dose of low dose coronary CT angiography in obese patients: sinogram affirmed iterative reconstruction versus filtered back projection, *Eur. J. Radiol.* 81 (11) (2012) 3141–3145.
- [17] C. von Falck, V. Bratanova, T. Rodt, et al., Influence of sinogram affirmed iterative reconstruction of CT data on image noise characteristics and low-contrast detectability: an objective approach, *PLoS One* 8 (2) (2013) e56875.
- [18] National Lung Screening Trial Research T, D.R. Aberle, A.M. Adams, et al., Reduced lung-cancer mortality with low-dose computed tomographic screening, *N. Engl. J. Med.* 365 (5) (2011) 395–409.
- [19] A. Neroladaki, D. Botsikas, S. Boudabbous, C.D. Becker, X. Montet, Computed tomography of the chest with model-based iterative reconstruction using a radiation exposure similar to chest X-ray examination: preliminary observations, *Eur. Radiol.* 23 (2) (2013) 360–366.
- [20] S.W. Lee, Y. Kim, S.S. Shim, et al., Image quality assessment of ultra low-dose chest CT using sinogram-affirmed iterative reconstruction, *Eur. Radiol.* 24 (4) (2014) 817–826.
- [21] Y. Kim, Y.K. Kim, B.E. Lee, et al., Ultra-low-dose CT of the thorax using iterative reconstruction: evaluation of image quality and radiation dose reduction, *Am. J. Roentgenol.* 204 (6) (2015) 1197–1202.
- [22] M. Yanagawa, T. Gyobu, A.N. Leung, et al., Ultra-low-dose CT of the lung: effect of iterative reconstruction techniques on image quality, *Acad. Radiol.* 21 (6) (2014) 695–703.
- [23] R.T. Griffey, A. Sodickson, Cumulative radiation exposure and cancer risk estimates in emergency department patients undergoing repeat or multiple CT, *Am. J. Roentgenol.* 192 (4) (2009) 887–892.
- [24] D.J. Brenner, E.J. Hall, Cancer risks from CT scans: now we have data, what next? *Radiology* 265 (2) (2012) 330–331.
- [25] H. Hricak, D.J. Brenner, S.J. Adelstein, et al., Managing radiation use in medical imaging: a multifaceted challenge, *Radiology* 258 (3) (2011) 889–905.
- [26] J. Greffier, A. Fernandez, F. Macri, C. Freitag, L. Metge, J.P. Beregi, Which dose for what image? Iterative reconstruction for CT scan, *Diagn. Interventional Imaging* 94 (11) (2013) 1117–1121.
- [27] P.D. McLaughlin, H.A. Ouellette, L.J. Louis, et al., The emergence of ultra-low-dose computed tomography and the impending obsolescence of the plain radiograph? *Can. Assoc. Radiol. J.* 64 (4) (2013) 314–318.
- [28] J.F. Barrett, N. Keat, Artifacts in CT: recognition and avoidance, *Radiographics* 24 (6) (2004) 1679–1691.
- [29] J. Greffier, F. Macri, A. Larbi, et al., Dose reduction with iterative reconstruction in multi-detector CT: what is the impact on deformation of circular structures in phantom study? *Diagn. Interventional Imaging* 97 (2) (2016) 187–196.

4. Conclusions et perspectives

4.1.Synthèse des travaux

La démarche d'optimisation du rapport dose/qualité image en scanographie implique des choix pour de multiples paramètres et des compromis. L'arrivée des IR a considérablement modifié les pratiques. De nos jours, les IR sont largement utilisées en routine clinique pour réduire les doses délivrées et/ou améliorer la qualité des images. Cependant, les IR modifient la texture et la composition des images qui perturbent les radiologues et nécessitent d'adapter leur utilisation en fonction de la qualité image utile pour le diagnostic. Mes travaux ont permis d'évaluer l'apport, l'intérêt et les contraintes d'une utilisation des IR en routine pour réduire les doses délivrées. Une méthodologie en trois parties, adaptable sur n'importe quel scanner, a été développée dans cette thèse pour permettre de mettre en place en routine des protocoles Basses Doses et Très Basses Doses.

Les mesures physiques réalisées sur fantômes qualité image dans la première partie de la thèse ont permis de mettre en évidence l'intérêt des IR dans la réduction de la dose. L'utilisation de SAFIRE permet de réduire la dose pour des IQI équivalents, jusqu'à 70% avec les niveaux les plus élevés. SAFIRE ne déforme pas les structures et son impact n'est pas modifié par les kV et les mAs. Au-delà de 70% de réduction de dose, SAFIRE ne compense plus la dégradation des IQI et la déformation de structures engendrées par des très bas niveaux de dose. Par ailleurs, les radiologues ont relevé une modification de la texture et un lissage des images avec les IR. L'analyse des images avec des métriques adaptées telles que le NPS et la TTF a confirmé objectivement ces impressions. Pour des IQI équivalents, l'utilisation des IR décale vers les basses fréquences et modifie les amplitudes des courbes de NPS. Les courbes de TTF mettent en évidence la dépendance en contraste de la résolution en fonction de la dose et des IR. En fonction de la densité des matériaux, l'influence des IR sur la résolution est différente. Toutes ces modifications et contraintes doivent être prises en compte pour fournir des images aux radiologues qui sont adaptées au diagnostic. L'analyse des résultats obtenus dans cette 1^{ère} partie suggère d'optimiser les protocoles en réduisant les mAs et montre que les niveaux modérés des IR ne perturbent pas les radiologues pour l'interprétation en routine. L'utilisation des niveaux les plus élevés des IR pour des niveaux de dose très bas suggère des perspectives intéressantes pour les structures à fort contraste spontané.

Les vérifications préalables réalisées sur fantômes anthropomorphiques, étapes indispensables pour optimiser les protocoles sur patients, ont permis de confirmer les résultats obtenus dans la 1^{ère} partie. Les variations des doses et des IQI en fonction des différents paramètres d'acquisition et de reconstruction étaient sensiblement équivalentes entre les fantômes. L'impact de SAFIRE sur l'amélioration des IQI était même plus marqué sur les fantômes anthropomorphiques offrant des perspectives

de réduction de doses plus importantes. Par ailleurs, les vérifications sur fantômes ont également permis d'étudier l'impact de la morphologie sur la modulation des mAs. Les résultats de cette étude ont montré qu'il était nécessaire d'adapter ou de proposer des protocoles optimisés en fonction de la morphologie du patient. Pour l'adulte, les forces de modulation les plus élevées doivent être utilisées pour l'Adulte en surpoids dans les régions atténuantes pour maintenir une qualité d'image satisfaisante. En pédiatrie, l'utilisation d'un seul protocole pour tous les âges avec une utilisation de la force moyenne n'est pas adaptée. Des protocoles par tranche d'âge avec une association des forces les plus faibles et des IR semblent nécessaires. Par ailleurs, cette étude a également permis de montrer que SAFIRE était influencé par la morphologie du patient mais très peu par les modifications des kV et des mAs.

Les conclusions des différentes études réalisées dans les deux 1^{ères} parties de la thèse ont permis de mettre en place deux types d'optimisation. Dans un 1^{er} temps, une optimisation globale des protocoles a été réalisée en réduisant les mAs et en utilisant des niveaux modérés des IR. Par ce biais, des réductions de doses comprises entre 20% et 50% ont été obtenues. La qualité des images obtenues avec ces protocoles n'a pas perturbé les radiologues et a été jugée adaptée pour le diagnostic. On note par ailleurs que les réductions de doses avec IR sont plus importantes pour les structures à haut contraste comme le thorax que pour les structures à faible contraste comme le crâne. Dans un 2^{ème} temps, une optimisation plus approfondie a été réalisée pour certaines explorations. Celle-ci s'est concentrée sur les explorations thoraciques et sur le diagnostic des lithiases urinaires qui possèdent un fort contraste spontané. Pour ces explorations, des niveaux de doses efficaces équivalents aux examens radiographiques respectifs ont été utilisés avec des niveaux élevés des IR. L'évaluation subjective des images par deux lecteurs a permis de montrer que la qualité des structures anatomiques était suffisante pour réaliser certains diagnostics malgré une dégradation des IQI.

Plusieurs limites peuvent être discutées dans ces travaux. Tout d'abord, ceux-ci ont été réalisés sur un seul type de scanner possédant une seule méthode de IR et un seul système de modulation du courant du tube. Cependant, les trois parties de cette méthodologie peuvent être appliquées sur n'importe quel équipement. Une adaptation en fonction des outils disponibles et du mode de fonctionnement des IR devra alors être réalisée. Ensuite, les fantômes anthropomorphiques ne possèdent qu'un nombre limité de matériaux ne couvrant pas la totalité de la gamme des tissus mous. L'acquisition d'un fantôme anthropomorphique (CT Torso Phantom Equivalent Tissu, Kyoto) constitué de différents inserts (Os synthétique avec cartilage, Cerveau, Globe oculaire, Poumon avec vaisseaux pulmonaires, Trachée, Foie et veines hépatiques, Rein Vésicule biliaire, Pancréas, Aorte, Rate, Veine Cave, Urètre, Vessie, Prostate, Rectum, Côlon sigmoïde) va être réalisée dans notre institution. Enfin, le fantôme de qualité image utilisé dans la 1^{ère} étape possède des inserts de tailles limitées qui compliquent l'analyse de la TTF notamment pour les kernels de reconstruction les plus durs. De plus, la section CTP515 du fantôme Catphan ne permet pas

l'évaluation de la résolution à bas contraste pour des niveaux de dose très bas. Pour pallier ces limites, l'acquisition du fantôme de qualité image ACR-464, très utilisé dans la littérature et composé d'inserts avec des diamètres plus grands va être effectuée.

