

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE
MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR ET DE LA
RECHERCHE SCIENTIFIQUE
UNIVERSITE MOHAMED BOUDIAF - M'SILA

FACULTE DES SCIENCES

DEPARTEMENT PHYSIQUE

N° : PH/MED/02/2025/2025



DOMAINE : Sciences de la matière

FILIERE : Physique

OPTION : Physique Médicale

**Mémoire présenté pour l'obtention
Du diplôme de Master Professionnalisant**

Par: Hacene blidi Aya

Intitulé

**Contrôle de qualité de l'imagerie embarquée
d'un accélérateur à usage médical**

Soutenu devant le jury composé de :

Boussahel Mounir	Université de M'sila	Président
BounabSabrina	Université de M'sila	Examineur
Saad khoudri	UHS CAC DE SETIF	Rapporteur
Benkahila Karim	UHS CAC DE SETIF	co- Rapporteur

Année universitaire : 2024/2025

Remerciements

*Avant tout je remercie en premier lieu mon Dieu « Allah », le Tout Puissant, qui
M'a procuré la volonté, le courage et la patience durant toutes ces années d'études qui
Est conclus par la réalisation de ce modeste travail.*

*À ma chère mère, mon refuge et ma tendresse, celle qui a veillé, éduqué, sacrifié, et supporté avec
une patience infinie. Celle qui m'a bercée de douceur et m'a appris le sens de l'amour
inconditionnel.*

*Que Dieu te bénisse comme tu m'as élevée dans l'enfance. Qu'Il prolonge ta vie, te garde en
bonne santé et te comble de Sa miséricorde.*

*À mon cher père, mon pilier et mon modèle, celui qui a toujours été là, fort et discret, travaillant
sans relâche pour notre bien. Celui dont je porte le nom avec fierté, et dont la présence rassure et
honore.*

*Que Dieu te récompense pour chaque effort, qu'Il t'accorde une longue vie paisible et qu'Il te
protège.*

*À mon frère aîné, Youssef, protecteur et guide, porteur de la tendresse paternelle, celui sur qui j'ai
toujours pu compter.*

Que Dieu te garde, t'honore et te comble de réussite et de paix.

*À ma sœur bien-aimée, Chaima, complice de tous les instants, lumière de mon cœur, amie fidèle et
confidente précieuse.*

*Que Dieu t'entoure de Sa lumière, t'accorde le bonheur dans cette vie et dans l'au-delà, et qu'Il te
garde toujours proche de moi.*

Remerciements

Il y a de nombreuses personnes avec qui je souhaiterais partager la joie de l'achèvement de ce mémoire. Sans leur soutien, sous toutes ses formes et à tous les niveaux, ce travail n'aurait pas été possible.

Je tiens à exprimer ma profonde gratitude au Dr. Saad Rhoudri et au Dr. Karim Benkahila pour leurs réflexions éclairées et leur accompagnement précieux jusqu'à la finalisation de ce mémoire. J'ai grandement apprécié leurs commentaires et suggestions constructives qui ont contribué à l'amélioration de la qualité de ce travail.

Un remerciement tout particulier à Mme Sabrina Bounab, responsable de la spécialité Physique Médicale, pour sa disponibilité et son accompagnement bienveillant.

Je n'oublie pas ceux qui nous ont soutenus et qui nous ont permis de nous former et de faire des stages à Centre anti-Cancer CAC de Sétif. Mes remerciements vont à tous les médecins médicaux de cet établissement

Enfin, merci à toutes les personnes qui m'ont soutenue, de près ou de loin, du début jusqu'à la fin de ce parcours.

Hacene blidi Aya

Table des matières

- Acknowledgments	
- Liste des figures	
- Liste des Tableaux	
- Liste des abréviations	
- Introduction générale	I
II . PARTIE THEORIQUE	02
Chapitre 1 :Généralité sur la radio thérapie Et base physique	02
1. Introduction du tube à rayons X	03
2. Constitution du tube à rayons X	03
2.1. La cathode	03
2.2. L'anode tournante	04
2.3.Les enveloppes de protection	04
3.Principe de production des rayons X	05
4. Mécanismes d'émission des rayons X	06
4.1. Rayonnement de freinage (Bremsstrahlung)	06
4.2. Rayonnement caractéristique	06
5 .Spectre de rayons X	07
6. Interaction avec la matière et formation de l'image	08
7. Types de tubes à rayons X	10
8. Paramètres influençant la production des rayons X	10
9.CONCLUSION	12
Chapitre 2 : Contrôle de qualité en IGRT	13
2.1.Définition IGRT	14
2.2. Définition de (OBI)	14
2.3. Utilisations de l'OBI :	17
2.4. CBCT	18
2.5. Tomodensitométrie à faisceau conique	18
2.6. CBCT technique	20
2.7. CBCT Image	20
2.8. Mode of CBCT acquisition	21
2.9.Imagerie KV-KV	22

2.10. Aspects physiques	22
2.11. Résolution spatiale	23
2.12. Définition de contraste	23
2.13. Définition de bruit	24
2.14. Paramètres influant sur la qualité des images	24
3. PARTIE PRATIQUE	27
Chapitre 3 : Assurance qualité	27
3. Matériels et méthodes	28
3.1. Matériels	28
3.1.1. Accélérateur linéaire	28
3.2. Les systèmes embarqués	28
3.3. Fantôme TOR	29
3.2. Vérification de l'alignement de l'imagerie OBI	30
3.2.1. Linéarité spatiale :	30
3.2.2. Spécification	30
3.3. Précision de l'alignement du pixel central de l'imageur KVD	33
3.4. Vérification de l'isocentre KV (sans option IsoCal)	34
3.7. Exactitude du positionnement vertical et longitudinal de la source kV	39
3.10. Multimètre radical	40
3.11. La chambre d'ionisation	42
3.12. Exactitude du temps affiché en milliSeconde(mS)	43
3.13. Répétabilité de la tension appliquée au tube à rayons X	46
3.14. Répétabilité_anatomie Extrémité	47
3.16. Reproductibilité du rayonnement de sortie :	49

3.17.Reproductibilité du rayonnement de sortie des moyennes Rapports Kerma/mAs:	52
3.18..Linéarité du rayonnement de sortie :	53
3.19.Évaluation du bruit – OBI vs Scanner ORL :	56
• Le CT, une qualité d’image supérieure à celle de l’OBI :	58
3.20.Évaluation du bruit – OBI vs Scanner (moyenne sur 5 acquisitions ORL) :	58
3.21. Uniformité de l’image ORL :	60
3.22. Comparaison qualitative des artéfacts entre le CT et le CBCT (ORL) :	63
3.23.Évaluation de la détectabilité par le rapport contraste-bruit (RCB)(ORL) :	64
3.24.Nombre de paires de lignes (ORL) :	65
3.25.Déformation et linéarité de l’image (ORL) :	66
3.27.Évaluation de la précision des mesures HU de l'eau à l'aide des systèmes OBI et CT(ORL) :	67
3.28.Étude du bruit d’image par analyse des valeurs HU en cinq régions (centre et directions cardinales CT contre OBI) ORL :	71
3.29. Analyse de la qualité d’image en termes de bruit et d’uniformité sur des acquisitions CT et CBCT à l’aide d’un fantôme en eau (ORL):	74
3.30.Discussion des performances du CT et du CBCT (ORL):	77
3.33.Évaluation du bruit – OBI vs Scanner (moyenne sur 5 acquisitions pelvis)	82
3.34.Uniformité de l’image pelvis :	84
3.35.Comparaison qualitative des artéfacts entre le CT et le CBCT pelvis :	85
3.36. Évaluation de la détectabilité par le rapport contraste-bruit (RCB) pelvis :	86

3.37. Nombre de paires de lignes pelvis :	86
3.38. Déformation et linéarité de l'image pelvis :	88
3.39. Géométrie sagittale pelvis :	88
3.40. Évaluation de la précision des mesures HU de l'eau à l'aide des systèmes OBI et CT pelvis :	90
3.41. Étude du bruit d'image par analyse des valeurs HU en cinq régions (centre et directions cardinales) : CT contre OBI pelvis :	90
3.42. Analyse de la qualité d'image en termes de bruit et d'uniformité sur des acquisitions CT et CBCT à l'aide d'un fantôme en eau pelvis :	91

LISTE DES FIGURE

Figure 1.1 : Figure 1.1 Tube a rayon X.	04
Figure 1.2 : Principe du tube à rayons X	05
Figure 1.3 :La productiode rayons X pas effet de freinage	06
Figure1.4: Rayonnement X caractéristiques	07
Figure 1.5 : Exemple d'un spectre de rayons X, représenté en fonction de la longueur d'onde	08

Figure 1.6 : Production, interaction et formation de l' image en radiographie aux X	10
Figure 2.1 : Le système d'imagerie embarquée (OBI)	15
Figure 2.2 : Vue avant de OBI sur Clinac	16
Figure 2.3 : Unité d'imagerie – Surfaces de détection	17
Figure 2.4 ; faisceau en éventail (CT), faisceau conique (CBCT)	18
Figure 2.5: Le faisceau conique	19
Figure 2.6:Reconstruction d'image avec CBCT	20
Figure 2.7 : Éventail complet (côté gauche) demi-éventail (côté droit)	21
Figure2.8 : Superposition des images kV et CBCT pour la vérification du positionnement du patient	22
Figure2.9 : Représentation du contraste entre une lésion et le tissu normal en imagerie médicale.	23
Figure 2.10 : Effets de bruit, résolution spatiale et contraste sur l'image	24
Chapitre 3	25
Figure 3.1 : Linac VarianClinac® 5821	26
Figure3.2 : TOR [18FG]	27
Figure 3.3 : Fantôme Catphan 504	28
Figure 3.4 :Méthode d'essai de la linéarité spatiale	29
Figure 3.5: Plaque d'étalonnage des lames	30
Figure 3.5: Plaque d'étalonnage des lames	31
Figure 3.6 : Précision de l'outil de mesure des distances, Y (image gauche) et X (image	32
Droite) sont des coordonnées du ROI	33

Figure 3.7 :Technique de vérification de l'alignement du centre de la zone de l'imageur KVD	34
Figure 3.8 : Test de l'isocentre	35
Figure 3.9 :Technique de mesure	36
Figure 3.10 : (a) TOR [18FG], (b) Filtre en cuivre	37
Figure 3.11 : Exemple d'image d'objet de test Leeds TOR	38
[18FG]	39
Figure 3.12 :Modules fantômes Catphan®	40
Figure 3.13 :Test de Catphan	41
Figure 3.14 : Vérification du positionnement vertical de la source kV à l'aide d'un mètre-ruban	42
Figure 3.15 :Positionnement du fantôme sur la table avec le Kvpmètre centré à l' isocentre	43
Figure 3.16 :Multimètre RADCAL utilisé	44
Figure 3.17 : Chambre d'ionisation crayon de marque RADCAL utilis	45
Figure3.18 : Vérification de la précision de la tension appliquée au détecteur	46
Figure 3.19 : Exactitude du temps d'irradiation : écart relatif entre le temps affiché et mesuré (%)	47
Figure 3.20: Le générateur présente une très bonne répétabilité de la tension appliquée, aucune action corrective n'est requise.	48
Figure 3.21 : Les valeurs moyenne des rapports kerma/mAs pour chaque combinaison "courant temps.	49
Figure 3.22 : Les valeurs moyenne des rapports kerma/mAs pour chaque combinaison "courant temps".	50
Figure 3.23 : Évolution du Kerma et du rapport Kerma/mAs en fonction du mAs	51
Figure 3.24 : bruit à l'aide d'un fantôme dans un scanner (CT)	52

Figure 3.25 : Comparaison du bruit d'image entre le scanner dédié à la radiothérapie et le système OBI du Clinac iX (ROI = 40 % du diamètre du fantôme Catphan)	53
Figure 3.26: Bruit de l'image – Système OBI du Clinac ix	54
Figure3.27:Évaluation du bruit dans les images du scanner dédié à la radiothérapie	55
Figure 3.28 :Évaluation de l'uniformité de l'imagerie embarquée (OBI) et du scanner sur le ClinaciX"	55
Figure 3.29: Comparaison visuelle des artéfacts entre le CBCT et le CT	56
Figure3.30 :Rapport contracte sur Bruit et Evaluation Contraste.	56
Figure3.31 : Évaluation de la résolution spatiale dans les systèmes OBI et CT à l'aide du test des paires de lignes	57
Figure 3.32 :Déformation et linéarité de l'imagre OBI versus Scanner(CT)	57
Figure 3.33 :Modules fantômes Caphtan®	58
Figure 3.34: Vérification de la précision de la reconstruction 3D du système d'imagerie CT à l'aide d'un fantôme standard dans le cadre de la radiothérapie guidée par l'image (IGRT)	58
Figure3.35: Nombre CT moyen de l' eau OBI Versus CT	59
Figure3.36:Evaluation du bruit OBI au centre et 04 points cardinaux	59
Figure3.37 ::Evaluation du bruit CT au centre et 04 points cardinaux	60
Figure 3.38 : Exemple de module Catphan® 504 pour la résolution de densité, la linéarité spatiale et les coupe de balayage	60
Figure3.39 ::courbe nombre CT en fonction de la densité OBI Verus CT scanner	61
Figure3.40 : courbe nombre CT en fonction de la densité OBI Verus CT scanner	61
Figure 3.41 : Évaluation comparative de la qualité d'image et de la précision de coupe entre le CT et le CBCT à l'aide d'un fantôme de contrôle qualité	61
Figure3.42: Comparaison du bruit d'image entre le scanner dédié à la radiothérapie et le système OBI du Clinac iX (ROI = 40 % du diamètre du fantôme Catphan).	62

Figure3.43 :Évaluation du bruit dans les images du OBI dédié à la radiothérapie	62
Figure3.44 :Évaluation du bruit dans les images du scanner dédié à la radiothérapie	62
Figure 3.45 : Évaluation de l'uniformité de l'imagerie embarquée (OBI) et du scanner sur le ClinaciX"	62
Figure 3.46: Comparaison visuelle des artéfacts entre le CBCT et le CT	63
Figure 3.47: Rapport contracte sur Bruit et Evaluation Contraste.	63
Figure3.48 : Évaluation de la résolution spatiale dans les systèmes OBI et CT à l'aide du test des paires de lignes.	64
Figure 3.49 :Déformation et linéarité de l'imagre OBI versus Scanner(CT).	65
Figure 3.50: Vérification de la précision de la reconstruction 3D du système d'imagerie CT à l'aide d'un fantôme standard dans le cadre de la radiothérapie guidée par l'image (IGRT).	69
Figure3.51: Comparaison des distances mesurées sur CT et OBI – Contrôle de qualité pelvien.	70
Figure3.52 : Nombre CT moyen de l' eau OBI Versus CT	71
Figure3.53 :Evaluation du bruit OBI au centre et 04 points cardinaux	72
Figure3.54 ::Evaluation du bruit CT au centre et 04 points cardinaux	91
Figure 3.55 : Exemple de module Catphan® 504 pour la résolution de densité, la linéarité spatiale et les coupe de balayage.	92
Figure 3.56 : Illustrations graphique nombre Huen fonction de ia densite des differents inserte OBIversus scanner comparer aux de référence HU(Pelvis).	93

Liste des tableaux

Tableau 3.1 : configuration du test de linéarité spatiale (distance)	01
Tableau 3.2 Linéarité spatiale (Distance)	03
Tableau 3.3 : Aligement des pixels centraux du panneau de l'imageur KVD	06
Tableau 3.4 :KV et KVD Axes Configuration des tests ISOCENTER	08

Tableau 3.5 :Vérification de l'isocentre KV (sans option IsoCal)	09
Tableau 3.6 :Sensibilité au faible contraste	10
Tableau 3.7 : Sensibilité au faible contraste	11
Tableau 3.8 : Évaluation de la stabilité et de la performance du rayonnement X en fonction de la tension appliquée, On utilise la loi suivante	12
Tableau 3.9 :Résultats du test d'exactitude du temps d'exposition(ms)	13
Tableau 3.10:Vérification de la répétabilité pour deux tensions représentatives	15
Tableau 3.11 :Résultats des mesures de la tension appliquée lors de quatre expositions successives	16
Tableau 3.12 : Résultats du test de répétabilité à 70 kV et 40 mAs (200 mA, 200 ms) – Valeurs de kerma mesurées en mGy	18
Tableau 3.13 :Analyse de la répétabilité des mesures du kerma par mAs pour trois combinaisons courant-temps à 70 kV	19
Tableau 3.14 :Mesures des rapports Kerma/mAs pour trois combinaisons courant-temps à 70 kV et 40 mAs	21
Tableau 3.15 :Résultats des rapports Kerma/mAs pour différentes combinaisons courant-temps à 80 kV	23
Tableau 3.16 : Résultats supplémentaires des rapports Kerma/mAs pour différentes combinaisons courant-temps à 80 kV	50
<u>Tableau 3.17 Saisie des résultats de contrôle de l'imagerie embarquée OBI et scanner siemens dédié à la Radiothérapie</u>	<u>52</u>

Liste des abréviations

A :

AAPM : Association américaine des physiciens en médecine

C :

CBCT: Tomodensitométrie volumique à faisceau conique.

Cm : centimètre

CNR : Rapport de contraste sur bruit

CT : Tomodensitométrie

D :

DRR : Radiographie numérique reconstruite

F :

FOV: Champ de vision

G :

Gy : gris

H :

HDR : haut débit de dose

HU : Unités Hounsfield

I :

IGRT : radiothérapie guidée par l'image

K :

kilovolt : KV

KVD : détecteur kilovolt

KVS : source kilovolt

M :

mA: milliampères

MeV :Méga électronvolt

Min :minute

mm :millimètre

MV :mégavolt

MU :unité de surveillance

MTF : Fonction de transfert de modulation

O :

OAR :organes à risque

OBI :Imageur embarqué

P :

PSF : Fonction d'étalement du point

Q :

QA : assurance qualité

R :

ROI : Région d'intérêt

Rx : rayon x

S :

SID : Distance source-imageur

SNR : Rapport signal sur bruit

Introduction générale

Le développement de la radiothérapie guidée par l'image modifie la prise en charge clinique quotidienne des patients traités par radiothérapie externe avec ou sans modulation d'intensité. La facilité technologique permet aujourd'hui de contrôler et éventuellement d'ajuster le positionnement du patient, voire de la tumeur [1-2] à chaque séance en quelques minutes. De nombreux dispositifs d'imagerie ont en effet été développés pour aider le personnel dans cette étape de positionnement [3-4]. Cette nouvelle prise en charge ouvre d'importantes perspectives quant aux traitements de demain. Ces dispositifs d'imagerie doivent permettre d'améliorer la précision du (re)positionnement du patient et donc d'améliorer la qualité du traitement. Ainsi ils peuvent entraîner d'autres changements dans les pratiques tels que la réduction des marges ou l'augmentation de la dose prescrite. De même les possibles acquisitions volumétriques ouvrent la voie à la radiothérapie adaptative [5]. Le rôle prépondérant pris par l'imagerie de contrôle impose la mise en place d'un programme de contrôle qualité exigeant pour le suivi des performances de ces équipements [6].

Ces tests doivent permettre de contrôler les performances en termes de mécanique, de géométrie, de qualité image et de dose. Dans le présent document, seuls les contrôles concernant le dispositif d'imagerie sont évoqués. Les contrôles liés au traitement ne sont pas décrits (énergie, synchronisation, étalonnage,) mais sont supposés avoir été réalisés et validés.

Dans le cadre de ce groupe de travail, seuls les équipements utilisant des rayonnements ionisants ont été considérés. A ce jour, ces équipements ne sont pas soumis à des contrôles réglementaires.

L'objectif de ce document, basé sur les publications et l'expérience d'utilisateurs, est d'aider les professionnels impliqués en radiothérapie externe dans la mise en place d'un programme de contrôle qualité des équipements d'imagerie RX d'aide au repositionnement. Dans un premier temps, les dispositifs les plus répandus sont brièvement décrits, en précisant notamment leurs modes de fonctionnement. Dans un deuxième temps, les tests de contrôle qualité sont présentés par équipement, par type de contrôle et par périodicité. La liste des contrôles n'est pas

Exhaustive mais elle correspond à un consensus du groupe de travail. Cette présentation peut apparaître lourde, mais elle permet au lecteur de retrouver simplement les contrôles à réaliser en fonction des équipements dont il dispose



Chapitre 1

Généralité en radiothérapie

Et base physique

1.Introduction au tube à rayons X :

La découverte des rayons X par Wilhelm Conrad Roentgen en 1895 a marqué une avancée déterminante dans le domaine de la physique médicale. Pour la première fois, il devenait possible d'explorer l'anatomie interne du corps humain sans intervention chirurgicale, ouvrant ainsi la voie à la naissance de la radiologie médicale moderne [7]. Depuis cette découverte, la technologie des tubes à rayons X a évolué de manière significative, tant sur le plan de la conception que de la performance. Aujourd'hui, le tube à rayons X constitue un élément central de nombreux systèmes d'imagerie médicale, permettant la production contrôlée d'un faisceau de rayonnement ionisant dirigé vers la région à examiner [8]. Ce dispositif repose essentiellement sur deux électrodes : la cathode, qui émet des électrons par effet thermoionique, et l'anode, qui attire ces électrons. Leur décélération brutale au contact de l'anode entraîne la production des rayons X. Ces derniers traversent ensuite une fenêtre, souvent constituée de béryllium pour minimiser l'absorption, avant d'atteindre la zone ciblée [9]. La qualité et l'intensité du rayonnement produit dépendent de plusieurs facteurs, notamment de l'énergie des électrons, du matériau de l'anode et des conditions de fonctionnement du tube. Une compréhension approfondie de ces paramètres est essentielle pour optimiser l'acquisition des images tout en assurant la sécurité du patient [10].

