

UNIVERSITÉ DE STRASBOURG

FACULTÉ DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année 2019

N°55

**THÈSE**

Présentée pour le Diplôme d'État de Docteur en Chirurgie Dentaire  
le 9 juillet 2019

par

BRANCA Nadège

née le 15/02/1987 à STRASBOURG

ÉTUDE COMPARATIVE DES MESURES DOSIMÉTRIQUES  
OBTENUES EN CBCT ET MSCT DANS LE CADRE DE L'IMAGERIE  
DENTO-MAXILLAIRE

Président : Professeur MEYER Florent

Assesseurs : Docteur GROS Catherine-Isabelle

Docteur OFFNER Damien

Docteur DILLESEGER Jean-Philippe

Membre invité : Madame BOTTLAENDER Elise



## Remerciements

À notre Président du Jury,

Pr Florent MEYER

Je vous remercie de l'honneur que vous me faites en acceptant de présider le jury de ma thèse. Je vous suis reconnaissante de vos enseignements durant notre cursus universitaire. Veuillez trouver ici l'expression de mon profond respect et de ma gratitude pour la bienveillance de votre encadrement.

À nos Directeurs de Thèse :

Dr Catherine-Isabelle GROS

Je vous suis reconnaissante d'avoir accepté de diriger ce travail et vous remercie sincèrement pour votre bienveillance, votre patience et votre confiance tout au long de ce travail. Veuillez trouver ici toute l'expression de ma gratitude et de ma profonde sympathie.

Elise BOTTLAENDER, Co-Directeur de Thèse,

Merci Elise pour ton temps, ta patience et ton énergie sans lesquels ce travail n'aurait pu aboutir. Je tiens à t'exprimer toute ma gratitude pour aide précieuse indispensable, ta disponibilité et ta bonne humeur sans faille.

À nos juges :

Dr Damien OFFNER

Je vous remercie de me faire l'honneur de siéger dans ce jury.

Je me souviendrai de votre gentillesse et de votre bienveillance durant tout notre cursus. Veuillez trouver dans ce travail l'expression de ma gratitude et profond respect.

Dr Jean-Philippe DILLESEGER,

Je tiens tout particulièrement à vous exprimer ma gratitude pour votre soutien, votre disponibilité et votre investissement tout au long de ce travail. Pour la seconde fois de ma vie, j'ai pu bénéficier de vos enseignements et je vous en suis infiniment reconnaissante.

À Bruno (Bibichou, mon lapin, mon poussin),

Merci pour ton soutien infailible, ta patience démesurée, la confiance que tu m'as accordée lorsque je...lorsque NOUS nous sommes lancés dans cette aventure. Un travail d'équipe. Je n'y serais jamais parvenue sans toi. Il ne nous reste plus qu'à profiter de cette nouvelle vie ensemble.

À ma famille, mon papa, ma maman, Christelle,

Merci d'avoir cru en moi, de m'avoir soutenue tout au long de ce voyage éprouvant, de ne pas avoir douté, ou du moins de ne pas l'avoir laissé transparaître, ne pas avoir ri lorsque je vous ai annoncé que je souhaitais tout recommencer. Je ne vous le dis pas assez, jamais même, mais...je vous aime.

Aux pingouins,

Je ne pensais pas rencontrer une brochette de pingouins tels que vous. Merci. Merci. Merci. Merci de m'avoir sortie (un peu) de mon immersion dans ces études, de m'avoir fait rire (beaucoup), de m'avoir permis de vous découvrir, chacun de vous, et de vous aimer.

UNIVERSITÉ DE STRASBOURG

FACULTÉ DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année 2019

N°55

**THÈSE**

Présentée pour le Diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire  
le 9 juillet 2019

par

BRANCA Nadège

née le 15/02/1987 à STRASBOURG

ÉTUDE COMPARATIVE DES MESURES DOSIMÉTRIQUES  
OBTENUES EN CBCT ET MSCT DANS LE CADRE DE L'IMAGERIE  
DENTO-MAXILLAIRE

Président : Professeur MEYER Florent

Assesseurs : Docteur GROS Catherine-Isabelle

Docteur OFFNER Damien

Docteur DILLESEGER Jean-Philippe

Membre invité : Madame BOTTLAENDER Elise

## Table des matières

I. État des lieux .....	5
II. Étude préliminaire.....	8
III. Matériel et méthodes .....	15
1. Matériel.....	15
1.1. Matériel d'acquisition.....	15
1.2. Supports d'acquisition .....	23
1.2.1 Fantôme plexiglas.....	23
1.2.1. Crâne humain sec.....	28
1.3. Matériel de mesure.....	28
2. Méthodes .....	31
2.1. Fantôme plexiglas .....	32
2.1.1. Module de résolution spatiale .....	32
2.1.2. Module homogénéité .....	35
2.1.2. Module linéarité .....	35
2.1.3. Module résolution contraste.....	36
2.2. Crâne sec.....	37
IV. Résultats .....	41
1. Fantôme plexiglas.....	41
1.1. Module résolution spatiale.....	41
1.2. Module homogénéité.....	45
1.3. Module linéarité .....	48
1.4. Module résolution contraste .....	49
2. Crâne sec .....	52
V. Discussion.....	62
Conclusion.....	65

## Table des illustrations

Figure 1 : Première radiographie dentaire. ....	5
Figure 2 : Fantôme CT (T40027) : cylindre PMMA. ....	9
Figure 3 : Chambre d'ionisation RaySafe Xi CT .....	11
Figure 4 : PTW CT chamber 30009, image issue du manuel d'utilisation de PTW... ..	11
Figure 5 : Algorithmes de reconstruction employés en tomographie. ....	16
Figure 6 : Représentation schématique du processus de reconstruction. Illustration issue des enseignements de J.P. Dillenseger .....	16
Figure 7 : Représentation schématique du processus de reconstruction par transformée de Fourier. ....	17
Figure 8 : Représentation du processus de reconstruction itératif simple par analogie avec la méthode des carrés magiques. Illustration issue des enseignements de J.P. Dillenseger.....	19
Figure 9 : Comparaison entre les algorithmes de reconstruction.....	19
Figure 10 : Fantômes du Dr Dillenseger et collaborateurs.....	23
Figure 11 : Positionnement du fantôme du Dr Dillenseger aux MSCT et au CBCT..	24
Figure 12 : Module résolution spatiale du Dr Dillenseger .....	25
Figure 13 : Vue supérieure du fantôme de résolution spatiale du Dr Dillenseger. ....	26
Figure 14 : Fantôme d'homogénéité.....	26
Figure 15 : Fantôme de linéarité.....	27
Figure 16 : Module fantôme résolution contraste.....	28
Figure 17 : Lecteur de TLD Harshaw 5500 à gauche et four Carbolite à droite .....	29
Figure 18 : TLDs conditionnés en deux lots avant leur utilisation .....	30
Figure 19 : Disposition des TLDs dans leur support de lecture avant passage dans le lecteur.....	30
Figure 20 : Image de ROIs positionnées dans le module homogénéité .....	35
Figure 21 : Image d'une coupe du fantôme module linéarité .....	36
Figure 22 : Images du fantôme résolution contraste et du placement des ROIs .....	36
Figure 23 : Illustration de la notion de bruit.....	39
Figure 24 : Disposition des TLDs sur le crâne sec et positionnement du crâne au CBCT.....	39
Figure 25 : Fiche d'acquisition répertoriant la positions de chaque TLD.....	40
Figure 26 : Images du fantôme résolution spatiale en coupe axiale, soumises aux observateurs.....	43
Figure 27 : Images du fantôme résolution spatiale en coupe transaxiale, soumises aux observateurs .....	44
Figure 28 : Graphique des valeurs de signal en fonction des concentrations en iode du fantôme linéarité. Exemple de la série en reconstruction AIDR mild du MSCT Genesis. ....	48
Figure 29 : ROIs positionnées dans les compartiments d'une coupe du fantôme linéarité. Exemple d'une série.....	49
Figure 30 : Images axiales du crâne soumises aux observateurs .....	56
Figure 31 : Images coronales du crâne soumises aux observateurs .....	57
Figure 32 : Images sagittales du crâne soumises aux observateurs .....	58

## Tableaux

Tableau 1 : Doses relatives au CBCT grand champ avec fantôme .....	12
Tableau 2 : Doses relatives au MSCT Somatom Edge avec fantôme .....	13
Tableau 3 : Doses relatives au MSCT Aquilion One Genesis avec fantôme .....	14
Tableau 4 : Caractéristiques techniques des modalités utilisées lors de l'étape d'optimisation dosimétrique .....	20
Tableau 5 : Paramètres d'acquisition et de reconstruction programmés au MSCT Siemens Somatom Definition Edge lors de la phase d'optimisation .....	21
Tableau 6 : Paramètres d'acquisition et de reconstruction du MSCT Canon Aquilion One Genesis lors de la phase d'optimisation.....	22
Tableau 7 : Charge en mAs paramétrée pour chaque support d'acquisition .....	32
Tableau 8 : Echelle de notation du module résolution spatiale.....	33
Tableau 9 : Résumé des caractéristiques des reconstructions réalisées sur fantôme ...	34
Tableau 10 : Grille de notation pour l'évaluation qualitative des images du crâne sec ...	40
Tableau 11 : Résultats de l'évaluation qualitative du fantôme résolution spatiale par les observateurs .....	42
Tableau 12 : Résultats des calculs d'homogénéité, de déviation standard et de SNR (signal-noise ratio) pour chaque série .....	46
Tableau 13 : Résultats des calculs de coefficient de corrélation linéaire.....	48
Tableau 14 : Résultats des calculs de CNR (contrast-noise ratio) dans l'air et dans l'eau .....	51
Tableau 15 : Résultats des calculs de résolution contraste entre le compartiment « eau » et le plexiglas du fantôme .....	52
Tableau 16 : Doses en mGy relevées à partir des TLDs sur les acquisitions de crâne sec.....	55
Tableau 17 : Doses en mGy relevées à partir des TLDs sur les acquisitions de crâne sec.....	55
Tableau 18 : Résultats de l'analyse qualitative des images du crâne.....	60

## I. État des lieux

L'imagerie médicale tient depuis longtemps une place essentielle dans la prise en charge des patients que ce soit en médecine ou en odontologie. En effet, depuis la découverte des rayons X en 1895 par Wilhem Conrad Röntgen, pour laquelle il se verra attribué le premier Prix Nobel de physique en 1901, ceux-ci ont rapidement pris une place considérable dans notre pratique clinique. Ainsi, seulement deux semaines après la première publication de Röntgen concernant les rayons X, le chirurgien - dentiste Allemand Friedrich Otto Walkhoff réalise la première radiographie dentaire (Fig. 1).



*Figure 1 : Première radiographie dentaire.  
Réalisée avec un temps d'exposition de 25 minutes par le Dr  
Walkhoff*

*Illustration issue de l'ouvrage : Cone Beam, imagerie diagnostique  
en odontostomatologie, principes, résultats et perspectives, de  
Robert Cavézian et Gérard Pasquet.*

Si celle-ci a nécessité un temps de pose de 25 minutes et ne présente pas d'intérêt diagnostique direct, les perspectives demeurent néanmoins immenses. De la radiographie rétroalvéolaire (fin du XIX<sup>e</sup> siècle) au panoramique dentaire (milieu du XX<sup>e</sup> siècle), l'imagerie en dentisterie connaît de nombreuses avancées et évolutions, tout en restant d'abord limitée à l'imagerie bidimensionnelle de projection.

Il faudra en effet attendre 1972 pour voir l'avènement de l'imagerie tridimensionnelle avec l'arrivée de la tomодensitométrie (TDM) ou *Multi Slice Computed Tomography* (MSCT) et sa première introduction clinique par Godfrey Hounsfield et James Ambrose (1) (2). De telles modalités permettent alors un diagnostic plus fin par l'accès à des images en trois dimensions permettant de parer aux superpositions induites par les techniques d'imagerie classiques de projection. Ceci toutefois au détriment de la dosimétrie et donc des principes de radioprotection. Par exemple, la dose effective d'un panoramique dentaire se situe aux alentours de 6  $\mu\text{Sv}$  chez l'adulte (3) (4), contre plusieurs centaines de  $\mu\text{Sv}$  pour le MSCT (4).

Plus récemment, de nouvelles technologies ont vu le jour, permettant d'allier les avantages de l'imagerie de coupe à une réduction des doses délivrées au patient (par rapport aux doses délivrées par le MSCT). Ces technologies sont basées sur l'utilisation de détecteurs plans associés à un faisceau conique. Il s'agit du CBCT ou *Cone Beam Computed Tomography*, ayant fait son apparition pour une application dentomaxillaire à la fin des années 1990. D'après certaines études, les doses délivrées avec les CBCT pourraient être jusqu'à 30 fois inférieures à celles du MSCT (4) (5) (6) (7), selon les modalités, les paramètres d'acquisition et les algorithmes de reconstruction employés. Dans leur étude de 2009, M. Lubele et ses collaborateurs ont par exemple conclu que la dose effective pour un CBCT se situe entre 13 et 82  $\mu\text{Sv}$  contre 474 à 1160  $\mu\text{Sv}$  pour un MSCT. Le CBCT offrirait ainsi les perspectives d'une réduction significative des doses délivrées aux patients, tout en permettant une augmentation de la résolution spatiale et donc de la qualité des images radiologiques. Certains auteurs y ont cependant opposé la corrélation entre la résolution spatiale et les paramètres d'acquisition. Ces paramètres, accessibles à l'opérateur au MSCT, pourraient permettre une amélioration significative de la résolution au MSCT, voire une résolution comparable à celle obtenue au CBCT (8).

De plus, l'évolution des technologies, et notamment l'avènement de la reconstruction itérative (IR), a permis une importante amélioration des performances des MSCT. Initialement proposées pour le traitement des images tomographiques dans les années 1970, les techniques de reconstruction itérative ont rapidement été délaissées au profit de la reconstruction par rétroprojection filtrée (FBP ou *filtered back projection*), et ce du fait du volume de données alors incompatible avec la technologie informatique disponible. La FBP, alors plus adaptée aux performances informatiques et longtemps reconnue comme méthode de routine en reconstruction clinique,

présente néanmoins certaines lacunes telles que le niveau de bruit, le manque de résolution contraste ou encore la susceptibilité aux artéfacts. Ces lacunes, de même que la recherche continue de réduction des doses délivrées aux patients, ont sans doute mené à une « re-découverte » de l'IR des décennies plus tard, dans un contexte d'évolution des outils informatiques et des puissances de calcul. L'IR promet en effet une réduction du bruit, synonyme d'une potentielle réduction des paramètres d'acquisition et donc de la dosimétrie (9). Cela lui confère un important potentiel pour surpasser les traditionnelles limites des MSCT, voire égaler les performances des CBCT.

Ainsi, dans le cadre de cette étude visant à comparer les dosimétries issues du CBCT et du MSCT, nous avons choisi le CBCT comme point de départ et de référence, ceci pour deux raisons : d'abord car le CBCT est réputé moins irradiant que les MSCT, mais aussi du fait des paramètres d'acquisitions étant peu accessibles à l'opérateur au CBCT. Nous nous sommes basés sur les doses issues des acquisitions de routine au CBCT, afin d'aboutir à des protocoles de doses comparables au MSCT. Pour ce faire, nous avons modifié et optimisé les paramètres d'acquisition de routine des MSCT (5) (10), avant de comparer les résultats en termes de qualité d'image entre MSCT et CBCT, et ce dans le but de répondre à deux questions :

- Les avancées technologiques aux MSCT permettent-elles une réduction de dose suffisante pour égaler la dosimétrie des CBCT ?
- Si oui, qu'en est-il de la qualité des images produites ?

Cette thèse et son étude ont été réalisées dans le prolongement des travaux du Dr Jean-Philippe Dillenseger et collaborateurs (8) (11).

## II. Étude préliminaire

Afin de comparer la qualité des images obtenues à doses équivalentes entre CBCT et MSCT, nous avons dans un premier temps optimisé les paramètres d'acquisition des différents MSCT utilisés afin de se rapprocher au mieux des doses délivrées au CBCT.

En effet, l'accès à la modification des paramètres d'acquisition et de reconstruction (influençant la dose délivrée) est limité au CBCT. De routine, les appareils de type CBCT sont destinés à des professionnels de santé n'ayant pas de formation approfondie en imagerie médicale. Les CBCT présentent ainsi des paramètres préprogrammés permettant un usage et une « prise en main » plus accessibles que des appareils tels que les MSCT exigeant quant à eux une formation de trois années post-baccalauréat pour leur utilisation (Diplôme d'État de Manipulateur en Électroradiologie Médicale ou Diplôme de Technicien Supérieur en Imagerie Médicale et Radiologie Thérapeutique).

Nous avons donc choisi de prendre le CBCT comme point de départ. Le CBCT utilisé est le **NewTom VGI** (NewTom, Verone, Italie) du Pôle de Médecine et Chirurgie Bucco-Dentaire (UF 8609) des Hôpitaux Universitaires de Strasbourg. Nous avons réalisé des acquisitions sur fantôme (fantôme CT T40027) constitué d'un cylindre de PMMA ou polyméthacrylate de méthyle (Fig. 2). Nous avons pour cela utilisé les protocoles et paramètres de routine. Les doses relatives émises lors des acquisitions ont été mesurées à l'aide de **chambres d'ionisation**, permettant une lecture immédiate des doses délivrées.

Les chambres d'ionisation représentent un moyen de mesure des doses issues des acquisitions et fonctionnent de la manière suivante : la chambre contient un gaz dont les atomes sont ionisés par les rayonnements ionisants, ici issus du tube à rayons X. Il en résulte l'apparition de charges électriques qui seront attirées par la tension appliquée aux électrodes (anode et cathode) de la chambre. Cette tension dite de « polarisation » permet la formation d'un courant dit « d'ionisation », proportionnel à l'énergie et à la dose reçues par la chambre d'ionisation.

Les deux chambres d'ionisation utilisées sont : RaySafe Xi CT de Raysafe (Fig. 3) et PTW CT chamber type 30009 (Fig. 4) avec l'électromètre PTW Diados E T11035.



Figure 2 : Fantôme CT (T40027) : cylindre PMMA.  
Iconographie personnelle

Ces premières acquisitions réalisées au CBCT nous ont permis de relever les doses relatives indiquées dans le Tableau 1. À partir de ces doses, qui nous ont servi de référence, nous avons réalisé diverses acquisitions du même fantôme et chambre d'ionisation aux MSCT, en modifiant progressivement les protocoles de routine existants, et ce afin de se rapprocher des doses relevées au CBCT.