L'application de cette méthodologie d'optimisation avec l'utilisation des IR a permis de réduire les doses de manière significative en routine. Des combinaisons de paramètres d'acquisition et reconstruction selon le type de protocole et selon la morphologie du patient ont été déterminées. La mise en application de cette méthodologie nécessite de sensibiliser le radiologue sur la modification de la qualité des images avec les IR. Un temps d'apprentissage est cependant nécessaire. Malgré une modification de la composition, de la texture et un lissage de l'image, la qualité des structures anatomiques est jugée suffisante pour le diagnostic pour tous les protocoles étudiés dans cette thèse notamment les protocoles TBD ce qui offre de belles perspectives pour d'autres indications.

4.2.Perspectives

4.2.1. Perspectives cliniques

- Protocoles TBD en routine

L'utilisation des protocoles TBD suggère de belles perspectives pour une utilisation généralisée en routine. Avec des niveaux de dose du même ordre de grandeur que les examens radiographiques, les protocoles TBD peuvent être utilisés pour différentes indications. La qualité des images obtenues avec des niveaux élevés des IR, a été jugée suffisante pour le diagnostic de différentes pathologies comme les explorations thoraciques et les explorations abdominales à fort contraste spontané.

- TBD aux urgences

Entre le moment où le patient rentre aux urgences et le moment où le diagnostic est réalisé, le temps est souvent très long. Il est très fréquent qu'un patient réalise plusieurs examens avant que le diagnostic ne soit posé. Souvent, des examens radiographiques sont demandés en première intention puis dans les heures qui suivent, un scanner est réalisé. La réalisation d'un scanner TBD en première intention permettrait de réduire les doses délivrées aux patients et d'éviter les expositions inutiles pour une meilleure prise en charge clinique.

Des études (en cours d'analyse) sur les douleurs thoraciques et abdominales aux urgences ont été menées pour confirmer l'intérêt d'utiliser en première intention un scanner TBD en remplacement d'un examen radiographique standard. Les résultats

de ces études montrent que les scanners TBD présentent une meilleure sensibilité et spécificité qu'un examen radiographique standard.

Un scanner a été installé (en septembre 2016) dans le but de remplacer une salle de radiographie standard pour utiliser les protocoles TBD aux urgences. Les protocoles TBD thoraciques et abdominaux validés dans cette thèse seront utilisés en routine. Des recherches initiées sur cadavres pour évaluer les protocoles TBD sur le rachis cervical, dorsal, lombaire et le bassin, seront poursuivies en clinique aux urgences pour évaluer la substitution possible ou non avec la radiologie conventionnelle.

- TBD en oncologie

En oncologie, les patients réalisent un nombre important de scanners entre la découverte du cancer et le suivi de la pathologie et/ou du traitement. Les doses délivrées pour tous ces examens sont importantes. La mise en place de protocoles optimisés est indispensable. Cependant, pour ce type de patient, la qualité des images doit être suffisante pour pouvoir réaliser le suivi d'une pathologie et évaluer avec précision l'évolution de celle-ci (paramètres quantitatifs).

Des études ont été initiées pour évaluer l'intérêt d'utiliser un protocole TBD dans la détection, la caractérisation et l'évaluation quantitative (RECIST) des lésions hépatiques. D'autres études pour d'autres localisations seront entreprises. L'intérêt de réduire les doses pour l'évaluation morphologique permettrait de pouvoir réaliser éventuellement une imagerie fonctionnelle complémentaire, améliorant la prise en charge du patient.

- Optimisation des protocoles en pédiatrie : PHRC

Les études réalisées sur fantômes anthropomorphiques ont montré qu'il était indispensable d'utiliser des protocoles pédiatriques en fonction de l'âge (1 an, 5 ans et 10 ans). L'utilisation des forces de modulation Très faible et Faible, combinées respectivement des niveaux S3 et S5 de SAFIRE semble être la plus adaptée. La qualité des images obtenues sur fantômes pour ces combinaisons a été validée par les radiologues. Cependant, une évaluation clinique sur des enfants doit être réalisée. Une étude nationale effectuée dans plusieurs centres spécialisés pourrait être réalisée pour évaluer objectivement et subjectivement la qualité des images obtenues pour ces combinaisons. Les protocoles validés seraient alors mis en place en routine au scanner.

4.2.2. Perspectives physiques

- Evolutions technologiques

Les travaux de thèse ont été réalisés sur un seul type de scanner possédant des méthodes de reconstruction de types statistiques « Hybrides ». Notre institution va

acquérir trois nouveaux scanners durant l'automne 2016. Deux scanners de la marque Siemens seront équipés des détecteurs Stellar et des IR : ADMIRE. Ces dernières correspondent à des IR de type statistiques « Totalement statistiques » (MBIR). L'impact de ces nouveaux détecteurs et des reconstructions MBIR sur la dose et la qualité image sera étudié. Des réductions de doses plus importantes pour les protocoles BD avec la même qualité image ou des améliorations de la qualité image pour les protocoles TBD sont attendues. Une comparaison pourra également être réalisée avec le troisième scanner de la marque GE équipé des détecteurs de type GEMSTONE et des IR : ASIR-V (MBIR également). L'achat des deux fantômes présentés précédemment permettra également de réaliser des études plus approfondies.

- Modèles d'observateurs

L'impact des IR sur la qualité image a été évalué objectivement en utilisant des métriques dans le domaine fréquentiel. Ces métriques (NPS, TTF) ont été adaptées pour tenir compte des propriétés non-linéaires et non-stationnaires des IR. Ces métriques sont par ailleurs relativement éloignées des préoccupations réelles des radiologues qui doivent être capables de détecter, localiser et caractériser sur les images obtenues. La qualité des images est habituellement évaluée de manière subjective par les radiologues. Pour pouvoir faire le lien entre les métriques objectives et subjectives sans passer par l'évaluation du radiologue, des modèles plus complexes ont été développés. Il s'agit de modèles d'observateurs dont le rôle est de modéliser le système visuel humain.

La mise en place de ces modèles permet de faire le lien entre le physicien (mesures physiques) et le radiologue (analyse subjective). Des études devront être menées pour développer et utiliser des modèles en routine pour l'optimisation des protocoles.

- Développement d'une application

La méthodologie utilisée dans cette thèse et basée sur des mesures sur les fantômes de qualité image et anthropomorphiques peut être appliquée sur tous les scanners. Dans cette optique, le développement d'une application sur internet ou sur smartphone, reposant sur la même architecture que le logiciel développé dans ces travaux, représente une perspective très prometteuse. Cette application permettrait aux utilisateurs de connaître l'influence sur la dose et la qualité image de chaque paramètre ou outils disponibles sur leur scanner pour optimiser leurs protocoles. Le développement de cette application nécessitera une collaboration multicentrique pour couvrir l'ensemble du parc d'équipement disponible.

4.2.3. Perspectives diverses

Dans cette thèse toutes les problématiques et les outils disponibles n'ont pas pu être évalués. L'utilisation des IR et la réduction de la dose pourraient également être évaluées pour des problématiques morphologiques et fonctionnelles.

- Imagerie spectrale

L'utilisation de l'imagerie spectrale fait partie des points à évaluer dans le futur. Deux nouveaux scanners seront équipés de l'imagerie spectrale selon deux techniques différentes : kV switching (GE) et la Tin Filtration (Siemens). Des études sur la dose délivrée et la qualité image résultante devront être réalisées. Les différentes indications potentielles devront être également évaluées.

- Produit de contraste

La connaissance de l'influence des paramètres d'acquisition et de reconstruction, permet de maîtriser les paramètres à utiliser en fonction du type d'examen. L'utilisation de kV plus faibles dans une démarche d'optimisation peut avoir un impact sur la quantité de produit de contraste injectée. Une étude devra être réalisée pour déterminer les combinaisons de paramètres permettant de réduire les quantités de produit contraste injectées aux patients.

Au total, plusieurs projets seront lancés en 2017 pour avancer sur la réduction de dose à qualité image comparable mais aussi pour évaluer l'impact des acquisitions TBD et leur couplage avec les acquisitions spectrales et/ou injectées.