Ainsi, l'étude du tube à rayons X, de sa structure et de son principe de fonctionnement, constitue une base fondamentale pour la compréhension physique de l'imagerie radiologique.



Wilhelm Conrad Rontgen 1^{er} image radiographique

2. Structure du tube à rayons X :

2.1 La cathode:

Dans la plupart des appareils, la cathode est composée de deux filaments de tailles différentes. Le grand filament permet d'augmenter le flux d'électron d'où la production de

rayons X quant au petit filament, il permet de concentrer un faisceau d'électron plus faible sur une plus petite surface de l'anode, améliorant la qualité de l'image. [11].

2.2 L'anode tournante:

Les appareils équipés d'anode tournante sont de puissance de l'ordre de 15 à 20 kW. Dans les tubes à anode tournante, le corps de l'anode en cuivre se termine par un disque de carbone recouvert d'une couche avec un alliage de tungstène et de rhénium. Le tungstène est le principal producteur de rayons X, alors que le rhénium est un bon conducteur de chaleur permettant de refroidir l'anode. [11].

2.3 Les enveloppes de protection:

Le tube à RX est entouré de plusieurs enveloppes de protection permettant d'assurer une protection électrique, thermique et mécanique du tube tout en assurant la protection des utilisateurs contre les rayonnements de fuite. Le tube est entouré d'une ampoule de verre qui a pour fonction d'assurer une isolation électrique, d'évacuer la chaleur produite et d'assurer un vide aussi parfait que possible. En l'absence du vide, des phénomènes électriques parasites inacceptables se produisent.

2.4 Le circuit de refroidissement:

L'huile minérale qui se trouve entre la gaine et l'ampoule a pour rôle l'équilibre des températures entre ces divers éléments. L'évacuation de chaleur de la gaine peut se faire par convection de l'air entourant la gaine. La gaine en métal servira à dégager la chaleur produite. [11].

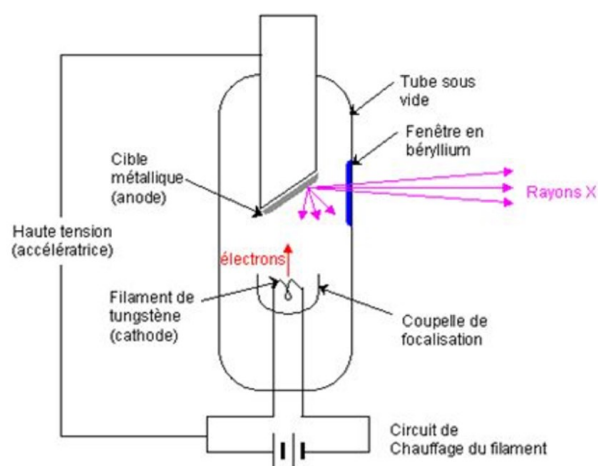


Figure 1.1 Tube a rayon X

3.Principe de production des rayons X :

- Les rayons X sont produits dans des tubes à rayons X également appelés tubes de Coolidge ou tubes à cathode chaude (figure 1.2) [12]
- Le tube est l'élément essentiel d'une chaîne radiogène [12].
- Il est constitué d'une cathode et d'une anode mis sous vide (dans une enceinte en verre) pour éviter les interactions entre les électrons et l'air, et entouré de plusieurs enveloppes de protection permettant d'assurer une protection thermique, électrique et mécanique [13]
- La cathode est la source des électrons. Il s'agit d'un filament en forme de spirale, composé généralement de tungstène, placé dans une pièce de concentration (métallique en cuvette) ; ce filament s'échauffe par le passage d'un courant électrique, pour laisser s'échapper les électrons [14].
- L'anode (fixe ou tournante) est la cible des électrons et le lieu de production des rayons x. La surface de bombardement des électrons sur l'anode s'appelle le foyer. La surface de l'anode est oblique par rapport à la direction du faisceau d'électron de manière à permettre à davantage de rayons x de pouvoir sortir du tube.
- Le tube radiogène doit être relié à un générateur de haute tension (environ 100 kV), à un générateur secondaire de basse tension et à un système de refroidissement [15].

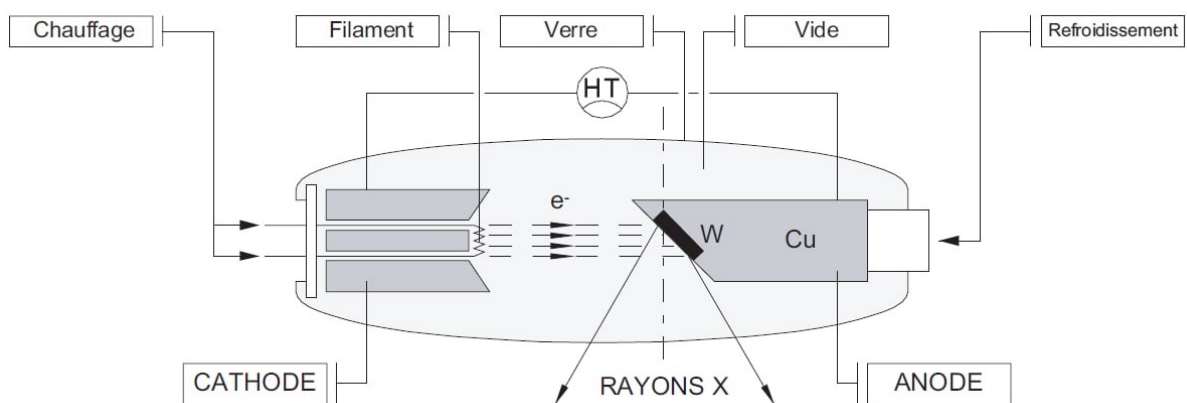


Figure 1.2 : Principe du tube à rayons X

4. Mécanismes d'émission des rayons X :

Dans un tube à rayons X, les électrons sont libérés par le cathode grâce à l'effet thermoionique [16], puis accélérés vers l'anode sous l'effet d'une haute tension, généralement comprise entre 10 et 150 kilovolts [16]. Lorsqu'ils frappent la cible métallique (souvent en tungstène), une partie de leur énergie cinétique est convertie en rayons X via deux mécanismes principaux :

4.1. Le rayonnement de freinage (ou Bremsstrahlung) :

Le rayonnement de freinage se produit lorsque les électrons passent à proximité du noyau atomique, perdant ainsi une partie ou la totalité de leur énergie cinétique sous forme de photons de rayons X. Plus l'électron s'approche du noyau, plus l'énergie transférée est importante, ce qui augmente l'intensité du rayonnement. En cas de collision directe avec le noyau, l'électron émet un photon d'énergie maximale.

Le spectre d'émission s'étend d'une énergie nulle jusqu'à une valeur maximale déterminée par la tension appliquée au tube (kVp). Le tungstène est souvent utilisé comme matériau cible en raison de son numéro atomique élevé et de son point de fusion élevé, ce qui optimise l'efficacité de la production des rayons X par freinage [17].

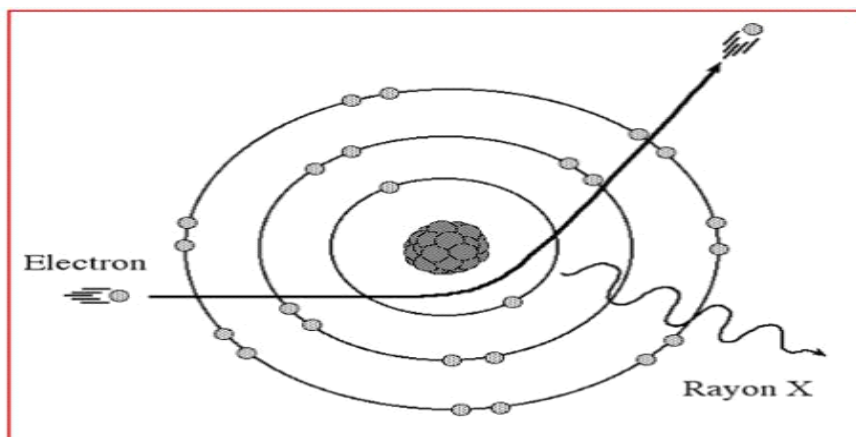


Figure 1.3 : La production de rayons X par effet de freinage

4.2. Le rayonnement caractéristique :

Les rayons X caractéristiques sont produits lorsqu'un électron accéléré entre en collision avec un atome de la cible et éjecte un électron d'une couche interne (généralement la couche K). Si l'énergie de l'électron incident dépasse l'énergie de liaison de cet électron interne, celui-ci est expulsé. Un électron provenant d'un niveau d'énergie supérieur (comme les couches L ou M) comble alors la vacance, et la différence d'énergie entre les deux niveaux est

émise sous forme de rayon X caractéristique. Cette énergie est propre à la structure atomique du matériau cible. Comme illustré dans la figure 1, l'énergie des rayons X caractéristiques varie selon les transitions impliquées. En général, environ 20 % de la puissance totale du tube à rayons X est convertie en rayonnement caractéristique, tandis que les 80 % restants sont émis sous forme de rayonnement de freinage (bremsstrahlung) [18].

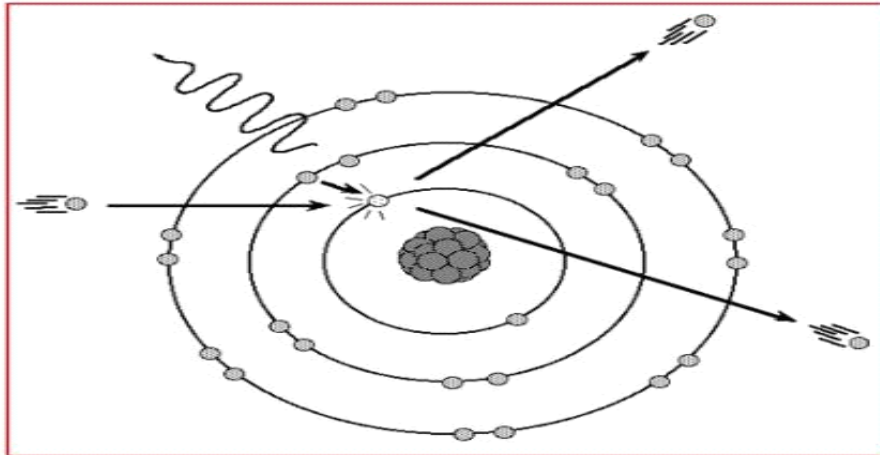


Figure 1.4 :Rayonnement X caractéristiques

5. Spectre de rayons X :

Le spectre en énergie des rayons X émis par l'anode est le résultat de la superposition de deux spectres indépendants :

- le spectre continu des rayonnements de freinage, de 0 à ;
- le spectre de raies caractéristiques liées au réarrangement du cortège électronique.
- Ce spectre global peut être représenté de deux manières :
- en fonction des longueurs d'onde, comme sur la (figure 2.2.) : le spectre présentera
- alors une longueur d'onde minimale. [19].

$$\lambda_{\min} = \frac{hc}{E_{\max}}$$

– en fonction de l'énergie, comme sur la (figure 2.3.) Dans ce cas, l'énergie des rayons X ne pourra pas dépasser une valeur maximale correspondant à la haute tension appliquée. En aucun cas l'énergie du photon X de freinage ne peut être supérieure à celle de l'électron qui lui a donné naissance :

$$E_{\max} = e \cdot v(1,2).$$

Ou, plus simplement : $E_{max} = (en KeV) = haute\ tension(KV)(1,3)$.

La forme exacte du spectre émis par un tube à rayons X dépend de nombreux paramètres tels que la nature de l'anode, la valeur de la haute tension et la filtration totale. L'intensité électrique du courant parcourant le filament permet de modifier le nombre d'électrons émis, donc celui de rayons X produits par le tube.

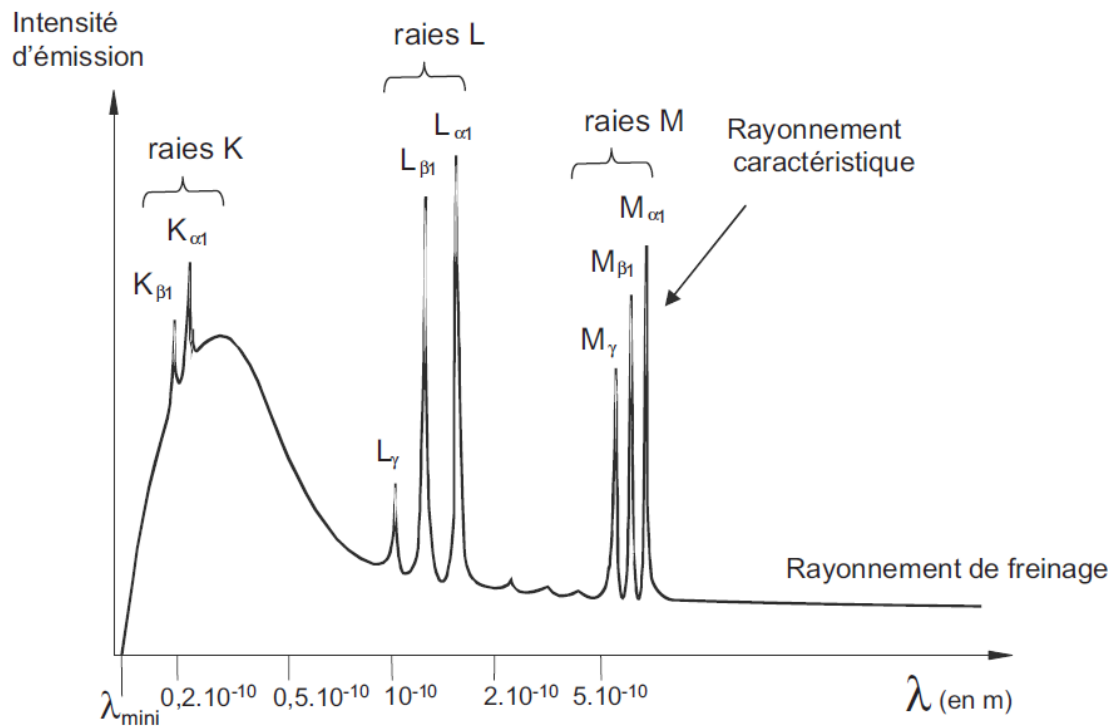


Figure 1.5 : Exemple d'un spectre de rayons X, représenté en fonction de la longueur d'onde

6. Interaction avec la matière et formation de l'image :

Les atomes excités par un rayonnement X primaire réagissent de plusieurs manières :

1. Ils sont ionisés, comme après un choc avec des électrons, et ils émettent à leur tour un Rayonnement X secondaire dit de fluorescence, avec les raies d'émission caractéristiques de L'élément cible. Ce rayonnement a une intensité beaucoup plus faible que le rayonnement primaire.
2. En plus du rayonnement de fluorescence, les électrons de l'élément cible émettent à leur Tour, dans toutes les directions de l'espace, un rayonnement X de même longueur d'onde que celle

Du rayonnement primaire. Ce rayonnement est connu sous le nom de diffusion cohérente.

La diffusion cohérente intéresse beaucoup les cristallographes.

En effet, les émissions des Rayons X secondaires émis par toutes les sources cohérentes que sont tous les atomes d'une Substance cristallisée, vont interférer entre elles, se renforcer dans certaines directions, s'annuler

Dans d'autres. Le rayonnement global dans l'espace sera donc discontinu.

L'étude de ces Discontinuités permet finalement de reconstituer la structure atomique des cristaux.

L'étude du spectre du rayonnement de fluorescence permet d'identifier les éléments

Chimiques présents dans la substance irradiée. C'est donc là une méthode intéressante d'analyse

Chimique, non destructible de la matière. [20] 3. Les rayons X sont affaiblis par la traversée de la matière. Les photons X Peuvent subir

Deux transformations :

*Ils restent des photons mais ils sont déviés de leur trajectoire :

-Sans perte d'énergie : c'est un rayonnement diffusé sans Changement de longueur d'onde.

-Avec légère perte d'énergie : c'est une diffusion avec changement de longueur d'onde.

C'est l'effet Compton.

* Ils sont absorbés par les atomes : c'est l'effet photoélectrique. Il ya alors réémission de deux sortes de rayonnements secondaires :

- Des électrons

- Des rayons X de fluorescence dont la longueur d'onde caractéristique de l'atome excité [21].

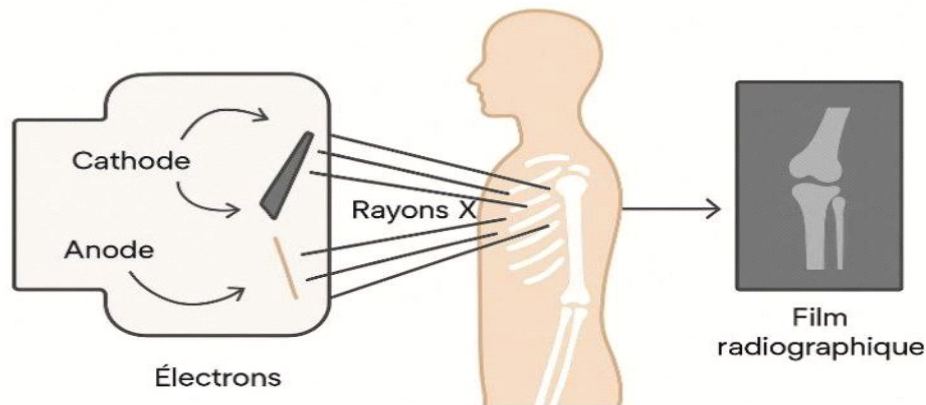


Figure 1.6 : Production, interaction et formation de l' image en radiographie aux X

7. Types de tubes à rayons X :

Tube à anode fixe : Utilisé pour les faibles puissances (radiographie dentaire, appareils portables) [22], Tube à anode rotative : Permet une meilleure dissipation thermique, utilisé en radiologie générale et en tomodensitométrie [23]., Tube à cathode chaude : Type le plus courant, fonctionne par chauffage du filament [24], Tube à cathode froide : Utilisé surtout en industrie, ne nécessite pas de chauffage [25], Tube à micro-focalisation : Offre une très haute résolution, utilisé notamment en mammographie [26], Tube à émission pulsée : Utilisé dans les scanners et la radiologie dynamique [25].

8. Paramètres influençant la production des rayons X :

Tension (kV) : Plus elle est élevée, plus les électrons acquièrent d'énergie, produisant des rayons X plus pénétrants [27], **Courant du tube (mA) :** Détermine le nombre d'électrons, donc l'intensité du faisceau [27] , **Temps d'exposition (s) :** Plus il est long, plus la quantité de rayons X émis est importante [28]. **Matériau de l'anode :** Le tungstène est souvent utilisé pour sa haute résistance thermique et son efficacité dans la production des rayons X [29].

9. CONCLUSION

Ainsi, la compréhension approfondie du tube à rayons X, de ses composants et de son fonctionnement constitue une base essentielle pour appréhender les modalités d'acquisition d'image en imagerie embarquée, notamment le système kV-kV et la tomodensitométrie volumique à faisceau conique (kV-CBCT), qui exploitent ces principes pour assurer une imagerie de haute précision en radiothérapie guidée par l'image.

Chapitre 2

Contrôle de qualité en IGRT

2.1. Définition radio thérapie guide par l'image (IGRT) :

La radiothérapie guidée par l'image devient rapidement un élément clé, non seulement des traitements conventionnels, mais aussi une exigence cruciale pour les techniques de haute précision telles que la radiochirurgie extracrânienne et pour une augmentation supplémentaire de la dose [30-31]. Les images de vérification à faible dose obtenues avant, pendant ou immédiatement après l'administration de la radiothérapie offrent la possibilité de corriger les erreurs de positionnement qui peuvent nuire à l'efficacité de la radiothérapie, de révéler

les mouvements des organes internes et de surveiller les changements internes de l'anatomie qui peuvent résulter de l'administration de la radiothérapie (IGRT) est de plus en plus utilisé pour le positionnement des patients et la localisation des cibles en radiothérapie [32-33]. Une approche est la tomодensitométrie volumétrique à faisceau conique en kilovoltage (kV-CBCT) [34-35], qui est capable de générer des images volumétriques 3D de l'anatomie du patient pour le positionnement du patient pendant chaque fraction de traitement. Elle convient également à la planification adaptative du traitement par radiothérapie [34-35-37] et à la réduction ultérieure de la marge cible potentielle du traitement [35]. Les procédures répétées de guidage par images radiographiques ont soulevé des inquiétudes quant à l'exposition supplémentaire aux rayonnements des organes radiosensibles des patients en radiothérapie, en particulier lors de la kV-CBCT [38-39].