De nombreux paramètres influent sur la dose délivrée lors d'un examen radiologique, tels que : la charge (en mAs), la tension (en kV), le temps d'acquisition, l'espacement entre les coupes (le pitch), les filtres, la collimation, le volume exploré etc... Nous avons choisi d'influer essentiellement sur les mAs et les kV aux MSCT afin de se rapprocher des doses délivrées au CBCT.

Rappel : La charge, en mAs, correspond aux milli-ampères.secondes, c'est-à-dire à l'intensité du courant appliquée au tube radiogène, multipliée par le temps de l'acquisition. Le nombre de photons produits par le tube radiogène est directement corrélé à la charge appliquée. Les mA (l'intensité) et les mAs sont donc théoriquement proportionnels à la dose délivrée lors de l'acquisition.

La tension, en kV ou kilovolts, correspond à la tension appliquée aux bornes du tube, influençant l'énergie des photons et ainsi le contraste mais également le débit de dose. Les kV influencent donc directement la dose délivrée au patient (12).

Les MSCT des Hôpitaux Universtaires de Strabourg que nous avons choisis pour cette étude sont : le **Siemens Somatom Definition Edge** de l'Hôpital de Hautepierre (UF 6213) et le **Canon Aquilion One Genesis** du Nouvel Hôpital Civil (UF 1072).

Ces premières acquisitions nous ont permis de déterminer aux MSCT les paramètres d'acquisition qui permettent de se rapprocher au mieux des conditions dosimétriques du CBCT. Les résultats de ces acquisitions optimisées sont présentés dans les Tableaux 2 et 3.

Si différentes combinaisons de paramètres d'acquisition ont été testées et ont permis d'aboutir à des résultats similaires d'un point de vue dosimétrique, il a été fait le choix de sélectionner certains de ces paramétrages en fonction de leur effet attendu sur la qualité des images. En effet, à ce stade d'essai de protocole, les images obtenues sur fantôme ne permettent pas de déterminer leur qualité ni de savoir si les paramètres sélectionnés permettraient une interprétation clinique. Ces acquisitions ont eu uniquement pour but de tester les paramètres des modalités afin d'analyser leur répercussion sur la dose délivrée. Ainsi par exemple, des acquisitions au MSCT à 80 kV et 80 mAs permettent d'obtenir des doses similaires à celles obtenues à 100 kV et 50 mAs. Dans ce cas cependant, il a été décidé de favoriser les paramètres correspondant à 100 kV et 50 mAs, et ce afin de réduire l'effet négatif attendu sur la qualité des images. En effet, une réduction trop importante de la tension appliquée au tube risquerait d'engendrer un rapport signal/bruit trop faible, nuisant à l'interprétabilité des images(13) (14).

Les paramètres d'acquisition testés et approuvés d'un point de vue dosimétrique lors de la phase d'optimisation aux MSCT, ont ainsi été relevés pour être programmés et réutilisés lors des phases suivantes d'acquisition. Ces phases suivantes, réalisées sur différents supports d'acquisition, devaient permettre d'analyser et de comparer la qualité et l'interprétabilité des images obtenues aux CBCT et MSCT, à doses équivalentes.



Figure 3 : Chambre d'ionisation RaySafe Xi CT



Figure 4 : PTW CT chamber 30009, image issue du manuel d'utilisation de PTW

Tableau 1 : Doses relatives au CBCT grand champ avec fantôme

Nom acquisition	Machine	Champ	FOV (cm)	Tension (kV)	Intensité (mAs)	Temps (s)	Air Kerma (mGy)	DAP (mGy.cm2)	CTDIw (mGy)	CTDivol (mGy)	Mesures centre (mGy.cm)	Mesures Nord (mGy.cm)	Mesures Sud (mGy.cm)	Mesures Est (mGy.cm)	Mesures Ouest (mGy.cm)	
fantôme + chambre centre N°1	Newton VGI	Full	15x15	110	5,13	21	2,18	399,32	1,9	1,9	23,47					
fantôme + chambre centre N°2	Newton VGI	Full	15x15	110	5,41	21	2,25	411,99	1,96	1,96	24,45					
fantôme + chambre nord N°1	Newton VGI	Full	15x15	110	5,26	21	2,21	404,95	1,93	1,93		24,26				
fantôme + chambre nord N°2	Newton VGI	Full	15x15	110	5,25	21	2,21	404,6	1,92	1,92		24,03				
fantôme + chambre sud N°1	Newton VGI	Full	15x15	110	5,23	21	2,21	403,72	1,92	1,92			23,38			
fantôme + chambre sud N°2	Newton VGI	Full	15x15	110	5,23	21	2,21	403,84	1,92	1,92			23,6			
fantôme + chambre est N°1	Newton VGI	Full	15x15	110	5,22	21	2,2	403,37	1,92	1,92				24,95		
fantôme + chambre est N°2	Newton VGI	Full	15x15	110	5,23	21	2,21	403,78	1,92	1,92				24,99		
fantôme + chambre ouest N°1	Newton VGI	Full	15x15	110	5,29	21	2,22	406,42	1,93	1,93					24,24	
fantôme + chambre ouest N°2	Newton VGI	Full	15x15	110	5,27	21	2,22	405,55	1,93	1,93					24,1	
<b>moyennes</b>											<b>23,96</b>				<b>24,19</b>	

FOV : Field Of View ou champ de vue en cm ; kV : kiloVolts; mAs : milli-ampères.secondes ; temps : temps d'acquisition ; s : secondes ; mGy : milli-Gray ; DAP : dose à l'entrée du patient en milli-Gray x cm<sup>2</sup> ; CTDI vol : Computed Tomography Dose Index volumique, c'est-à-dire indice de dose scanographique au volume

Tableau 2 : Doses relatives au MSCT Somatom Edge avec fantôme

Nom acquisition	Machine	FOV	Tension (kV)	référence intensité (mAs)	intensité (mAs)	Temps (s)	DLP (mGy.cm)	CTDIvol (mGy)	épaisseur coupe (mm)	pitch	centre (mGy.cm)	Nord (mGy.cm)	Sud (mGy.cm)	Est (mGy.cm)	Ouest (mGy.cm)
Protocole sinus centre 1	edge	15*15	100	150	105	6,5	157,2	9,15	0,8 (128x08)	0,8	103,2				
sinus centre 2	edge	15*15	100	150	105	6,5	157,2	9,15	0,8 (128x08)	0,8	102,4				
sinus nord 1	edge	15*15	100	150	105	6,5	157,2	9,15	0,8 (128x08)	0,8	106,1				
sinus nord 2	edge	15*15	100	150	105	6,5	157,2	9,15	0,8 (128x08)	0,8	107,1				
sinus ouest 1	edge	15*15	100	150	105	6,5	157,2	9,15	0,8 (128x08)	0,8					101,9
sinus ouest 2	edge	15*15	100	150	105	6,5	157,2	9,15	0,8 (128x08)	0,8					102,6
sinus est 1	edge	15*15	100	150	105	6,5	157,2	9,15	0,8 (128x08)	0,8				102,2	
sinus est 2	edge	15*15	100	150	105	6,5	157,2	9,15	0,8 (128x08)	0,8				103	
sinus sud 1	edge	15*15	100	150	105	6,5	157,2	9,15	0,8 (128x08)	0,8			100,3		
sinus sud 2	edge	15*15	100	150	105	6,5	157,2	9,15	0,8 (128x08)	0,8			100,7		
<b>moyennes protocole sinus</b>											<b>102,8</b>			<b>102,99</b>	
optimisé sud 1	edge	15*15	100	50	38	6,48	54	3,16	0,8 (128x08)	0,8			32,64		
optimisé sud 2	edge	15*15	100	50	38	6,48	54	3,16	0,8 (128x08)	0,8			32,89		
optimisé centre 1	edge	15*15	100	50	38	6,48	54	3,16	0,8 (128x08)	0,8	33,48				
optimisé centre 2	edge	15*15	100	50	38	6,48	54	3,16	0,8 (128x08)	0,8	33,48				
optimisé ouest 1	edge	15*15	100	50	38	6,48	54	3,16	0,8 (128x08)	0,8					32,38
optimisé ouest 2	edge	15*15	100	50	38	6,48	54	3,16	0,8 (128x08)	0,8					32,37
optimisé nord 1	edge	15*15	100	50	38	6,48	54	3,16	0,8 (128x08)	0,8		34,44			
optimisé nord 2	edge	15*15	100	50	38	6,48	54	3,16	0,8 (128x08)	0,8		34,37			
optimisé est 1	edge	15*15	100	50	38	6,48	54	3,16	0,8 (128x08)	0,8				33,19	
optimisé est 2	edge	15*15	100	50	38	6,48	54	3,16	0,8 (128x08)	0,8				33,14	
<b>moyennes optimisées</b>											<b>33,48</b>			<b>33,18</b>	

FOV : Field Of View ou champ de vue en cm ; kV : kiloVolts; référence intensité : intensité de référence choisie par l'opérateur ; intensité : intensité effective appliquée par l'appareil ; mAs : milli-ampères.secondes ; temps : temps d'acquisition ; s : secondes ; mGy : milli-Gray ; DLP : produit dose x longueur en milli-Gray x cm ; CTDI vol : Computed Tomography Dose Index volumique, c'est-à-dire indice de dose scanographique au volume

Tableau 3 : Doses relatives au MSCT Aquilion One Genesis avec fantôme

Nom acquisition	FOV (cm)	Tension (kV)	Intensité (mAs)	Temps (s)	DLP (mGy.cm)	CTDIvol (mGy)	épaisseur coupe	modulation	Centre (mGy.cm)	Nord (mGy.cm)	Sud (mGy.cm)	Est (mGy.cm)	Ouest (mGy.cm)
sinus ultra low dose	15*15	100	65	0,5	88,7	5,5	volume	Non	52,76				
sinus ultra low dose	15*15	100	65	0,5	88,7	5,5	volume	Non	52,33				
sinus ultra low dose	15*15	100	65	0,5	88,7	5,5	volume	Non		56,13			
sinus ultra low dose	15*15	100	65	0,5	88,7	5,5	volume	Non		58,14			
sinus ultra low dose	15*15	100	65	0,5	88,7	5,5	volume	Non			59,29		
sinus ultra low dose	15*15	100	65	0,5	88,7	5,5	volume	Non			55,01		
sinus ultra low dose	15*15	100	65	0,5	88,7	5,5	volume	Non				55,35	
sinus ultra low dose	15*15	100	65	0,5	88,7	5,5	volume	Non				57,33	
sinus ultra low dose	15*15	100	65	0,5	88,7	5,5	volume	Non					56,88
sinus ultra low dose	15*15	100	65	0,5	88,7	5,5	volume	Non					55,55
<b>ultra low doses moyennes</b>									<b>52,55</b>			<b>56,71</b>	
modulation ouest 1	15*15	100	40	0,5	47,3	3	volume	Oui					33,74
modulation ouest 2	15*15	100	40	0,5	47,3	3	volume	Oui					36,01
modulation centre 1	15*15	100	40	0,5	47,3	3	volume	Oui	32,72				
modulation centre 2	15*15	100	40	0,5	47,3	3	volume	Oui	32,88				
modulation nord 1	15*15	100	40	0,5	47,3	3	volume	Oui		34,67			
modulation nord 2	15*15	100	40	0,5	47,3	3	volume	Oui		35,48			
modulation sud 1	15*15	100	40	0,5	47,3	3	volume	Oui			33,74		
modulation sud 2	15*15	100	40	0,5	47,3	3	volume	Oui			37,05		
modulation est 1	15*15	100	40	0,5	47,3	3	volume	Oui				34,96	
modulation est 2	15*15	100	40	0,5	47,3	3	volume	Oui				33,8	
<b>moyennes optimisées</b>									<b>32,8</b>			<b>34,93</b>	

FOV : Field Of View ou champ de vue en cm ; kV : kiloVolts; référence intensité : intensité de référence choisie par l'opérateur ; intensité : intensité effective appliquée par l'appareil ; mAs : milli-ampères.secondes ; temps : temps d'acquisition ; s : secondes ; mGy : milli-Gray ; DLP : produit dose x longueur en milli-Gray x cm ; CTDI vol : Computed Tomography Dose Index volumique, c'est-à-dire indice de dose scanographique au volume ; modulation : activation ou non de la modulation de la dose par l'appareil à partir des données issues des images de repérage dites « topogrames »

### III. Matériel et méthodes

#### 1. Matériel

##### 1.1. Matériel d'acquisition

Les modalités des Hôpitaux Universitaires de Strasbourg utilisées pour cette étude sont : le MSCT **Somatom Definition Edge** (Siemens Medical, Erlangen , Germany), le MSCT **Aquilion One Genesis** (Canon Medical Systems, Otawara, Japan) et le CBCT **NewTom Vgi** (QR s.r.l., Verona, Italy). Les caractéristiques de ces modalités sont résumées dans le Tableau 4.

Les scanners choisis pour la réalisation de cette étude sont parmi les plus récents acquis par les Hôpitaux Universitaires de Strasbourg. En effet, le MSCT Aquilion One Genesis de Canon a été installé au Nouvel Hôpital Civil début 2018. Le Somatom Definition Edge quant à lui a été installé à l'Hôpital de Hautepierre au premier semestre 2017. Le choix de ces modalités a permis l'exploitation de leurs différentes caractéristiques de construction pour notre étude comparative.

Pour rappel, la reconstitution d'une image radiologique à partir d'un certain nombre de projections repose sur la théorie de Radon. Il s'agit en effet de résoudre la matrice afin de reconstruire une image (Fig. 5). Les données issues d'une acquisition représentent un ensemble de profils d'atténuation (un pour chaque incidence angulaire), fonction de la densité et de l'épaisseur des différents tissus constituant le volume étudié. Il en résulte un sinogramme par coupe, le sinogramme correspondant au signal issu d'une coupe selon différentes incidences  $\Theta$ . Afin de résoudre la matrice et d'aboutir à une image tomographique, il existe plusieurs types d'algorithmes (Fig. 6). Ces algorithmes sont répartis en deux classes : les méthodes dites analytiques, de rétroprojection, et les méthodes dites algébriques, d'itération. Une classe de reconstruction supplémentaire est également en train d'apparaître : la DLR, *Deep Learning Reconstruction*, basée sur l'intelligence artificielle.

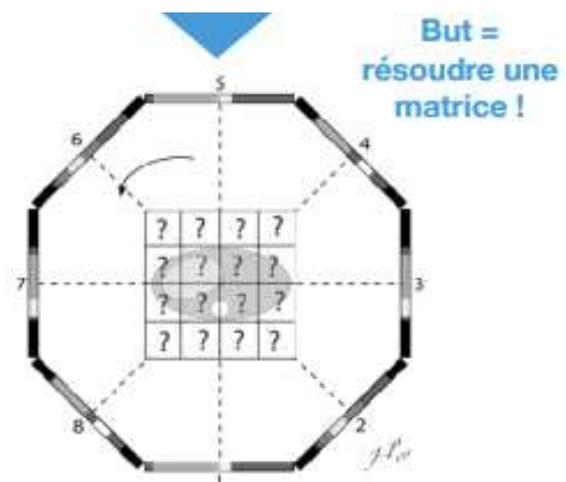
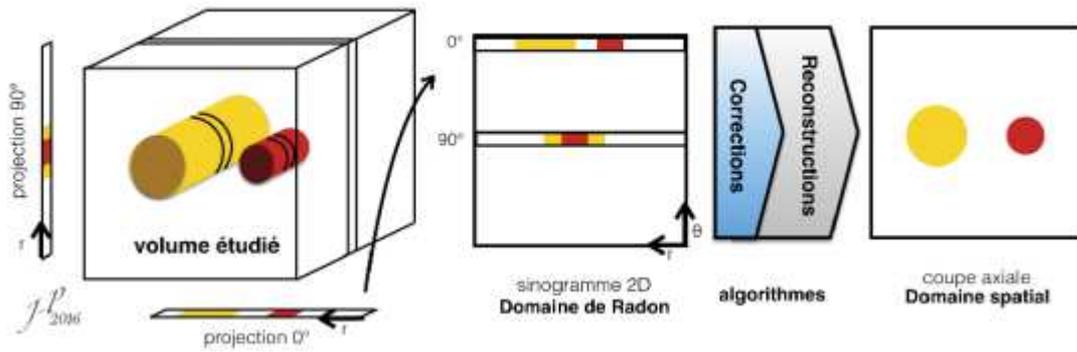


Figure 6 : Représentation schématique du processus de reconstruction. Illustration issue des enseignements de J.P. Dillenseger

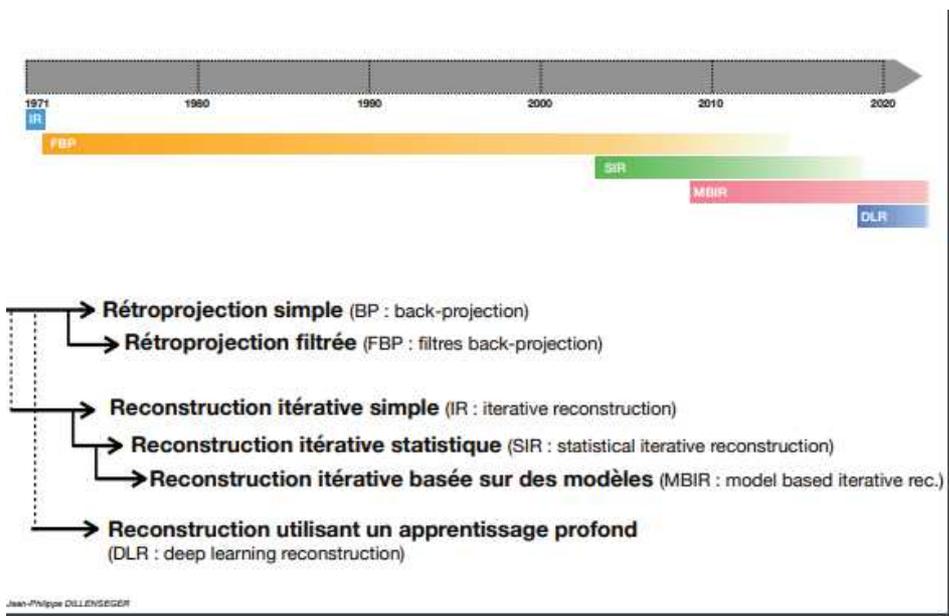


Figure 5 : Algorithmes de reconstruction employés en tomographie. Illustration issue des enseignements de J.P. Dillenseger

La **méthode de rétroprojection** est basée sur la théorie de Fourier, selon laquelle tout signal peut être décomposé en une infinité de fonctions trigonométriques. Les profils d'intensité, issus de chaque projection, peuvent ainsi être décomposés en de telles fonctions et être classés par leur fréquence pour remplir le domaine fréquentiel de Fourier. Une transformée de Fourier inverse permet ensuite le passage du domaine fréquentiel au domaine spatial et donc la reconstitution de la coupe (Fig. 7). On parle de rétroprojection filtrée ou FBP du fait de l'utilisation de filtres permettant notamment de compenser le flou des contours des structures, inhérent à cette technique de reconstruction. Cette méthode, de par l'usage de filtres, induit un bruit supplémentaire dans l'image reconstruite.