Références bibliographiques

- 1 Brenner DJ, Hall EJ (2007) Computed tomography--an increasing source of radiation exposure. *N Engl J Med* 357:2277-2284
- 2 Hall EJ, Brenner DJ (2008) Cancer risks from diagnostic radiology. *Br J Radiol* 81:362-378
- 3 Scanff P., Donadieu J., Pirard P. et Aubert B. Exposition médicale de la population française aux rayonnements ionisants. Etat des lieux pour la mise en place d'un système pérenne d'information sur l'exposition médicale des patients aux rayonnements ionisants. Rapport conjoint IRSN-InVS. 2005.
- 4 Exposition de la population française aux rayonnements ionisants liée aux actes de diagnostic médical en 2012. Rapport IRSN/PRP-HOM n°2014-6. Octobre 2014.
- 5 Federal Ministry for the Environment NC, Building and Nuclear Safety (2012) Umweltradioaktivitaet und strahlenbelastung. Annual report 2012. In: Bernhard-Ströl C HC, Trugenberger-Schnabel A, Loebke-Reinl A, Peter J, editors., (ed),
- 6 Samara ET, Aroua A, Bochud FO et al (2012) Exposure of the Swiss population by medical x-rays: 2008 review. *Health Phys* 102:263-270
- 7 ASN (2010) Conclusion du séminaire du 16 septembre 2010 : Augmentation des doses délivrées aux patients lors des examens d'imagerie médicale.
- 8 Brenner D, Elliston C, Hall E, Berdon W (2001) Estimated risks of radiation-induced fatal cancer from pediatric CT. *AJR Am J Roentgenol* 176:289-296
- 9 Brenner DJ, Doll R, Goodhead DT et al (2003) Cancer risks attributable to low doses of ionizing radiation: assessing what we really know. *Proc Natl Acad Sci U S A* 100:13761-13766
- 10 Pearce MS, Salotti JA, Little MP et al (2012) Radiation exposure from CT scans in childhood and subsequent risk of leukaemia and brain tumours: a retrospective cohort study. *Lancet* 380:499-505
- 11 Mathews JD, Forsythe AV, Brady Z et al (2013) Cancer risk in 680,000 people exposed to computed tomography scans in childhood or adolescence: data linkage study of 11 million Australians. *BMJ* 346:f2360
- 12 UNSCEAR 2000 published (2001). United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. *Health Phys* 80:291
- 13 Berrington de Gonzalez A, Darby S (2004) Risk of cancer from diagnostic X-rays: estimates for the UK and 14 other countries. *Lancet* 363:345-351
- 14 Berrington de Gonzalez A, Mahesh M, Kim KP et al (2009) Projected cancer risks from computed tomographic scans performed in the United States in 2007. *Arch Intern Med* 169:2071-2077
- 15 Smith-Bindman R, Lipson J, Marcus R et al (2009) Radiation dose associated with common computed tomography examinations and the associated lifetime attributable risk of cancer. *Arch Intern Med* 169:2078-2086
- 16 Sodickson A, Baeyens PF, Andriole KP et al (2009) Recurrent CT, cumulative radiation exposure, and associated radiation-induced cancer risks from CT of adults. *Radiology* 251:175-184
- 17 Kalra MK, Maher MM, Toth TL et al (2004) Strategies for CT radiation dose optimization. *Radiology* 230:619-628

- 18 Kalender WA, Buchenau S, Deak P et al (2008) Technical approaches to the optimisation of CT. *Phys Med* 24:71-79
- 19 Verdun FR, Racine D, Ott JG et al (2015) Image quality in CT: From physical measurements to model observers. *Phys Med* 31:823-843
- 20 Kalender W, *Computed Tomography: Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications*. Germany: Publicis; 2011. p. 111—74.
- 21 (EC) EC (1999) European guidelines on quality criteria for computed tomography. EUR 16262 EN, Luxembourg
- 22 Shrimpton PC (2004) Assessment of Patient Dose in CT, NRPB-PE/1/2004. Chilton, United Kingdom: National Radiological Protection Board (NRPB)
- 23 Deak PD, Smal Y, Kalender WA (2010) Multisection CT protocols: sex- and age-specific conversion factors used to determine effective dose from dose-length product. *Radiology* 257:158-166
- 24 AAPM (2011) Size-specific dose estimates (SSDE) in pediatric and adult body CT examinations. AAPM Report No 204
- 25 Arrêté du 24 octobre 2011 relatif aux niveaux de référence diagnostiques en radiologie et en médecine nucléaire. *Journal Officiel de la République Française* du 14 janvier 2012, page 5117, texte n°22 sur 147, NOR : ETSP1129093A.
- 26 National Lung Screening Trial Research T, Aberle DR, Adams AM et al (2011) Reduced lung-cancer mortality with low-dose computed tomographic screening. *N Engl J Med* 365:395-409
- 27 médicale RdGdtidGpdeer (2015) Recommandations du groupe de travail sur les niveaux de référence diagnostiques (NRD) en imagerie médicale.
- 28 Willemink MJ, Leiner T, de Jong PA et al (2013) Iterative reconstruction techniques for computed tomography part 2: initial results in dose reduction and image quality. *Eur Radiol* 23:1632-1642
- 29 Nickoloff EL, Riley R (1985) A simplified approach for modulation transfer function determinations in computed tomography. *Med Phys* 12:437-442
- 30 Boone JM (2001) Determination of the presampled MTF in computed tomography. *Med Phys* 28:356-360
- 31 Judy PF (1976) The line spread function and modulation transfer function of a computed tomographic scanner. *Med Phys* 3:233-236
- 32 Droege RT, Morin RL (1982) A practical method to measure the MTF of CT scanners. *Med Phys* 9:758-760
- 33 Ott JG, Becce F, Monnin P, Schmidt S, Bochud FO, Verdun FR (2014) Update on the non-prewhitening model observer in computed tomography for the assessment of the adaptive statistical and model-based iterative reconstruction algorithms. *Phys Med Biol* 59:4047-4064
- 34 Measurements ICoRUa (2012) Radiation dose and image-quality assessment in computed tomography. Bethesda, MD, Report 87 ICRU Publications
- 35 Kalra MK, Maher MM, Toth TL et al (2004) Techniques and applications of automatic tube current modulation for CT. *Radiology* 233:649-657
- 36 Gies M, Kalender WA, Wolf H, Suess C (1999) Dose reduction in CT by anatomically adapted tube current modulation. I. Simulation studies. *Med Phys* 26:2235-2247
- 37 Kalender WA, Wolf H, Suess C, Gies M, Greess H, Bautz WA (1999) Dose reduction in CT by on-line tube current control: principles and validation on phantoms and cadavers. *Eur Radiol* 9:323-328

- 38 Soderberg M, Gunnarsson M (2010) Automatic exposure control in computed tomography--an evaluation of systems from different manufacturers. *Acta Radiol* 51:625-634
- 39 Rampado O, Marchisio F, Izzo A et al (2009) Effective dose and image quality evaluations of an automatic CT tube current modulation system with an anthropomorphic phantom. *Eur J Radiol* 72:181-187
- 40 Raman SP, Johnson PT, Deshmukh S, Mahesh M, Grant KL, Fishman EK (2013) CT dose reduction applications: available tools on the latest generation of CT scanners. *J Am Coll Radiol* 10:37-41
- 41 Suh YJ, Kim YJ, Hong SR et al (2013) Combined use of automatic tube potential selection with tube current modulation and iterative reconstruction technique in coronary CT angiography. *Radiology* 269:722-729
- 42 Deak PD, Langner O, Lell M, Kalender WA (2009) Effects of adaptive section collimation on patient radiation dose in multisection spiral CT. *Radiology* 252:140-147
- 43 Moscariello A, Takx RA, Schoepf UJ et al (2011) Coronary CT angiography: image quality, diagnostic accuracy, and potential for radiation dose reduction using a novel iterative image reconstruction technique-comparison with traditional filtered back projection. *Eur Radiol* 21:2130-2138
- 44 Han BK, Grant KL, Garberich R, Sedlmair M, Lindberg J, Lesser JR (2012) Assessment of an iterative reconstruction algorithm (SAFIRE) on image quality in pediatric cardiac CT datasets. *J Cardiovasc Comput Tomogr* 6:200-204
- 45 Wang R, Schoepf UJ, Wu R et al (2012) Image quality and radiation dose of low dose coronary CT angiography in obese patients: sinogram affirmed iterative reconstruction versus filtered back projection. *Eur J Radiol* 81:3141-3145
- 46 Ebersberger U, Tricarico F, Schoepf UJ et al (2013) CT evaluation of coronary artery stents with iterative image reconstruction: improvements in image quality and potential for radiation dose reduction. *Eur Radiol* 23:125-132
- 47 Baker ME, Dong F, Primak A et al (2012) Contrast-to-noise ratio and low-contrast object resolution on full- and low-dose MDCT: SAFIRE versus filtered back projection in a low-contrast object phantom and in the liver. *AJR Am J Roentgenol* 199:8-18
- 48 Baumueller S, Winklehner A, Karlo C et al (2012) Low-dose CT of the lung: potential value of iterative reconstructions. *Eur Radiol* 22:2597-2606
- 49 Winklehner A, Karlo C, Puipe G et al (2011) Raw data-based iterative reconstruction in body CTA: evaluation of radiation dose saving potential. *Eur Radiol* 21:2521-2526
- 50 Kalra MK, Woisetschlager M, Dahlstrom N et al (2012) Radiation dose reduction with Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction technique for abdominal computed tomography. *J Comput Assist Tomogr* 36:339-346
- 51 Becce F, Ben Salah Y, Verdun FR et al (2013) Computed tomography of the cervical spine: comparison of image quality between a standard-dose and a low-dose protocol using filtered back-projection and iterative reconstruction. *Skeletal Radiol* 42:937-945
- 52 Schindera ST, Odedra D, Raza SA et al (2013) Iterative reconstruction algorithm for CT: can radiation dose be decreased while low-contrast detectability is preserved? *Radiology* 269:511-518