2.2. Définition d'imagerie embarquée a bord (OBI) :

L'imageur embarqué (OBI) acquiert des images numériques de haute qualité dans la salle de traitement, vous permettant de positionner un patient avec précision avant le traitement. L'imageur embarqué se compose d'une source de rayons X kV et d'un panneau en silicium amorphe qui peut être ajouté à l'accélérateur linéaire Clinac® iX ou à la configuration Trilogy™ de l'accélérateur linéaire Clinac iX. L'imageur embarqué utilise des bras contrôlés par robot qui fonctionnent avec trois axes de mouvement, optimisant le positionnement du système d'imagerie pour la meilleure vue possible de la cible [40]

Le système OBI se compose d'une source de rayons X kV (KVS) et d'un détecteur en silicium amorphe kV (KVD) montés sur l'accélérateur linéaire à l'aide de bras robotisés (Exact). Dans la salle de traitement, un boîtier de commande infrarouge déploie et rétracte les bras de l'imageur robotisé, tandis que, sur la console de traitement, un boîtier de commande (console de commande OBI) déploie et rétracte les bras de l'imageur OBI et MV à distance

Une paire d'images radiographiques est acquise en faisant pivoter le portique à distance selon des angles prédéterminés. Les techniques de radiographie (mAs et kVp) sont sélectionnées à l'aide du poste de travail OBI, qui dispose d'une interface informatisée avec le générateur de rayons X. Il existe environ 20 techniques anatomiques prédéfinies qui peuvent être ajustées manuellement pour chaque exposition du patient. Après l'acquisition d'une paire d'images, par exemple AP et latérale, la position du patient est analysée à l'aide de 2D2D Match, un environnement de correspondance où les images kV et les DRR sont superposées. L'utilisateur peut utiliser des outils de correspondance automatisés et manuels pour aligner les images kV avec le DRR correspondant, les paramètres de décalage de la table étant mis à jour au fur et à mesure de l'ajustement de la correspondance. Une fois la correspondance souhaitée atteinte, les paramètres de décalage de la table sont téléchargés sur l'accélérateur linéaire et la table sont déplacés à distance, repositionnant le patient et corrigeant l'erreur de configuration [41]

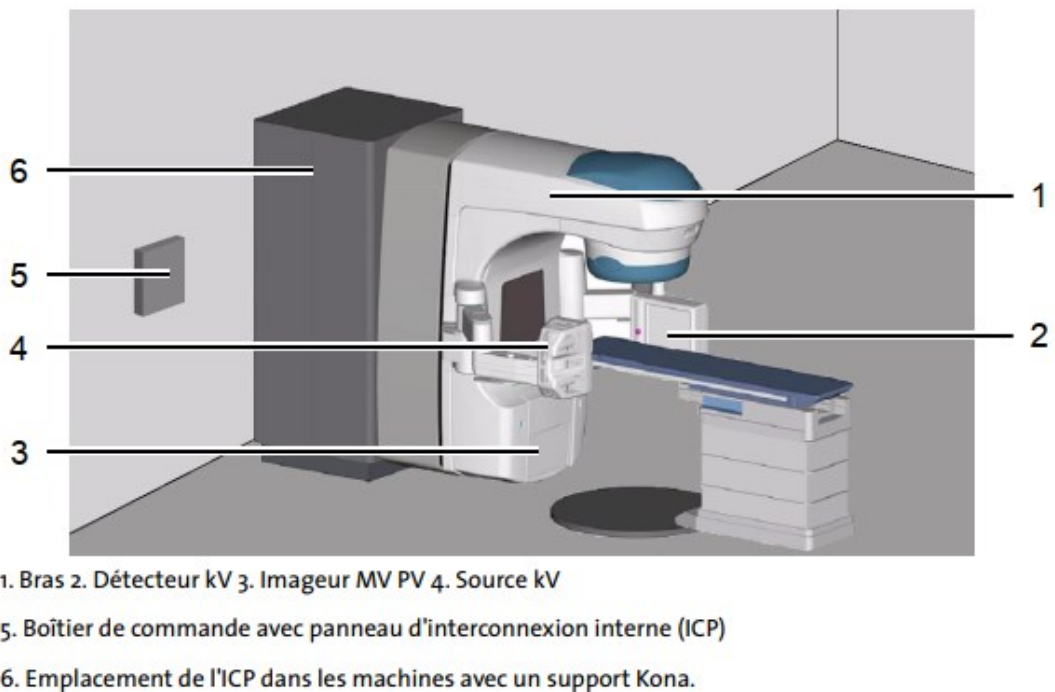


Figure 2.1 : Le système d'imagerie embarquée (OBI)

Le système d'imagerie embarquée (OBI) de VarianMedicalSystems est conçu pour corriger les mouvements et les erreurs de configuration des patients sous radiothérapie. Le système OBI propose trois modes d'imagerie :

Acquisition radiographique bidimensionnelle 2D, acquisition d'images fluoroscopiques et acquisition par tomodensitométrie volumique à faisceau conique 3D tridimensionnelle CBCT. Les images fluoroscopiques sont utilisées pour vérifier les seuils de synchronisation du

système de synchronisation respiratoire RPMTM VarianMedicalSystems, Inc. afin de tenir compte du mouvement intrafractionnel, c'est-à-dire respiratoire. Les images radiographiques gèrent le mouvement interfractionnel et les erreurs de configuration. Les images CBCT fournissent des informations sur les tissus mous et la structure osseuse en 3D et gèrent également le mouvement interfractionnel et les erreurs de configuration. À l'aide des outils d'analyse 2D2D Match et 3D3D Match, un utilisateur peut enregistrer les images kV ou CBCT acquises avec leur image de référence associée, par exemple une radiographie reconstruite numériquement (DRR) ou un scanner de planification. Les corrections de la table sont ensuite téléchargées vers l'accélérateur linéaire et la table est déplacée à distance [42-43].

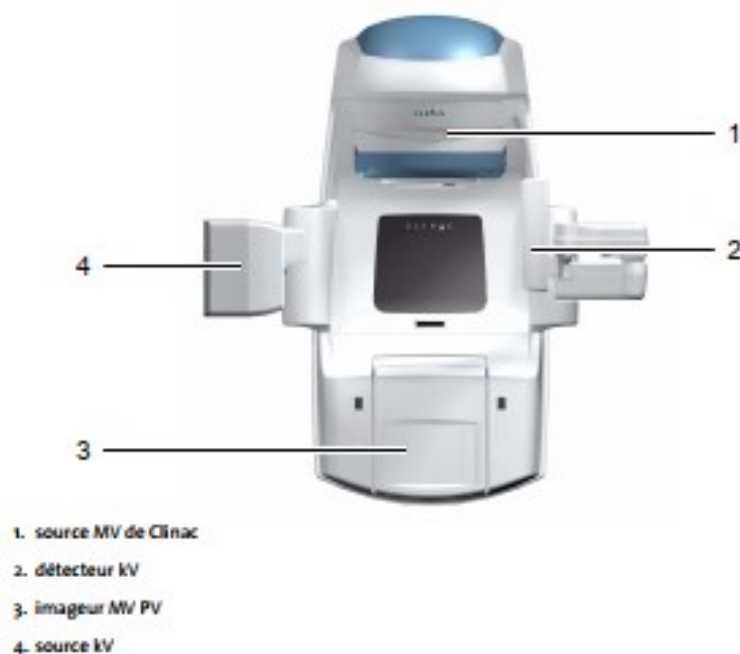


Figure 2.2 : Vue avant de OBI sur Clinac

Les bras Exact Arm OBI sont des ensembles totalement motorisés qui soutiennent et positionnent la source kV et le détecteur kV utilisés avec le système Clinac OBI. Les bras Exact Arm permettent des mouvements linéaires longitudinaux et verticaux comprenant un mouvement latéral pour le détecteur kV. Il peut être entièrement rétracté lorsqu'il n'est pas utilisé. Des systèmes de détection de collision et de verrouillage sont fournis pour protéger contre les préjudices corporels et les dommages d'équipements.

Le détecteur kV est contenu dans un boîtier de protection en plastique, qui sert également de détecteur de collision.

Le bras de support d'imageur porte un détecteur à silicium amorphe avec une zone d'imagerie rectangulaire active de 397 mm x 298 mm.

La surface évidée dans le boîtier en plastique n'est pas identique à la surface de détection. Cette surface et le centre du détecteur sont marqués avec des étiquettes (voir Figure 2.2)

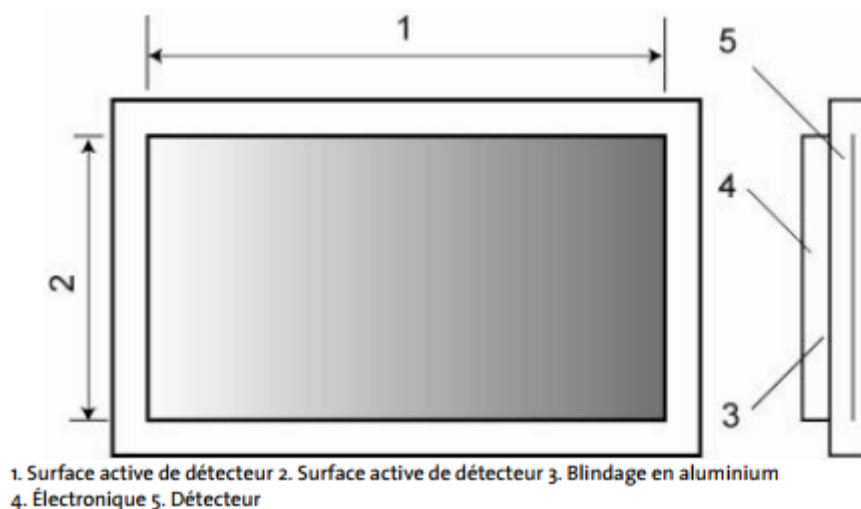


Figure 2.3 : Unité d'imagerie – Surfaces de détection

La source kV est contenue dans un boîtier de protection en plastique, qui sert également de détecteur de collision.

Le bras kVS porte un tube radiogène et un collimateur de rayons X. Le tube radiogène a un angle de cible de 14° et deux points focaux : 0,4 mm et 0,8 mm. Ceux-ci peuvent être choisis dans le logiciel OBI.

2.3. Utilisations de l'OBI :

L'imageur embarqué rend le ciblage dynamique IGRT™ plus efficace et plus pratique. Cet appareil détecte les mouvements dus aux changements de configuration du patient, aux mouvements des organes internes ou aux mouvements associés à la respiration.

Il permet aux utilisateurs de :

Améliorer le ciblage du tumeur, améliorant ainsi l'efficacité des traitements,

Réduire les effets secondaires en réduisant les marges de traitement,

Développer de nouveaux traitements en utilisant des techniques hypofractionnées ou ablatives [40]

2.4. CBCT

TDM conventionnelle- Détecteur ID

TDM à faisceau conique- Détecteur 2D

- Faisceau en éventail- 1 rotation 1 coupe

- Faisceau conique- 1 volume de rotation (plusieurs coupes) [44]

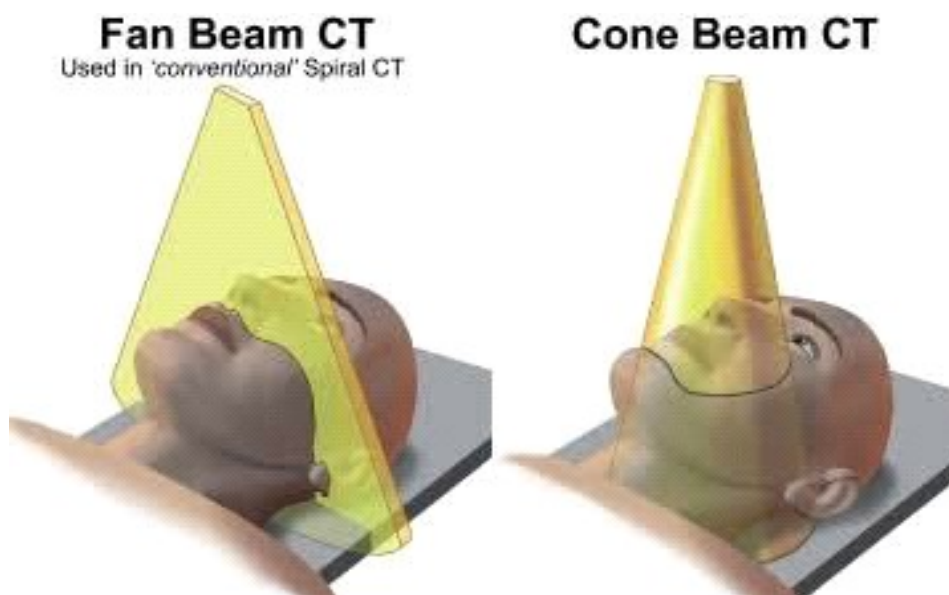


Figure 2.4 ; faisceau en éventail (CT), faisceau conique (CBCT)

2.5. Tomodensitométrie à faisceau conique :

Les systèmes de tomodensitométrie volumique à faisceau conique (CBCT) intégrés dans une salle de traitement de radiothérapie (accélérateur linéaire - Linac) sont devenus couramment disponibles dans les services de radiothérapie depuis la première publication du concept en 1998 et sa commercialisation en 2005. Le système CBCT permet l'acquisition d'une séquence d'images de projection radiographique 2D à partir d'une source kV et d'un détecteur à panneau plat.

Le système d'imagerie tourne autour du patient, soit avant le traitement, soit plus récemment pendant le traitement [45]. Ces images de projection peuvent être reconstruites pour produire une image 3D dite "volumique", qui est similaire, mais de qualité inférieure, à celle obtenue avec un scanner CT à faisceau en éventail conventionnel.

Les images CBCT reconstruites peuvent être utilisées pour corriger la position du patient avant le traitement [46,47] ou comme base pour adapter [49–50] le plan de traitement à l'anatomie changeante du patient au cours de sa radiothérapie.

Cette capacité à visualiser l'anatomie cible et les organes à risque à proximité au moment même de la délivrance du traitement, et à effectuer des corrections soit sur la position du patient soit sur la dose administrée, est souvent désignée par le terme de radiothérapie guidée par l'image (IGRT) [50].

Les deux principaux systèmes CBCT commerciaux en radiothérapie sont le On-Board Imager (OBI) de Varian et le système Synergy (XVI, imageur volumique à rayons X)

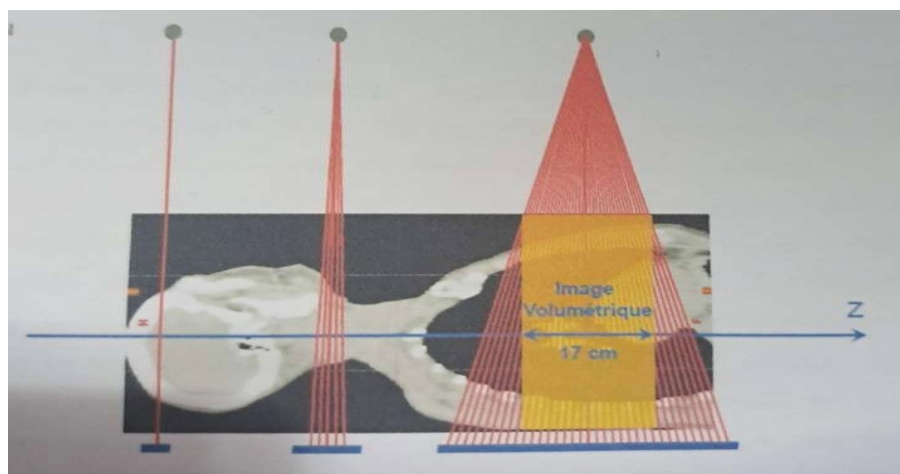
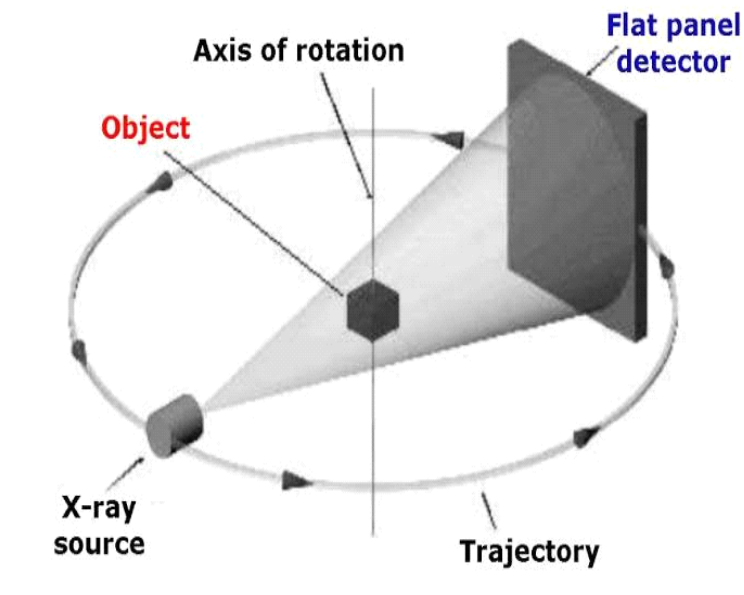


Figure 2.5: Le faisceau conique

2.6. CBCT technique :

.650-700 projections

370° gantry rotation

65 sec acquisition time

~2.5 mins total for acquisition and reconstruction

Beam angle of 14° [51]

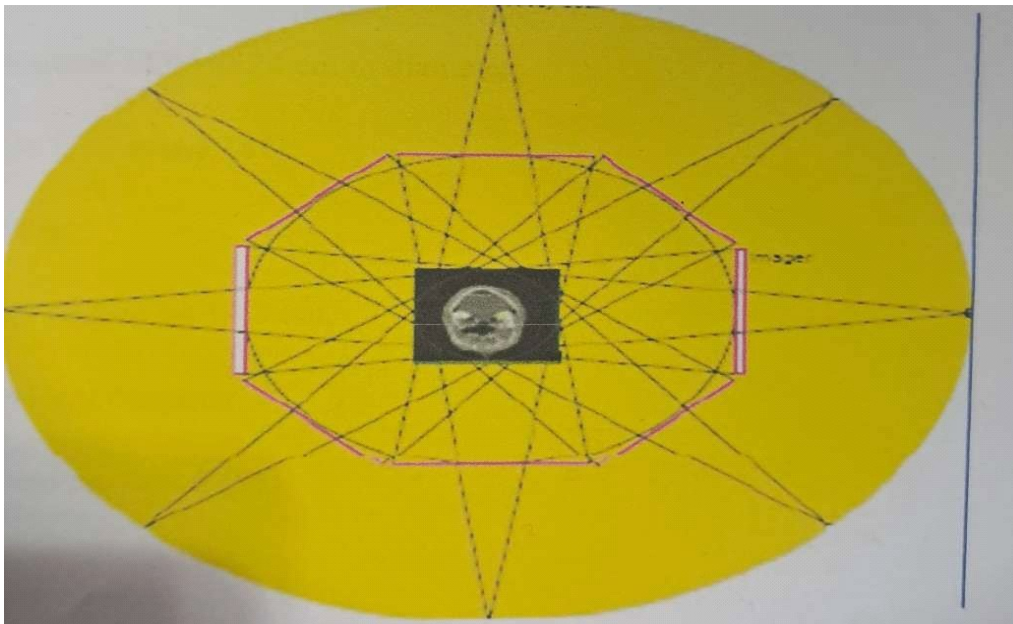


Figure 2.6: Reconstruction d'image avec CBCT

2.7. CBCT Image :

Les images CBCT sont générées à partir de 650 à 700 projections, correspondant à des radiographies à faible dose acquises au cours d'une rotation complète du portique. Lorsque le détecteur est centré sur l'axe de rotation, le champ de vision reconstruit est de 24 cm de diamètre avec une étendue crânio-caudale de 15 cm, pour une distance source-imageur (SID) de 150 cm. Ce mode d'acquisition est appelé « full-fan » et s'utilise pour imager des sites anatomiques de petit diamètre tels que le cerveau, la tête et le cou.

Pour les régions anatomiques plus larges comme le pelvis, le thorax ou l'abdomen, le détecteur est décalé latéralement de 14,8 cm, avec les lames du système KVS ajustées en conséquence. Dans ce mode, appelé « half-fan », seule une partie de l'objet est visible à chaque projection, et la reconstruction complète du volume est obtenue à partir de projections espacées

de 180°. Le champ de vision en mode half-fan est de 45 cm de diamètre avec une étendue crânio-caudale de 14 cm lorsque le SID est de 150 cm.

Un accessoire appelé filtre papillon est placé devant le faisceau kV afin d'atténuer ses bords. Ce filtre permet de réduire la dose cutanée, d'utiliser des techniques à plus haute intensité sans saturer le détecteur, de limiter la diffusion des rayons X, ainsi que de réduire les effets de piégeage de charge dans le détecteur [52,53].

2.8. Mode of CBCT acquisition:

(A) Full Fan:

Detector centered 30x40,

reconstructed FOV of 24 cm in diameter.

15 cm in C-C extent [51]

(B) Half Fan:

Detector shifted by 14.8 cm.

FOV - 45 cm diameter.

14 cm en etendue [51]



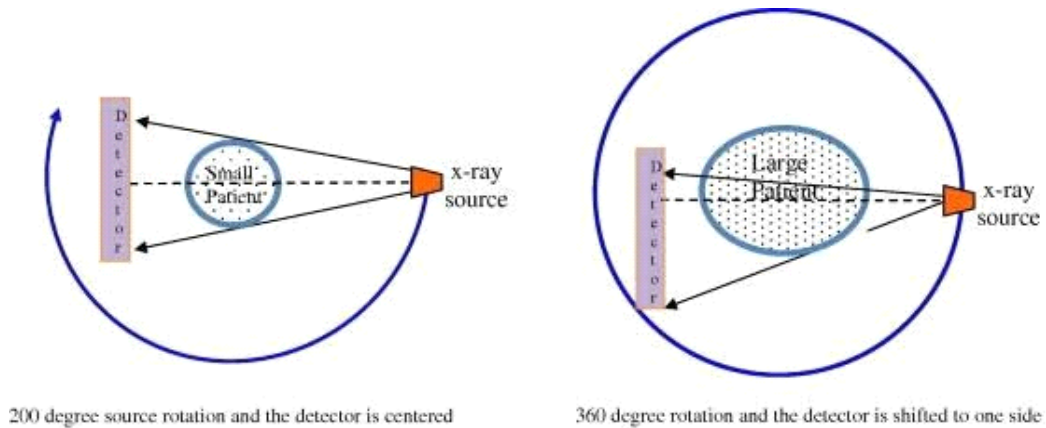


Figure 2.7 : Éventail complet (côté gauche) demi-éventail (côté droit)

2.9. Imagerie KV-KV :

L'acquisition kV-kV consiste à prendre deux radiographies perpendiculaires du patient (généralement antéro-postérieure et latérale) à l'aide d'un tube à rayons X kilovoltage et un détecteur planaire. Cela permet une localisation 3D du volume cible [54].