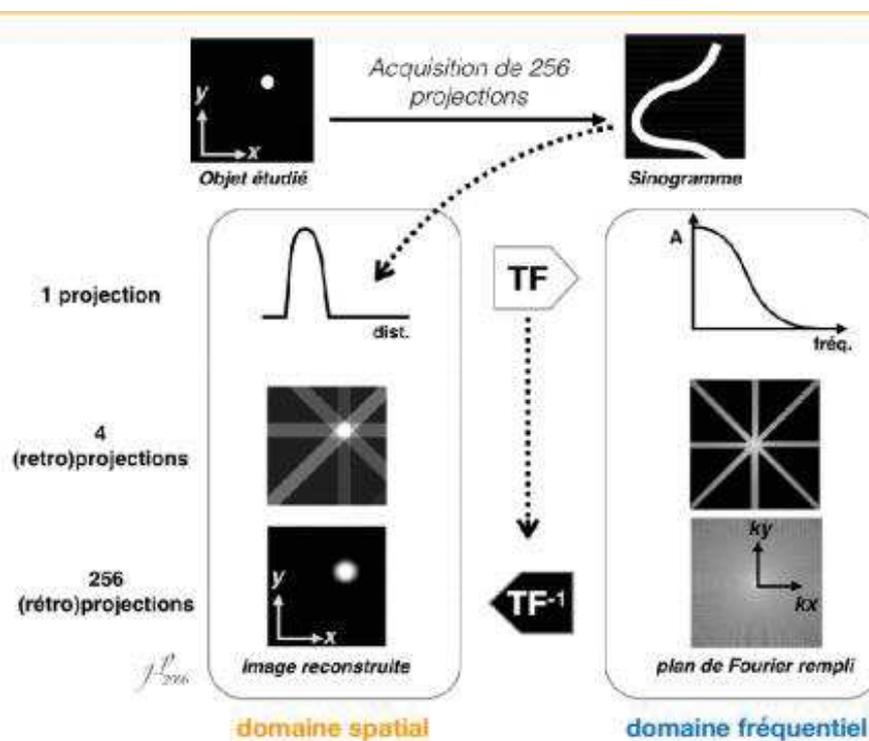


Figure 7 : Représentation schématique du processus de reconstruction par transformée de Fourier. Figure issue des enseignements de J.P. Dillenseger.

Les **méthodes d'itération** sont divisées en méthode itérative simple, reconstruction itérative stastique et méthode itérative basée sur des modèles.

La méthode **itérative simple** consiste à résoudre la matrice en proposant une première solution qui sera comparée avec les données (c'est-à-dire ici les profils d'intensité) puis corrigée si nécessaire avant nouvelle comparaison et correction, et ainsi de suite, jusqu'à ce que la solution proposée corresponde aux données du problème. Cette méthode est comparable à celle des carrés magiques (Fig. 8). Ces

calculs deviennent longs et complexes pour les matrices importantes telles que celles rencontrées en scanographie. De plus, cette méthode nécessite que l'ensemble des mesures soit achevé avant de pouvoir débiter les calculs. En comparaison à la FBP, ces méthodes de reconstruction nécessitent moins de projections, et ainsi moins de dose, pour une qualité équivalente.

La méthode **itérative statistique**, telle que la reconstruction AIDR de Canon, consiste à ne pas partir d'une matrice vide mais d'un postulat de départ puis de procéder par comparaisons/corrections progressives entre les données réelles mesurées et les données virtuelles calculées. Ceci afin d'accélérer le processus de calcul pour les matrices élevées.

La méthode **itérative basée sur des modèles**, telle que la reconstruction FIRST du MSCT Canon ou la reconstruction ADMIRE du MSCT Siemens, permet à la fois une réduction des doses en diminuant le nombre de projections nécessaire pour l'obtention d'une image, et une augmentation de la qualité des images en réduisant certains défauts des projections initiales. Cette méthode, basée sur la résolution de problèmes inverses, c'est-à-dire l'observation des effets d'un phénomène afin d'en déterminer les causes, utilise des modèles statistiques, physiques et géométriques. (12) (15) (16) (17).

Afin de comparer l'effet des différents paramètres de reconstruction sur la qualité des images (les paramètres d'acquisition et la dose délivrée restant fixes), il a été décidé de programmer différentes reconstructions à partir des images brutes (*raw data*) issues de chaque acquisition. Les paramètres d'acquisition et de reconstruction utilisés sont résumés dans les Tableaux 5 et 6.

Les paramètres employés pour la suite des acquisitions correspondent aux paramètres déterminés lors de l'étude préliminaire, permettant d'abaisser les doses obtenues aux MSCT pour se rapprocher de celles du CBCT

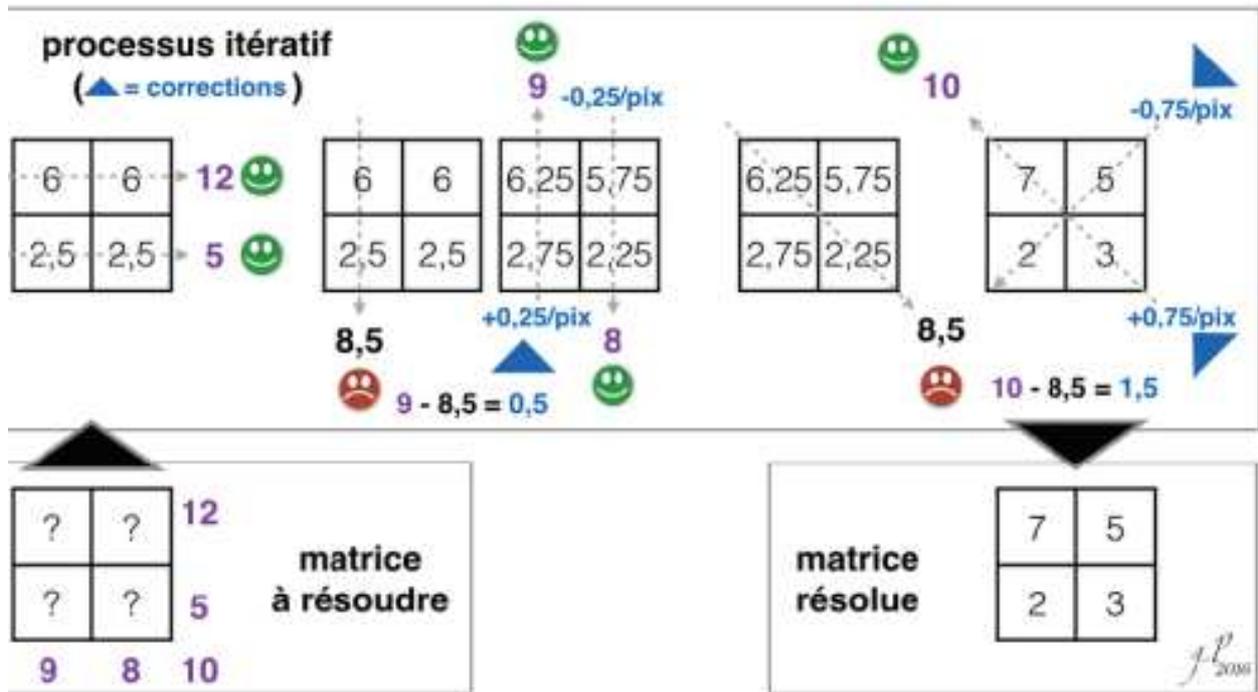


Figure 8 : Représentation du processus de reconstruction itératif simple par analogie avec la méthode des carrés magiques. Illustration issue des enseignements de J.P. Dillenseger

	RPF	Stat IR	MBIR
+	<ul style="list-style-type: none"> <li>- rapide</li> <li>- contrôle de la qualité par filtrage</li> <li>- texture connue</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- réduction du bruit de l'image</li> <li>- amélioration résolution en contraste</li> <li>- permet la réduction de doses</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- forte réduction du bruit</li> <li>- amélioration de la RC</li> <li>- réduction d'artéfacts</li> <li>- forte baisse des doses (+++)</li> </ul>
-	<ul style="list-style-type: none"> <li>- bruit</li> <li>- résolution à bas contraste faible</li> <li>- pas de possibilité de réduction de dose</li> <li>- Artéfacts +++</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- lent</li> <li>- risque</li> <li>- Texture d'image "artificielle"</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- lent (+++)</li> <li>- texture d'image "artificielle"</li> <li>- besoin de nouvelles références pour quantifications</li> </ul>
	<b>Canon</b>	AIDR	FIRST
		ASIR	VEO (MBIR)
	<b>PHILIPS</b>	iDose4	IMR
		SAFIRE	ADMIRE

Figure 9 : Comparaison entre les algorithmes de reconstruction. Illustration issue des enseignements de J.P. Dillenseger

Tableau 4 : Caractéristiques techniques des modalités utilisées lors de l'étape d'optimisation dosimétrique

modalité	MSCT	MSCT	CBCT
marque	Siemens	Canon	Newtom DR srl
modèle	Somatom Definition Edge	Aquilion One Genesis	Gvi
localisation	Hôpital de Hautepierre	Nouvel Hôpital Civil	Clinique dentaire
nombre barettes	64	320	détecteur plan
pitch	0,8	volume	
types de détecteurs (matériau...)	UFC (céramique ultrafast)	Céramique activée par praséodyme	silicium amorphe
algorithme de reconstruction	itératif (ADMIRE/MBIR)/FBP	Itératif (MBIR)	FBP
FOV	15*15	15*15	15*15
kV	100 (fixe)	100 (fixe)	110 (fixe)
mAs	36 (fixe)	40 (fixe)	5,2 (modulation)
temps de rotation	1 seconde	0.5 seconde	21 secondes
temps d'acquisition	6,5 secondes	0.5 seconde	21 secondes

Tableau 5 : Paramètres d'acquisition et de reconstruction programmés au MSCT Siemens Somatom Definition Edge lors de la phase d'optimisation

nom de la série	admire1 0.6		admire2 0.6		admire3 0.6		admire4 0.6		admire5 0.6		FBP 0.6		admire1		admire2 1.0		admire3 1.0		admire4 1.0		admire5 1.0		FBP1.0		admire3 1.0						
	J70h 1	1	J70h 2	2	J70h 3	3	J70h 4	4	J70h 5	5	H70h	6	1.0 J30s 1	7	J30s 2	8	J30s 3	9	J30s 4	10	J30s 5	11	H30s	12	J30s IMAR7	13					
numéro de série	15*15																														
FOV	100																														
Tension (kV)	36																														
Intensité (mAs)	1																														
temps de rotation (s)	6,5																														
temps acquisition (s)	0.6																														
épaisseur de coupe (mm)	0.8																														
pitch																															
<b>Paramètres d'acquisition</b>																															
algorithme	itératif 1/5	itératif 2/5	itératif 3/5	itératif 4/5	itératif 5/5	FBP	itératif 1/5	itératif 2/5	itératif 3/5	itératif 4/5	itératif 5/5	FBP	itératif 1/5	itératif 2/5	itératif 3/5	itératif 4/5	itératif 5/5	FBP	itératif 1/5	itératif 2/5	itératif 3/5	itératif 4/5	itératif 5/5	FBP	itératif 1/5	itératif 2/5	itératif 3/5	itératif 4/5	itératif 5/5	FBP	
épaisseur de coupe (mm)	0.6	0.6	0.6	0.6	0.6	0.6	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
incrément	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.7	0.7	0.7	0.7	0.7	0.7	0.7	0.7	0.7	0.7	0.7	0.7	0.7	0.7	0.7	0.7	0.7	0.7	0.7	0.7	0.7	0.7	0.7	0.7	0.7
correction des artefacts	non	non	non	non	non	non	non	non	non	non	non	non	non	non	non	non	non	non	non	non	non	non	non	non	non	non	non	non	non	non	non
filtre	dur	dur	dur	dur	dur	dur	mou	mou	mou	mou	mou	mou	mou	mou	mou	mou	mou	mou	mou	mou	mou	mou	mou	mou	mou	mou	mou	mou	mou	mou	mou
fenêtrage	inner ear	inner ear	inner ear	abdomen	abdomen	abdomen	abdomen	abdomen	abdomen	abdomen	abdomen	abdomen	abdomen	abdomen	abdomen	abdomen	abdomen	abdomen	abdomen	abdomen	abdomen	abdomen	abdomen	abdomen	abdomen	abdomen	abdomen				
<b>Paramètres de reconstruction</b>																															

FOV : Field Of View ou champ de vue en cm ; kV : kiloVolts ; mAs : milli-ampères.secondes

Tableau 6 : Paramètres d'acquisition et de reconstruction du MSCT Canon Aquilion One Genesis lors de la phase d'optimisation

nom de la série	mou ADR mild	mou ADR standard	mou ADR strong	dur ADR mild	dur ADR standard	dur ADR strong	mou FIRST mild	mou FIRST standard	mou FIRST strong	dur FIRST mild	dur FIRST standard	dur FIRST strong
Numéro de la série	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
FOV	15*15											
Tension (kV)	100											
intensité (mAs)	40											
temps de rotation (s)	0,5											
temps d'acquisition (s)	0,5											
épaisseur de coupe (mm)	volume											
<b>Paramètres d' acquisition</b>												
algorithme de reconstruction	itératif ADR											
niveau d'itération	faible	moyen	fort	faible	moyen	fort	faible	moyen	fort	faible	moyen	fort
épaisseur de coupe (mm)	itératif FIRST											
filtre	mou	mou	mou	dur	dur	dur	mou	mou	mou	dur	dur	dur
fenêtrage	cérébral	cérébral	cérébral	os	os	os	cérébral	cérébral	cérébral	os	os	os
<b>Paramètres de reoncstruction</b>												

FOV : Field Of View ou champ de vue en cm ; kV : kiloVolts ; mAs : milli-ampères.secondes

## 1.2. Supports d'acquisition

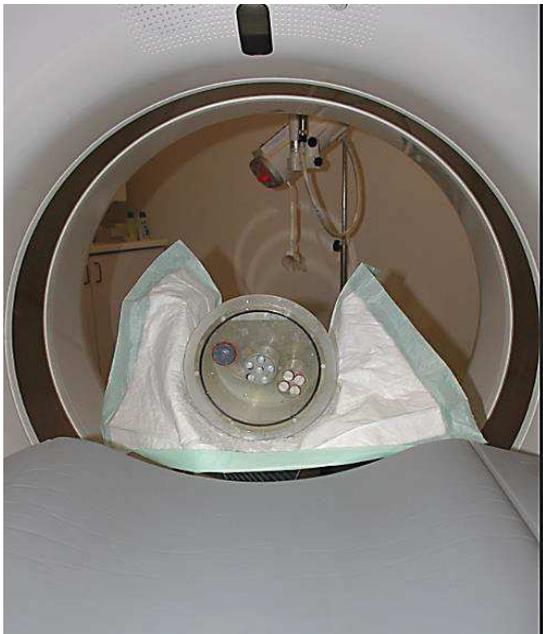
Afin d'étudier différents paramètres définissant la qualité des images, deux types de supports ont été utilisés pour réaliser les acquisitions sur le CBCT et les MSCT.

### 1.2.1 Fantôme plexiglas

Le premier support utilisé est le fantôme réalisé et utilisé par le Dr Dillenseger et ses collaborateurs pour son étude « *image quality evaluation of small FOV and large FOV CBCT devices for oral and maxillofacial radiology* » (7). Ce fantôme est constitué de 4 petits blocs en plexiglas permettant d'analyser chacun différents aspects de la qualité de l'image radiologique : résolution spatiale, résolution contraste, linéarité, homogénéité. Chacun de ces petits modules présente un diamètre de 36 mm et une hauteur de 40 à 48 mm selon les modules. Ces fantômes peuvent enfin être disposés dans un cylindre de plexiglas de 165 mm de diamètre et 165 mm de hauteur présentant des logements adaptés aux modules. Ce cylindre peut être rempli d'air ou d'eau pour les acquisitions, l'adjonction de l'eau permettant d'étudier l'effet de la diffusion sur les critères de qualité de l'image (Fig. 10).



Figure 10 : Fantômes du Dr Dillenseger et collaborateurs.  
En haut, le cylindre en plexiglas principal pouvant contenir  
les quatre modules



*Figure 11 : Positionnement du fantôme du Dr Dillenseger aux MSCT et au CBCT.  
Iconographie personnelle*

### Module de résolution spatiale :

Rappel : La résolution spatiale représente le plus petit objet qu'il est possible de distinguer au sein d'une image par un observateur. Elle représente une caractéristique importante de la qualité de l'image radiologique. Sa valeur dépend de caractéristiques techniques de l'équipement telles que la taille du point focal ou les performances des détecteurs. Elle est également sous la dépendance de différents paramètres d'acquisition et de reconstruction comme le nombre de projections (dépendant de l'ampleur de la rotation du tube à l'acquisition, ou à la vitesse de rotation), le champ de vue ou l'algorithme de reconstruction(18).

Le module utilisé pour l'analyse de la résolution spatiale consiste en un petit cylindre de 36 mm de diamètre et 48 mm de hauteur. Celui-ci présente la structure suivante : deux petites plaques de plexiglas de 4 mm d'épaisseur y sont placées de façon orthogonale afin d'étudier respectivement les résolutions dites axiale et transaxiale (Fig.12 et 13). Chacune des plaques de plexiglas est divisée en quatre secteurs perforés selon le modèle de Jaszczak avec des diamètres de perforation de 0.3, 0.5, 0.9 et 1.2 mm. Ces plaques sont disposées dans un cylindre de plexiglas rempli avec une solution de loméron 400 (Bracco Imaging France) diluée à 100 mg/ml.