- 53 Greffier JF, A; Freitag, F; Macri, F; Metge, L; JP, Beregi (2013) Impact des méthodes de reconstruction itérative sur la qualité image permettant une réduction de la dose en routine. *Manip Info Hors Série*:42-44
- 54 Padole A, Ali Khawaja RD, Kalra MK, Singh S (2015) CT radiation dose and iterative reconstruction techniques. *AJR Am J Roentgenol* 204:W384-392
- 55 Padole A, Singh S, Lira D et al (2015) Assessment of Filtered Back Projection, Adaptive Statistical, and Model-Based Iterative Reconstruction for Reduced Dose Abdominal Computed Tomography. *J Comput Assist Tomogr* 39:462-467
- 56 Naoum C, Blanke P, Leipsic J (2015) Iterative reconstruction in cardiac CT. *J Cardiovasc Comput Tomogr* 9:255-263
- 57 den Harder AM, Willemink MJ, de Ruyter QM et al (2015) Achievable dose reduction using iterative reconstruction for chest computed tomography: A systematic review. *Eur J Radiol* 84:2307-2313
- 58 Richard S LX, Yadava G, Samei E. (2011) Predictive models for observer performance in CT: applications in protocol optimization. 7961:79610H
- 59 Vaishnav JY, Jung WC, Popescu LM, Zeng R, Myers KJ (2014) Objective assessment of image quality and dose reduction in CT iterative reconstruction. *Med Phys* 41:071904
- 60 Thibault JB, Sauer KD, Bouman CA, Hsieh J (2007) A three-dimensional statistical approach to improved image quality for multislice helical CT. *Med Phys* 34:4526-4544
- 61 Brunner CC, Abboud SF, Hoeschen C, Kyprianou IS (2012) Signal detection and location-dependent noise in cone-beam computed tomography using the spatial definition of the Hotelling SNR. *Med Phys* 39:3214-3228
- 62 Solomon J, Mileto A, Ramirez-Giraldo JC, Samei E (2015) Diagnostic Performance of an Advanced Modeled Iterative Reconstruction Algorithm for Low-Contrast Detectability with a Third-Generation Dual-Source Multidetector CT Scanner: Potential for Radiation Dose Reduction in a Multireader Study. *Radiology* 275:735-745
- 63 Measurements ICoRUa (1996) Medical Imaging: The Assessment of Image Quality. Bethesda, MD, Report 54 ICRU Publications
- 64 Mieville FA, Gudinchet F, Brunelle F, Bochud FO, Verdun FR (2013) Iterative reconstruction methods in two different MDCT scanners: physical metrics and 4-alternative forced-choice detectability experiments--a phantom approach. *Phys Med* 29:99-110
- 65 Ghetti C, Palleri F, Serreli G, Ortenzia O, Ruffini L (2013) Physical characterization of a new CT iterative reconstruction method operating in sinogram space. *J Appl Clin Med Phys* 14:4347
- 66 Love A, Olsson ML, Siemund R, Stalhammar F, Bjorkman-Burtscher IM, Soderberg M (2013) Six iterative reconstruction algorithms in brain CT: a phantom study on image quality at different radiation dose levels. *Br J Radiol* 86:20130388
- 67 Greffier J, Macri F, Larbi A et al (2015) Dose reduction with iterative reconstruction: Optimization of CT protocols in clinical practice. *Diagn Interv Imaging* 96:477-486
- 68 Greffier J, Macri F, Larbi A et al (2016) Dose reduction with iterative reconstruction in multi-detector CT: What is the impact on deformation of circular structures in phantom study? *Diagn Interv Imaging* 97:187-196

- 69 SIEMENS (2012) SOMATOM Definition AS User Manual. In: AG S, (ed), Germany
- 70 Greffier J, Pereira F, Macri F, Beregi JP, Larbi A (2016) CT dose reduction using Automatic Exposure Control and iterative reconstruction: A chest paediatric phantoms study. *Phys Med* 32:582-589
- 71 Greffier J, Fernandez A, Macri F, Freitag C, Metge L, Beregi JP (2013) Which dose for what image? Iterative reconstruction for CT scan. *Diagn Interv Imaging* 94:1117-1121
- 72 Macri F, Greffier J, Pereira FR et al (2016) Ultra-low-dose chest CT with iterative reconstruction does not alter anatomical image quality. *Diagn Interv Imaging*. 10.1016/j.diii.2016.06.009
- 73 Neroladaki A, Botsikas D, Boudabbous S, Becker CD, Montet X (2013) Computed tomography of the chest with model-based iterative reconstruction using a radiation exposure similar to chest X-ray examination: preliminary observations. *Eur Radiol* 23:360-366
- 74 Macri F, Greffier J, Pereira F et al (2016) Value of ultra-low-dose chest CT with iterative reconstruction for selected emergency room patients with acute dyspnea. *Eur J Radiol* 85:1637-1644

Table des figures

Figure 1: Fréquence des actes et dose collective en France en 2012 [4].....	10
Figure 2. Détectabilité à bas contraste sur la section CTP515 du fantôme Catphan 500	15
Figure 3. Exemple d'image pour calculer la FTM avec la méthode simplifiée	15
Figure 4. Exemple d'une courbe FTM (RPF/Filtre mou)	15
Figure 5. Exemple d'image pour calculer le NPS	16
Figure 6. Exemple d'une courbe NPS (RPF/Filtre mou)	16
Figure 7. Principe de la rétroprojection filtrée	19
Figure 8. Exemple du principe de fonctionnement des IR [53]	20
Figure 9. Exemple de courbes TTF pour trois matériaux (avec RPF et SAFIRE).....	21
Figure 10. Métriques objectives et subjectives selon l'utilisation de la RPF ou des IR	22
Figure 11. Problématique de l'optimisation des doses en TDM.....	23
Figure 12. Problématique et plan de la thèse	24
Figure 13. Paramètres d'acquisition et de reconstruction étudiés et métriques analysées	25
Figure 14. Influence des IR sur la FTM (Filtre mou)	26
Figure 15. Paramètres d'acquisition et de reconstruction étudiés et métriques analysées	28
Figure 16. Etapes nécessaires pour utiliser l'outil "Analyze Particles" dans Image J	29
Figure 17. Déformations des inserts avec la réduction de la dose	29
Figure 18. Impact de la réduction de la dose et de SAFIRE sur la déformation des inserts	30
Figure 19. Impact de la réduction de la dose (100%, 50% et 10%) et de SAFIRE sur la TTF	31
Figure 20. Influence des IR sur le NPS	31
Figure 21. Courbes NPS pour les combinaisons étudiées	32
Figure 22. Comparaison des IQI sur les différents fantômes.....	34
Figure 23. Design de l'étude	37
Figure 24. mAseff en fonction du fantôme et de la force de modulation (ex: 100 kV et 50% NRD)	38
Figure 25. %Dr en fonction du diamètre effectif et des forces de modulation (ex: 100 kV et 50% NRD)	38
Figure 26. Variation de la réduction de la dose (%Dr) et du bruit en fonction des kV et % NRD pour les cinq forces de modulation sur les différents fantômes. Les gradients de couleur expriment les pourcentages d'écart par rapport à l'acquisition sans modulation.....	39
Figure 27. Variation du bruit en fonction des kV et % NRD pour trois niveaux de SAFIRE sur les différents fantômes. Les gradients de couleur expriment les pourcentages d'écart par rapport à l'acquisition reconstruite avec la RPF.....	40
Figure 28. Qualité des images obtenues avec une réduction de dose de 30% et 70% et reconstruites avec SAFIRE.....	48

Figure 29. Positionnement des ROIs et des diamètres.	49
Figure 30. Qualité des structures anatomiques et corrélation inter-observateurs.....	50
Figure 31. Qualité image obtenue avec les deux protocoles pour différentes pathologies	52
Figure 32. Rétroprojection filtrée et SAFIRE sur les scanners Siemens.....	162
Figure 33. Principe de fonctionnement de SAFIRE	163
Figure 34. Fonctionnement des forces de modulation du CareDose 4D selon l'atténuation du patient.....	164
Figure 35. Paramétrage des forces de modulation selon le type de patient et la région anatomique	165
Figure 36. Curseurs disponibles avec le Care kV	167
Figure 37. Variations des mAs/kV/CTDIvol selon le curseur sélectionné	167

Table des Tableaux

Tableau 1. Niveaux de Référence Diagnostiques en scanographie	12
Tableau 2. CTDI _{vol} (mGy) correspondant aux acquisitions "Basses Doses"	13
Tableau 3. Détermination des PDL pour les acquisitions "Très Basses Doses"	13
Tableau 4: Influence des paramètres d'acquisition sur la dose et la qualité image ..	17
Tableau 5. Influence des paramètres d'acquisition et de reconstruction sur la dose et la qualité image	26
Tableau 6. Réduction du bruit d'un niveau d'itération à l'autre en fonction du kernel utilisé	26
Tableau 7. Paramètres d'acquisition et de reconstruction des images proposées aux lecteurs.....	27
Tableau 8. Comparaison des niveaux de bruit entre les deux fantômes pour les combinaisons proposées.....	35
Tableau 9. %mAs le long de l'axe z en fonction de la force de modulation (ex: 100 kV et 50% NRD)	39
Tableau 10. Pourcentages de réduction du bruit par rapport à la RPF.....	41
Tableau 11. Comparaisons des niveaux de dose obtenus avec les forces de modulation et les IR.....	41
Tableau 12. Optimisation des protocoles scanographiques	44
Tableau 13. Réponses des 10 radiologues aux questionnaires après la phase d'optimisation.....	45
Tableau 14. Evolution des CTDI _{vol} (mGy).....	46
Tableau 15. Facteurs de conversion pour l'adulte	159
Tableau 16. Facteurs de conversion pédiatrique en fonction de l'âge	159
Tableau 17. Epaisseur de référence pour le contrôle automatique de l'exposition .	165
Tableau 18. Forces de modulation et impact sur la modulation des mAs.....	166

Annexes

Annexe 1. Facteurs de conversion utilisés pour calculer la dose efficace à partir du PDL.