2.10. Aspects physiques :

Tube à rayons X kV : émet des rayons X de basse énergie (~40–150 kV), offrant un bon contraste tissulaire [55,56].

Détecteurs plats : convertissent les rayons X en signaux numériques [57].

Géométrie orthogonale : les deux images prises permettent une triangulation pour déterminer la position exacte de la tumeur [58].

Correction de la position : les images sont comparées à des images de référence (DRRs) générées à partir du CT de planification [59].

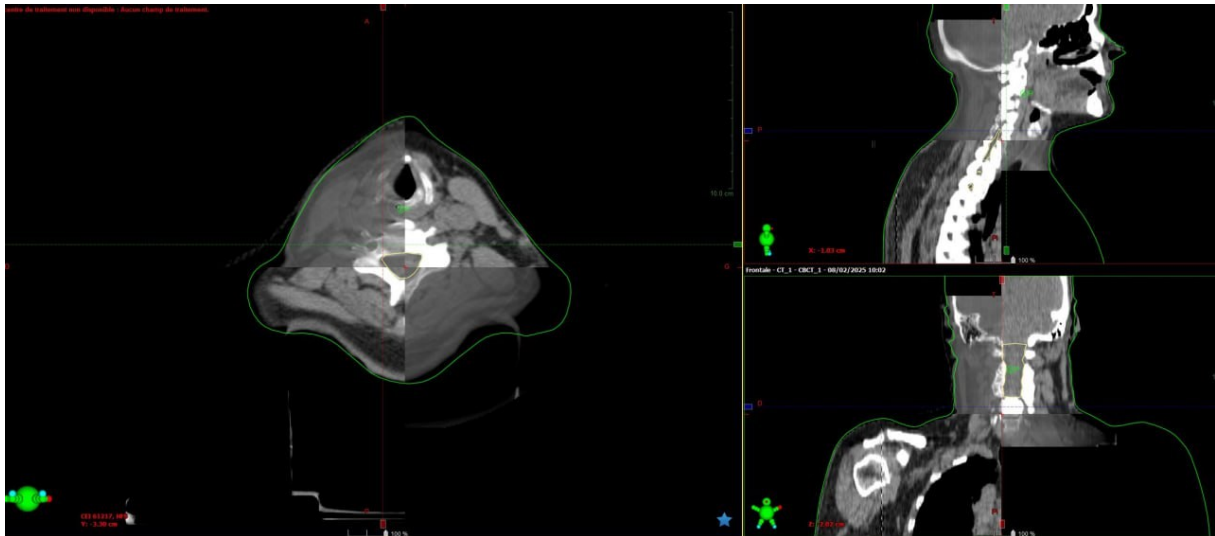


Figure 2.8 : Superposition des images kV et CBCT pour la vérification du positionnement du patient

2.11. Résolution spatiale :

La résolution spatiale est une mesure de la finesse des détails d'une image pour une dimension donnée [60]. Une image matricielle est composée de pixels ; une image affichée est définie par une taille (en centimètre ou en pouce) ; le rapport de ces deux caractéristiques s'exprime en nombre de pixels par unité de longueur. Cette résolution spatiale, qui indique la « densité de pixels », est couramment simplement nommée [61],[62]

2.12. Définition de contraste :

Le contraste caractérise la répartition lumineuse d'une image. Visuellement il est possible de l'interpréter comme un étalement de l'histogramme de luminosité de l'image.

Cas particuliers pour une image en noir et blanc :

Pour un contraste nul, l'image observée est intégralement grise

Pour un contraste maximum, chaque pixel de l'image est soit noir soit blanc[63]

Le contraste d'une image peut être relié à la différence d'intensité lumineuse arrivant physiquement sur le capteur par l'entremise de la gamme dynamique (également contour dynamique ou dynamique).

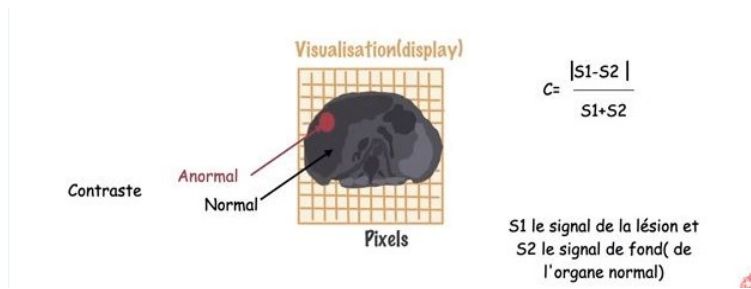


Figure 2.9 : Représentation du contraste entre une lésion et le tissu normal en imagerie médicale.

2.13. Définition de bruit :

Le bruit d'image est une variation aléatoire de la luminance ou de la couleur dans une image. Il peut provenir du grain du film ou du bruit de prise de vue inhérent à un détecteur de photons idéal. En imagerie numérique, le bruit est généralement électronique, produit par le capteur d'image de l'appareil photo numérique. Les circuits d'un scanner peuvent également contribuer à cet effet. Le bruit d'image est souvent (mais pas nécessairement) un artefact indésirable généré lors de l'acquisition, car il masque les informations utiles. Le terme "bruit d'image" est généralement utilisé pour désigner le bruit dans les images bidimensionnelles, plutôt que tridimensionnelles.

À l'origine, le mot « bruit » désignait un signal indésirable : par exemple, les fluctuations électriques indésirables dans les signaux radio AM causaient un bruit audible (appelé "statique"). De la même manière, les fluctuations électriques parasites sont également qualifiées de bruit. [64]

2.14. Paramètres influant sur la qualité des images

Comme tout système d'imagerie, le tomodensitomètre n'est pas parfait. Il propose une image du sujet faiblement altérée dans un fonctionnement normal, ou fortement altérée en cas de dysfonctionnements à l'origine d'artefacts. Le tomodensitomètre dégrade donc le signal. Différents facteurs peuvent être responsables de la qualité des images produites.

Certains agissent sur la résolution spatiale des images :

- La géométrie de l'acquisition, (distance source-patient, distance source-détecteur).
- La taille de la matrice de pixels des coupes (pouvant varier de 512 × 512 pixels à 1024 × 1024 pixels).

- La taille en millimètres des pixels (calculée partir du diamètre d'acquisition et de la taille de la matrice de pixels).
- La taille du détecteur.
- Les mouvements du patient.

D'autres agissent sur le bruit dans les images :

- L'algorithme de reconstruction.
- L'énergie des rayons-X.
- Les rayonnements diffus.
- La dose de rayon-X utilisée pour acquérir l'image du patient.
- L'uniformité de la réponse des détecteurs.
- La taille du foyer de rayons-X.
- Le système de collimation du faisceau de rayons-X.

Le contraste est aussi dépendant de certains facteurs :

- L'énergie des rayons-X.
- La sensibilité des détecteurs.
- La dose de rayon-X utilisée pour acquérir l'image du patient.
- L'alignement du tube à rayons-X et du détecteur [65].

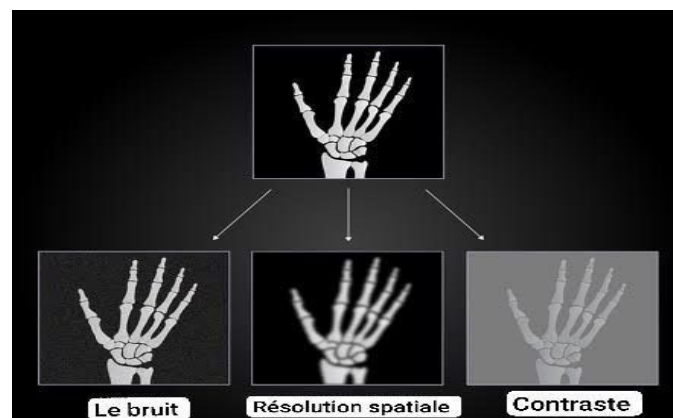


Figure 2.10 : Effets de bruit, résolution spatiale et contraste sur l'image

Partie pratique

Chapitre 3

Assurance qualité

3. Matériels et méthodes

3.1. Matériels

3.1.1. Accélérateur linéaire

Le Linac Varian Clinac®5821 est utilisé dans cette étude. Les spécifications techniques de cet accélérateur sont :

Énergie des photons : 6

Énergie des électrons : 6, 9, 12, 16 et 20 MeV

Débit de dose : 100 à 600 MU/min

Lames multicollimatrices (120 lames)



Figure 3.1 : Linac VarianClinac® 5821

3.2. Les systèmes embarqués

Les systèmes OBI (On-Board Imager) correspondent aux dispositifs montés directement sur l'axe perpendiculaire de traitement et sur la face conventionnelle de l'accélérateur. Ils se composent de deux bras robotiques rétractables, comme illustré dans la Figure 1.1 (tube à rayons X à basse énergie et détecteur plan intégré de type silicium amorphe). Ces dispositifs permettent l'acquisition d'images 2D et 3D pour le repositionnement et la replanification.

3.3. Fantôme TOR

Un objet de test de routine conçu pour être utilisé rapidement et facilement de manière régulière (par exemple, hebdomadaire/mensuelle) afin de fournir une vérification continue des performances d'imagerie, en particulier les aspects les plus susceptibles de se détériorer. Après une vérification initiale de l'échelle de gris, la qualité de l'image est simplement évaluée en comptant le nombre de détails détectés et le nombre de motifs de barres résolus dans l'image. Un enregistrement continu de ces valeurs permet de révéler toute tendance à une dégradation des performances d'imagerie.

Utilisé pour la fluoroscopie et la fluorographie, le TOR 18FG permet les vérifications suivantes:

- . Réglage du niveau de luminosité et de contraste du moniteur (détails des hautes et basses lumières)
- . Limite de résolution (de 0,5 à 5,0 LP/mm)
- . Détectabilité des détails de grande taille à faible contraste (18 détails, diamètre de 8 mm, plage de contraste de 0,009 à 0,167 à 70 kVp, 1 mm de Cu)
- . Géométrie circulaire (cercle en plomb) [66]

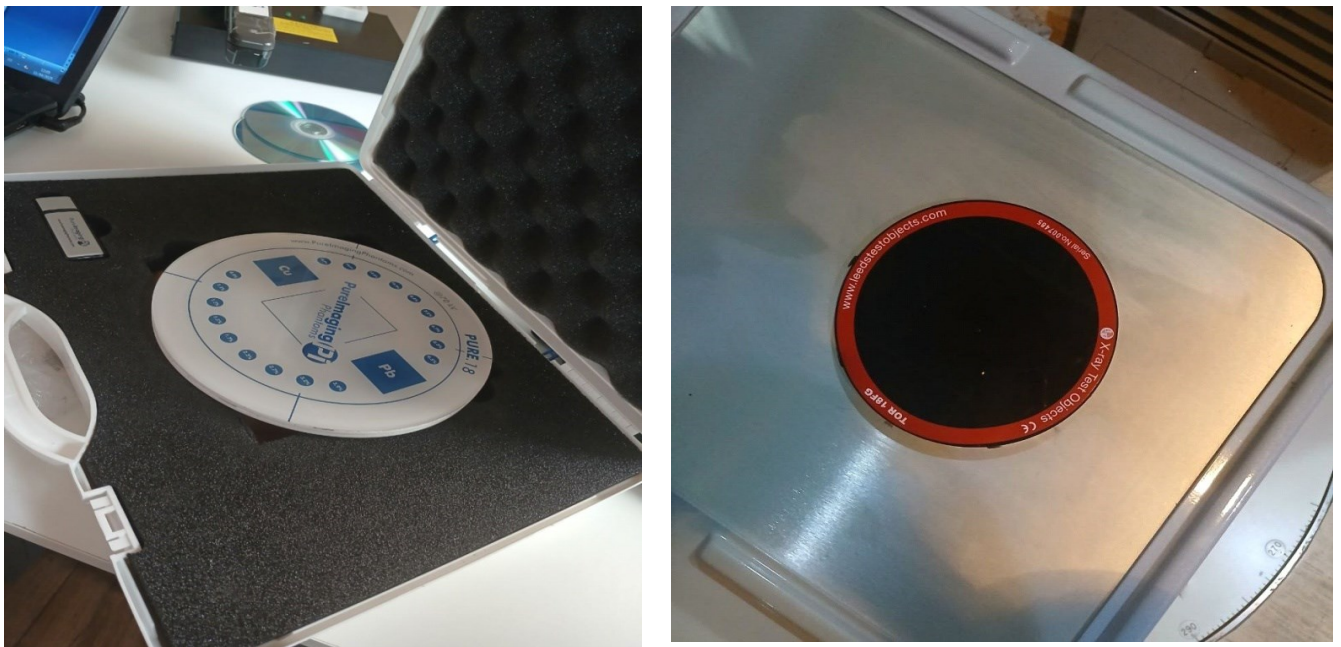


Figure3.2 : TOR [18FG]

3.4. Catphan 504

La configuration du fantôme Catphan® 504 a été sélectionnée par VarianMedicalSystems. Ce manuel est destiné à compléter les procédures et manuels CBCT de Varian en fournissant des détails supplémentaires concernant l'utilisation du fantôme Catphan®. Les objets de test qui composent le mode actuel du Catphan représentent plus d'un quart de siècle d'évaluation scientifique et d'expérience sur le terrain. Ce manuel décrit les applications de chaque module contenu dans le fantôme Catphan® 504 [85].

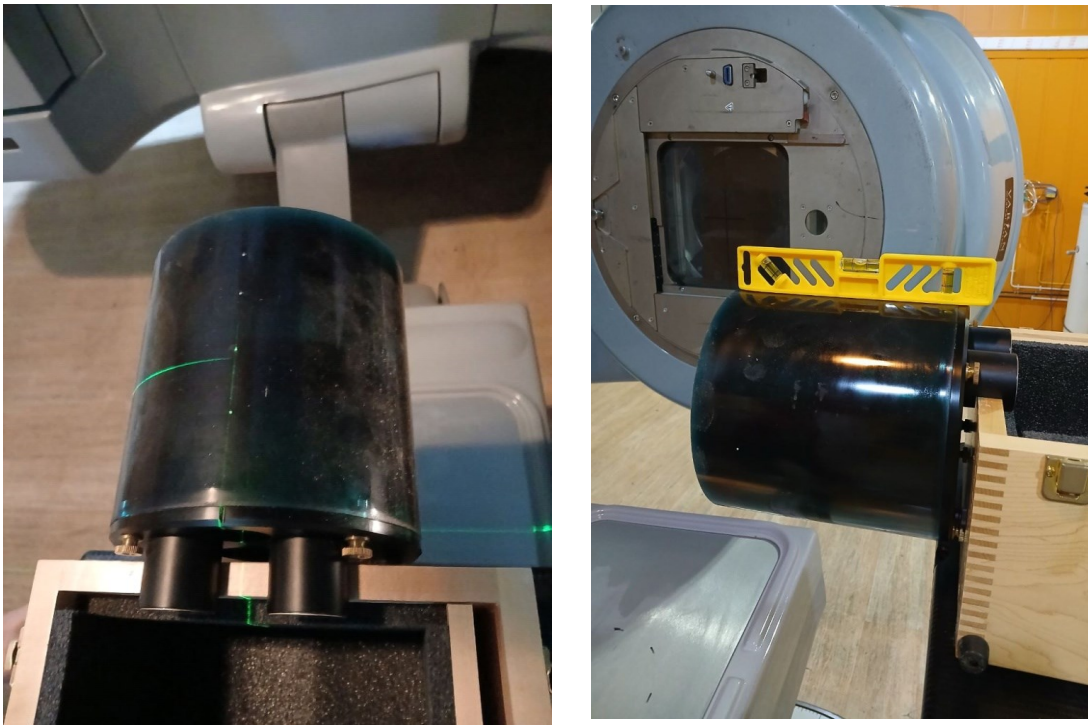


Figure 3.3 : Fantôme Catphan 504

3.2. Vérification de l'alignement de l'imagerie OBI

3.2.1. Linéarité spatiale :

3.2.2. Spécification

La précision de la linéarité spatiale (distance) doit être dans une tolérance de ± 2 mm, ou 1 %, selon la valeur la plus grande. Ce test utilise une plaque de calibration à lames.

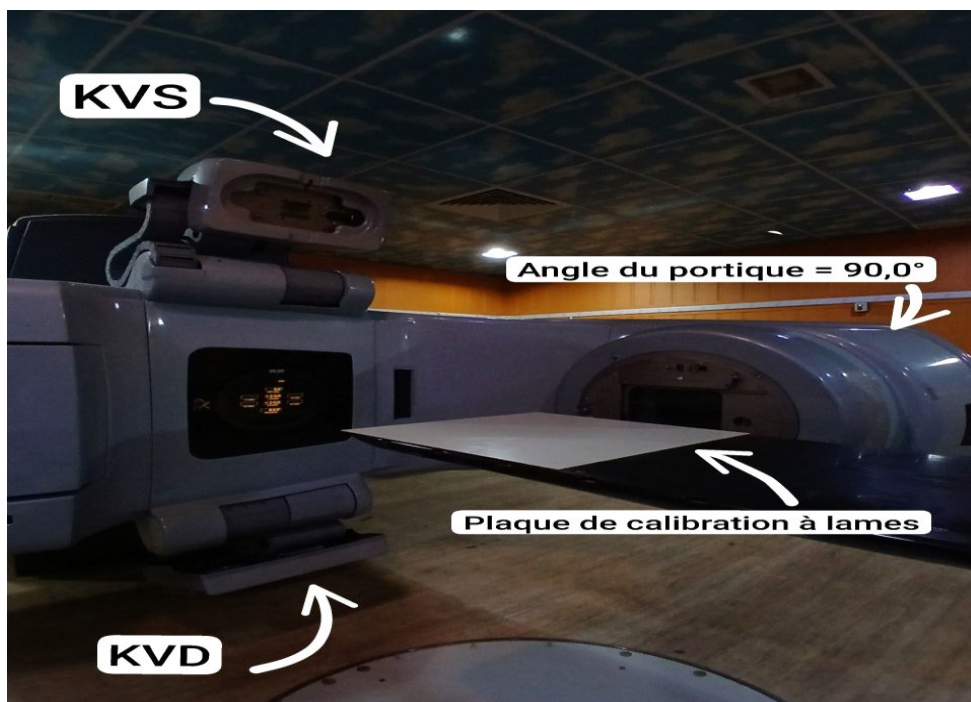


Figure 3.4 : Méthode d'essai de la linéarité spatiale

Tableau 3.1 : configuration du test de linéarité spatiale (distance)

Mode OBI	Mode maintenance
Angle du bras	Mis à niveau avec précision à 90°
Position KVS	100.0/0.0 cm
Position KVD	-50.0/0.0/0.0 cm
Lames	Mode Track (suivi)
Filtre en cuivre installé	Non
Anatomy (anatomie)	Pleine résolution impulsion unique FF
Technique	100 kV • 50 mA • 15 ms
Equipement/Outil	Blade Calibration Plate (plateau d'étalonnage du diaphragme aligné avec précision avec l'isocentre à l'aide du laser des croisillons du Clinac (voir figure I. 5)
Orientation de la plaque d'étalonnage	Y+ doit faire face au statif

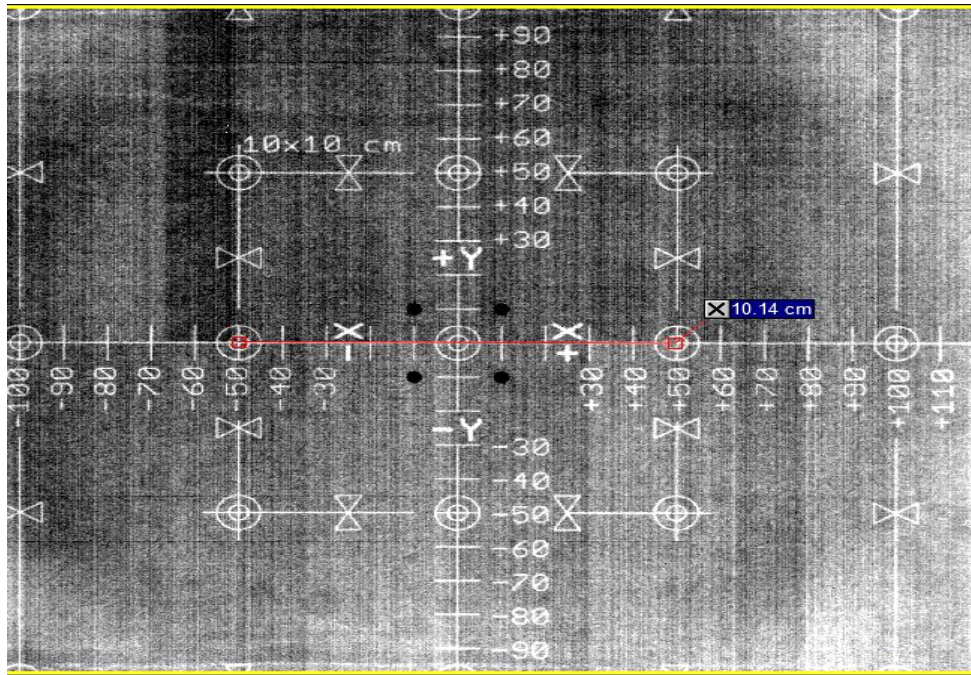


Figure 3.5: Plaque d'étalonnage des lames

Résultats :

À l'aide de l'outil Mesurer la distance, mesurez la distance à travers la boîte de 10 cm x 10 cm au centre de l'image dans les deux plans (voir Figure 3.6). Utilisez les outils Zoom avant et Déplacement pour des mesures précises.