*Figure 12 : Module résolution spatiale du Dr Dillenseger*

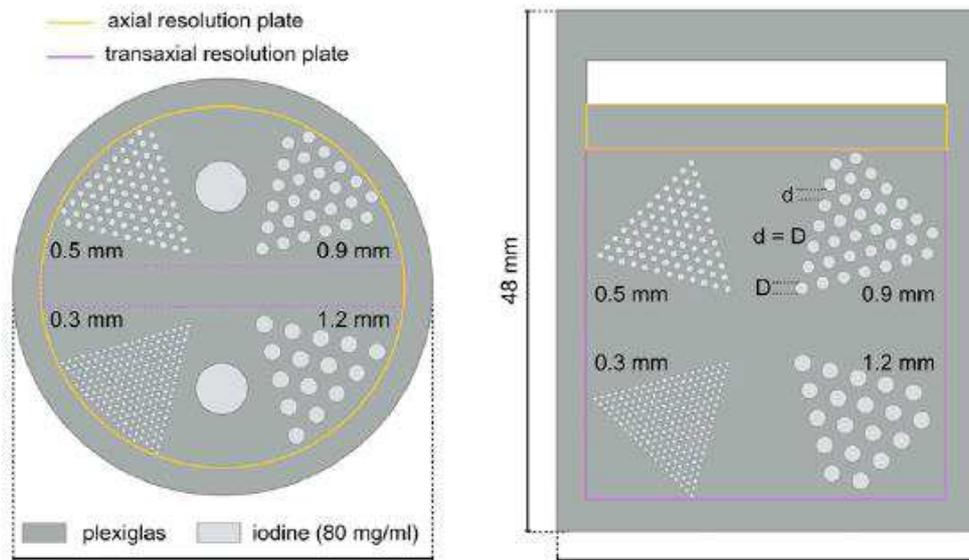


Figure 13 : Vue supérieure du fantôme de résolution spatiale du Dr Dillenseger.  
Illustration issue de l'étude "Image quality evaluation of small FOV and large FOV CBCT devices for oral and maxillofacial radiology"

### Module d'homogénéité :

Rappel : La mesure de l'homogénéité permet d'étudier la capacité d'une modalité à donner d'un objet homogène, une image dont la valeur du pixel ne dépend pas de sa position.

Le module homogénéité est constitué d'un petit cylindre en plexiglas de 36 mm de diamètre et 48 mm de hauteur. Celui-ci est rempli d'eau (Fig.14)



Figure 14 : Fantôme d'homogénéité

### Module de linéarité :

Rappel : La linéarité traduit le rapport entre la densité et la capacité d'atténuation d'un objet d'une part et l'unité Hounsfield (UH) qui lui est attribuée d'autre part. Ce rapport doit être le plus proportionnel possible.

Le module linéarité est constitué d'un cylindre en plexiglas de 36 mm de diamètre et 40 mm de hauteur présentant six logements contenant des concentrations croissantes de produit de contraste iodé préparées à partir de Ioméron 400 (Bracco Imaging France). Les concentrations préparées et utilisées pour notre étude sont de 75, 37.5, 18.8, 9.4, 4.7 et 2.3 mg/ml. Le module linéarité est illustré sur la figure 15.

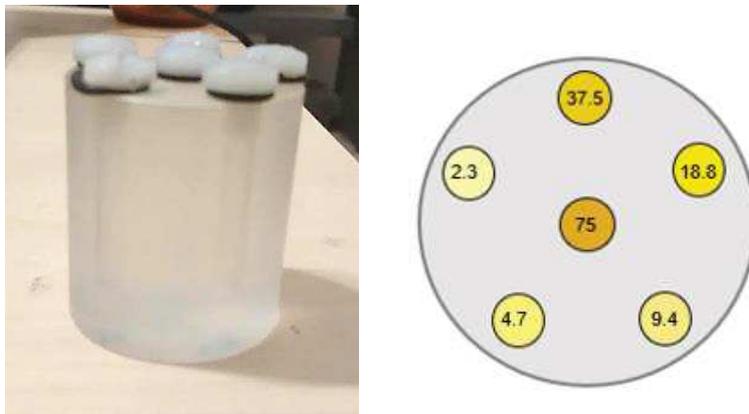


Figure 15 : Fantôme de linéarité

### Module de résolution contraste :

Rappel : La résolution en contraste représente la capacité de différencier deux structures de densités proches, c'est-à-dire dont le contraste « naturel » est faible. La résolution en contraste est altérée notamment par le bruit. Celui-ci dépend de divers paramètres d'acquisition et de reconstruction tels que la dose délivrée, l'épaisseur de coupe, le filtre de reconstruction.

Le module résolution contraste est constitué d'un cylindre en plexiglas de 36 mm de diamètre et 48 mm de hauteur dans lequel sont disposés quatre logements contenant différentes solutions : eau, huile, produit de contraste iodé aux concentrations de 30 mg/ml et 15 mg/ml.

Ce premier support d'acquisition a permis une évaluation objective de la qualité des images obtenues aux CBCT et MSCT permettant leur comparaison, ainsi qu'une première approche de la qualité des images obtenues à partir de notre étude préliminaire d'optimisation des paramètres d'acquisition.

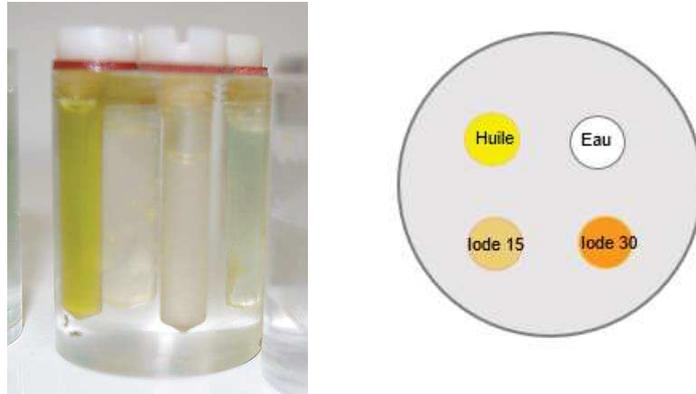


Figure 16 : Module fantôme résolution contraste

### 1.2.1. Crâne humain sec

Le deuxième support d'acquisition utilisé est un fantôme morphologique, à savoir un crâne humain sec prêté par l'Institut d'Anatomie Normale et Pathologique des Hôpitaux Universitaires de Strasbourg. Cette deuxième série d'acquisitions a permis de tester les paramètres d'acquisition et de reconstruction issus et choisis de la première phase de cette étude afin d'étudier leur influence sur la qualité des images d'une architecture osseuse réelle. Une nouvelle mesure de dose a également été réalisée lors de cette étape grâce à la mise en place de TLDs (*ThermoLuminescent Dosemeter*) en surface du crâne. Ceci afin de confirmer des niveaux de doses comparables entre les différentes modalités grâce aux protocoles optimisés.

### 1.3. Matériel de mesure

Afin de réaliser les mesures dosimétriques des différentes acquisitions réalisées, nous avons utilisé des TLDs. Ceux-ci sont fournis par la société Fimel (Fontenay Aux Roses, France). Il s'agit de TLD LiF : Mg, Cu, P, dit GR 200A (fluorure de lithium dopé

au magnésium, cuivre et phosphore), utilisés sous forme de pastilles cylindriques de dimension 4.5 x 0.8 mm permettant la réalisation de mesures dosimétriques de 0.5  $\mu$ Gy à 12 Gy.

On parle de luminescence pour qualifier les processus physiques à l'origine d'une émission de lumière. Dans le cas des TLDs GR 200A, les rayonnements ionisants (ici les rayons X), arrachent des électrons au matériau du détecteur. Ceux-ci sont alors piégés sur une couche d'énergie supérieure (par excitation) par les « impuretés » du matériau dit dopé. Ces électrons ne peuvent revenir à leur état initial de repos spontanément et nécessitent un chauffage par un lecteur spécifique pour se désexciter et libérer l'énergie sous forme de l'émission de lumière. Cette lumière libérée ou luminescence est proportionnelle à la dose reçue et ainsi à la quantité d'électrons piégés.

L'utilisation de TLDs ne permet donc pas la lecture en temps réel des doses reçues lors de l'acquisition (à l'inverse de la chambre d'ionisation) et nécessite une étape intermédiaire de lecture. Le lecteur utilisé pour notre étude est le Harshaw 5500 de ThermoFischer Scientific (Waltham, Massachusetts, USA) (Fig. 17).



*Figure 17 : Lecteur de TLD Harshaw 5500 à gauche et four Carbolite à droite*

Afin de réaliser une remise à zéro des TLDs avant leur utilisation, nous avons utilisé un four Carbolite (Carbolite Gero, Neuhausen, Germany). Celui-ci suit un protocole de chauffage des TLDs permettant de libérer totalement l'énergie pouvant y

être stockée de façon latente, et ce afin de les « réinitialiser » au plus près de leur utilisation. Le programme utilisé est composé de trois phases : une montée en température jusqu'à 240°C, un maintien de cette température pendant 12 minutes, puis un arrêt du chauffage avec une baisse progressive de la température.

Après remise à zéro, les TLDs ont été conditionnés deux par deux dans des sachets plastiques thermosoudés (et ce afin d'éviter toute contamination ou détérioration du matériau) et stockés dans des boîtes en plastique jusqu'à leur utilisation pour les acquisitions, idéalement au plus près de la préparation (Fig 18). Le conditionnement des TLDs par paire permet d'obtenir deux mesures de doses pour chaque position de mesure, et ainsi de palier à toute défaillance d'un TLD. Des TLDs témoins sont toujours préparés à partir du même lot et ce afin de calculer le bruit de fond qui sera déduit des valeurs révélées par les TLDs.



*Figure 18 : TLDs conditionnés en deux lots avant leur utilisation*



*Figure 19 : Disposition des TLDs dans leur support de lecture avant passage dans le lecteur*

Après avoir été soumis aux rayonnements X, les TLDs sont préparés pour la phase de lecture : ils sont libérés de leur conditionnement plastique puis disposés un par un sur un support de lecture compatible avec le lecteur (Fig. 19).

## 2. Méthodes

La première étape (d'optimisation des protocoles) de cette étude a permis de déterminer des paramètres d'acquisition aux MSCT permettant d'approcher des niveaux de doses semblables à ceux du CBCT dans son utilisation de routine. Cette première étape a été réalisée sur fantôme plexiglas, la chambre d'ionisation permettant un ajustement en temps réel des paramètres d'exposition.

Si le CBCT dispose d'une modulation de la charge (la tension restant fixe), la charge aux MSCT a volontairement été fixée par nos soins (ainsi que la tension) aux valeurs établies par la phase d'optimisation. Le CBCT a dans ce cadre toujours servi de référence (puisque c'est la modalité dont les paramètres d'acquisition sont les moins accessibles à l'opérateur). Les acquisitions ont toujours été réalisées en première intention sur le CBCT pour l'ensemble des supports.

La dose délivrée lors d'une acquisition étant théoriquement proportionnelle à la charge, la phase d'optimisation a permis d'obtenir un rapport de proportionnalité entre les charges en mAs obtenues au CBCT et aux MSCT. Ce coefficient de proportionnalité ainsi déterminé a permis de calculer la charge en mAs à appliquer aux MSCT pour chaque support suivant, après un premier passage au CBCT de ce même support. Ceci afin de réaliser les acquisitions aux MSCT dans les mêmes conditions dosimétriques qu'au CBCT (et ainsi pouvoir comparer les images obtenues à dosimétries équivalentes).

La charge choisie pour chaque support d'acquisition est résumée dans le Tableau 7. Les chiffres présentant un astérisque correspondent à des valeurs de mAs calculées à partir des acquisitions du même support au CBCT (selon le coefficient de proportionnalité établi lors de la phase d'optimisation), puis programmées comme fixes au MSCT. Les autres valeurs correspondent à des valeurs de mAs « mesurées » c'est-à-dire associées à des doses mesurées (via la chambre d'ionisation de l'étape

d'optimisation). Ceci exclu bien entendu la charge en mAs au CBCT, issue de la modulation de la dose par la modalité elle-même. Le CBCT servant de point de départ et de référence, nous avons simplement relevé les mAs délivrées automatiquement par le CBCT.

*Tableau 7 : Charge en mAs paramétrée pour chaque support d'acquisition*

Charge en mAs	CBCT		MSCT GENESIS		MSCT EDGE	
Fantôme CT T40027+ chambre d'ionisation	5,2		40		36	
support 1 : Fantôme (du Dr Dillenseger)	AIR	EAU	AIR	EAU	AIR	EAU
	2,08	5,56	16*	42*	14*	38*
support 2 : crâne sec	2,08		16*		14*	

*Les valeurs présentant un astérisque correspondent à des valeurs de mAs calculées à partir des acquisitions du même support au CBCT. Les autres valeurs correspondent à des valeurs mesurées*

## 2.1. Fantôme plexiglas

### 2.1.1. Module de résolution spatiale

Les images du module résolution spatiale issues des trois modalités ont été exploitées sur le logiciel Osirix ([www.osirix-viewer.com](http://www.osirix-viewer.com)). Des images en coupe axiale et coronale ont été enregistrées au format Tiff sur Osirix puis incorporées dans un fichier Powerpoint (Microsoft, Redmond, Washington, USA) présentant une image par diapositive.

Ce diaporama a ensuite été mis à disposition d'un groupe de dix observateurs constitué de chirurgiens-dentistes, de radiologues et de manipulateurs en électroradiologie médicale. Ce groupe était constitué de cinq seniors (la limite ayant été arbitrairement fixée à dix années d'expérience clinique) et de cinq juniors. Les images présentées ont toutes été soumises au même fenêtrage (le fenêtrage n'étant

ainsi pas accessible aux observateurs) afin de permettre une comparaison plus objective entre elles.

Ceci a permis une étude qualitative en aveugle, les observateurs ne connaissant pas les conditions d'acquisition ni la modalité à l'origine de chaque image qui leur a été présentée. Leur rôle a été de noter les différentes images présentées, grâce à une échelle de points permettant de juger de façon qualitative la résolution spatiale (Tableau 8). Les différentes acquisitions ont ensuite pu être classées en fonction des résultats obtenus par cette étude qualitative en aveugle afin d'apprécier la qualité de la résolution spatiale de chaque série.

Les caractéristiques de chaque série présentée aux observateurs sont résumées dans le Tableau 9.

*Tableau 8 : Echelle de notation du module résolution spatiale*

	non visible	partiellement visible	totalement visible
perforation 1,2 mm	0	1	2
perforation 0,9 mm	0	1	2
perforation 0,6 mm	0	1	2
perforation 0,3 mm	0	1	2



### 2.1.2. Module homogénéité

Afin d'analyser l'homogénéité, des ROIs (*Region Of Interest*) identiques (de même diamètre) ont été placées dans quatre zones périphériques et une zone centrale du module homogénéité. Ceci afin de déterminer les variations d'intensité de signal du centre vers la périphérie. Comme pour les modules suivants du fantôme, treize différentes séries ont été étudiées. Leurs caractéristiques sont résumées dans le Tableau 9. Cinq ROIs ont été placées dans le volume : une au centre du fantôme et une à chacun des quatre points cardinaux, en périphérie, à distance des bords du fantôme. A partir des données issues de ces ROIs, différents calculs ont été réalisés :

Nous avons dans un premier temps réalisé la moyenne des différences de signal entre le centre et les ROIs périphériques, ainsi que la déviation standard dans chacune des cinq ROIs. Enfin, un rapport signal sur bruit (SNR : *signal-noise ratio*) a été calculé à partir de la ROI centrale (rapport signal sur déviation standard). Pour ce faire, nous avons réalisé le rapport entre le signal relevé dans une ROI au centre du volume, sur la déviation standard relevée dans la même ROI. Chaque calcul a été réalisé avec le fantôme rempli d'eau puis d'air afin d'apprécier les effets du diffusé sur l'homogénéité.

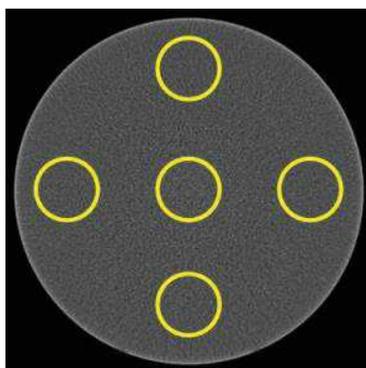


Figure 20 : Image de ROIs positionnées dans le module homogénéité

### 2.1.2. Module linéarité

La linéarité a été déterminée par l'intermédiaire du module linéarité du fantôme. La valeur du signal a été mesurée pour chaque compartiment du fantôme, grâce à la

mise en place de ROIs via le logiciel Osirix. Les ROIs placées sont identiques entre les différents compartiments d'une même image, mais également entre les différentes acquisitions/modalités. Le coefficient de corrélation linéaire  $r^2$  a été calculé par l'intermédiaire du logiciel Excel (Microsoft Excel, Redmond, Washington, USA), permettant la mise en relation de la concentration d'iode avec l'intensité du signal.

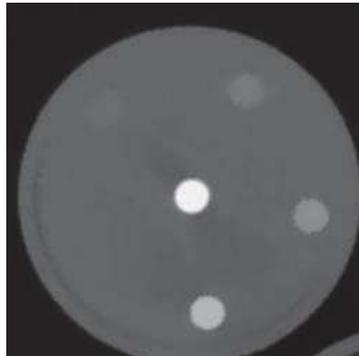


Figure 21 : Image d'une coupe du fantôme module linéarité

### 2.1.3. Module résolution contraste

La résolution en contraste représente la capacité de distinguer un signal de son arrière-plan lorsque leurs valeurs sont proches. Le calcul du CNR (*Contrast-Noise Ratio*) permet d'appréhender cette résolution contraste.

Le module résolution contraste, présentant quatre compartiments de liquide de densités différentes a permis l'évaluation de la résolution en contraste de chaque série. Des ROIs identiques dans chaque compartiment et entre chaque série ont permis de relever les valeurs en Unités Hounsfield et de calculer le rapport contraste sur bruit.

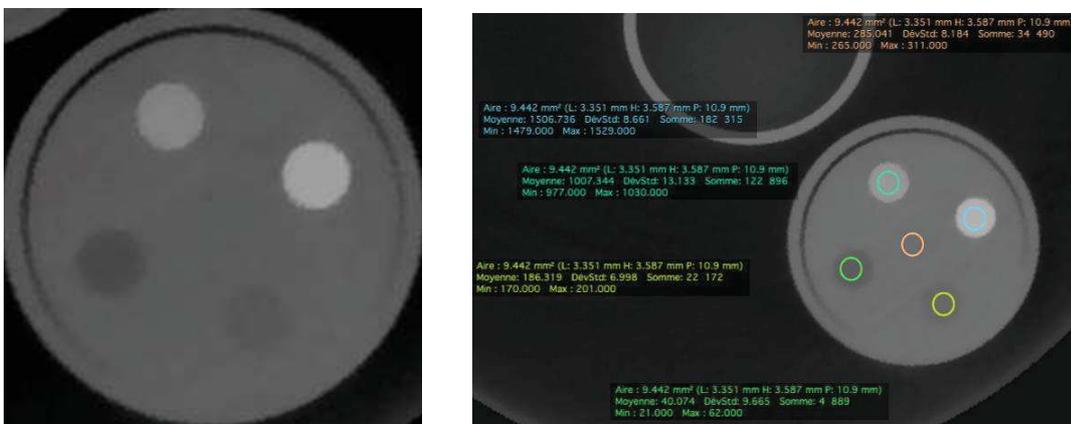


Figure 22 : Images du fantôme résolution contraste et du placement des ROIs

Le CNR a été calculé selon la formule suivante :

$$\frac{|S_x - S_{plexi}|}{SD},$$

- $S_x$  étant le signal du compartiment correspondant,
- $S_{plexi}$  étant le signal relevé au sein du plexiglas du fantôme,
- SD représentant la déviation standard relevée dans le plexiglas.