Tableau 15. Facteurs de conversion pour l'adulte

	$e_{PDL} \text{ (mSv.mGy}^{-1}.\text{cm}^{-1}\text{)}$		
	EC [21]	Shr [22]	Deak [23]
Tête	0.0023	0.0021	0.0019
Cou	0.0054	0.0059	0.0052
Thorax	0.017	0.014	0.015
Abdomen	0.015	0.015	0.015
Pelvis	0.019	0.015	0.013

Tableau 16. Facteurs de conversion pédiatrique en fonction de l'âge

	$e_{PDL} \text{ (mSv.mGy}^{-1}.\text{cm}^{-1}\text{)}$							
	Nouveau-Né		1 an		5 ans		10 ans	
	Shr [22]	Deak [23]	Shr [22]	Deak [23]	Shr [22]	Deak [23]	Shr [22]	Deak [23]
Tête	0.011	0.0087	0.0067	0.0054	0.0040	0.0035	0.0032	0.0027
Cou	0.017	0.021	0.012	0.017	0.011	0.012	0.0079	0.0094
Thorax	0.039	0.074	0.026	0.048	0.018	0.032	0.013	0.024
Abdomen	0.049	0.084	0.030	0.053	0.020	0.036	0.015	0.025
Pelvis	0.049	0.070	0.030	0.045	0.020	0.030	0.015	0.022

Annexe 2. Facteurs de conversion utilisés pour calculer le SSDE à partir du CTDI_{vol}

Table 1. This table provides conversion factors based on the use of the 32 cm diameter PMMA phantom for CTDI_{vol}. Table 1A shows the conversion factor as a function of the sum of the lateral and AP dimensions. Table 1B shows conversion factors as a function of the lateral dimension, and Table 1C is for the AP dimension. Table 1D provides conversion factors as a function of effective diameter. It is essential that these data be used when the CTDI_{vol} reported is known to be based on the 32 cm diameter body dosimetry phantom.

Table 1A			Table 1B			Table 1C			Table 1D	
Lat+AP Dim (cm)	Effective Dia (cm)	Conversion Factor	Lateral Dim (cm)	Effective Dia (cm)	Conversion Factor	AP Dim (cm)	Effective Dia (cm)	Conversion Factor	Effective Dia (cm)	Conversion Factor
16	7.7	2.79	8	9.2	2.65	8	8.8	2.68	8	2.76
18	8.7	2.69	9	9.7	2.60	9	10.2	2.55	9	2.66
20	9.7	2.59	10	10.2	2.55	10	11.6	2.42	10	2.57
22	10.7	2.50	11	10.7	2.50	11	13.0	2.30	11	2.47
24	11.7	2.41	12	11.3	2.45	12	14.4	2.18	12	2.38
26	12.7	2.32	13	11.8	2.40	13	15.7	2.08	13	2.30
28	13.7	2.24	14	12.4	2.35	14	17.0	1.98	14	2.22
30	14.7	2.16	15	13.1	2.29	15	18.3	1.89	15	2.14
32	15.7	2.08	16	13.7	2.24	16	19.6	1.81	16	2.06
34	16.7	2.01	17	14.3	2.19	17	20.8	1.73	17	1.98
36	17.6	1.94	18	15.0	2.13	18	22.0	1.65	18	1.91
38	18.6	1.87	19	15.7	2.08	19	23.2	1.58	19	1.84
40	19.6	1.80	20	16.4	2.03	20	24.3	1.52	20	1.78
42	20.6	1.74	21	17.2	1.97	21	25.5	1.45	21	1.71
44	21.6	1.67	22	17.9	1.92	22	26.6	1.40	22	1.65
46	22.6	1.62	23	18.7	1.86	23	27.6	1.34	23	1.59
48	23.6	1.56	24	19.5	1.81	24	28.7	1.29	24	1.53
50	24.6	1.50	25	20.3	1.76	25	29.7	1.25	25	1.48
52	25.6	1.45	26	21.1	1.70	26	30.7	1.20	26	1.43
54	26.6	1.40	27	22.0	1.65	27	31.6	1.16	27	1.37
56	27.6	1.35	28	22.9	1.60	28	32.6	1.12	28	1.32
58	28.6	1.30	29	23.8	1.55	29	33.5	1.08	29	1.28
60	29.6	1.25	30	24.7	1.50	30	34.4	1.05	30	1.23
62	30.5	1.21	31	25.6	1.45	31	35.2	1.02	31	1.19
64	31.5	1.16	32	26.6	1.40	32	36.0	0.99	32	1.14
66	32.5	1.12	33	27.6	1.35	33	36.8	0.96	33	1.10
68	33.5	1.08	34	28.6	1.30	34	37.6	0.93	34	1.06
70	34.5	1.04	35	29.6	1.25	35	38.4	0.91	35	1.02
72	35.5	1.01	36	30.6	1.20	36	39.1	0.88	36	0.99
74	36.5	0.97	37	31.7	1.16	37	39.8	0.86	37	0.95
76	37.5	0.94	38	32.7	1.11	38	40.4	0.84	38	0.92
78	38.5	0.90	39	33.8	1.07	39	41.1	0.82	39	0.88
80	39.5	0.87	40	34.9	1.03	40	41.7	0.80	40	0.85
82	40.5	0.84	41	36.1	0.98	41	42.3	0.78	41	0.82
84	41.5	0.81	42	37.2	0.94	42	42.8	0.77	42	0.79
86	42.4	0.78	43	38.4	0.90	43	43.4	0.75	43	0.76
88	43.4	0.75	44	39.6	0.87	44	43.9	0.74	44	0.74
90	44.4	0.72	45	40.8	0.83	45	44.4	0.73	45	0.71

AAPM Report 204: Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in Pediatric and Adult CT Examinations

Table 2. This table provides conversion factors based on the use of the 16 cm diameter PMMA phantom for CTDI_{vol}. Table 2A shows the conversion factor as a function of the sum of the lateral and AP dimensions. Table 2B shows conversion factors as a function of the lateral dimension, and Table 2C is for the AP dimension. Table 2D provides conversion factors as a function of effective diameter. It is essential that these data be used when the CTDI_{vol} reported is known to be based on the 16 cm diameter body dosimetry phantom.

Table 2A			Table 2B			Table 2C			Table 2D	
Lat + AP Dim (cm)	Effective Dia (cm)	Conversion Factor	Lateral Dim (cm)	Effective Dia (cm)	Conversion Factor	AP Dim (cm)	Effective Dia (cm)	Conversion Factor	Effective Dia (cm)	Conversion Factor
12	5.7	1.50	6	8.2	1.36	6	5.8	1.50	6	1.49
13	6.2	1.47	7	8.7	1.34	7	7.3	1.41	7	1.43
14	6.7	1.44	8	9.2	1.32	8	8.8	1.33	8	1.38
15	7.2	1.42	9	9.7	1.29	9	10.2	1.26	9	1.32
16	7.7	1.39	10	10.2	1.26	10	11.6	1.19	10	1.27
17	8.2	1.36	11	10.7	1.24	11	13.0	1.13	11	1.22
18	8.7	1.34	12	11.3	1.21	12	14.4	1.07	12	1.18
19	9.2	1.31	13	11.8	1.19	13	15.7	1.02	13	1.13
20	9.7	1.29	14	12.4	1.16	14	17.0	0.97	14	1.09
21	10.2	1.26	15	13.1	1.13	15	18.3	0.92	15	1.05
22	10.7	1.24	16	13.7	1.10	16	19.6	0.88	16	1.01
23	11.2	1.22	17	14.3	1.08	17	20.8	0.84	17	0.97
24	11.7	1.19	18	15.0	1.05	18	22.0	0.80	18	0.93
25	12.2	1.17	19	15.7	1.02	19	23.2	0.76	19	0.90
26	12.7	1.15	20	16.4	0.99	20	24.3	0.73	20	0.86
27	13.2	1.13	21	17.2	0.96	21	25.5	0.70	21	0.83
28	13.7	1.10	22	17.9	0.94	22	26.6	0.67	22	0.80
29	14.2	1.08	23	18.7	0.91	23	27.6	0.64	23	0.77
30	14.7	1.06	24	19.5	0.88	24	28.7	0.62	24	0.74
31	15.2	1.04	25	20.3	0.85	25	29.7	0.59	25	0.71
32	15.7	1.02	26	21.1	0.83	26	30.7	0.57	26	0.69
33	16.2	1.00	27	22.0	0.80	27	31.6	0.55	27	0.66
34	16.7	0.98	28	22.9	0.77	28	32.6	0.53	28	0.63
35	17.2	0.97	29	23.8	0.75	29	33.5	0.51	29	0.61
36	17.6	0.95	30	24.7	0.72	30	34.4	0.50	30	0.59
37	18.1	0.93	31	25.6	0.70	31	35.2	0.48	31	0.56

Lat + AP Dim (cm)	Effective Dia (cm)	Conversion Factor	Lateral Dim (cm)	Effective Dia (cm)	Conversion Factor	AP Dim (cm)	Effective Dia (cm)	Conversion Factor	Effective Dia (cm)	Conversion Factor
38	18.6	0.91	32	26.6	0.67	32	36.0	0.46	32	0.54
39	19.1	0.89	33	27.6	0.65	33	36.8	0.45	33	0.52
40	19.6	0.88	34	28.6	0.62	34	37.6	0.44	34	0.50
42	20.6	0.84	35	29.6	0.60	35	38.4	0.42	35	0.48
44	21.6	0.81	36	30.6	0.57	36	39.1	0.41	36	0.47
46	22.6	0.78	37	31.7	0.55	37	39.8	0.40	37	0.45
48	23.6	0.75	38	32.7	0.53	38	40.4	0.39	38	0.43
50	24.6	0.72	39	33.8	0.51	39	41.1	0.38	39	0.41
52	25.6	0.70	40	34.9	0.48	40	41.7	0.37	40	0.40
54	26.6	0.67	41	36.1	0.46	41	42.3	0.36	41	0.38
56	27.6	0.64	42	37.2	0.44	42	42.8	0.36	42	0.37
58	28.6	0.62	43	38.4	0.42	43	43.4	0.35	43	0.35
60	29.6	0.60	44	39.6	0.40	44	43.9	0.34	44	0.34
62	30.5	0.57	45	40.8	0.39	45	44.4	0.34	45	0.33
64	31.5	0.55	46	42.1	0.37	46	44.8	0.33	46	0.32
66	32.5	0.53	47	43.3	0.35	47	45.2	0.33	47	0.30
68	33.5	0.51	48	44.6	0.33	48	45.6	0.32	48	0.29
70	34.5	0.49	49	45.9	0.32	49	46.0	0.32	49	0.28
72	35.5	0.47	50	47.2	0.30	50	46.4	0.31	50	0.27
74	36.5	0.46	51	48.5	0.29	51	46.7	0.31	51	0.26
76	37.5	0.44	52	49.9	0.27	52	47.0	0.30	52	0.25
78	38.5	0.42	53	51.3	0.26	53	47.2	0.30	53	0.24
80	39.5	0.41	54	52.7	0.24	54	47.5	0.30	54	0.23
82	40.5	0.39	55	54.1	0.23	55	47.7	0.30	55	0.22

Annexe 3. Mode de fonctionnement de SAFIRE

Synogram AAffirmed Iteration REconstruction (SAFIRE) est une méthode de reconstruction itérative statistique de type « Hybride ». Elle possède deux boucles de correction et cinq niveaux d'itération (Figure 32).