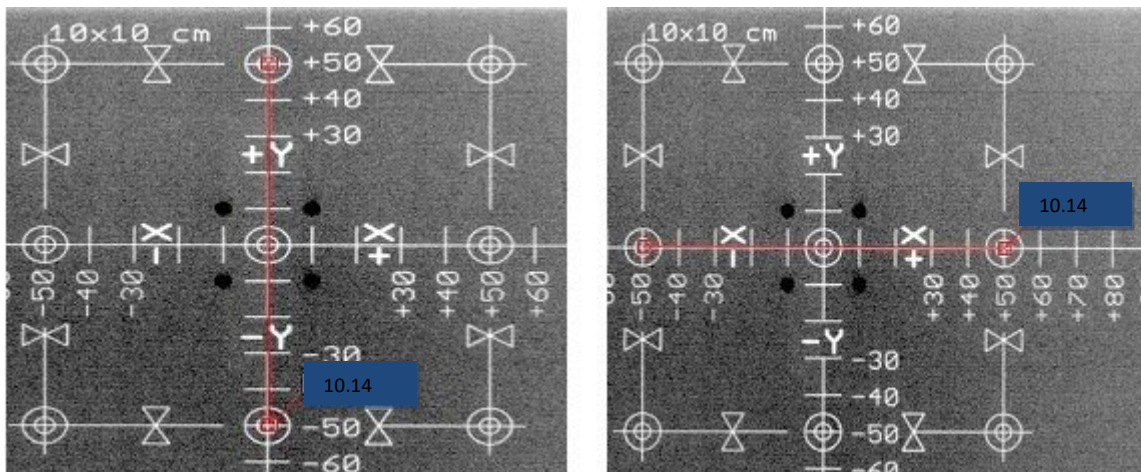


Figure :3.6 Précision de l'outil de mesure des distances, Y (image gauche) et X (image droite) sont des coordonnées du ROI

Précision de la linéarité spatiale (distance) $10,00 \text{ cm} \pm 0,2 \text{ cm} = 10,14 \text{ cm}$ pour X et Y

Tableau 3.2 Linéarité spatiale (Distance)

Critères de test	Spécification	√ = OK
Précision de la linéarité spatiale	10.00 cm ± 0.2 cm	10.14 cm

3.3.Précision de l'alignement du pixel central de l'imageur KVD

Spécification

Le pixel central du panneau imageur doit être aligné avec le trajet de l'isocentre du faisceau kV avec une précision de ± 2,0 mm.

Le panneau imageur PaxScan possède une résolution complète de 2048 x 1536 pixels. Ainsi, le pixel central du panneau se trouve à la position 1024 x 768. La taille physique de chaque pixel est de 0,194 mm, donc 10 pixels à partir du pixel central correspondent à ± 1,94 mm.

Méthode de test

1. Utiliser l'image précédemment capturée, sans les lignes de mesure utilisées dans le test précédent.
2. Zoomer jusqu'à ce que les pixels individuels soient clairement visibles à l'intersection centrale de la plaque de calibration. Si nécessaire, ajuster la barre de défilement "Window/Level" pour mieux visualiser les pixels.
3. Sélectionnez l'icône Histogramme et tracez une région d'intérêt (ROI) allant du coin supérieur gauche de l'image jusqu'au coin inférieur droit.
4. Faites un clic droit sur le cercle rouge situé dans le coin supérieur gauche de la boîte du ROI, puis sélectionnez Définir les propriétés du ROI.... Modifiez la valeur de la position horizontale (Hor. Pos.) à 1024 et celle de la position verticale (Vert. Pos.) à 768. Cliquez sur OK pour fermer la fenêtre des propriétés.
5. Le petit cercle rouge dans le coin supérieur gauche de cette boîte correspond à la position du pixel central (1024 x 768).
6. À l'aide de la souris, faites glisser le petit cercle rouge (dans le coin supérieur gauche de la boîte du ROI) jusqu'à ce qu'il soit aligné avec le pixel central de l'image.

7. Faites un clic droit à nouveau sur le coin supérieur gauche de la boîte du ROI et sélectionnez Définir les propriétés du ROI... pour afficher les propriétés du ROI.

8. Notez les valeurs finales de Hor. Pos. et Vert. Pos. dans le tableau des données.

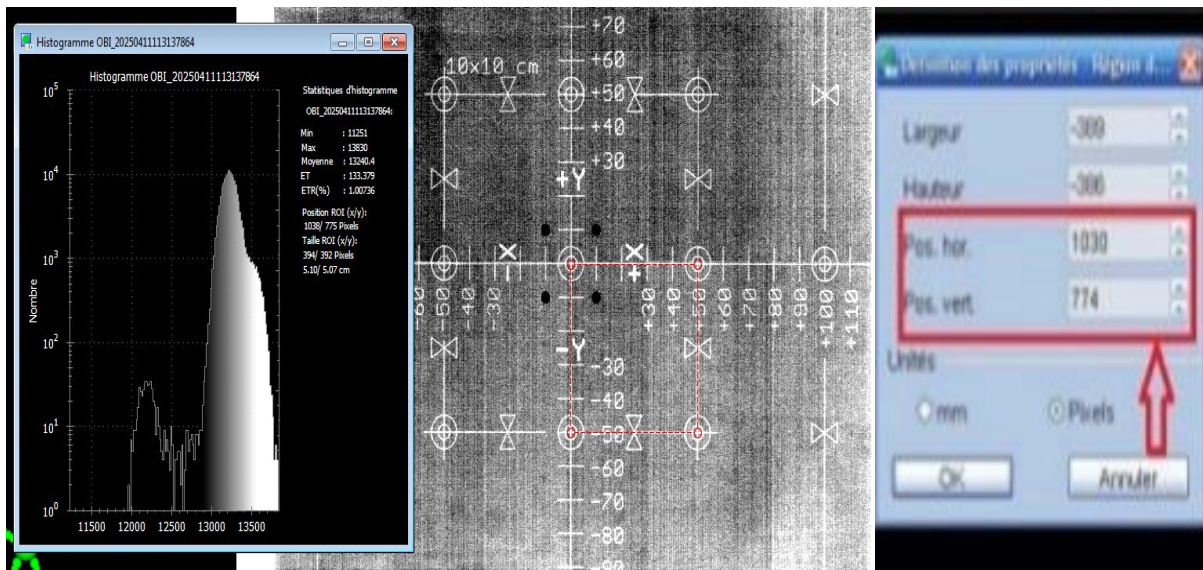


Figure 3.7 Technique de vérification de l'alignement du centre de la zone de l'imageur KVD

Tableau 3.3 : Alignement des pixels centraux du panneau de l'imageur KVD

Critères de test	Spécification	Valeur effective
Alignement <i>Hor. Pos</i> de l'imageur	Emplacement du pixel 1024 ± 10	1038
Alignement <i>Ver. Pos</i> de l'imageur	Emplacement du pixel 768 ± 10	775

3.4. Vérification de l'isocentre KV (sans option IsoCal)

Spécification

Dans ce test, nous utilisons le fantôme MARKER. Les axes des bras kVD et kVS doivent coïncider (isocentriques) avec l'axe de rotation du portique dans une sphère de rayon $\leq 1,5$ mm

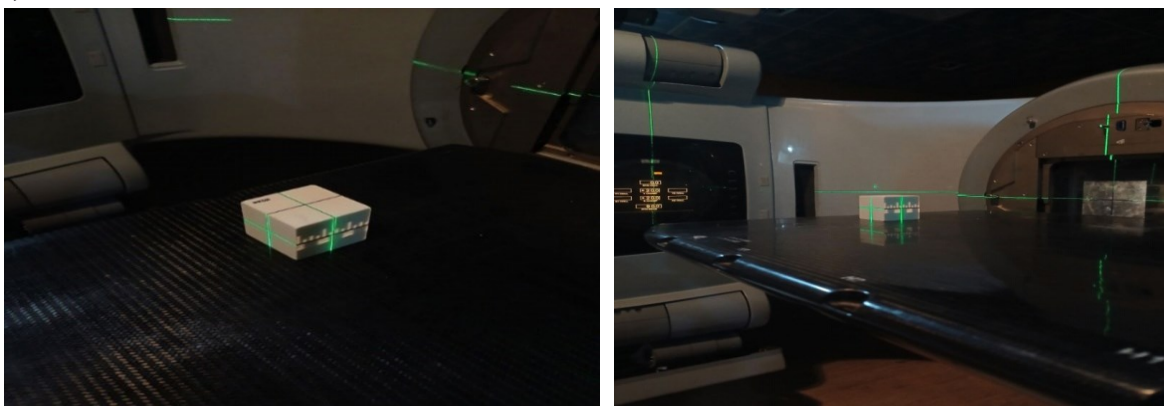


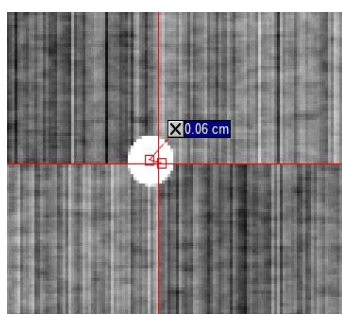
Figure 3.8 : Test de l'isocentre

Méthode de test

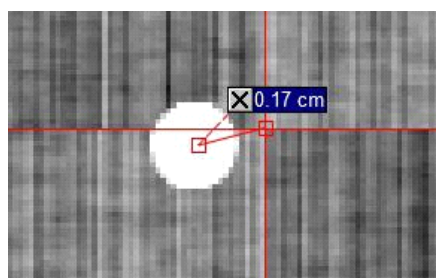
Tableau 3.4 : KV et KVD Axes Configuration des tests ISOCENTER

Mode OBI	Mode maintenance
Ange du bras	90° → 180° → 0° → 270°
Position KVS	100.0 / 0.0 cm
Position KVD	-50.0 / 0.0 / 0.0 cm
Lames	Mode Track
Filtre en cuivre	Non
Anatomie	Pleine résolution impulsion unique FF
Technique	100 kV • 50 mA • 25ms
Equipement / Outil	IsocentreCub (Cube isocentrique)

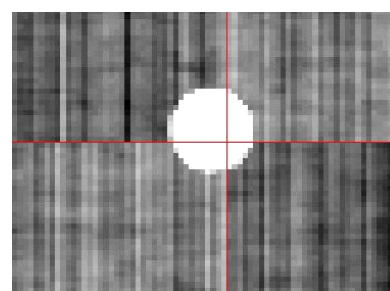
1. En utilisant l'outil de réticule numérique comme référence d'isocentre, déplacez la table d'examen ou le cube pour aligner le centre de la bille de 2 mm sur l'intersection du réticule dans les deux images, à $\pm 0,01$ cm près.
2. Une fois le cube aligné, acquérez séquentiellement des images de test kV aux quatre angles adjacents du portique (90°/180°/0°/270°).
3. Après l'acquisition de chaque image, utilisez l'outil Mesurer la distance pour déterminer l'écart de distance entre l'intersection du réticule et le centre de la bille de 2 mm (comme illustré à la figure 3.9).



angle de gentry =90°



angle de gentry =180°



angle de gentry =0°

Figure 3.9 : Technique de mesure

Résultats

Tableau 3.5 : Vérification de l'isocentre KV (sans option IsoCal)

Critères de test	Spécification	√ = OK
Isocentre des axes KVS/KVD	Angle du bras = $90^\circ \leq 0.15$ cm de rayon	0.06 cm
	Angle du bras = $180^\circ \leq 0.15$ cm	0.17 cm
	Angle du bras = $0^\circ \leq 0.15$ cm	0.09 cm

3.5. Vérification du système d'imagerie OBI :

3.5.1. Sensibilité à faible contraste

Spécifications

Le système d'imagerie doit être capable de résoudre une sensibilité minimale de 2,33 % dans une image fluoroscopique pulsée 2 x 2 compartiments, en utilisant l'objet de test Leeds TOR [18FG]. Le disque 12 équivaut à 2,33 % dans l'objet de test Leeds.



Figure 3.10 : TOR [18FG], Filtre en cuivre

Méthode de test

Tableau 3.6 :Sensibilité au faible contraste

Mode OBI	Mode maintenance
Angle du bras	90°
Position KVS	100.0 / 0.0 cm
Position KVD	-50.0 / 0.0 / 0.0 cm
Lames	Mode Track
Filtre en cuivre installé	Oui
Anatomie	Dernière image FF
Technique	100 kV • 50 mA • 25 ms
ABS	Off (arrêt)
Equipement/ Outil	Objet de test leeds TOR [18FG] placé au centre du panneau de l'imageur. L'indicateur fléché étant dirigé vers le statif

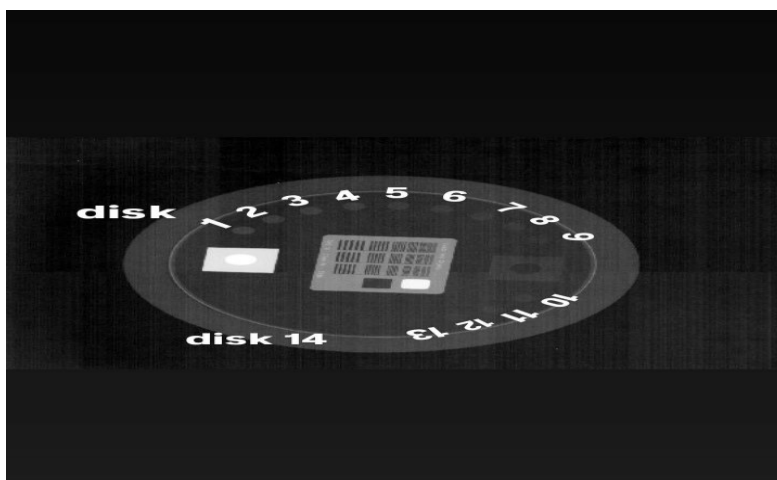


Figure 3.11 : Exemple d'image d'objet de test Leeds TOR [18FG]

Résultats

Tableau 3.7 : Sensibilité au faible contraste

Critères de test	Spécification	√ = OK
Nombre de disque leeds visibles	≥ Disque 12 (2.33%)	14

3.6. Vérification du système d'imagerie CBCT

Tous les tests CBCT seront effectués à l'aide du fantôme de test Catphan fourni par Varian (Catphan® CTP504 ou CTP604). Des informations détaillées sur les sections Catphan sont disponibles dans le manuel Catphan®, fourni avec le fantôme

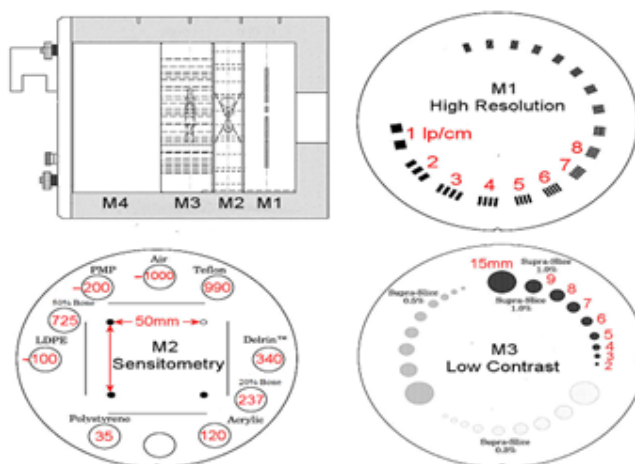


Figure 3.12 : Modules fantômes Catphan®

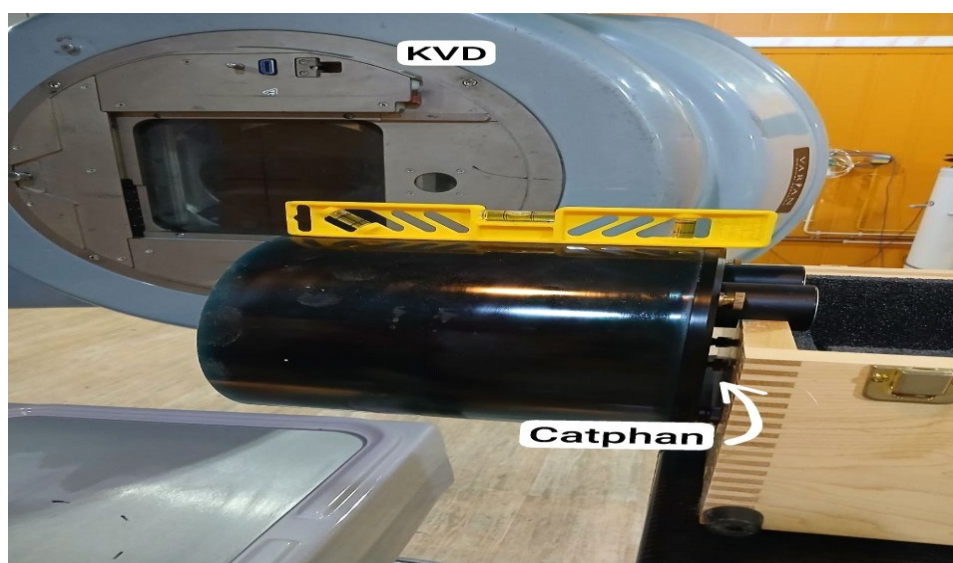


Figure 3.13 : Test de Catphan

3.7.Exactitude du positionnement vertical et longitudinal de la source kV

Objectif

Vérifier la précision du positionnement de la source kV en position verticale et longitudinale par rapport à l'isocentre.

Méthode

Positionnement vertical :



Figure 3.14 : Vérification du positionnement vertical de la source kV à l'aide d'un mètre-ruban

Le bras de l'accélérateur est placé à 90°. La source kV est déployée à une distance attendue de 100 cm de l'isocentre. À l'aide d'un mètre-ruban, la distance entre l'isocentre (matérialisé par le croisillon) et le centre de la fenêtre de mylar de la source est mesurée.

La distance réelle entre la source et l'isocentre est alors calculée selon la relation :
 $d_{réelle} = d_{mylar-isocentre} + 14,8 \text{ cm}$ où 14,8 cm est la distance fixe entre la source et la fenêtre de mylar.

Positionnement longitudinal :

Le bras est également placé à 90°. Les lasers de la salle sont allumés. La croix repère (repères de référence) présente sur la source kV est identifiée, puis la distance entre ces repères et la projection des lasers est mesurée.

Résultats

La distance mesurée entre l'isocentre (matérialisé par le croisillon) et le centre de la fenêtre de mylar de la source kV était de 85,1 cm. En ajoutant la distance fixe entre la source et la fenêtre de mylar (14,8 cm), la distance réelle entre la source kV et l'isocentre est calculée comme suit : $d_{réelle} = 85,1 \text{ cm} + 14,8 \text{ cm} = 99,9 \text{ cm}$.

Par rapport à la distance attendue de 100 cm, l'écart est de 1 mm, ce qui respecte pleinement la tolérance autorisée de $\pm 2 \text{ mm}$.

Conclusion : le positionnement vertical de la source kV est conforme aux spécifications de qualité.

3.8.Exactitude du positionnement vertical, longitudinal et latéral du détecteur :

Spécification :

Vérifier l'exactitude du positionnement du détecteur embarqué dans les trois axes (vertical, longitudinal, latéral) par rapport à l'isocentre.

Tolérance :

Axe vertical : $|d_{réelle} - d_{attendue}| \leq 2 \text{ mm}$

Axes longitudinal et latéral : $|d_{laser} - d_{repère}| \leq 2 \text{ mm}$

Test :

Positionnement vertical :

Position programmée attendue du détecteur : **50.0 cm**

Distance mesurée entre l'isocentre et la surface du détecteur : **48.5 cm**

Distance interne entre la surface du détecteur et la matrice de détection : **1.8 cm**

Distance réelle ($d_{réelle}$) = **48.5 + 1.8 = 50.3 cm**

Méthode :

Positionnement vertical :

Le bras de l'accélérateur est positionné à 90° .

Le détecteur est déployé à une position pré-programmée (ici 50.0 cm attendus).

Un mètre-ruban est utilisé pour mesurer la distance entre l'isocentre (croisillon central) et le centre du détecteur.

On ajoute à cette mesure la distance fixe entre la surface du détecteur et la matrice de détection (1.8 cm) pour obtenir la distance réelle $d_{réelle}$.

Le détecteur est déplacé de ± 10 cm.

Les repères sont comparés à la position des lasers.

➤ **Discussion :**

La distance réelle mesurée est 50.3 cm, soit un écart de +0.3 cm (3 mm) par rapport à la distance attendue (50.0 cm).

Cela dépasse la tolérance maximale de 2 mm, ce qui suggère une légère erreur de positionnement vertical du détecteur.

Une vérification de l'étalonnage mécanique ou du système de positionnement automatique est recommandée pour corriger ce décalage.

3.9.Exactitude de la tension appliquée au tube à rayons X

Spécifications

- Ce test vise à vérifier que la tension appliquée au tube à rayons X est conforme à la valeur affichée sur la console.
- La valeur mesurée doit être dans une tolérance de $\pm 10\%$ par rapport à la valeur affichée.

Méthode de test :

1. Placer le kVpmètre à l'isocentre.
2. Effectuer cinq expositions successives pour chaque anatomie préprogrammée sur la console XVI (tensions de 70 kV à 120 kV).
3. Relever les valeurs mesurées pour chaque exposition.
4. Comparer les valeurs mesurées aux valeurs affichées.