Quatre CNR ont ainsi été calculés pour chaque série, correspondant aux quatre compartiments du fantôme résolution contraste : eau, huile, ioméron concentré à 15 mg d'iode/mL et ioméron à 30 mg/mL.

Enfin, des calculs de résolution en contraste ont également été réalisés en comparant les valeurs d'intensité du compartiment contenant de l'eau avec les valeurs d'intensité relevées au sein du plexiglas du fantôme. L'eau présentant l'intensité de signal la plus proche de celle du plexiglas, ce sont ces valeurs d'intensité qui ont été choisies pour le calcul de résolution en contraste.

La résolution contraste a été calculée selon la formule suivante :

$$\left| \frac{S_{eau} - S_{plexi}}{S_{eau} + S_{plexi}} \right|,$$

- $S_{eau}$  étant la valeur du signal relevée dans le compartiment du fantôme contenant de l'eau,
- $S_{plexi}$  la valeur du signal au sein du plexiglas du fantôme.

## 2.2. Crâne sec

Cette série d'acquisition réalisée sur crâne sec a permis de confronter les résultats obtenus sur fantôme à l'anatomie réelle osseuse et dentaire. Des TLDs (dosimètres thermoluminescents) ont été disposés par paire en neuf points du crâne (Fig. 24) : vertex, orbites droite et gauche, gonions droit et gauche, selle nasale, ATM droite et gauche et foramen magnum. Ceci afin de vérifier les niveaux de doses en différents points, et s'assurer qu'ils coïncident entre les différentes modalités. Le fait de les disposer deux par deux a permis pour chaque site de positionnement de faire une moyenne des doses relevées par chacun des deux TLDs, et ceux afin d'assurer une sécurité des résultats.

Afin de tenir compte du bruit de fond et de pouvoir le déduire des doses révélées par les TLDs exposés lors des acquisitions, des TLDs témoins issus du même lot ont été préparés et lus en même temps que les TLDs exposés (Fig. 18). Après chaque acquisition, les TLDs irradiés ont été disposés et immobilisés sur une fiche répertoriant les informations de l'acquisition et le positionnement de chaque TLD avant d'être traitée au service de radiophysique avec les TLDs témoins pour lecture (Fig. 25).

Afin d'assurer une reproductibilité du positionnement entre les différentes modalités, l'emplacement de chaque TLD a été marqué à l'aide d'adhésif. Ce dernier a été laissé en place jusqu'à ce que l'ensemble des acquisitions du crâne aient été réalisées sur les trois appareils. De même, afin de s'assurer de la reproductibilité du positionnement du crâne lui-même dans les trois plans de l'espace, des photographies du positionnement initial ont été réalisées. Les scouts (images radiographiques en deux dimensions de repérage permettant de placer le champ d'acquisition avant la réalisation des images en trois dimensions) réalisés au CBCT ont également été conservés et ont permis le contrôle du positionnement aux MSCT.

Les données issues des acquisitions des trois modalités ont été exploitées sur le logiciel Osirix, qui nous a permis de créer une sélection d'images à présenter aux observateurs. Il était en effet exclu de soumettre l'ensemble du volume d'acquisition à l'étude qualitative. Les images sélectionnées (une image dans chaque plan axial/coronal/sagittal, soit trois images par série) et paramétrées selon le même fenêtrage, ont été enregistrées au format Tiff sur Osirix puis incorporées dans un fichier Powerpoint. Ces images ont ensuite été soumises au même groupe de dix observateurs que pour le fantôme résolution spatiale de l'étape précédente de l'étude.

Les observateurs ont réalisé l'évaluation des images obtenues selon l'échelle de notation présentée par le Tableau 10. Il leur a ainsi demandé d'évaluer chaque image selon trois critères à noter chacun sur une échelle de 0 à 2 : le bruit, les artefacts et la résolution spatiale.

Le Larousse Médical définit un **artéfact** comme une « altération du résultat d'un examen due au procédé technique utilisé ou aux conditions de réalisation de l'examen ». Les artefacts rencontrés en imagerie MSCT et CBCT sont notamment : les artefacts cinétiques, les artefacts de durcissement de faisceau, les artefacts métalliques, les artefacts de cible, l'effet de volume partiel. Le **bruit** quant à lui, correspond à un phénomène aléatoire. Il se rajoute à l'image idéale et en altère la

qualité, en lui donnant un aspect « granité ». Afin de comprendre au mieux cette notion, on peut prendre l'exemple d'une acquisition répétée plusieurs fois d'un même objet immobile. Les images en résultant ne seront pas parfaitement identiques, la différence étant liée au bruit (19).

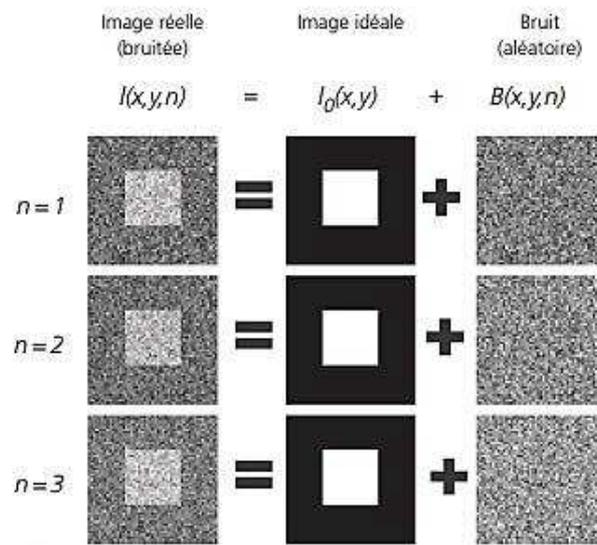


Figure 23 : Illustration de la notion de bruit.  
L'image idéale représente la partie constante de l'image tandis que le bruit représente la partie variable et aléatoire.  
Illustration issue du livre *Imagerie Médicale les fondamentaux*, de Eléonore Blondiaux

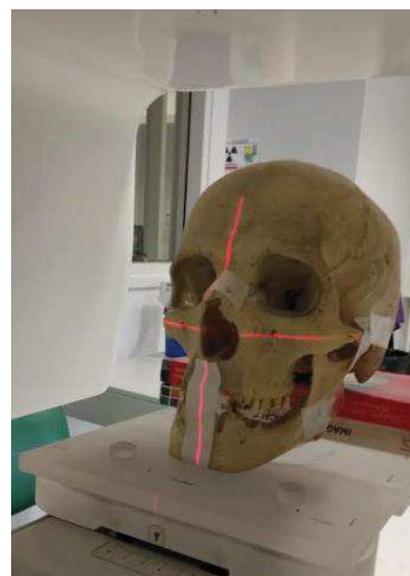


Figure 24 : Disposition des TLDs sur le crâne sec et positionnement du crâne au CBCT

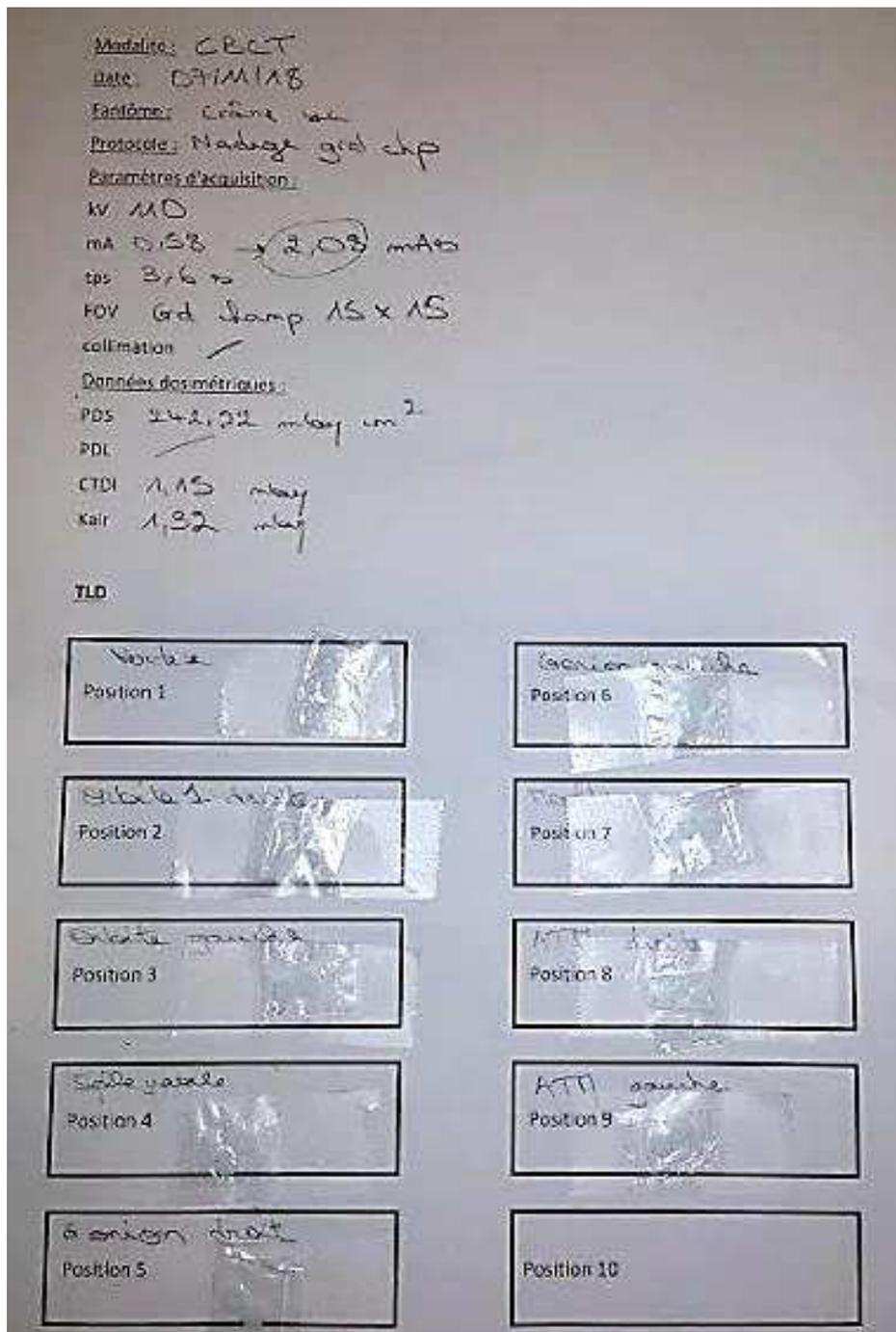


Figure 25 : Fiche d'acquisition répertoriant la positions de chaque TLD

Tableau 10 : Grille de notation pour l'évaluation qualitative des images du crâne sec

	présent et gênant	présent mais non gênant	absent
<b>bruit</b>	0	1	2
<b>artéfacts</b>	0	1	2
	insuffisante	correcte	très bonne
<b>résolution spatiale</b>	0	1	2

## IV. Résultats

### 1. Fantôme plexiglas

#### 1.1. Module résolution spatiale

Les images du fantôme résolution spatiale soumises aux observateurs sont résumées sur les figures 26 et 27.

Les résultats de cette notation ont été rapportés sur cent et sont présentés dans le tableau 11. Les scores obtenus ont été triés par ordre décroissant pour chaque série et dans les deux plans étudiés (axial et coronal). Une moyenne des scores dans les deux plans est présentée dans la dernière colonne du tableau.

Dans le plan axial, il en ressort des résultats quasiment équivalents entre le CBCT NewTom (série g, score de 74/100) et les reconstructions en FIRST mild (série k, score 72/100) et FIRST standard (série l, 72/100) du MSCT Canon Genesis, ainsi que la reconstruction en transformée de Fourier (série f, 71/100) du Siemens Edge. Les résultats les moins bons sont attribués au MSCT Genesis pour les reconstructions AIDR mild (série h, score 50), AIDR standard (série i, score 50), AIDR strong (série j, score 49). Le MSCT Edge présente des résultats moyens de 67/100 à 57/100 si on exclut la série en transformée de Fourier. Les résultats sont dégressifs en fonction du niveau d'itération AIDR de 1/5 à 5/5.

Dans le plan coronal, on note une nette supériorité du CBCT (score de 62.5/100) sur l'ensemble des séries réalisées aux MSCT, quelles que soit les reconstructions employées. Les reconstructions FIRST standard (score 49/100), puis FIRST mild (score 46/100), sont à nouveau celles présentant les scores les plus élevés parmi les séries d'images de MSCT. Les reconstructions AIDR standard et strong présentent, comme pour le plan axial, les résultats les moins bons, avec chacun 37.5/100 de score. Le score moyen laisse apparaître une supériorité significative du CBCT sur les MSCT avec un score de 68/100, suivi par la série en reconstruction FIRST standard (60.5/100) et FIRST mild (59/100), puis par la série FBP avec un score de 57/100.

Les reconstructions AIDR mild, standard et strong du MSCT Canon présentent les moins bons résultats en terme de résolution spatiale avec réciproquement des scores moyens de 44.5/100, 44/100 et 43/100.

Tableau 11 : Résultats de l'évaluation qualitative du fantôme résolution spatiale par les observateurs

axial		coronal		moyenne	
g	74	g	62,5	g	68
k	72	l	49	l	60,5
l	72	k	46	k	59
f	71	d	44	f	57
a	67	f	43	m	53,5
b	64	m	43	d	53
m	64	e	42	a	52
c	62,5	c	39	c	51
d	62,5	h	39	b	51
e	57	a	37,5	e	49,5
h	50	b	37,5	h	44,5
i	50	i	37,5	i	44
j	49	j	37,5	j	43

Pour rappel et afin d'offrir une meilleure lisibilité des résultats, le Tableau 9 indiquant la lettre attribuée à chaque série a été reporté ci-après.

Tableau 9 : Résumé des caractéristiques des reconstructions réalisées lors des acquisitions

modalité	CBCT	MSCT											
	New Tom	Edge						Genesis					
reconstr		Admir 1/5	Admir 2/5	Admir 3/5	Admir 4/5	Admir 5/5	FBP	AIDR mild	AIDR std	AIDR strong	FIRST mild	FIRST std	FIRST strong
n°série	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
Lettre attribuée	g	a	b	c	d	e	f	h	i	j	k	l	m

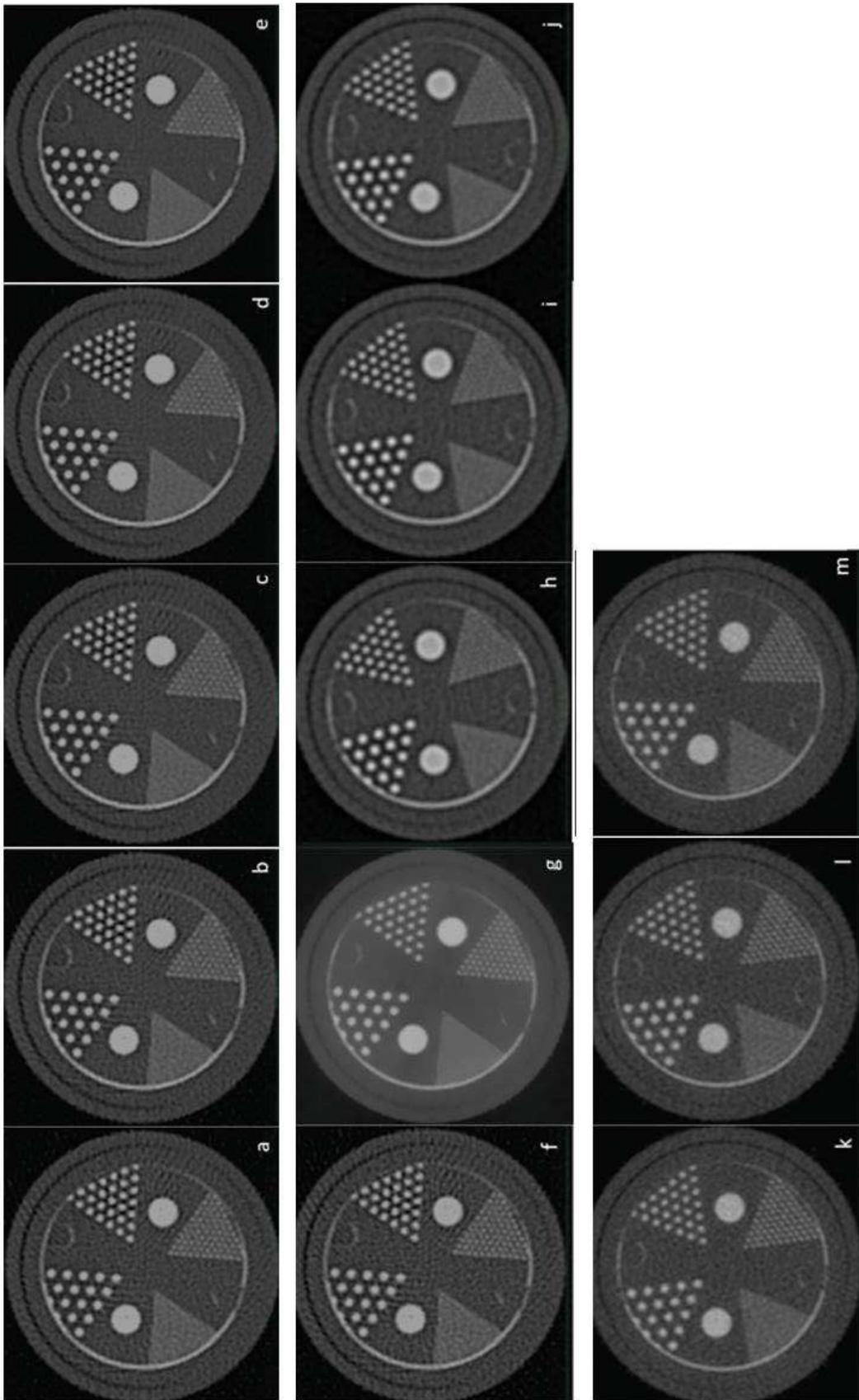


Figure 26 : Images du fantôme résolution spatiale en coupe axiale, soumises aux observateurs