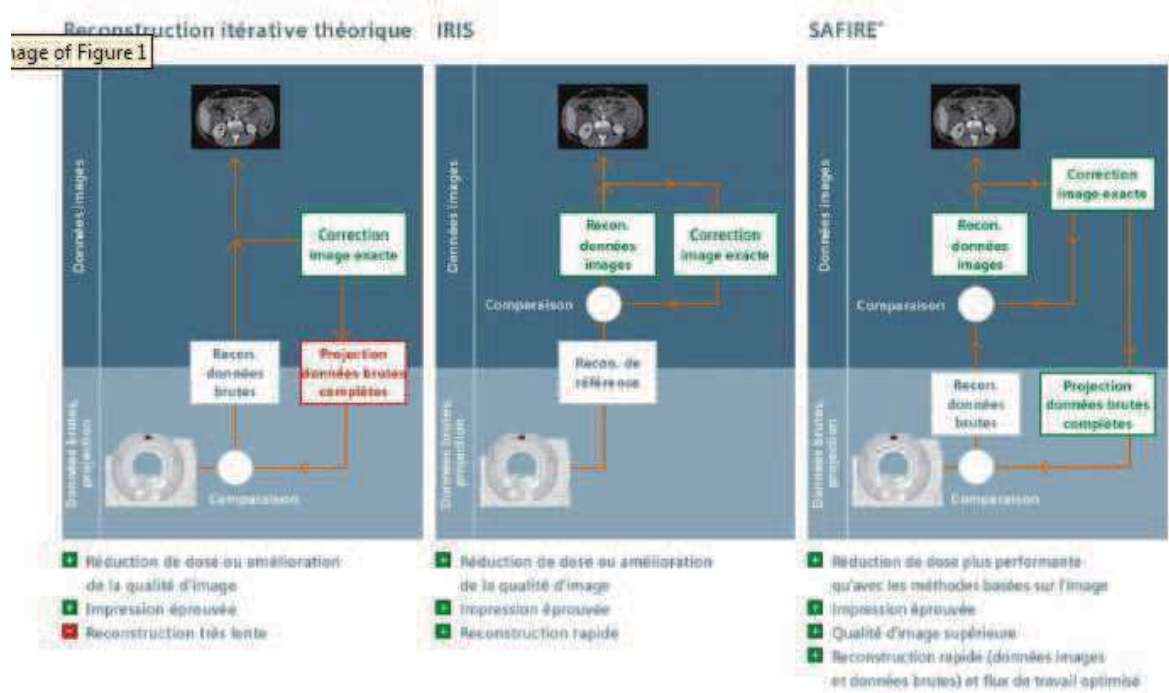


Figure 32. Rétroprojection filtrée et SAFIRE sur les scanners Siemens

Une première boucle est réalisée dans l'espace des données brutes. A partir de l'image reconstruite par RPF pondéré des projections mesurées, un « lancer de rayons » est appliqué. C'est l'étape de « reprojektion ». Des nouvelles projections sont calculées à partir de l'image reconstruite. Les divergences entre les projections calculées et mesurées permettent d'obtenir un nouveau sinogramme correspondant à l'image corrigée. Cette première boucle permet d'atténuer l'effet des artefacts sur l'image (Figure 33).

Une deuxième boucle de correction est appliquée dans l'espace des images. L'image corrigée issue de la première boucle est rétroprojetée. Les projections obtenues sont ensuite corrigées via des itérations successives qui actualisent l'image. Le bruit est diminué par correction des imperfections géométriques de la reconstruction initiale. La boucle se termine lorsque le niveau de bruit de l'image obtenue correspond à celui du niveau d'itération sélectionné (Figure 33).

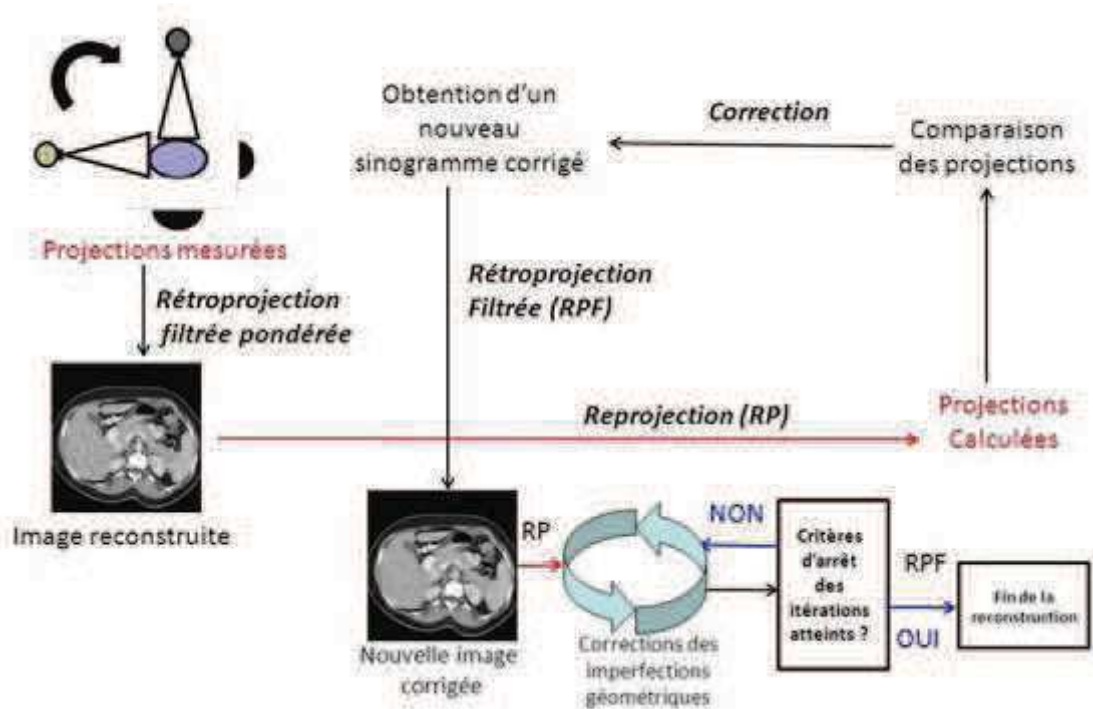


Figure 33. Principe de fonctionnement de SAFIRE

Annexe 4. Mode de fonctionnement du CareDose 4D

Le CareDose 4D utilise à la fois la modulation angulaire et longitudinale. La modulation angulaire (plan x-y) adapte les mAs pendant la rotation du tube autour du patient avec un retard d'une demi-rotation. La modulation longitudinale adapte mAs le long de l'axe z en fonction de l'atténuation du patient obtenue sur les images topographiques.

Par rapport aux autres systèmes, CareDose-4D possède deux caractéristiques dépendantes de l'utilisateur. Avant de commencer l'examen l'opérateur doit définir un paramètre appelé "mAs de référence de la qualité d'image " (mAs_{ref}) et doit choisir l'une des cinq forces de modulation (Figure 34).

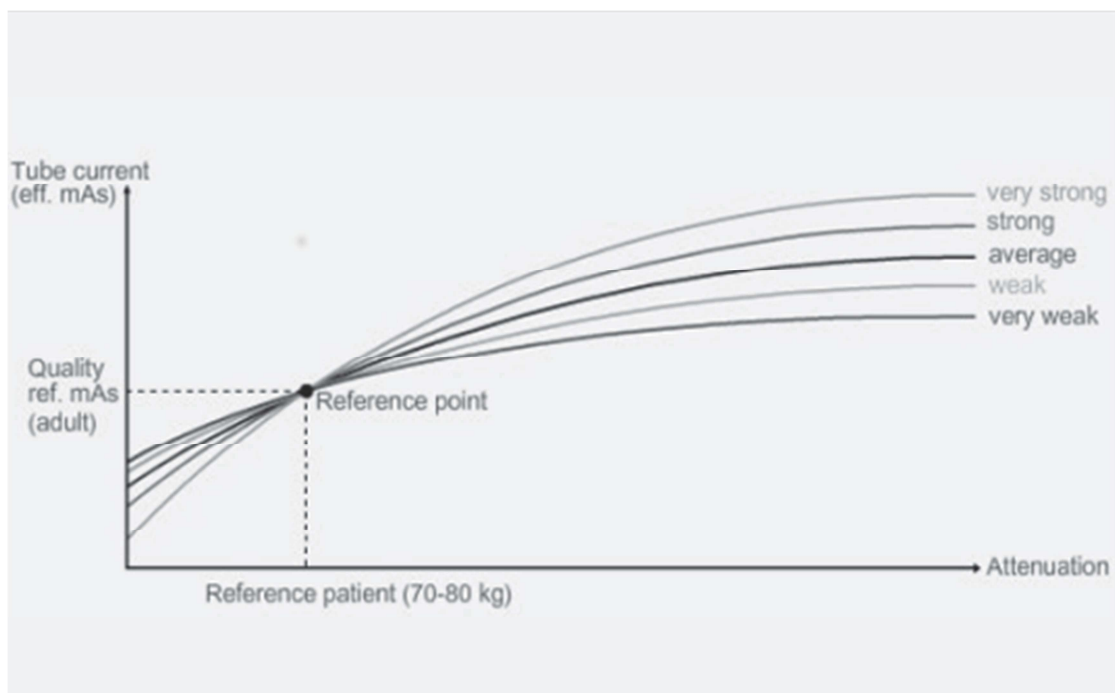


Figure 34. Fonctionnement des forces de modulation du CareDose 4D selon l'atténuation du patient