Figure 3.15 :Positionnement du fantôme sur la table avec le KVpmètre centré à l' isocentre

3.10. Multimètre radical

Accu-Gold Touch est le système de gradation des rayons X de nouvelle génération pour le cœur, doté d'un module numérateur multifonction compact et d'un logiciel intuitif puissant. L'Accu-Gold Touch, avec son écran intégré, est un analyseur de rayons X compact, louable et multifonctionnel, utilisant les dernières technologies en...

Avec des capteurs à semi-conducteurs, des chambres d'ionisation de référence, des capteurs MAC et de lumière [67], Accu-Gold Touch offre des fonctionnalités qui augmentent votre offre de produits, telles qu'une configuration rapide, une facilité de déploiement, des verrouillages automatiques et une capture de données avec plusieurs paramètres, une capture de temps sans stress et de distance unique, une analyse et une récupération de données faciles. Avec une interface de capteur auxiliaire et un logiciel adaptable, vous avez la possibilité d'acquérir votre capacité pour répondre à vos besoins. Accu-Gold Touch vous permet de sauvegarder toutes vos mesures. Le système Accu-Gold Touch se compose d'un module numérique en ligne dont la fonction est de convertir les signaux analogiques en plusieurs capteurs, ce qui donne des résultats à partir de calibres numériques, de deux capteurs et d'un écran en ligne. Le Touch est disponible en mode Tendill et s'adapte à des applications spécifiques, les différents capteurs étant basés sur les capteurs pouvant être utilisés.

La figure 3.17 : montre une image de bobine d'un multimètre RADCAL.



Figure 3.16 : Multimètre RADCAL utilisé

3.11. La chambre d'ionisation

La spécificité de la mesure de la dose au scanner RX a conduit au développement d'une chambre d'ionisation cylindrique, dite «la chambre crayon». Celle-ci associée aux fantômes en Poly méthacrylate de méthyle PMMA de diamètre 16 cm (tête), et de 32

cm (corps) permet, en particulier, d'obtenir l'indice de dose de scanographie, le CTDI100. Ce type de détecteur a une longueur de volume sensible égale à au moins 100 mm afin d'être compatible avec les indices de dose définis. Les chambres crayon utilisées ont généralement un volume sensible de l'ordre de 3 cm³

Une chambre d'ionisation crayon de marque RADCAL conçue pour la réalisation de la mesure du CTDI au scanner et la mesure de doses sur les panoramiques dentaires. Informations complémentaires : — précision de mesure +/- 4% — gamme de mesure en dose : 200nGy– 1kGy — gamme de mesure en débit de dose : 20nGy/s– 350mGy/s



Figure 3.17 : Chambre d'ionisation crayon de marque RADCAL utilisée

Résultats

$\% \text{ Error} = \left \frac{X_m - X_n}{X_n} \right \cdot 100 \%$	$\text{Coefficient of Variation} = \frac{\text{Standard Deviation}}{\text{Average}} \times 100\%$
--	---

Tableau 3.8 : Évaluation de la stabilité et de la performance du rayonnement X en fonction de la tension appliquée, On utilise la loi suivante :

Tension Appliquée	70	80	90	100	120
#1	65,8	74,8	87,2	98,8	120,9
#2	66,3	74,8	87,3	98,3	120,4
#3	66,3	75,6	87,3	98,5	120,2
#4	65,6	75,2	87,3	97,9	120,2
#5	65,6	75,1	87,5	98,2	119,8
Moyenne	65,92	75,1	87,32	98,34	120,3
% d'Erreur	-5,83	-6,13	-2,98	-1,66	0,25
Dev.St	0,36	0,33	0,11	0,34	0,40
COV	0,0054	0,0044	0,0013	0,0034	0,0033

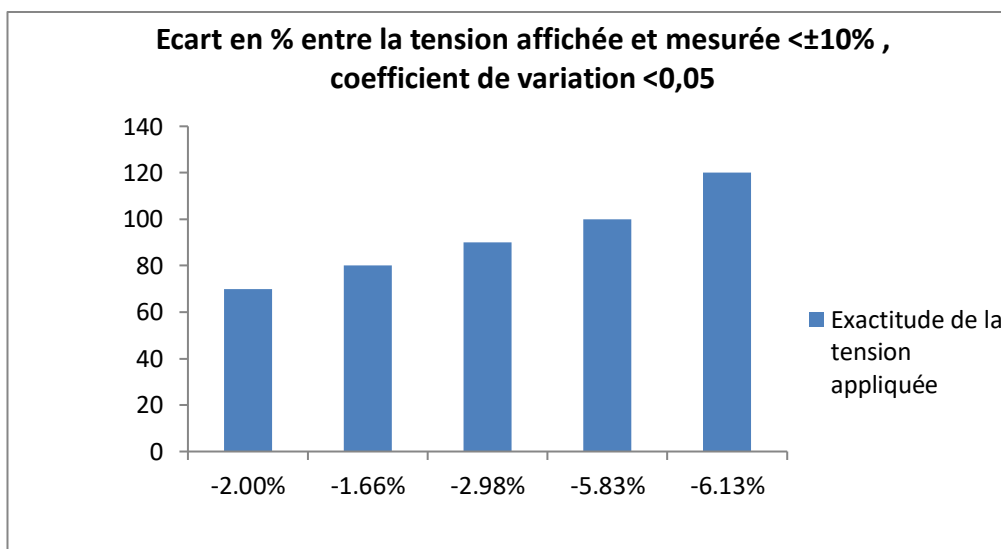
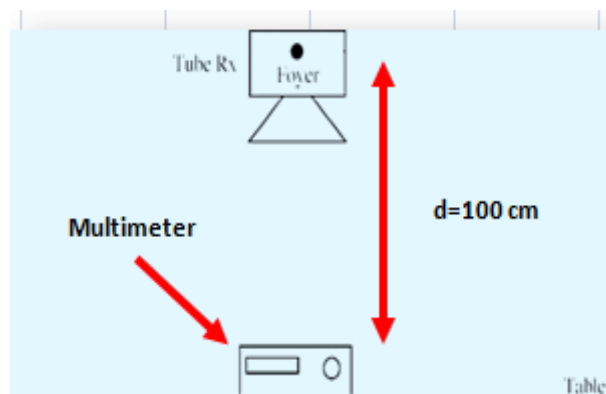


Figure3.18 : Vérification de la précision de la tension appliquée au détecteur

➤ **Discussion :**

Les résultats de répétabilité ont montré une bonne concordance, en restant dans les limites acceptables sur le plan technique.

Les valeurs mesurées correspondaient aux valeurs affichées avec une tolérance de $\pm 10\%$, ce qui témoigne d'une précision satisfaisante.

De plus, le coefficient de variation (COV) est resté inférieur à 0,05, traduisant une grande stabilité et une reproductibilité fiable des mesures.

3.12. Exactitude du temps affiché en milliSeconde(mS)

Spécification :

L'erreur relative entre le temps affiché et le temps mesuré ne doit pas dépasser $\pm 5\%$ pour chaque valeur mesurée. De plus, la reproductibilité doit respecter un coefficient de variation (COV) $\leq 0,05$.

Méthode de test

Effectuer 5 expositions successives pour chaque valeur de temps d'exposition (ex : 8 ms, 10 ms, 12 ms, 15 ms, 20 ms, 25 ms, 30 ms, 35 ms, 40 ms).

Mesurer le temps réel de chaque exposition à l'aide d'un dispositif de mesure dédié.

Résultats

Tableau3.9 :Résultats du test d'exactitude du temps d'exposition(ms)

Temps Affiché	8	10	15	25	40
#1	8,806	10,55	16,28	27,14	39,94
#2	8,909	10,55	16,18	27,03	39,94
#3	8,704	10,55	16,18	27,14	39,94
#4	8,806	10,65	16,18	27,14	39,94
#5	8,909	10,55	16,28	27,14	39,94
Moyenne	8,689	10,475	16,0167	26,765	39,95
% d'Erreur	8,61	4,75	6,78	7,06	-0,13
Dev.St	0,09	0,04	0,05	0,05	0,00
COV	0,0099	0,0043	0,0034	0,0018	0

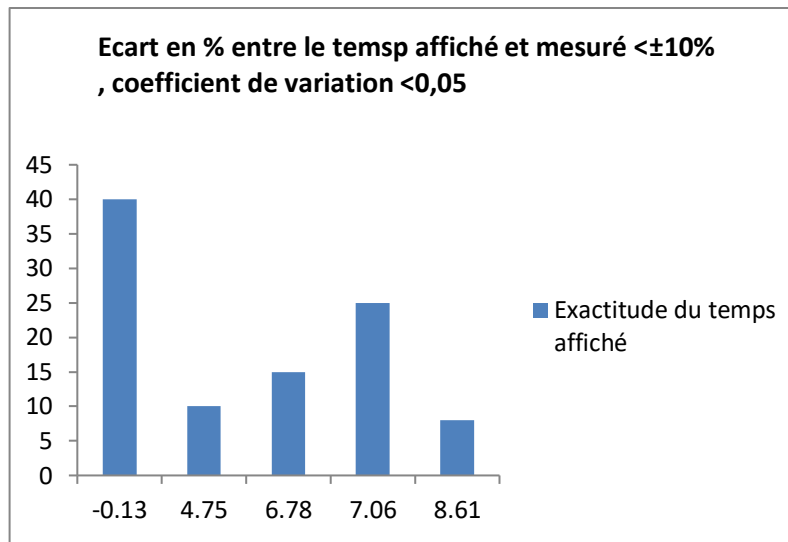


Figure 3.19 : Exactitude du temps d'irradiation : écart relatif entre le temps affiché et mesuré (%)

➤ **Discussion :**

À l'exception du temps de 8 ms non conforme, tous les autres temps d'exposition testés respectent les tolérances d'exactitude ($\pm 5\%$) et de reproductibilité ($COV \leq 0,05$). Le système présente ainsi une performance globalement fiable pour les durées cliniquement courantes.

3.13. Répétabilité de la tension appliquée au tube à rayons X

Spécification :

Les valeurs extrêmes de la tension mesurée lors d'une série de 5 expositions ne doivent pas différer de plus de $\pm 5\%$ de la valeur moyenne. En cas de dépassement de cette tolérance, une remise en conformité doit être effectuée dans les plus brefs délais. Ce test est réalisé à l'installation puis de façon annuelle.

Méthode de test :

Un kVp-mètre a été positionné à l'isocentre. Cinq expositions successives ont été effectuées pour deux protocoles anatomiques fréquemment utilisés sur la console OBI, correspondant à deux tensions représentatives : 70 kV et 100 kV. La tension mesurée a été relevée pour chaque exposition.

Résultats :

Tableau 3.10: Vérification de la répétabilité pour deux tensions représentatives

Tension relevée anatomie _ORL_ TeteLat et AP	70	100
#1	68,6	100,3
#2	68,6	100,5
#3	68,6	100,6
#4	68,6	100,5
Moyenne	68,6	100,475
% d'Erreur	-2,00	0,47
Dev.St	0,000	0,13
COV	0,0000	0,0013

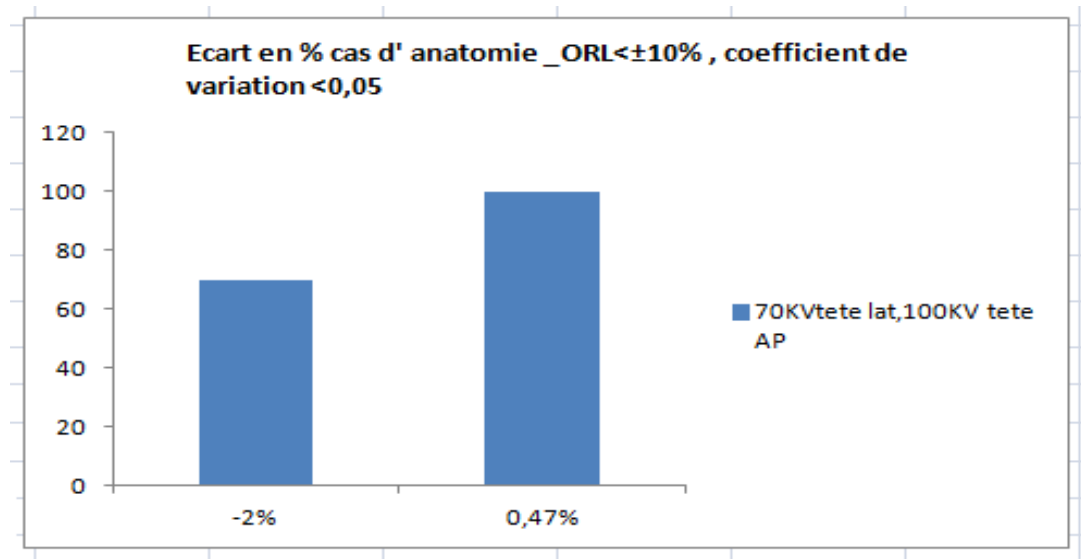


Figure 3.20: Le générateur présente une très bonne répétabilité de la tension appliquée, aucune action corrective n'est requise

Discussion :

Le générateur présente une très bonne répétabilité de la tension appliquée, aucune action corrective n'est requise.

3.14. Répétabilité_anatomie Extrémité

Spécification :

Le contrôle porte sur la reproductibilité de la tension appliquée en mode anatomie des extrémités.

Les critères d'acceptation sont :

Erreur relative < 5 % de la valeur moyenne

Coefficient de variation (COV) $\leq 0,05$

Méthode de test :

Mode utilisé : Anatomie Extrémités

Nombre de mesures : 4 répétitions

Appareil : générateur à rayons X numérique (spécifier le modèle si possible)

Mesures relevées à l'aide d'un multimètre ou d'un dispositif de mesure de tension dédié.

Calcul de : moyenne, erreur relative, écart-type (Dev.St), et coefficient de variation (COV).

Résultats :

Tableau 3.11 : Résultats des mesures de la tension appliquée lors de quatre expositions successives

Tension relevée anatomie _Extrémités	65
≠1	63,2
≠2	63,2
≠3	63,1
≠4	63,2
Moyenne	63,175
% d'Erreur	-2,81
Dev.St	0,05
COV	0,0008

➤ **Discussion :**

Les valeurs mesurées respectent les tolérances exigées. L'erreur relative est inférieure à 5 % (-2,81 %) Le coefficient de variation est très faible ($0,0008 < 0,05$) La reproductibilité est excellente.

3.15.. Répétabilité du rayonnement de sortie pour une seule combinaison courant-temps.

Spécification :

Vérifier la répétabilité du rayonnement de sortie, Les valeurs de kerma mesurées ne doivent pas différer de plus de 10% de la valeur moyenne, Le coefficient de variation (COV) doit être inférieur ou égal à 0,05, La précision des mesures doit être inférieure à 5%. La reproduction du temps d'exposition doit se faire avec un coefficient de variation (COV) inférieur à 0,05.

Méthode :

Matériel : Dosimètre pour mesurer le kerma.

Positionnement :

Placer le capteur du dosimètre à l'isocentre.

Ajuster la collimation des diaphragmes pour que la taille du champ d'irradiation soit adaptée au dosimètre.

Test de Répétabilité :

Réaliser 5 expositions successives à 70 kV avec une charge de 40 mAs (combinaison "courant-temps" : 200 mA et 200 ms). Relever les valeurs de kerma mesurées pour chaque exposition.

Résultats

Tableau 3.12 : Résultats du test de répétabilité à 70 kV et 40 mAs (200 mA, 200 ms) – Valeurs de kerma mesurées en mGy

70KV à 40mAs combinaison "courant-temps" (200 mA,200ms)	Kermas mesurés en mGy
#1	1,965
#2	1,965
#3	1,966
#4	1,967
#5	1,967
Moyenne	1,966
Dev.St	0,0010
COV	0,0005

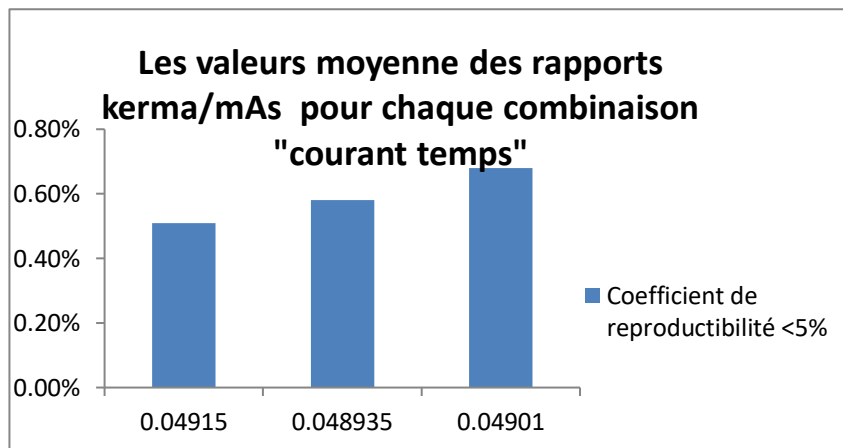


Figure 3.21 : Les valeurs moyenne des rapports kerma/mAs pour chaque combinaison "courant temps".

➤ Discussion :

Ce test de répétabilité a été réalisé pour une seule combinaison courant-temps (200 mA, 200 ms) à 70 kV. Les résultats montrent une excellente répétabilité du rayonnement de sortie. Les valeurs de kerma mesurées sont extrêmement proches les unes des autres, avec une moyenne de 1,966 mGy. L'écart type est très faible (0,0010 mGy), témoignant d'une grande précision. Le coefficient de variation (COV) est largement inférieur à 0,05 (COV = 0,0005), ce qui indique une variabilité négligeable entre les expositions. Ces résultats respectent pleinement les spécifications et tolérances recommandées, confirmant la fiabilité du système pour cette configuration d'exposition.

3.16. Reproductibilité du rayonnement de sortie :

➤ Spécification :

Le test de reproductibilité vise à vérifier la constance du rapport kerma/mAs pour différentes combinaisons « courant-temps » (mA et ms) à une tension fixe de 70 kV. Trois combinaisons différentes couvrant l'ensemble de la plage utile des mA sont sélectionnées, avec une charge fixe de 40 mAs. La tolérance imposée est que les valeurs des rapports kerma/mAs ne doivent pas différer de plus de 15% de la valeur moyenne.

➤ **Méthode de test :**

Appareillage utilisé : Dosimètre placé à l'isocentre.

Conditions de mesure :

Tension fixée à 70 kV.

Charge fixée à 40 mAs pour chaque combinaison.

Trois combinaisons « courant-temps » différentes ont été testées :

200 mA – 200 ms

320 mA – 125 ms

250 mA – 160 ms

Pour chaque combinaison, 5 expositions successives ont été réalisées.

Le kerma a été mesuré pour chaque exposition, puis le rapport kerma/mAs a été calculé.

La moyenne, l'écart type et le coefficient de variation (COV) ont été déterminés pour chaque série.

Résultats :

Tableau 3.13 : Analyse de la répétabilité des mesures du kerma par mAs pour trois combinaisons courant-temps à 70 kV

70KV à 40mAs 03 combinaisons "courant-temps"	Valeur kerma/mAs (200mA,200ms)	Valeur kerma/mAs (320mA,125ms)	Valeur kerma/mAs (250mA,160ms)
#1	0,049125	0,0489	0,048975
#2	0,049125	0,048925	0,049025
#3	0,04915	0,048925	0,048975
#4	0,049175	0,04895	0,049025
#5	0,049175	0,048975	0,04905
Moyenne	0,04915	0,048935	0,04901
Dev.St	0,00003	0,00003	0,00003
COV	0,00051	0,00058	0,00068

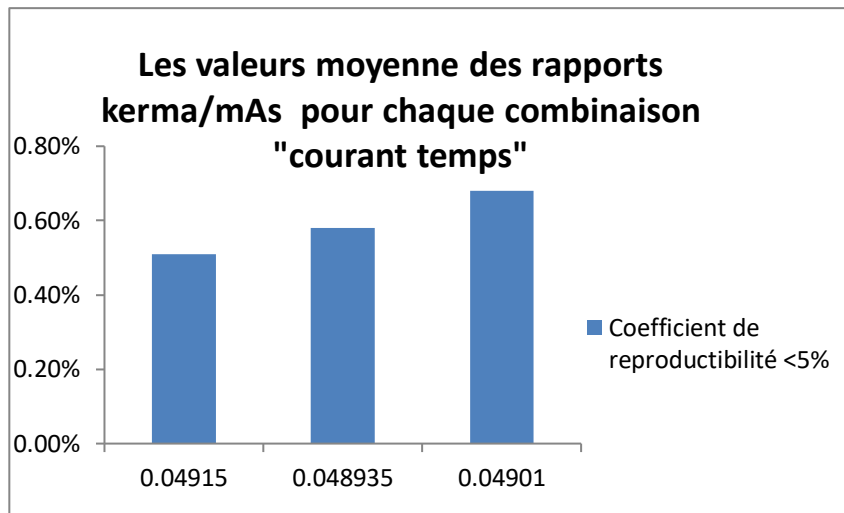


Figure 3.22 : Les valeurs moyenne des rapports kerma/mAs pour chaque combinaison "courant temps".

➤ **Discussion :**

Les résultats montrent une bonne reproductibilité du faisceau de rayons X pour les trois combinaisons testées. Les moyennes des rapports kerma/mAs obtenues sont respectivement :

0,04915 pour (200 mA – 200 ms)

0,048935 pour (320 mA – 125 ms)

0,04901 pour (250 mA – 160 ms)

Le coefficient de variation (COV) est resté inférieur à 0,001 dans tous les cas, ce qui traduit une excellente stabilité des valeurs mesurées. Les écarts relatifs entre les valeurs individuelles et la moyenne sont largement en dessous du seuil de tolérance de 15%, ce qui valide la reproductibilité du système.