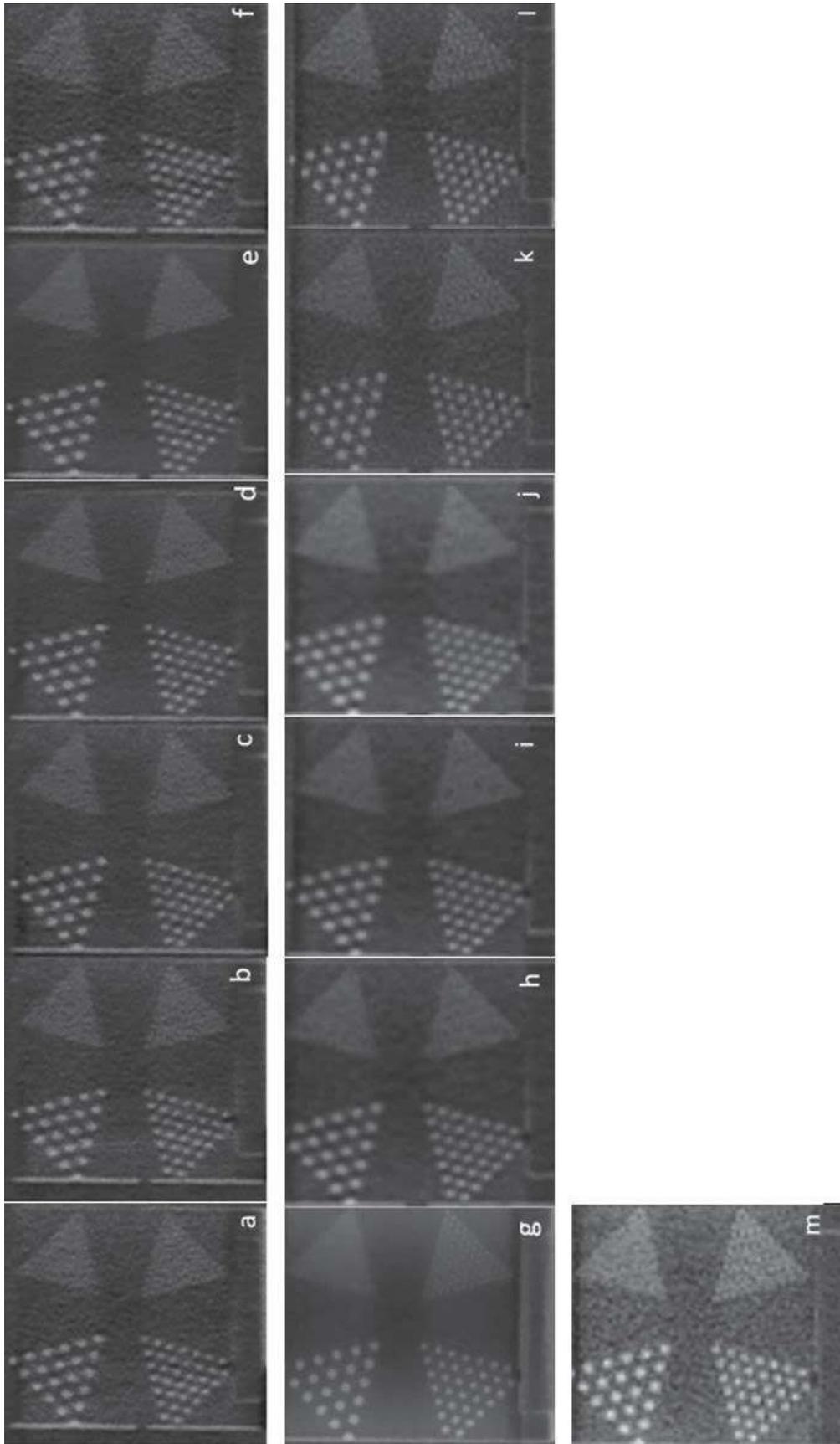


Figure 27 : Images du fantôme résolution spatiale en coupe transaxiale, soumises aux observateurs

## 1.2. Module homogénéité

L'homogénéité a été analysée à partir du fantôme module homogénéité. Comme pour les modules suivants du fantôme, treize différentes séries ont été étudiées. Les résultats des calculs d'homogénéité, de déviation standard moyenne et de SNR (*signal noise ratio*) sont également présentés dans le Tableau 12.

Ces calculs révèlent que le Canon Genesis est le système présentant la plus grande **homogénéité** dans l'air. En effet, la moyenne de l'homogénéité dans l'air pour le Genesis, toutes reconstructions confondues, est de 2,4. Pour le Edge, cette moyenne est de 10,7. Au NewTom, l'homogénéité est de 33,4.

Dans l'**air**, le CBCT est donc la modalité ayant la moins bonne homogénéité par rapport aux MSCT, le Canon Genesis présentant lui-même une meilleure homogénéité que le Siemens Edge.

Dans l'**eau**, on ne constate pas de différence significative d'homogénéité entre les MSCT (homogénéité moyenne de 2,9 au Edge contre 2,2 pour le Genesis). Comme pour les calculs dans l'air, l'homogénéité au CBCT (13,9) est moins bonne qu'aux MSCT.

Tableau 12 : Résultats des calculs d'homogénéité, de déviation standard et de SNR (signal-noise ratio) pour chaque série

N° série	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	
														Edge
modalité	New Tom	Admir 1/5	Admir 2/5	Admir 3/5	Admir 4/5	Admir 5/5	FBP	AIDR mild	AIDR std	AIDR strong	FIRST mild	FIRST std	FIRST strong	
AIR	reconstruction	33,4	10,3	11,4	7,9	12,7	7,6	14,1	1,1	3,3	3,8	2,3	2,5	1,6
	moyenne SD	15,8	9,6	10,4	10,0	8,4	8,7	9,9	7,8	9,6	8,2	10,5	7,5	4,7
	SNR	5,2	4,9	4,1	4,3	4,7	8,1	3,9	1,8	2,3	2,9	1,5	2,4	2,7
EAU	reconstruction	13,9	2,3	3,7	2,0	3,1	2,9	3,2	1,5	2,4	2,2	2,2	2,3	2,4
	moyenne SD	48,9	14,1	13,2	12,2	11,2	10,3	14,8	16,5	14,8	13,2	11,5	7,7	5,1
	SNR	1,6	0,5	0,4	0,6	0,5	0,5	0,4	0,3	1,1	1,3	0,4	0,6	1,0

On peut également constater que si le NewTom et le Edge voient leur homogénéité augmenter de l'air vers l'eau (33,4 au NewTom dans l'air contre 13,9 dans l'eau et 10,7 au Edge dans l'air contre 2,9 dans l'eau), celle du Genesis est stable entre l'air (2,4) et l'eau (2,2).

Concernant la **moyenne des SD** (déviations standard), les résultats sont comparables entre les MSCT que ce soit dans l'air ou dans l'eau, et ceux-ci présentent de meilleurs résultats que le CBCT (dans l'eau et dans l'air). En effet, la déviation standard moyenne (toutes reconstructions confondues pour une même modalité), dans l'air, est de 9,5 au Edge et 8,1 au Genesis, contre 15,8 au NewTom. Le CBCT présente ainsi une déviation standard et donc un bruit de fond plus important que les MSCT dans l'air. Dans l'eau, la déviation standard moyenne est de 12,6 au Edge, 11,5 au Genesis et 48,9 au NewTom. Les MSCT présentent donc une déviation standard plus faible que le CBCT, que ce soit dans l'eau ou dans l'air, sans différence significative entre les deux MSCT étudiés.

De plus, on remarque que si les MSCT voient tous les deux leur SD légèrement augmenter entre l'air et l'eau (9,5 au Edge dans l'air contre 12,6 dans l'eau et 8,1 au Genesis dans l'air contre 11,5 dans l'eau), cette augmentation est plus fortement marquée au CBCT qui passe d'un SD de 15,8 dans l'air à 48,9 dans l'eau. Le CBCT verrait donc son bruit de fond beaucoup plus influencé par l'environnement diffusé que les MSCT.

Enfin pour le **rapport signal sur bruit** (SNR), on trouve dans l'air, un SNR de 5,2 au CBCT, un SNR moyen (toutes reconstructions confondues) de 5,0 au Edge et de 2,3 au Genesis. Le rapport signal sur bruit est donc semblable entre le CBCT et le Edge et meilleur que le Genesis. Dans l'eau, les SNR du Genesis et du Edge sont semblables (0,8 en moyenne pour le Genesis et 0,5 pour le Edge) contre 1,6 pour le NewTom.

On peut également noter que le Edge semble être la modalité dont le rapport signal sur bruit est le plus affecté par le passage de l'air à l'eau (et donc a priori par l'influence du diffusé). Son SNR moyen passe en effet de 5 dans l'air à 0,5 dans l'eau. Sa moyenne de déviation standard étant relativement stable entre l'air (9,5) et l'eau (12,6), on peut en déduire une perte de signal significative entre l'air et l'eau.

Le NewTom voit également son SNR diminuer entre les acquisitions dans l'air (5,2) et dans l'eau (1,6) mais de façon moins marquée que le Edge, de même que le Genesis (2,3 dans l'air et 0,8 dans l'eau).

### 1.3. Module linéarité

Le fantôme module linéarité a permis d'évaluer la linéarité de chaque acquisition. Les résultats sont présentés dans le Tableau 13. Ceux-ci montrent que le coefficient de corrélation linéaire  $r^2$  est compris entre 0.993 et 0.999 et ainsi que l'ensemble des séries présentent une haute linéarité sur la plage d'intensité de signal utilisée (Fig. 28).

Tableau 13 : Résultats des calculs de coefficient de corrélation linéaire

N° série	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
modalité	New Tom	Edge						Genesis					
reconstruction		Admir 1/5	Admir 2/5	Admir 3/5	Admir 4/5	Admir 5/5	FBP	AIDR mild	AIDR std	AIDR strong	FIRST mild	FIRST std	FIRST strong
linéarité $r^2$	0.998	0.993	0.994	0.994	0.994	0.994	0.994	0.999	0.999	0.999	0.999	0.999	0.999

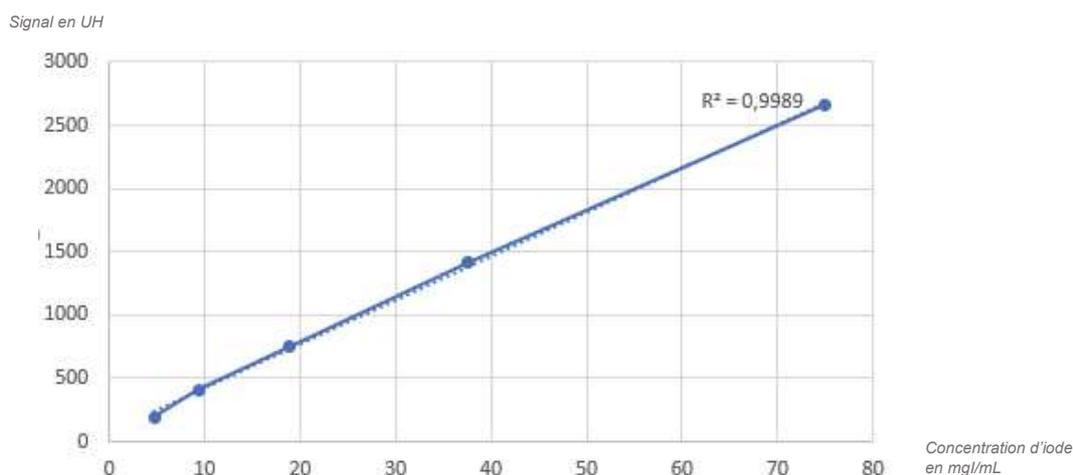


Figure 28 : Graphique des valeurs de signal en fonction des concentrations en iode du fantôme linéarité. Exemple de la série en reconstruction AIDR mild du MSCT Genesis.

#### 1.4. Module résolution contraste

Le fantôme module résolution contraste a permis d'évaluer le rapport contraste sur bruit (CNR) pour les quatre compartiments de chaque série. Les résultats des calculs de CNR sont présentés dans le Tableau 12. Ces calculs ont été réalisés en plaçant des ROIs au sein des différents compartiments avec le fantôme rempli d'air puis rempli d'eau afin d'apprécier l'effet du rayonnement diffusé (Fig. 29).

Il résulte de ces calculs que pour le CNR, dans l'air, le Siemens Edge présente le moins bon rapport contraste sur bruit, quelle que soit la reconstruction, les valeurs de CNR moyen étant stables et comprises entre 27,8 et 29,1 (séries n° 2 à 7).

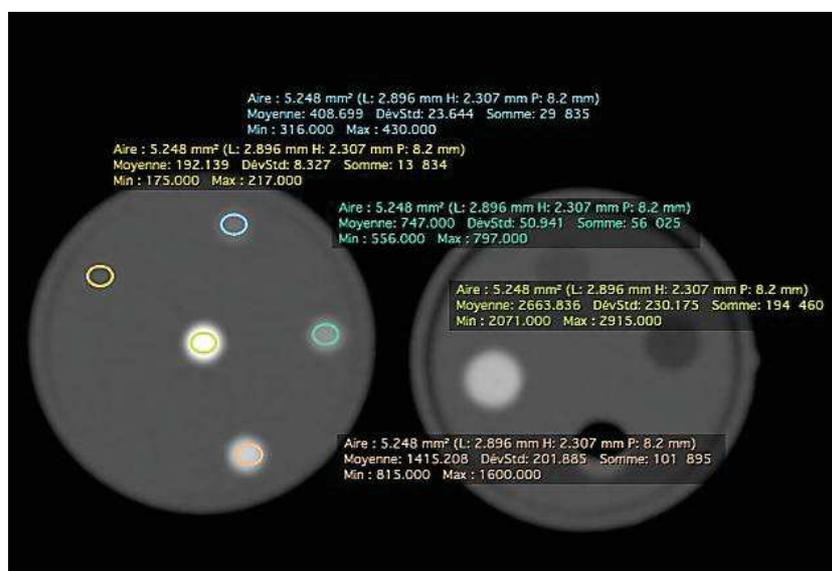


Figure 29 : ROIs positionnées dans les compartiments d'une coupe du fantôme linéarité. Exemple d'une série.

Le Canon Genesis présente des résultats plus variables en fonction des reconstructions utilisées, avec des **CNR moyen** dans l'air de 39,5 à 113,2 (séries N°8 à 13) augmentant globalement avec le niveau d'itération (mild, standard, strong), les reconstructions en FIRST présentant de meilleurs CNR que les reconstructions en AIDR. Le Genesis présente, dans l'air, de meilleurs CNR que le Edge.

Le CBCT NewTom quant à lui, présente de meilleurs résultats que le Edge dans l'air, et meilleurs que le Genesis en ce qui concerne les niveaux d'itération les plus faibles de ce dernier. En revanche, pour les reconstructions FIRST, le Genesis rattrape les CNR du NewTom, voire les surpasse en FIRST standard et strong.

Pour ce qui est du CNR dans l'eau, le CBCT présente les résultats les moins bons et semble le plus sensible au changement d'environnement de l'air vers l'eau. En effet, si son CNR moyen est de 66,9 dans l'air, il n'est plus que de 7,0 dans l'eau. Son rapport contraste sur bruit est donc presque divisé par dix entre l'air et l'eau.

Le MSCT Edge semble être la modalité dont le CNR est le moins sensible au changement d'environnement entre l'air et l'eau car son CNR moyen est globalement semblable lorsque le fantôme est rempli d'air ou d'eau. On peut également noter les résultats les moins satisfaisants au Edge lorsque l'on utilise la reconstruction en rétroprojection filtrée (série n°7) par rapport aux reconstructions itératives, notamment dans l'eau.

Enfin, pour ce qui est du MSCT Genesis, les valeurs des CNR sont globalement impactées par le changement d'environnement, mais dans une mesure moindre que le CBCT NewTom (réduction des CNR de 25 à 55% environs entre les acquisitions dans l'air et dans l'eau pour le MSCT Genesis). Le CNR au MSCT Genesis dans l'eau est meilleur qu'au NewTom, et comparable au Edge, sauf pour ce qui concerne les plus hauts niveaux d'itération en reconstruction FIRST. Le Genesis présente alors des résultats supérieurs à ceux du Edge.

L'eau présentant l'intensité de signal la plus proche de celle du plexiglas, des calculs complémentaires de résolution en contraste ont également été réalisés à partir des valeurs relevées dans les ROIs du compartiment d'eau. Les résultats de ces calculs sont présentés dans le Tableau 14.

Ces calculs montrent que la résolution en contraste est peu dépendante de l'algorithme de reconstruction employé car assez homogène entre les différentes séries acquises sur un même appareil. Le CBCT NewTom est la modalité présentant les moins bons résultats en résolution contraste. Entre les MSCT, les résultats sont assez semblables, avec une légère supériorité du Siemens Edge essentiellement lorsque le fantôme est rempli d'eau. Le CBCT NewTom et le MSCT Genesis ne semblent pas voir leur résolution contraste affectée par le changement d'environnement air/eau. En revanche, le Edge présente des résultats légèrement supérieurs dans l'eau que dans l'air.