Les mAs_{ref} sont définies en fonction des attentes du radiologue sur la qualité de l'image requise pour le diagnostic. Le système compare automatiquement l'atténuation du patient à celle du «patient de référence» - un adulte ayant un poids compris entre 70 et 80 kg (Tableau 15). Les mAs sont modulées (mAs_{mod}) sur la base des mAs_{ref} prédéfinies pour le «patient de référence». Si l'atténuation du patient est supérieure au patient de référence, les mAs_{mod} seront plus élevées que les mAs_{ref} , et vice-versa. Les mAs effectives (mAs_{eff}) correspondent à la moyenne des mAs_{mod} le long de l'axe z.

Tableau 17. Epaisseur de référence pour le contrôle automatique de l'exposition

Caractéristiques anatomiques	Epaisseur de référence
Tête, Angio tête	19.2 cm
Cou	22.6 cm
Epaule	34.8 cm
Thorax, Respiratoire	31.4 cm
Cardio	29.4 cm
Abdomen, AngioCorps, CorpsPerfusion, Membres inférieurs	33.9 cm
Bassin, Ostéo	35.8 cm
Rachis	32.8 cm

Les forces de modulation sont un paramètre supplémentaire visant à optimiser la qualité d'image et la dose délivrée. Cinq forces de modulation sont disponibles: Très-faible, Faible, Moyenne, Forte et Très-forte.

Les forces de modulation sont paramétrées avant le début de l'examen et ne peuvent pas être modifiées pendant. Elles peuvent être adaptées selon trois types de patients et selon différentes régions anatomiques (Figure 35).

Configuration CARE Dose4D :
adaptation des mAs à la taille du patient

<input type="checkbox"/>	Caract. anatomiques	Enfant	Adulte mince	Adulte obèse
<input type="checkbox"/>	Cerveau	Moyenne	Moyenne	Moyenne
<input type="checkbox"/>	Cou	Moyenne	Moyenne	Moyenne
<input type="checkbox"/>	Epaule	Moyenne	Moyenne	Moyenne
<input type="checkbox"/>	Thorax	Moyenne	Moyenne	Moyenne
<input type="checkbox"/>	Abdomen	Très faible	Moyenne	Moyenne
<input type="checkbox"/>	Bassin	Faible	Moyenne	Moyenne
<input type="checkbox"/>	Rachis	Moyenne	Moyenne	Fort
<input type="checkbox"/>	Osteo	Fort	Moyenne	Fort
<input type="checkbox"/>	Tête/Vasculaire tête	Moyenne	Moyenne	Moyenne
<input type="checkbox"/>	Système vasculaire corps	Moyenne	Moyenne	Moyenne
<input type="checkbox"/>	Membres inférieurs	Moyenne	Moyenne	Moyenne
<input type="checkbox"/>	Cardio	Moyenne	Moyenne	Moyenne
<input type="checkbox"/>	Respiratoire	Moyenne	Moyenne	Moyenne

Figure 35. Paramétrage des forces de modulation selon le type de patient et la région anatomique

L'opérateur choisit pour chaque type de patient parmi les trois types de patients disponibles « Enfant », « Adulte mince » et « Adulte obèse » la force de modulation la plus adaptée en fonction de la région anatomique. De base, la force de modulation **Moyenne** est utilisée pour les trois types de patients et pour les différentes régions anatomiques. En fonction de la taille et de l'atténuation du patient par rapport au

«patient de référence», l'impact des forces sur la modulation des mAs sera différent (Tableau 18).

Tableau 18. Forces de modulation et impact sur la modulation des mAs

	Forces de modulation				
Patient	Très-Faible	Faible	Moyenne	Forte	Très-Forte
< Patient de référence	Très-faible diminution des mAs	Faible diminution des mAs	Moyenne diminution des mAs	Forte diminution des mAs	Très-forte diminution des mAs
> Patient de référence	Très-faible augmentation des mAs	Faible augmentation des mAs	Moyenne augmentation des mAs	Forte augmentation des mAs	Très-forte augmentation des mAs

Les enfants plus jeunes que 15 ans possèdent une taille et une atténuation toujours inférieures au « patient de référence » et inversement pour les adultes obèses (IMC>30 kg.m⁻²). Le paramétrage des forces de modulation est réalisé dans la colonne « Enfant » pour les enfants de moins de 15 ans et « Adulte obèse » pour les adultes obèses et le fonctionnement des forces sur la modulation des mAs est inversé (Tableau 18). La colonne « Adulte Mince » est utilisée pour les adultes ayant une taille et une atténuation proches du « patient de référence » (18.5 <IMC< 30 kg.m⁻²).

Annexe 5. Mode de fonctionnement du Care kV

Le Care kV est un outil qui permet à partir des kV_{ref} et des mAs_{ref} , d'ajuster le couple le couple kV_{eff}/mAs_{eff} en fonction du rapport contraste à bruit souhaité pour l'examen réalisé.

Pour chaque acquisition, l'opérateur a la possibilité de sélectionner 12 curseurs. Plus on déplace le curseur vers la droite, plus la tension utilisée diminue (Figure 36).

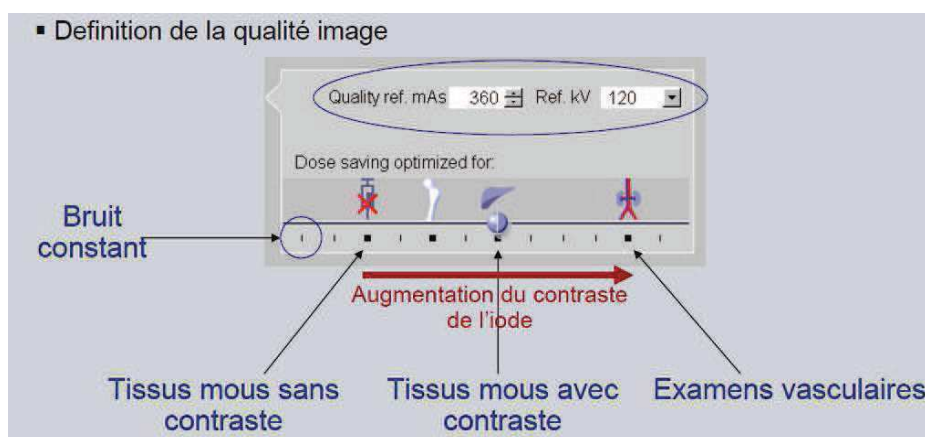


Figure 36. Curseurs disponibles avec le Care kV

À l'exception du curseur angiographique, pour maintenir un $CTDI_{vol}$ constant (Figure 37), toute modification de la tension entraîne une modification des mAs_{ref} (13).

$$mAs_{ref} = mAs_{ref1} \times \left(\frac{kV_{ref}}{kV_{proposé}} \right)^{2.8} \quad (13)$$

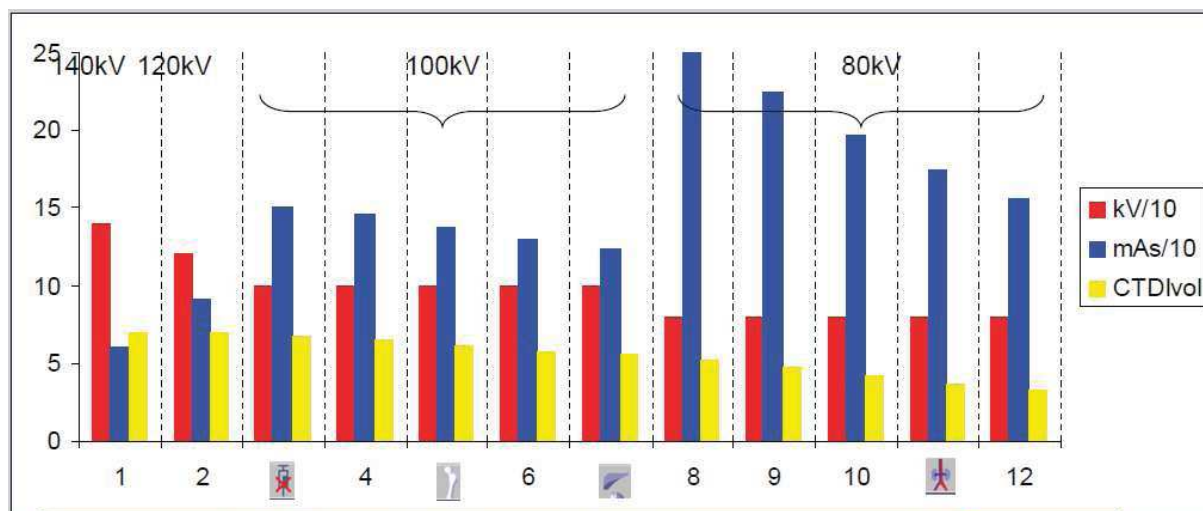


Figure 37. Variations des mAs/kV/CTDIvol selon le curseur sélectionné

L'opérateur a la possibilité de travailler avec le Care kV activé ou semi-actif. Lorsque le Care kV semi-actif est utilisé, la tension utilisée est fixe. Dans tous les cas la modulation des mAs est réalisée par le CareDose 4D à partir des mAs_{ref} utilisées.