Le graphe confirme cette stabilité, avec des barres proches entre elles et toutes respectant le coefficient de reproductibilité < 5%.

3.17.Reproductibilité du rayonnement de sortie des moyennes Rapports Kerma/mAs:

➤ **Spécification :**

Les rapports mesurés Kerma/mAs pour chaque combinaison ne doivent pas différer de plus de 15 % de la valeur moyenne obtenue.

➤ **Méthode de test :**

Le capteur du dosimètre a été placé à l'isocentre. Le champ d'irradiation a été collimaté à une taille entre 15×15 cm et 30×30 cm. Trois expositions successives ont été réalisées à 70 kV et 40 mAs avec les combinaisons suivantes :

(200 mA / 200 ms)(320 mA / 125 ms)(250 mA / 160 ms)

Pour chaque exposition, le kerma a été mesuré, puis le rapport Kerma/mAs a été calculé.

Résultats

Tableau 3.14 : Mesures des rapports Kerma/mAs pour trois combinaisons courant-temps à 70 kV et 40 mAs.

70KV à 40mAs 03 combinaisons "courant-temps"	Valeur kerma/mAs moyenne
combinaison "courant-temps" 200mA,200ms	0,04915
combinaison "courant-temps" 320mA,125ms	0,048935
combinaison "courant-temps" 250mA,160ms	0,04901
Moyenne	0,049032
Dev.St	0,0001
COV	0,0022

➤ **Discussion :**

Les résultats montrent une excellente reproductibilité du rayonnement de sortie. Les valeurs des rapports Kerma/mAs mesurés varient très faiblement autour de la valeur moyenne (0,049032 Gy/mAs), avec un coefficient de variation de 0,22 %, bien inférieur à la tolérance maximale de 15 %. Cela démontre la stabilité du système de génération de rayons X face à des variations du couple courant-temps, ce qui est essentiel pour garantir une délivrance homogène de la dose lors des examens répétés ou protocoles personnalisés.

3.18..Linéarité du rayonnement de sortie :

Spécification

le système de génération de rayons X produit un rayonnement proportionnel à la charge (mAs) délivrée, quelle que soit la combinaison courant-temps utilisée. Le test a été réalisé à 80 kV, avec 5 combinaisons différentes de courant-temps couvrant une large gamme de mAs (de 8 mAs à 40 mAs), Les rapports mesurés Kerma/mAs pour chaque combinaison ne doivent pas différer de plus de 15 % de la valeur moyenne des rapports mesurés.

La valeur moyenne globale des rapports ne doit pas être inférieure à 65 % de celle obtenue lors du contrôle initial.

Méthode

Dans les mêmes conditions de mesure que les tests de répétabilité et reproductibilité (capteur placé à l'isocentre, champ collimaté entre 15×15 cm et 30×30 cm), sept expositions ont été réalisées à 80 kV, avec les combinaisons suivantes :

- 200 mA / 40 ms (8 mAs)
- 200 mA / 50 ms (10 mAs)
- 200 mA / 100 ms (20 mAs)
- 200 mA / 160 ms (32 mAs)
- 200 mA / 200 ms (40 mAs)

Pour chaque exposition, la dose mesurée (Kerma) a permis de calculer les rapports Kerma/mAs. La répétition de certaines combinaisons a permis de vérifier la constance des résultats et de calculer les coefficients de variation.

Résultats

Tableau 3.15 : Résultats des rapports Kerma/mAs pour différentes combinaisons courant-temps à 80 kV :

80KV_07combinaisons "courant-temps"	Valeur kerma/mAs (200mA,40ms,8mAs)	Valeur kerma/mAs (200mA,50ms,10mAs)
#1	0,0644125	0,06484
#2	0,0645625	0,06489
#3	0,064625	0,6495/10
Moyenne	0,064533333	0,064865
Dev.St	0,00009	0,00004
COV en % (coefficient de variation)	0,14%	0,05%

Valeur kerma/mAs (200mA,100ms,20mAs)	Valeur kerma/mAs (200mA,160ms,32mAs)	Valeur kerma/mAs (200mA,200ms,40mAs)
0,0654	0,0655	0,065525
0,0655	0,0655625	0,06555
0,0655	0,06553125	0,065575
0,065466667	0,06553125	0,06555
0,00005	0,00003	0,00002
0,07%	0,04%	0,03%

Discussion

Les résultats confirment la linéarité du rayonnement de sortie du générateur de rayons X. Les rapports Kerma/mAs obtenus montrent une très faible variation en fonction des différentes charges délivrées. Les coefficients de variation (COV) mesurés varient de 0,03 % à 0,14 %, ce qui est bien inférieur à la tolérance de 15 %. Cela témoigne de la fiabilité du système de génération de rayons X à délivrer une dose proportionnelle au mAs programmé. Cette stabilité est essentielle pour garantir la qualité et la sécurité des examens d'imagerie médicale, ainsi qu'une délivrance homogène de la dose.

Tableau 3.16 : Résultats supplémentaires des rapports Kerma/mAs pour différentes combinaisons courant-temps à 80 kV

Combinaison "courant temps"	Valeurs Kermas moyenne	Les valeurs des rapports kerma/mAs moyenne
80 KV(200mA,40ms,8mAs)	0,516266667	0,064533333
80 KV(200mA,50ms,10mAs)	0,648933333	0,064865
80 KV(200mA,80ms,16mAs)	1,045	0,0653125
80 KV(200mA,100ms,20mAs)	1,309333333	0,065466667
80 KV(200mA,160ms,32mAs)	2,097	0,06553125
80 KV(200mA,200ms,40mAs)	2,622	0,06555
Moyenne en mGy/mAs	-	0,065209792
Dev.St	-	0,000381245
COV en % (coefficient de variation)	-	0,58%

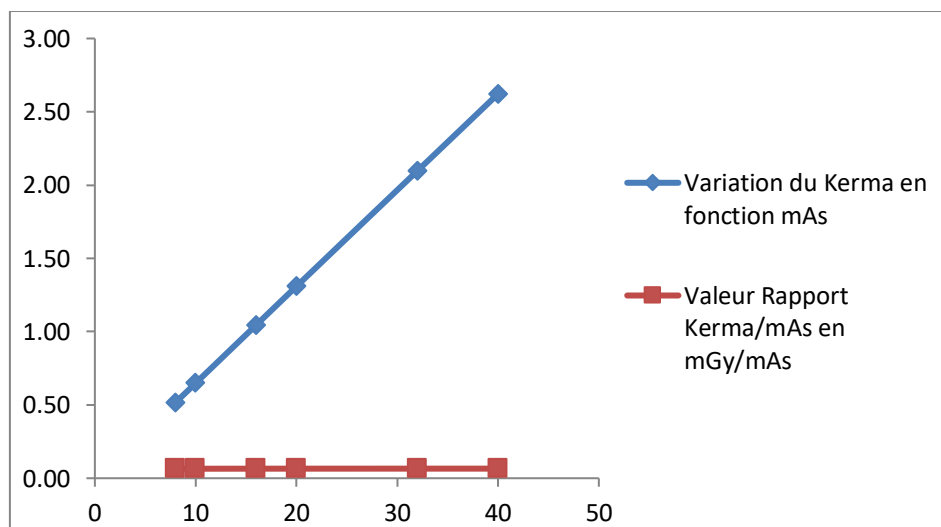


Figure 3.23 : Évolution du Kerma et du rapport Kerma/mAs en fonction du mAs.

➤ Discussion :

Les résultats montrent une très bonne stabilité des rapports Kerma/mAs pour les différentes combinaisons testées. La moyenne globale est de 0,0652 Gy/mAs avec un COV de 0,58 %, ce qui confirme la linéarité du générateur. Cette régularité garantit une délivrance fiable et proportionnelle de la dose, essentielle pour la qualité des images et la sécurité du patient.

3.19.Évaluation du bruit – OBI vs Scanner ORL :

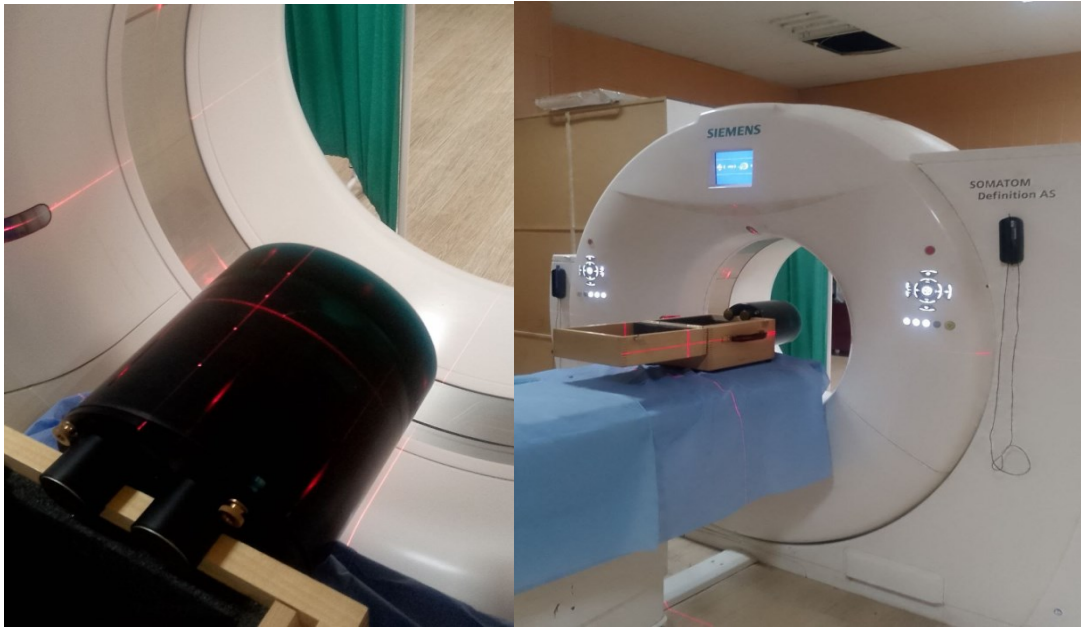


Figure 3.24 : bruit à l'aide d'un fantôme dans un scanner (CT)

➤ **Spécification:**

A. Phantom :

Un fantôme circulaire est utilisé pour l'évaluation du bruit.

Le ROI (région d'intérêt) est défini avec un diamètre équivalant à 40 % du diamètre du phantom.

B. Appareils :

OBI (On-Board Imager) : Imagerie embarquée utilisée en radiothérapie.

CT (Scanner) : Tomodensitométrie conventionnelle.

➤ **Méthode de test :**

Positionnement du phantom sur les deux appareils (OBI et CT).

Acquisition d'images avec des paramètres similaires autant que possible (énergie, épaisseur de coupe, technique).

Analyse des images :

Définition d'une ROI circulaire au centre du phantom (40 % du diamètre).

Calcul de l'écart type à l'intérieur de la ROI pour quantifier le bruit.

Comparaison des valeurs obtenues pour chaque appareil.

➤ **Résultat :**

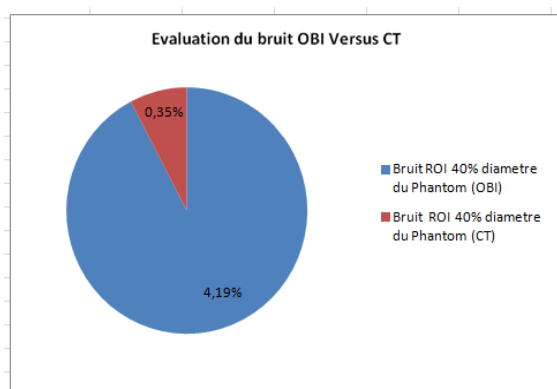
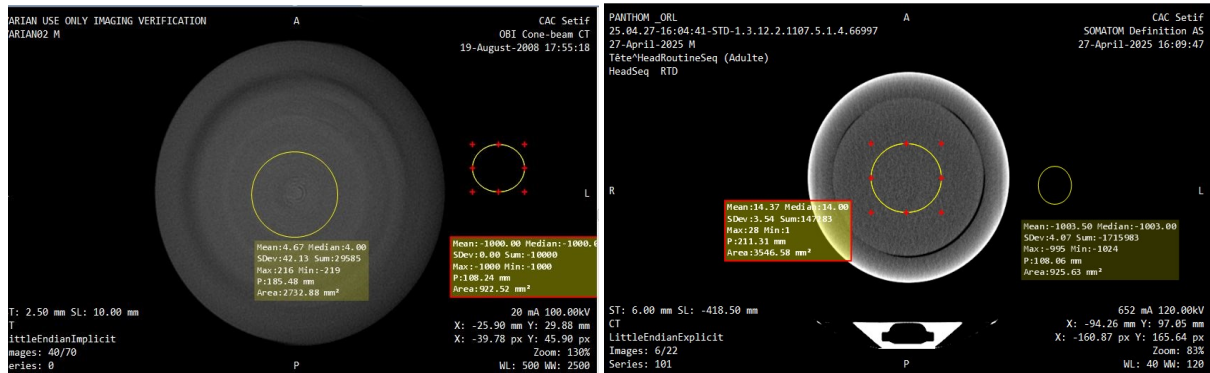


Figure3.25 : Comparaison du bruit d'image entre le scanner dédié à la radiothérapie et le système OBI du Clinac iX (ROI = 40 % du diamètre du fantôme Catphan)

$$B = \frac{\text{Déviation Standard}(\rho)}{\text{NCTeau} - \text{NCT air}} \times 100$$

➤ **Comparaison des résultats :**

Le graphique circulaire montre les résultats suivants :

OBI : 4,19 % de bruit.

CT : 0,35 % de bruit.

➤ **Discussion :**

Le scanner CT produit des images de meilleure qualité avec un niveau de bruit très faible.

L'OBI présente un bruit significativement plus élevé, ce qui limite son utilisation à la vérification de positionnement plutôt qu'au diagnostic précis.

- **Le CT, une qualité d'image supérieure à celle de l'OBI :**
- Dose plus élevée :
- Le CT utilise une dose de rayons X plus importante, ce qui améliore le rapport signal/bruit et donc la clarté de l'image.
- Détecteurs plus sensibles :
- Le CT est équipé de détecteurs multicouches conçus pour capter plus de signaux et produire des images précises.
- Reconstruction avancée :
- Les images CT bénéficient de traitements mathématiques complexes, ce qui réduit le bruit et améliore le contraste.
- Utilisation clinique différente :
- Le CT est un outil de diagnostic, tandis que l'OBI est conçu pour le guidage positionnel, pas pour des images de haute précision.

3.20.Évaluation du bruit – OBI vs Scanner (moyenne sur 5 acquisitions ORL) :

➤ Spécification :

Phantom utilisé : un fantôme circulaire de type homogène permettant une évaluation objective du bruit ,Zones d'analyse : cinq régions d'intérêt (ROI) circulaires sont sélectionnées — une centrale (Bcentre) et quatre périphériques aux positions 12H, 15H, 18H et 21H.

Taille des ROIs : chaque ROI a un diamètre égal à 40 % du diamètre total du fantôme, conformément aux standards de mesure du bruit.

➤ Méthode de test :

Système OBI du Clinac i (imagerie embarquée utilisée en radiothérapie).

Scanner dédié à la radiothérapie (CT)

Positionnement du phantom au centre de l'image pour chaque appareil (OBI et CT).

Acquisition d'images dans les mêmes conditions de contraste, d'énergie et d'épaisseur de coupe si possible.

Définition de cinq régions d'intérêt (ROIs) :

Une centrale.

Quatre périphériques selon les directions horaires (12H, 15H, 18H, 21H).

Calcul de l'écart type des valeurs de gris dans chaque ROI pour estimer le bruit.

Représentation graphique (diagramme circulaire) de la distribution du bruit pour chaque zone.

Résultats :

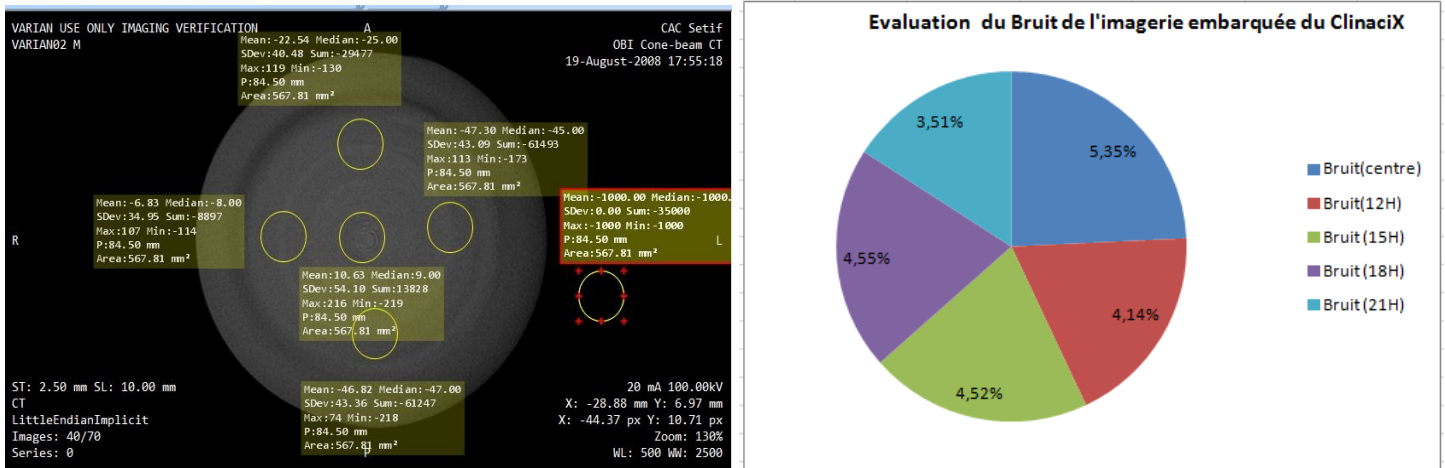


Figure 3.26: Bruit de l'image – Système OBI du Clinac ix

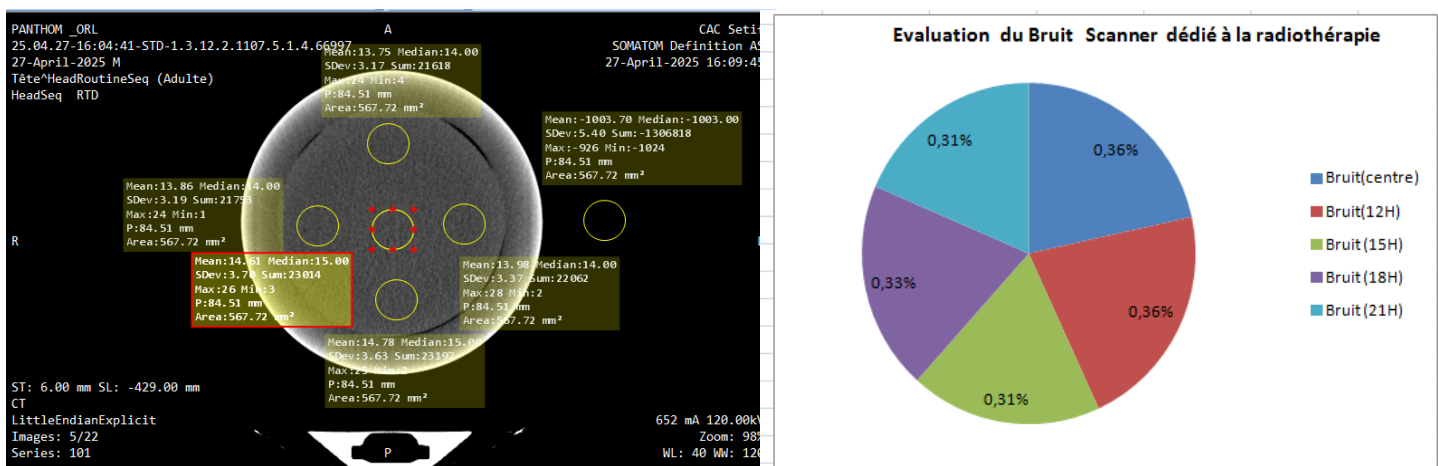


Figure 3.27: Évaluation du bruit dans les images du scanner dédié à la radiothérapie

➤ Discussion :

Les résultats montrent une nette différence entre les deux systèmes :

Système OBI du Clinac i :

Présente un niveau de bruit élevé, en particulier au centre (5,35 %) et aux autres positions (~4,5 %).

Cette variabilité est due à la nature de l'imagerie embarquée qui est optimisée pour la localisation et non pour la qualité diagnostique.

Scanner dédié à la radiothérapie (CT) :

Le bruit est significativement plus faible dans toutes les zones analysées (~0,31 % à 0,36 %).

Ceci confirme la supériorité du scanner CT pour les images de haute qualité et les reconstructions précises nécessaires à la planification de traitement.

➤ **Conclusion :**

Le CT dédié est mieux adapté pour des applications nécessitant une faible variabilité d'image et une grande précision, tandis que l'OBI reste utile principalement pour le positionnement patient.

3.21. Uniformité de l'image ORL :

➤ **Spécifications :**

L'uniformité de l'image représente la constance des nombres CT à travers une région homogène du fantôme. Selon les recommandations du protocole Catphan, la valeur d'uniformité (U) doit être inférieure ou égale à ±40 UH.

➤ **Méthode de test :**

Fantôme Catphan 504.