Tableau 14 : Résultats des calculs de CNR (contrast-noise ratio) dans l'air et dans l'eau

modalité	New Tom	Edge										Genesis					
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13			
N° série	1		Admir 1/5	Admir 2/5	Admir 3/5	Admir 4/5	Admir 5/5	FBP	AIDR mild	AIDR std	AIDR strong	FIRST mild	FIRST std	FIRST strong			
CNR huile	30,1	11,5	11,6	11,7	11,9	12,0	11,4	19,3	25,8	28,5	26,6	37,3	57,6				
CNR eau	11,3	5,8	5,9	5,9	6,1	6,2	5,7	7,8	10,7	11,6	11,5	16,2	24,6				
A I R	85,3	36,7	37,0	36,6	37,6	38,0	36,4	47,4	64,1	69,7	61,1	86,1	134,9				
CNR iode 15	140,9	58,2	58,2	59,1	59,6	60,1	57,7	83,3	113,0	122,3	106,5	150,4	235,8				
CNR iode 30	66,9	28,1	28,2	28,3	28,8	29,1	27,8	39,5	53,4	58,0	51,4	72,5	113,2				
CNR huile	3,0	12,2	13,4	14,1	15,0	16,1	11,9	10,7	12,0	13,4	16,7	23,3	39,7				
CNR eau	1,2	5,3	5,6	6,0	6,4	7,0	4,9	4,8	5,5	6,1	7,8	10,8	18,4				
E A U	8,7	32,8	34,7	36,4	38,6	41,3	31,2	25,6	28,7	31,9	43,7	60,4	103,6				
CNR iode 15	15,0	53,1	56,2	59,0	62,5	66,8	50,6	44,0	49,7	55,0	73,9	103,2	177,5				
CNR iode 30	7,0	25,9	27,5	28,9	30,6	32,8	24,7	21,3	24,0	26,6	35,5	49,4	84,8				
CNR moyen																	

Tableau 15 : Résultats des calculs de résolution contraste entre le compartiment « eau » et le plexiglas du fantôme

N°série	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
AIR	<b>0,2</b>	1,0	1,0	1,1	1,1	1,1	1,0	0,9	0,9	0,9	0,8	0,8	0,8
EAU	<b>0,2</b>	1,4	1,4	1,4	1,5	1,5	1,3	0,8	0,8	0,8	0,9	0,8	0,8

## 2. Crâne sec

Si nous avons prévu au départ de réaliser nos acquisitions dans l'ordre décrit dans le Tableau 7, nous avons cependant été confrontés à divers contretemps qui nous ont mené à réitérer plusieurs fois certaines acquisitions et faire des aller-retours entre les images du fantôme et du crâne sec. En effet, nous avons notamment fait face à une divergence entre les doses révélées par les TLDs lors des acquisitions sur le crâne sec et celles attendues.

La charge étant théoriquement proportionnelle à la dose délivrée, nous avons calculé la charge en mAs à programmer au Canon Genesis et au Siemens Edge en fonction de celle issue automatiquement du CBCT par la modulation de dose (Tableau 7). Cependant, nous avons dans un premier temps relevé une dose de près de 30% supérieure au Genesis par rapport à celles attendues et à celles relevées aux deux autres modalités. Suspectant une erreur de positionnement du support ou une erreur de manipulation de notre part, nous avons donc réitéré les acquisitions et les mesures effectuées au MSCT Genesis. Les résultats révélés par les TLDs restant inchangés et insatisfaisants, à savoir une dose trop élevée au Genesis par rapport aux autres appareils, malgré une réduction des paramètres d'acquisition, nous nous sommes interrogés quant à la dose réellement délivrée pour l'acquisition du volume en lui-même, c'est-à-dire en dehors de la dose délivrée pour les *scouts*. En effet, afin de respecter au mieux les conditions d'acquisitions « réelles », c'est-à-dire en routine, nous avons fait le choix de réaliser les mesures des doses sur le crâne, en intégrant la dose utilisée pour la réalisation des topogrammes. Ceux-ci sont toujours réalisés en conditions réelles pour vérifier le positionnement du patient avant la réalisation de l'acquisition à proprement parler.

Les TLDs avaient donc été positionnés sur le crâne avant la réalisation des topogrammes. Or, face à une dose qui semblait « incompressible » au MSCT Genesis

et ce malgré la répétition des acquisitions et une réduction significative des mAs (des acquisitions ayant été réalisées à 16 mAs puis à 12 mAs), nous avons supposé que cela pouvait être dû à la dose délivrée lors des repérages. Nous avons ainsi recommencé les acquisitions du crâne avec les TLDs sur l'ensemble des modalités, en ne mesurant cette fois que la dose délivrée pour les repérages. L'ensemble des résultats dosimétriques (en mGy) sont présentés dans le tableau 15. Ce tableau présente pour chaque modalité :

- la dose totale (topogramme + acquisition) à chaque emplacement choisi du crâne sec (dose relevée par les TLDs),
- la dose résultant des topogrammes (dose relevée),
- la dose attribuée à l'acquisition du volume en elle-même (dose calculée à partir des deux précédentes)
- le pourcentage de dose (sur l'examen entier) relevant des topogrammes.

Il est à noter que les paramètres d'acquisition des topogrammes eux-mêmes sont très variables d'une modalité à l'autre (et ne sont en routine aucunement modifiés par les opérateurs). De même, si deux topogrammes (face et profil) sont réalisés en routine au CBCT NewTom et au MSCT Canon Genesis, le Siemens Edge ne propose par défaut que la réalisation d'une radiographie de repérage de profil. Ces deux éléments représentent des éléments d'explication quant aux différences dosimétriques significatives observées entre modalités pour les topogrammes.

On peut ainsi noter qu'au CBCT, la dose attribuée aux radiographies de repérage sont proportionnellement les plus faibles par rapport aux MSCT : en moyenne 1,37% de la dose totale au CBCT, 20,47% au Edge, 43,97% au Genesis.

Ainsi, si l'on pensait au départ que le MSCT Genesis présentait une surdose sur l'acquisition d'environ 30% par rapport aux autres modalités, on constate finalement que, déduction faite de la dose délivrée par les topogrammes, le MSCT Genesis est celui qui délivre la plus faible dose lors de cette phase. Or les images soumises à l'analyse qualitative ne relèvent que de la dose attribuée à l'acquisition elle-même (et non de la dose issue des topogrammes). Les images obtenues et soumises aux observateurs ont ainsi été réalisées dans des conditions dosimétriques similaires (on constate un surdosage de 13% au CBCT par rapport au MSCT Genesis et de 6% par rapport au Edge, ce qui semble peu significatif au vu de la marge d'erreur attribuable aux TLDs (20).

Enfin, il est à noter que nous avons exclu dans les calculs du Tableau 16, les doses relevées au vertex, celles-ci étant particulièrement faibles, le vertex étant situé dans le champ d'acquisition des topogrammes mais pas dans le champs d'acquisition du volume d'intérêt.

Les images issues des acquisitions sur crâne sec et sélectionnées pour être soumises à l'évaluation des observateurs sont présentées dans les figures 30 à 32. Afin d'apprécier la qualité des images radiologiques dans les différents plans de l'espace, des images ont été reconstruites dans les plans coronal et sagittal.

Tableau 16 : Doses en mGy relevées à partir des TLDs sur les acquisitions de crâne sec

paramètres topo	CBCT NewTom				MSCT Siemens Edge				MSCT Canon Genesis			
	110 kV / 0,02 mAs / 2 Topos				120 kV / 94,7 mAs / 1 Topo				120kV / 120 mAs / 2 Topos			
	dose totale	dose topo	dose acquisition*	% dose topo	dose totale	dose topo	dose acquisition*	% dose topo	dose totale	dose topo	dose acquisition*	% dose topo
<b>vertex</b>	0,008	0,000	0,008*		0,57	0,38	0,19*		0,12	1,11	-0,99*	
<b>orbite D</b>	1,570	0,003	1,567*	0,21%	1,49	0,33	1,16*	22,15%	1,88	0,93	0,95*	49,47%
<b>orbite G</b>	1,460	0,029	1,431*	1,99%	1,53	0,35	1,18*	22,88%	1,93	1,04	0,89*	53,89%
<b>selle nasale</b>	1,700	0,039	1,661*	2,29%	1,41	0,36	1,05*	25,53%	2,11	0,99	1,12*	46,92%
<b>gonion D</b>	1,330	0,017	1,313*	1,28%	1,61	0,23	1,38*	14,29%	1,92	0,81	1,11*	42,19%
<b>gonion G</b>	1,470	0,033	1,437*	2,24%	2,02	0,57	1,45*	28,22%	2,32	1,17	1,15*	50,43%
<b>moelle</b>	1,150	0,008	1,143*	0,65%	1,72	0,27	1,45*	15,70%	1,97	0,6	1,37*	30,46%
<b>ATM D</b>	1,160	0,017	1,143*	1,47%	1,49	0,08	1,41*	5,37%	1,58	0,48	1,1*	30,38%
<b>ATM G</b>	1,390	0,011	1,379*	0,79%	1,62	0,48	1,14*	29,63%	2,04	0,98	1,06*	48,04%
<b>moyenne (hors vertex)</b>	1,40		1,23*	<b>1,37%</b>	1,50		1,16*	<b>20,47%</b>	1,76		1,09*	<b>43,97%</b>

\*Les doses signalées par un astérisque sont des doses calculées et non mesurées.

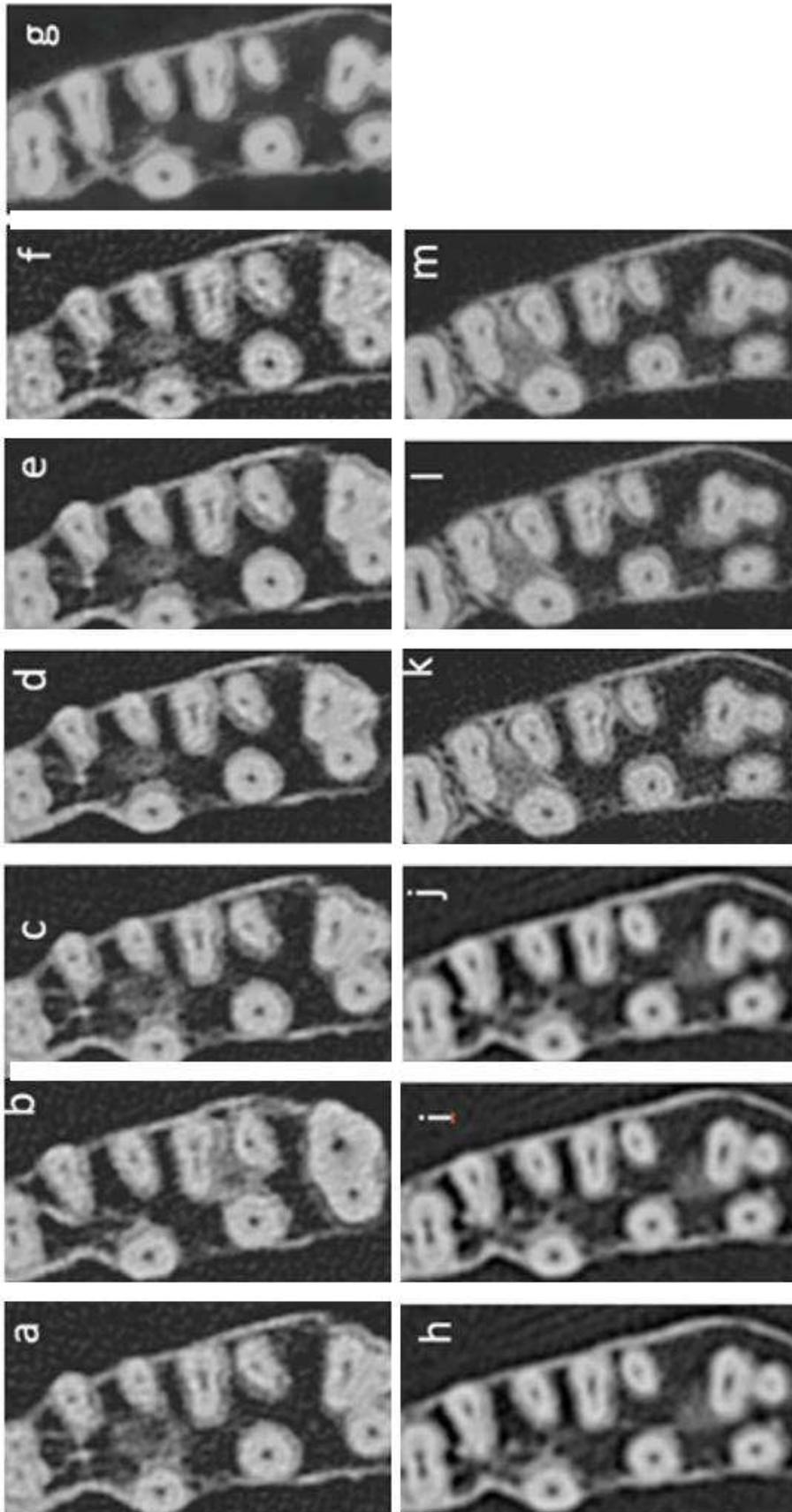


Figure 30 : Images axiales du crâne soumises aux observateurs

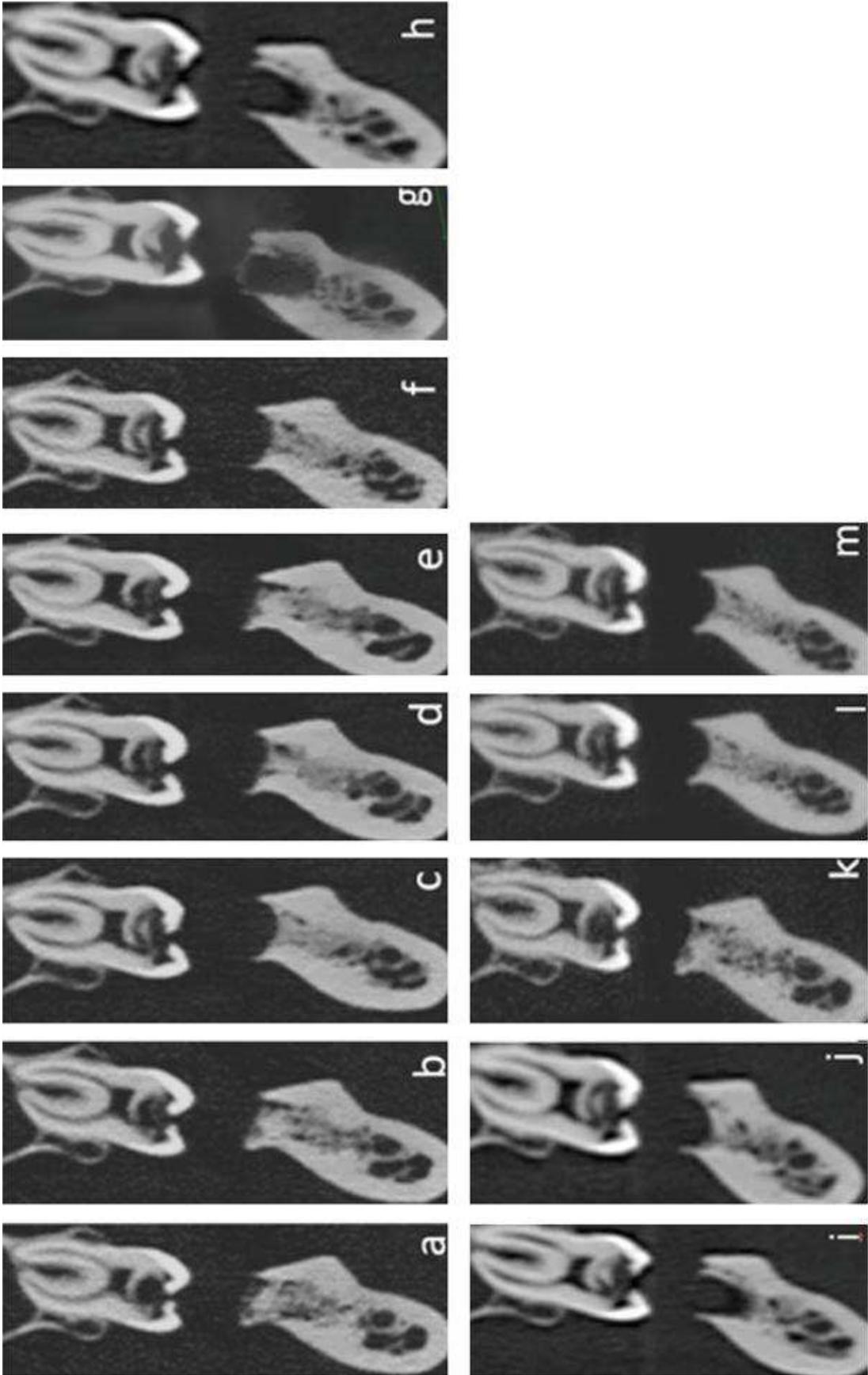


Figure 31 : Images coronales du crâne soumises aux observateurs

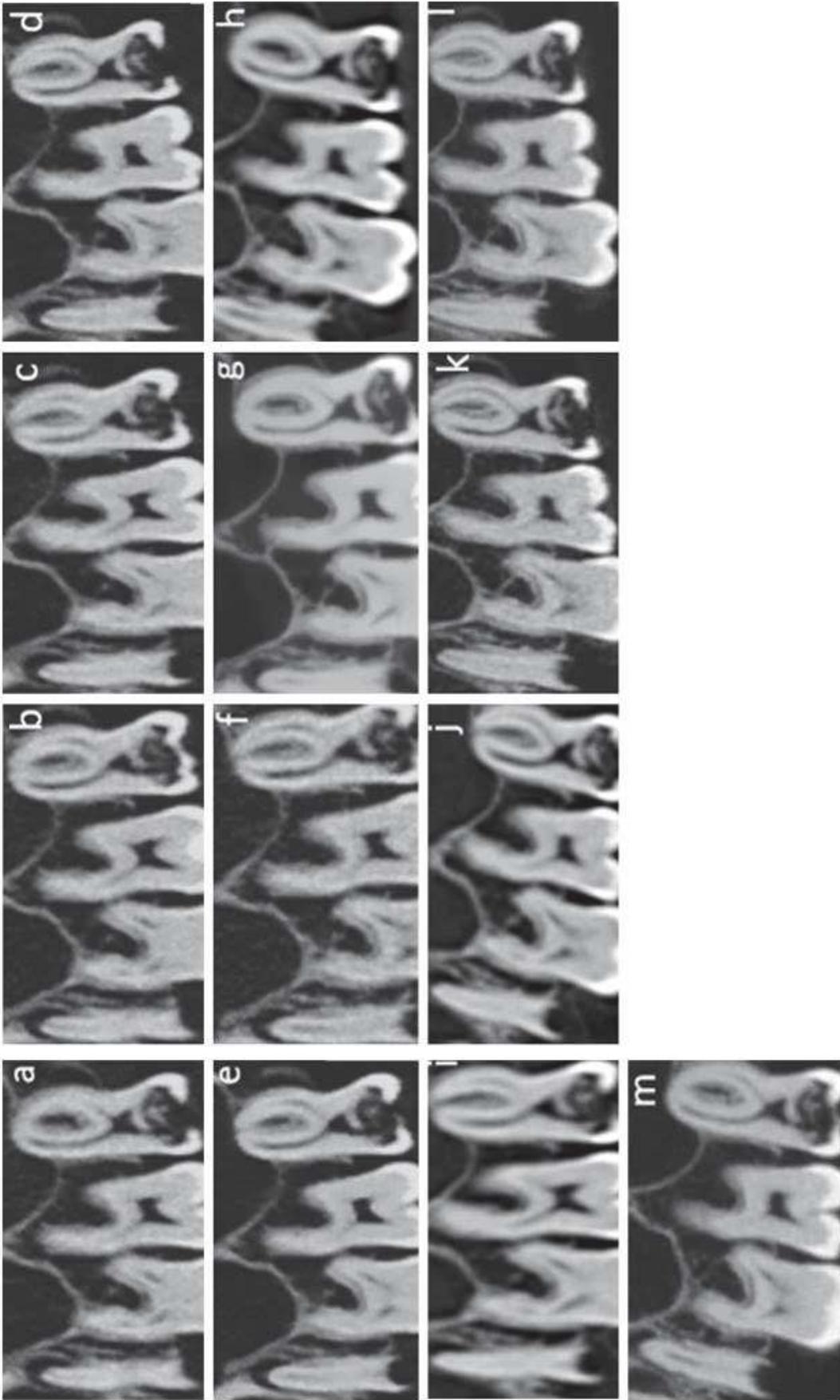


Figure 32 : Images sagittales du crâne soumises aux observateurs

Les images issues de chaque série ont été soumises à l'observation, à l'analyse et à la notation par le groupe de dix observateurs, selon l'échelle de notation présentée dans le Tableau 10. Les résultats de cette notation ont été rapportés sur cent et sont présentés dans le Tableau 17. Les scores obtenus ont été triés par ordre décroissant pour chaque série et dans les trois plans étudiés (axial, coronal et sagittal). Une moyenne des scores dans les trois plans est présentée dans la dernière colonne du tableau.