Annexe 6. Utilisation du logiciel

Dans une démarche d'optimisation des doses, cet outil informatique développé sous Excel (Visual Basic for Applications, VBA) a pour objectif d'aider l'utilisateur dans le choix des paramètres d'acquisition et de reconstruction.

Ce logiciel est constitué d'un onglet « **Base de données** » composé de 4032 combinaisons de paramètres d'acquisition et de reconstruction. Chaque combinaison de paramètres contient le CTDIvol collecté et les indices de qualité image (IQI) mesurés et calculés.

Les IQI mesurés correspondent au signal et au bruit relevés dans des ROIs positionnées dans le fantôme Catphan sur 5 structures (le Téflon, l'Acrylic, le LDPE, l'Air et l'eau gélifiée) mais également à la résolution spatiale matérialisée par le FTM. Les RSB et RCB de chaque structure ainsi que les bruits moyens et les RSB et RCB moyens pour les 5 structures sont calculés. L'utilisateur peut faire le choix de sélectionner le bruit, le RSB et le RCB de chaque structure ou les bruits moyens et les RSB et RCB moyens pour les 5 structures. Ce choix est réalisé dans un onglet « **Paramétrage** ».

Un onglet « **Accueil** » propose à l'utilisateur de cliquer sur un bouton « **Sélection des paramètres et des coefficients** ». Dans une première fenêtre, l'opérateur saisit les paramètres du protocole à optimiser et sélectionne les éléments qu'il souhaite conserver en sortie (même tension, même filtre ...). Dans une deuxième fenêtre, l'opérateur rentre les pourcentages de réductions de dose minimum souhaités ainsi que les variations du bruit et du RCB acceptées. Ces pourcentages sont définis avec la radiologue en fonction de la qualité d'image souhaitée pour poser le diagnostic.

Dans un onglet « **Sélections** », le choix des combinaisons est réalisé à partir des paramètres sélectionnés préalablement. Dans un 1^{er} temps, le logiciel supprime toutes les lignes qui ne correspondent pas aux paramètres de sortie sélectionnés. Dans un 2^{ème} temps, pour les lignes restantes, les pourcentages de variation de la dose et des IQI sont calculés par rapport à la dose et aux IQI du protocole à optimiser. Enfin les lignes dont les pourcentages de variations ne correspondent pas aux pourcentages sélectionnés par l'opérateur sont supprimées. Les combinaisons restantes sont ensuite proposées à l'utilisateur dans un onglet « **Résultats** ».

Le logiciel développé peut être utilisé avec n'importe quel scanner. En cas de nouveau scanner, une nouvelle base de données est introduite en cliquant sur le bouton « **Transfert de la base de données** » et le même principe de fonctionnement est appliqué.

Un mode de fonctionnement simplifié du logiciel est présenté ci-dessous.

Sélection des paramètres et des coefficients

1. L'opérateur saisit les paramètres d'acquisition du protocole à optimiser

2. L'opérateur sélectionne les éléments qu'il souhaite conserver en sortie (même tension, même filtre ...)

3. L'opérateur rentre les pourcentages de réductions de dose minimum souhaités ainsi que les variations du bruit et du RCB acceptés.

Le logiciel propose des combinaisons de paramètres qui respectent les différentes conditions

Collimation	Pitch	kV	mAs	Epaisseur reconstruction	Filtre	Type	CTDI _{vol} (mGy)	σ moyen	FTM _{40%}	RCB moyen
128 x 0,6	0,8	120	200	1mm/0,7mm	I30f	RPF	13,4	11,6	5,9	47,3
128 x 0,6	0,8	120	150	1mm/0,7mm	I30f	S3	10,1 (-25%)	11,5	6,1	50,5
128 x 0,6	0,8	120	150	1mm/0,7mm	I30f	S4	10,1 (-25%)	10,7	6,1	54,9
128 x 0,6	0,8	120	150	1mm/0,7mm	I30f	S5	10,1 (-25%)	9,8	6,1	60,6
128 x 0,6	0,8	120	100	1mm/0,7mm	I30f	S3	6,7 (-50%)	11,1	5,9	49,5
128 x 0,6	0,8	120	100	1mm/0,7mm	I30f	S4	6,7 (-50%)	10,2	5,9	54,6
128 x 0,6	0,8	120	100	1mm/0,7mm	I30f	S5	6,7 (-50%)	9,1	5,9	61,4

Résumé

Reconstruction itérative en scanographie: optimisation de la qualité image et de la dose pour une prise en charge personnalisée.

Avec l'augmentation du nombre de scanner et de la dose collective, le risque potentiel d'apparition d'effets stochastiques est accentué. Pour limiter au maximum ce risque, les principes de justification et d'optimisation doivent être appliqués avec rigueur. L'optimisation des pratiques a pour but de délivrer la dose la plus faible possible tout en conservant une qualité diagnostique des images. C'est une tâche complexe qui implique de trouver en permanence un compromis entre la dose délivrée et la qualité image résultante. Pour faciliter cette démarche, des évolutions technologiques ont été développées. Les deux évolutions majeures sont la modulation du courant du tube en fonction de l'atténuation du patient et l'apparition des reconstructions itératives (IR). L'introduction des IR a modifié les habitudes puisqu'elles permettent de conserver des indices de qualité image équivalents en réduisant les doses. Cependant, leurs utilisations s'accompagnent d'une modification de la composition et de la texture de l'image nécessitant d'utiliser des métriques adaptées pour les évaluer. Le but de cette thèse est d'évaluer l'impact d'une utilisation des IR sur la réduction de la dose et sur la qualité des images afin de proposer en routine pour tous les patients, des protocoles avec la dose la plus faible possible et une qualité image adaptée au diagnostic. La première partie de cette thèse est consacrée à une mise au point sur la problématique du compromis dose/qualité image en scanographie. Les métriques de qualité image et les indicateurs dosimétriques à utiliser, ainsi que le principe et l'apport des reconstructions itératives y sont exposés. La deuxième partie est consacrée à la description des trois étapes réalisées dans cette thèse pour atteindre les objectifs. La troisième partie est constituée d'une production scientifique de 7 articles. Le 1^{er} article présente la méthodologie d'optimisation globale permettant la mise en place de protocoles Basses Doses en routine avec utilisation de niveaux modérés des IR. Le 2^{ème} article évalue l'impact et l'apport sur la qualité des images obtenues pour des niveaux de doses très bas. Le 3^{ème} et le 4^{ème} article montrent l'intérêt d'adapter ou de proposer des protocoles optimisés selon la morphologie du patient. Enfin les 3 derniers articles, illustrent la mise en place de protocoles Très Basses Doses pour des structures ayant un fort contraste spontané. Pour ces protocoles les doses sont proches des examens radiographiques avec des niveaux élevés des IR. La démarche d'optimisation mise en place a permis de réduire considérablement les doses. Malgré une modification de la texture et de la composition des images, la qualité des images obtenues pour tous les protocoles était jugée satisfaisante pour le diagnostic par les radiologues. L'utilisation des IR en routine nécessite une évaluation particulière et un temps d'apprentissage pour les radiologues.

Mots clés : Optimisation, Dose, Qualité Image, Reconstruction Itérative

Abstract

Iterative reconstruction in CT: Optimization of image quality and dose for personalized care.

The increasing number of scanner and the cumulative dose delivered lead to potential risk of stochastic effects. To minimize this risk, optimization on CT usage should be rigorously employed. Optimization aims to deliver the lowest dose but maintaining image quality for an accurate diagnosis. This is a complex task, which requires setting up the compromise between the dose delivered and the resulting image quality. To achieve such goal, several CT technological evolutions have been developed. Two predominant developments are the Tube Current Modulation and the Iterative Reconstruction (IR). The former lays one patient's attenuation, the latter depend on advanced mathematical approaches. Using IR allows one to maintain equivalent image quality values by reducing the dose. However, it changes the composition and texture of the image and requires the use of appropriate metric to evaluate them. The aim of this thesis was to evaluate the impact of using IR on dose reduction and image quality in routine for all patients, protocols with the lowest dose delivered with an image quality suitable for diagnosis. The first part of the thesis addressed the compromise between dose delivered and image quality. Metrics of the image quality and the dosimetric indicators were applied as well the principle and the contribution of IRs were explored. The second part targets the description of the three steps performed in this thesis to achieve the objectives. The third part of the thesis consists of a scientific production of seven papers. The first paper presents the global optimization methodology for the establishment of low dose protocols in routine using moderate levels of IR. The second paper assesses the impact and contribution of IR to the image quality obtained to levels very low doses. The third and the fourth papers show the interest to adapt or propose protocols optimized according to patient's morphology. Finally the last three papers illustrate the development of Very Low Dose protocols for structures with high spontaneous contrast. For these protocols, doses are close to radiographic examinations with high levels of IR. The optimization process implementation has significantly doses reduction. Despite the change on the texture and on composition of the images, the quality of images obtained for all protocols was satisfactory for the diagnosis by radiologists. However, the use of routine IR requires special assessment and a learning time for radiologists.

Keywords: Optimization, Dose, Image Quality, Iterative Reconstruction

Unité de recherche EA 2415. LREC- Laboratoire de Biostatistique, Epidémiologie et Recherche Clinique. Université de Montpellier 1. Institut Universitaire de Recherche Clinique (IURC). 641, Avenue du Doyen Gaston Giraud, 34093 Montpellier