Dans le **plan axial**, il ressort de ces résultats que le CBCT NewTom présente le meilleur score (série g, score de 82/100), suivi par la série de reconstruction Admire 5/5 du MSCT Siemens Edge (série e, score de 68/100) puis par la série de reconstruction FIRST strong du MSCT Canon Genesis (série m, score de 67/100). Les résultats les moins bons sont obtenus avec les séries de reconstructions AIDR mild, standard et strong du MSCT Siemens Edge (respectivement séries h, i et j et score de 35/100, 35/100 et 33/100) et par la série de reconstruction en transformée de Fourier (série f, score 31/100).

Dans le **plan coronal**, le CBCT NewTom arrive également en tête des résultats (score 78/100), *ex aequo* avec les séries de reconstructions Admire 4/5 et Admire 5/5 du MSCT Edge. Ce sont à nouveau les séries AIDR strong (score 37/100), mild et standard (toutes deux avec un score de 35/100) qui présentent les moins bons résultats. La série en reconstruction en transformée de Fourier du MSCT Edge présente en coupe coronale des résultats moins défavorables qu'en coupe axiale, avec un score de 59/100.

Dans le **plan sagittal**, le CBCT présente encore les meilleurs résultats avec un score de 71/100, suivi de près par la reconstruction FIRST mild du MSCT Genesis (score de 68/100). Les résultats les moins bons sont à nouveau attribués aux séries de reconstructions AIDR mild, strong (toutes deux avec un score de 40/100), standard (score de 35/100) et la reconstruction par transformée de Fourier (score de 39/100).

Pour ce qui est du **score moyen dans les trois plans de l'espace**, le CBCT NewTom apparaît en tête (score de 77/100), suivi par la reconstruction FIRST mild du MSCT Genesis et Admire 4/5 du MSCT Edge (toutes deux avec un score de 67/100), puis la reconstruction Admire 5/5 (score de 65/100). Les résultats les moins bons correspondent aux reconstructions par transformée de Fourier (score de 43/100), les

reconstructions ADR mild et strong (toutes deux avec un score de 37/100) et ADR standard (score de 35/100).

Il est à noter que la grande majorité des observateurs a verbalement exprimé des difficultés à noter et à départager certaines images qui leur semblaient très similaires. En effet, on constate parfois une certaine subtilité des modifications induites par les algorithmes de reconstruction appliqués à des images issues de la même acquisition.

De plus, la majorité des observateurs a montré des réticences à distinguer l'impact du bruit et des artéfacts dans la qualité des images présentées. Si ces notions leur étaient généralement familières, il leur demeurait difficile de dissocier l'impact de chacun de ces paramètres et de leur conférer une note séparément.

Enfin, il a été demandé aux observateurs, en fin de l'étude qualitative, de nommer la ou les images qu'ils jugeaient les plus informatives, à partir des planches de chaque plan de coupe. Il est intéressant de constater que l'ensemble des observateurs radiologues a noté une préférence pour les reconstructions en FIRST mild du MSCT Genesis (série k), quel que soit le plan de coupe, au détriment des images de CBCT qu'ils ont globalement jugé « trop lisses ». À l'inverse, les observateurs chirurgiens dentistes, plus habitués à l'analyse des images de CBCT, ont donné leur préférence d'abord aux images de la série g (CBCT NewTom), puis aux images de la série k (FIRST mild du MACT Canon Genesis).

Tableau 18 : Résultats de l'analyse qualitative des images du crâne

axial		coronal		sagittal		moyenne	
g	82/100	d	78/100	g	71/100	g	77/100
e	68/100	e	78/100	k	68/100	k	67/100
m	67/100	g	78/100	d	57/100	d	67/100
d	66/100	c	70/100	l	56,5/100	e	65/100
k	65/100	a	68,5/100	m	55/100	m	62/100
l	62/100	k	67/100	a	52/100	l	60,5/100
b	56/100	m	65/100	c	52/100	c	57/100
c	50/100	b	63/100	b	50/100	a	56/100
a	48/100	l	63/100	e	48/100	b	56/100
h	35/100	f	59/100	h	40/100	f	43/100
i	35/100	j	37/100	j	40/100	h	37/100
j	33/100	h	35/100	f	39/100	j	37/100
f	31/100	i	35/100	i	35/100	i	35/100

Résultats rapportés sur cent des notes attribuées par les observateurs lors de l'analyse qualitative des images, pour chaque série et dans les trois plans de l'espace.

Pour rappel et afin d'offrir une meilleure lisibilité des résultats, le Tableau 9 indiquant la lettre attribuée à chaque série a été reporté ci-après.

Tableau 9 : Résumé des caractéristiques des reconstructions réalisées lors des acquisitions

Modalité	CBCT	MSCT											
Appareil	New Tom	Edge						Genesis					
Reconstruction		Admir 1/5	Admir 2/5	Admir 3/5	Admir 4/5	Admir 5/5	FBP	AIDR mild	AIDR std	AIDR strong	FIRST mild	FIRST std	FIRST strong
Lettre attribuée	g	a	b	c	d	e	f	h	i	j	k	l	m

## V. Discussion

Il ressort de cette étude des résultats qui semblent parfois aller à l'encontre des idées reçues selon lesquelles le CBCT présente une supériorité absolue vis-à-vis des MSCT.

Ainsi, pour ce qui est des **images issues des fantômes** utilisés en première partie de cette étude, le CBCT a été la modalité à présenter la moins bonne homogénéité. Concernant la résolution en contraste, le CBCT NewTom présentait des résultats supérieurs à ceux du MSCT Siemens Edge, mais équivalents, voire surpassés par ceux du MSCT Canon Genesis, notamment lors de l'utilisation des reconstructions en FIRST. Dans le milieu aqueux, le CBCT présente les moins bons résultats de *contrast-noise ratio*.

Pour ce qui est de la **résolution spatiale**, que ce soit par l'étude des images des fantômes ou celles du crâne sec, on relève un résultat légèrement supérieur sur celles des MSCT. Toutefois, il est à relever une difficulté exprimée par les observateurs pour réaliser cette analyse qu'ils ont parfois qualifié de « trop subtile » pour pouvoir départager objectivement certaines images, ainsi qu'une hétérogénéité des réponses en fonction des profils professionnels des observateurs. En effet, les observateurs radiologues habitués à l'interprétation des images MSCT ont généralement préféré les images FIRST (notamment les reconstructions FIRST mild) du MSCT Canon Genesis, tandis que les observateurs chirurgiens-dentistes, habitués aux images CBCT, ont donné leur préférence à ces dernières.

Enfin, il est à noter que les images ont été réalisées avec des **doses** aux MSCT légèrement inférieures à celles délivrées par le CBCT (Tableau 16). En effet, de part les difficultés rencontrées lors du paramétrage des modalités MSCT, et notamment par notre surprenante découverte quant au niveau de participation des images topogrammes sur la dose totale délivrée, nous avons été contraints à certains compromis. Sur ce point, il semble donc qu'il y ait des progrès envisageables quant à la dose délivrée lors des examens MSCT, de part l'optimisation des acquisitions topogrammes. Cela pourrait être aisément réalisé en partenariat avec les ingénieurs d'application afin de réduire les paramètres d'exposition de ces radiographies de repérages, et ce afin de diminuer leur contribution (actuellement élevée) à la dose totale d'un examen scanner (Tableau 16).

Les images du Siemens Edge ont ainsi été acquises avec en moyenne une dose inférieure de 18% à celles du CBCT et celles du Canon Genesis avec une dose moyenne inférieure de 23% à celles du CBCT (ces pourcentages restent cependant de l'ordre de l'estimation et à apprécier avec prudence du fait de la marge d'erreur des TLDs utilisés à des doses aussi faibles). Il conviendrait sans doute d'approfondir cette étude en réalisant de nouvelles acquisitions à doses exactement égales entre modalités, mais également en proposant une approche en « conditions réelles », c'est-à-dire par exemple par la réalisation d'acquisition sur pièce anatomique comportant des tissus mous. Si cette dernière étape était initialement prévue comme partie intégrante des supports d'acquisition, nous avons cependant été contraints d'y renoncer en raison de contraintes de temps et de logistique.

Cette étude apporte ainsi une première approche et permet de répondre à notre première question : les avancées technologiques permettent bien une réduction de dose suffisante au MSCT pour égaler la dosimétrie des CBCT.

Quant à la deuxième question qui concernait la qualité des images ainsi produites, on peut pour le moment répondre que certaines reconstructions aux MSCT permettent de s'approcher des résultats obtenus au CBCT en terme d'analyse qualitative, le MSCT surpassant parfois le CBCT pour ce qui est des études quantitatives (notamment pour l'homogénéité et la résolution contraste).

Ces différentes modalités présentent chacune des forces et des faiblesses. Les **MSCT** présentent notamment les avantages suivants (21) :

- Une **rapidité d'acquisition** permettant de réduire les artefacts cinétiques et ainsi d'améliorer la qualité des acquisitions notamment chez les patients agités, instables ou encore en pédiatrie. Le MSCT Canon Genesis permet ainsi la réalisation de l'acquisition en 0,5 secondes contre 6,5 secondes au CBCT NewTom.
- La possibilité de **fenêtrage et de filtration** en faveur de l'étude des tissus mous.
- **L'accès à de nombreux paramètres** d'acquisition et de reconstruction ainsi que le paramétrage de divers algorithmes permettant notamment la correction des artefacts métalliques.

Le **CBCT** quant à lui présente notamment les intérêts suivants :

- **Accessible aux chirurgiens-dentistes** et non pas seulement aux médecins radiologues.
- **Coût d'acquisition** de l'équipement inférieur à celui d'un MSCT
- Appareils **moins encombrants**, ceci permettant leur installation en cabinet dentaire par exemple.

Pour conclure, il est à noter que des évolutions technologiques très récentes (fin 2018) offrent de nouvelles perspectives. En effet, Canon Medical System propose désormais le Canon Aquilion Precision. Celui-ci promet une amélioration de la qualité des images et une réduction du bruit couplées à une réduction des doses délivrées, et ce grâce notamment à des solutions basées sur l'intelligence artificielle, un foyer optique le plus petit de l'industrie actuelle (0.4x0.5 contre 0.6x0.7 par exemple pour un Siemens Somatom Flash ou 1 x 0.7 pour un GE Discovery CT 750 HD) permettant de réduire le flou géométrique, un détecteur UHR (Ultra High Resolution) accédant à une résolution théorique de 150 microns. L'ensemble de ces innovations technologiques offrent la promesse d'une amélioration de la qualité des images tout en réduisant les doses, ceci pouvant amener à des résultats MSCT pouvant potentiellement rivaliser avec les qualités techniques des CBCT.

## Conclusion

Le CBCT s'est largement démocratisé dans la pratique bucco-dentaire depuis sa commercialisation à la fin des années 1990. Il offrait notamment la perspective d'une réduction significative des doses délivrées aux patients en parallèle d'une augmentation de la qualité des images radiologiques. Ces avantages restent cependant sujet à controverse. Dans le cadre de ce travail, nous avons réalisé une comparaison de la qualité des images radiologiques issues de CBCT et de MSCT à doses équivalentes.

Les conclusions de cette étude montrent que les avancées technologiques au MSCT permettent des résultats qui semblent infirmer les théories de supériorité absolue du CBCT sur le MSCT. D'après notre travail, le CBCT présente ainsi l'homogénéité la moins satisfaisante en comparaison aux MSCT étudiés. Le MSCT Canon Genesis surpasse les résultats du CBCT en terme de résolution en contraste et le CBCT présente les moins bons résultats de *contrast-noise-ratio* dans l'eau. Pour la résolution spatiale, le CBCT présente des résultats légèrement supérieurs aux MSCT que ce soit sur fantôme ou sur crâne sec.

Il ressort de cette étude que l'optimisation des protocoles d'acquisition aux MSCT permet non seulement de rivaliser avec les dosimétries du CBCT mais également de s'approcher, à niveaux de doses équivalentes, des résultats du CBCT voire de les surpasser quant à certains critères de qualité des images. Les modalités MSCT offrent de plus la perspective prochaine d'une réduction significative des doses délivrées de part une meilleure gestion des topogrammes et de leurs paramètres d'acquisition, mais également de part les évolutions technologiques récentes. En effet, l'apparition notamment de l'application de l'intelligence artificielle au sein des algorithmes de reconstruction offrent la promesse de nouvelles performances dans la continuelle course à la réduction des doses pour nos patients.

## Bibliographie

1. Hounsfield GN. Computerized transverse axial scanning (tomography): Part 1. Description of system. *Br J Radiol.* 1973 Dec;46(552):1016-22.
2. Ambrose J. Computerized transverse axial scanning (tomography): Part 2. Clinical application. *Br J Radiol.* 1973 Dec 1;46(552):1023-47.
3. Shin HS, Nam KC, Park H, Choi HU, Kim HY, Park CS. Effective doses from panoramic radiography and CBCT (cone beam CT) using dose area product (DAP) in dentistry. *Dentomaxillofacial Radiol.* 2014 Jun;43(5)
4. Loubele M, Bogaerts R, Van Dijck E, Pauwels R, Vanheusden S, Suetens P, et al. Comparison between effective radiation dose of CBCT and MSCT scanners for dentomaxillofacial applications. *Eur J Radiol.* 2009 Sep 1;71(3):461-8.
5. Hofmann E, Schmid M, Lell M, Hirschfelder U. Cone beam computed tomography and low-dose multislice computed tomography in orthodontics and dentistry: a comparative evaluation on image quality and radiation exposure. *J Orofac Orthop Fortschritte Kieferorthopadie Organ Official J Dtsch Ges Kieferorthopadie.* 2014 Sep;75(5):384-98.
6. Okano T, Harata Y, Sugihara Y, Sakaino R, Tsuchida R, Iwai K, et al. Absorbed and effective doses from cone beam volumetric imaging for implant planning. *Dentomaxillofacial Radiol.* 2009 Feb 1;38(2):79-85.
7. Ludlow JB, Ivanovic M. Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64-slice CT for oral and maxillofacial radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology.* 2008 Jul 1;106(1):106-14.
8. Dillenseger J-P, Matern J-F, Gros C-I, Bornert F, Goetz C, Minor J-ML, et al. MSCT versus CBCT: evaluation of high-resolution acquisition modes for dento-maxillary and skull-base imaging. *Eur Radiol.* 2015 Feb 1;25(2):505-15.
9. Geyer LL, Schoepf UJ, Meinel FG, Nance JW, Bastarrika G, Leipsic JA, et al. State of the Art: Iterative CT Reconstruction Techniques. *Radiology.* 2015 Jul 23;276(2):339-57.
10. Kadesjö N, Benchimol D, Falahat B, Näsström K, Shi X-Q. Evaluation of the effective dose of cone beam CT and multislice CT for temporomandibular joint examinations at optimized exposure levels. *Dentomaxillofacial Radiol.* 2015 Oct;44(8)
11. Dillenseger J-P, Gros C-I, Sayeh A, Rasamimanana J, Lawniczak F, Leminer J-M, et al. Image quality evaluation of small FOV and large FOV CBCT devices for oral and maxillofacial radiology. *Dentomaxillofacial Radiol.* 2017 Jan;46(1)
12. Dillenseger J-P, Moerschel E, Zorn C. Guide des technologies de l'imagerie médicale et de la radiothérapie: Quand la théorie éclaire la pratique. 2<sup>nd</sup> ed. Elsevier Masson; 2016.

13. Gervaise A. Optimisation et réduction de la dose d'irradiation au scanner : aspects techniques et impact en pratique clinique courante. [Thèse de Doctorat d'Université Science de la Vie et de la Santé]. Université de Lorraine; 2016
14. Tack D. Radiation Dose from Multidetector CT. 2<sup>nd</sup> ed. London: Springer-Verlag Berlin Heidelberg; 2012.
15. Geyer et al. State of the Art Iterative CT Reconstruction Techniques. Radiology. 2015 Aug;276(2):339-57
16. Deák Z, Grimm JM, Treitl M, Geyer LL, Linsenmaier U, Körner M, et al. Filtered Back Projection, Adaptive Statistical Iterative Reconstruction, and a Model-based Iterative Reconstruction in Abdominal CT: An Experimental Clinical Study. Radiology. 1 janv 2013;266(1):197-206.
17. Stiller W. Basics of iterative reconstruction methods in computed tomography: A vendor-independent overview. Eur J Radiol. 1 déc 2018;109:147-54.
18. Gala H de las H, Torresin A, Dasu A, Rampado O, Delis H, Girón IH, et al. Quality control in cone-beam computed tomography (CBCT) EFOMP-ESTRO-IAEA protocol (summary report). Phys Medica Eur J Med Phys. 2017 Jul 1;39:67-72.
19. Blondiaux E, Cochet A, Durand E, Kremer S. Imagerie médicale les fondamentaux : radioanatomie, biophysique, techniques et séméiologie en radiologie et médecine nucléaire. Elsevier Masson; 2017.
20. Barthe J, Portal G. Technologie des lecteurs de dosimètres thermoluminescents. Radioprotection. 1990 Apr;25(2):135-56.
21. Cavézian R, Pasquet G. Cone beam imagerie diagnostique en odontostomatologie principes, résultats et perspectives. Elsevier Masson; 2011.