Procédure :

1. Acquisition d'une image du module homogène (CTP486) avec les systèmes OBI et scanner.
2. Placement de cinq ROI de 10×10 pixels (ou 20×20) : un au centre (NCTc), quatre aux positions cardinales (NCTb).
3. Relevé du nombre moyen CT dans chaque ROI.
4. Application de la formule d'uniformité :

$$U = \frac{(NCTc - NCTb)_{\max}}{NCT_{\text{eau}} - NCT_{\text{air}}} \times 100$$

➤ **Résultats :**

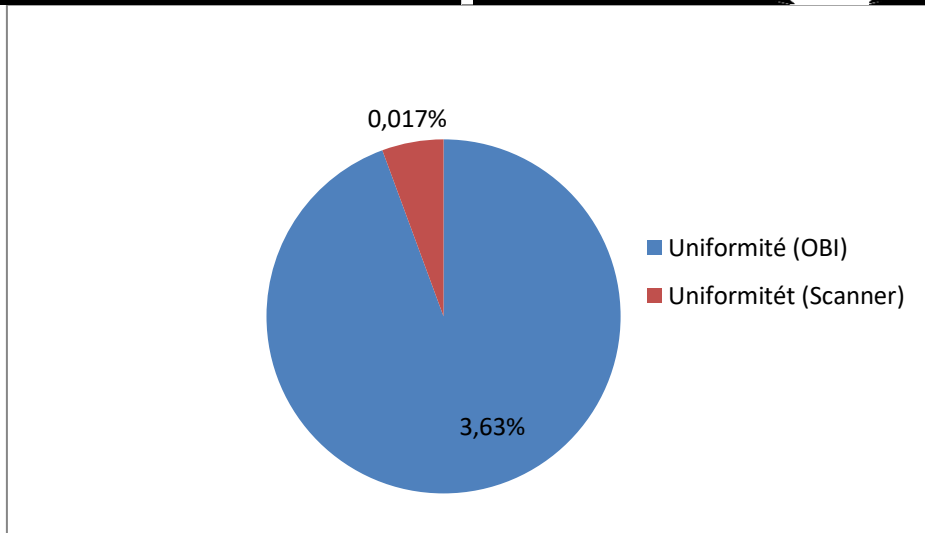
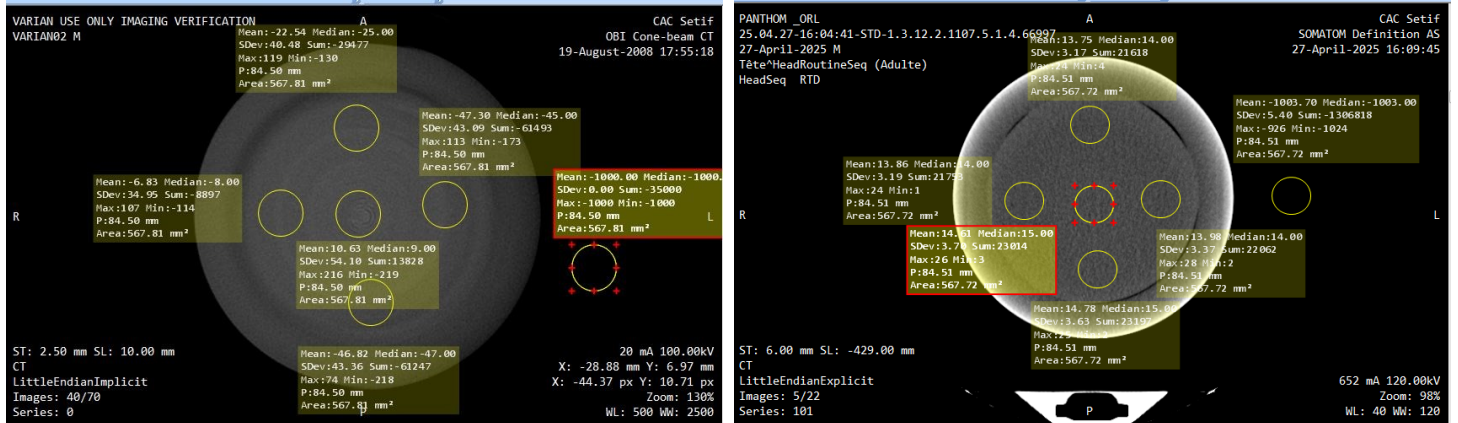


Figure 3.28 :Évaluation de l'uniformité de l'imagerie embarquée (OBI) et du scanner sur le ClinaciX"

➤ **Discussion :**

L'analyse des résultats montre que l'uniformité de l'image est meilleure avec le scanner (0,017 %) qu'avec le système OBI (3,63 %). Les deux résultats respectent largement la tolérance de ± 40 UH fixée par les recommandations, ce qui confirme la bonne homogénéité de l'image pour les deux systèmes.

La meilleure performance du scanner peut s'expliquer par sa conception dédiée à l'imagerie diagnostique, avec des technologies avancées de reconstruction, une meilleure homogénéité

du faisceau et une réduction optimisée du bruit. En revanche, le système OBI est principalement conçu pour le guidage du traitement, ce qui explique une précision légèrement inférieure en termes d'uniformité, sans compromettre son efficacité clinique.

3.22. Comparaison qualitative des artéfacts entre le CT et le CBCT (ORL) :

➤ Spécification :

Vérifier visuellement la présence d'artéfacts typiques tels que les cercles concentriques ou motifs réguliers qui peuvent indiquer une instabilité du détecteur ou des défauts de calibration.

➤ Méthode :

Évaluation visuelle des artéfacts

Matériel : Images obtenues avec le fantôme Catphan (ou similaire).

Procédure :

Acquérir des images 3D avec les protocoles cliniques habituels (crâne et pelvis) sur le système OBI et le scanner CT.

Observer les images reconstruites en mode axial (ou autre) à la recherche d'artéfacts circulaires.

Comparer qualitativement la présence ou l'absence d'artéfacts.

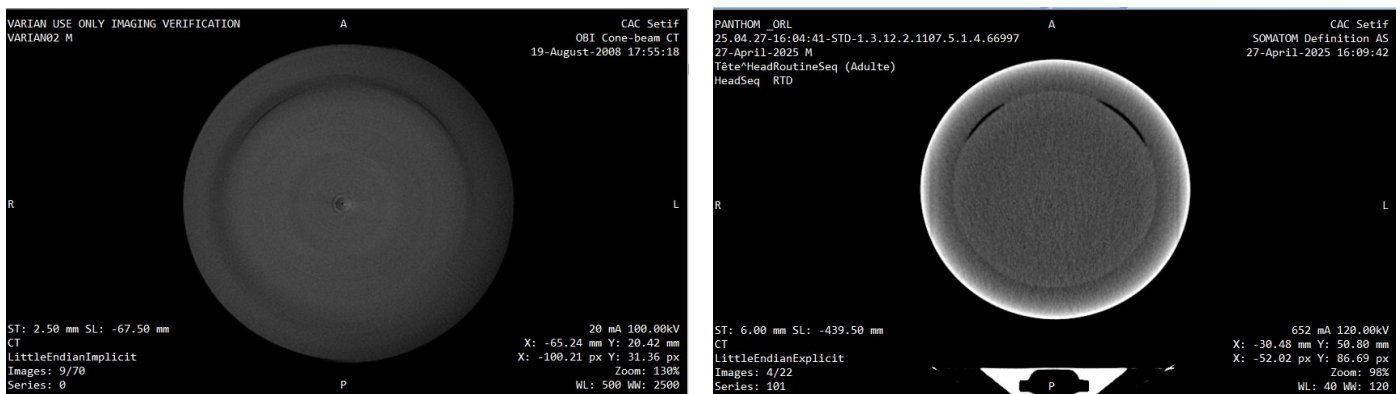


Figure 3.29: Comparaison visuelle des artéfacts entre le CBCT et le CT

➤ **Discussion :**

Des artéfacts circulaires sont clairement visibles sur les images acquises avec le système OBI, en particulier dans les zones périphériques de l'image. Cela pourrait résulter de défauts de calibration du détecteur plat ou d'une correction d'offset inadéquate. En revanche, l'image issue du scanner CT ne présente pas ce type d'artéfact, traduisant une meilleure homogénéité du système et une qualité de reconstruction supérieure. Cette différence impacte la fiabilité des images pour le repérage anatomique précis en IGRT, en faveur du scanner.

3.23.Évaluation de la détectabilité par le rapport contraste-bruit (RCB)(ORL) :

➤ **Spécification :**

Dans cette étude, le rapport contraste sur bruit (RCB) a été utilisé comme indicateur quantitatif pour évaluer la capacité de détection des lésions dans les images acquises à l'aide du système OBI (CBCT embarqué) et du scanner diagnostique. La méthode repose sur le calcul de la différence entre deux intensités moyennes ($C = |I_1 - I_2|$), divisée par le bruit moyen mesuré dans la région d'intérêt (σ), selon la formule suivante :

$RCB = (I_1 - I_2) / \sigma$, Selon la littérature, une lésion est considérée comme détectable lorsque $RCB > 1$

Résultats :

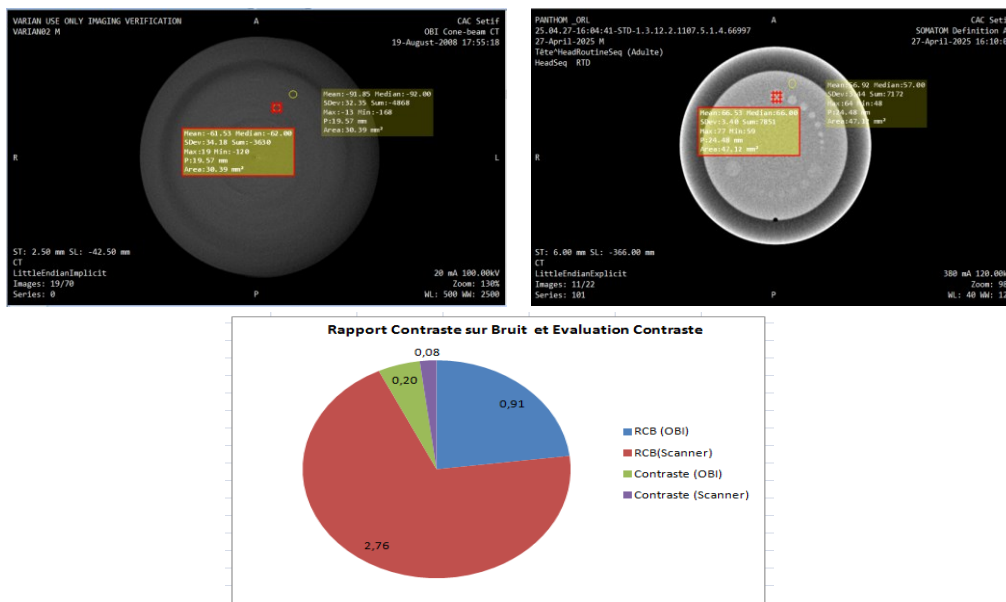


Figure3.30 : Rapport contracte sur Bruit et Evaluation Contraste.

Le rapport contraste-sur-bruit (RCB) $RCB = \frac{ I_1 - I_2 }{\sigma}$	détectabilité des lésions : $RCB > 1$
--	--

➤ **Discussion :**

Les résultats montrent une différence marquée entre les performances de détection des deux systèmes d'imagerie. Le scanner diagnostique présente un $RCB > 2,7$, ce qui confirme sa capacité à détecter des lésions de très petite taille, allant jusqu'à 3 mm, même avec un contraste très faible (0,3–1 %). En revanche, le système OBI présente un RCB inférieur à 1 (0,91), ce qui indique une limitation dans la détection des structures peu contrastées, avec une taille minimale détectable de l'ordre de 15 mm.

Cette différence s'explique principalement par le niveau de bruit plus élevé dans les images CBCT, qui dégrade le RCB malgré un contraste absolu parfois plus élevé. Le bruit impacte significativement la qualité d'image et limite la précision de détection.

3.24. Nombre de paires de lignes (ORL) :

➤ **Spécification :**

La résolution spatiale est définie comme la capacité d'un système d'imagerie à distinguer deux objets proches l'un de l'autre. Elle est souvent exprimée en nombre de paires de lignes par centimètre (lp/cm).

Pour un système d'imagerie embarquée tel que l'OBI d'un accélérateur linéaire, on attend une résolution spatiale minimale de 6 paires de lignes par cm pour des acquisitions en mode kV.

Méthode de test :

Le test est réalisé à l'aide d'un fantôme de type TOR 18FG ou similaire, contenant des motifs de paires de lignes.

Positionner le fantôme au niveau de l'isocentre.

Analyser les sections contenant les motifs de lignes.

Déterminer la plus haute fréquence de paires de lignes visible

Résultats :

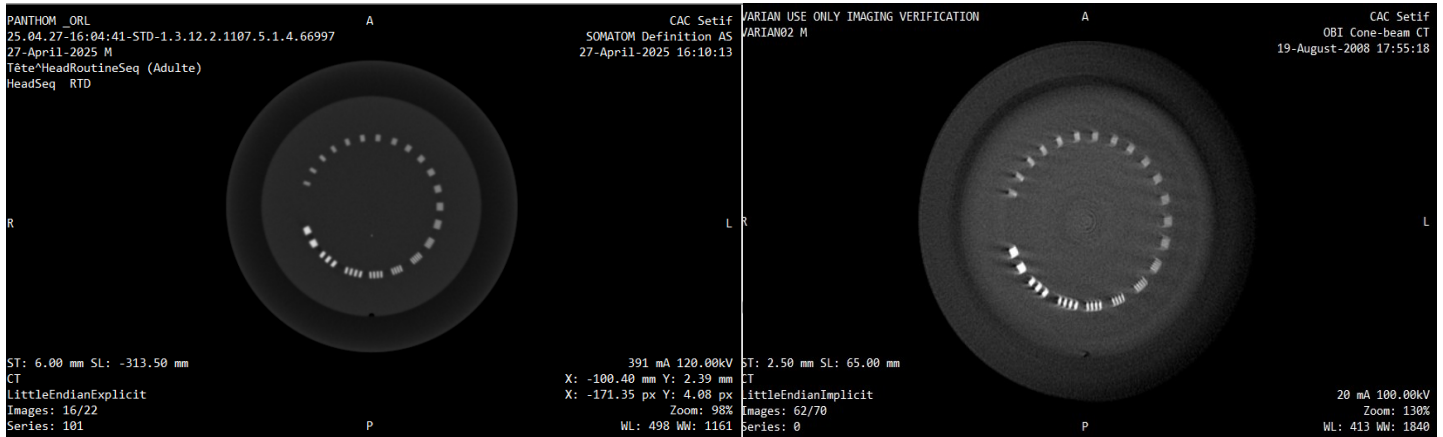


Figure 3.31 : Évaluation de la résolution spatiale dans les systèmes OBI et CT à l'aide du test des paires de lignes

Discussion

Dans les images obtenues, une résolution spatiale de 6 paires de lignes par cm a été mesurée, ce qui est conforme aux spécifications attendues pour une imagerie embarquée en mode kV (scanner et OBI). Une telle résolution garantit une capacité adéquate à visualiser les structures anatomiques fines, essentielle pour le positionnement précis du patient en radiothérapie guidée par l'image (IGRT).

Des facteurs comme le courant du tube (mA), la tension (kV), le type de reconstruction et l'épaisseur de coupe (ST) influencent significativement cette performance.

3.25. Déformation et linéarité de l'image (ORL) :

➤ Spécification :

L'image produite par le système d'imagerie (OBI ou scanner CT) doit être exempte de distorsion géométrique et respecter la linéarité entre les points de référence. Cela est vérifié en comparant les distances mesurées entre les marqueurs du fantôme avec des valeurs de référence connues. Le système est jugé conforme si l'écart entre la mesure et la valeur de référence est inférieur ou égal à 1 mm (50 mm pour les marqueurs en Téflon, 117 mm pour les marqueurs cardinaux).

➤ **Méthode de test :**

Utiliser le fantôme Catphan contenant des marqueurs de référence (inserts en Téflon et inserts cardinaux), Identifier les 4 marqueurs circulaires en Téflon et/ou les 4 inserts cardinaux dans le module adapté, Mesurer les distances entre les marqueurs selon les axes X et Y, à l'aide des outils du logiciel d'analyse d'image. Comparer les valeurs mesurées aux distances de référence :

50 mm entre les inserts en Téflon.

117 mm entre les inserts cardinaux.

La tolérance est fixée à ≤ 1 mm entre la distance mesurée et la valeur de référence.

Résultats :

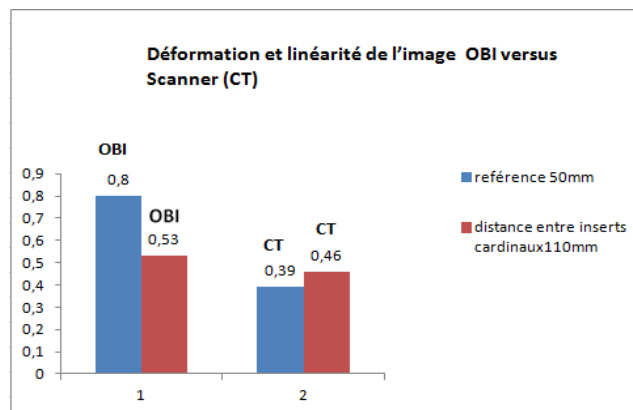
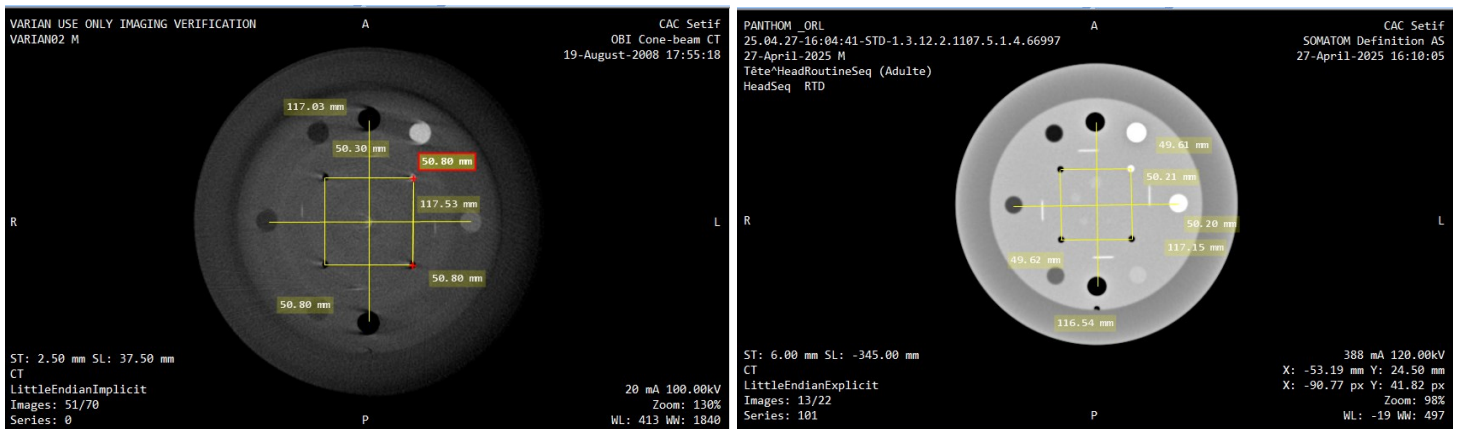


Figure 3.32 : Déformation et linéarité de l'image OBI versus Scanner (CT)

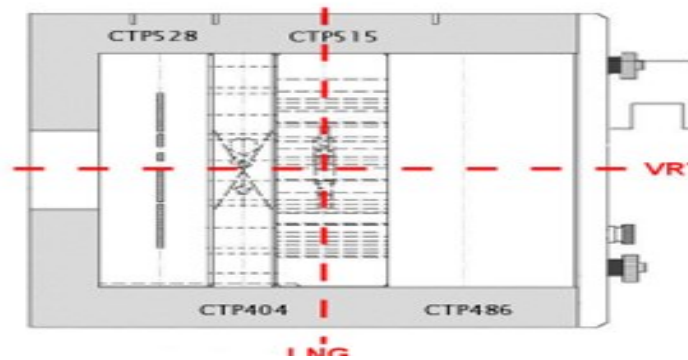


Figure 3.33 : Modules fantômes Caphtan®

➤ **Discussion :**

Les résultats du test montrent que les écarts entre les distances mesurées et les valeurs de référence, aussi bien pour le système OBI que pour le scanner CT, sont tous inférieurs à 1 mm, ce qui confirme une bonne linéarité et une absence de déformation géométrique significative.

3.26. Géométrie sagittale (ORL) :

➤ **Spécification :**

Ce test a pour but de vérifier la précision géométrique de la reconstruction 3D sagittale réalisée par le système d'imagerie embarqué (OBI) et le scanner CT. La distance de référence entre le premier et le quatrième marqueur du fantôme Catphan est de 110 mm. Toute déviation supérieure à ± 1 mm indiquerait une distorsion dans la reconstruction sagittale.

➤ **Méthode de test :**

Utiliser le module approprié du fantôme Catphan contenant les marqueurs axiaux.

Réaliser une acquisition avec les paramètres standard de l'appareil (OBI et/ou CT).

Effectuer une reconstruction sagittale 3D à partir de la série acquise.

Identifier le premier et le quatrième marqueur sur l'image sagittale reconstruite.

Mesurer la distance entre ces deux points.

Comparer la distance mesurée à la valeur de référence (110 mm).

Répéter la procédure sur les deux systèmes pour évaluer leur performance respective.

➤ Résultats :

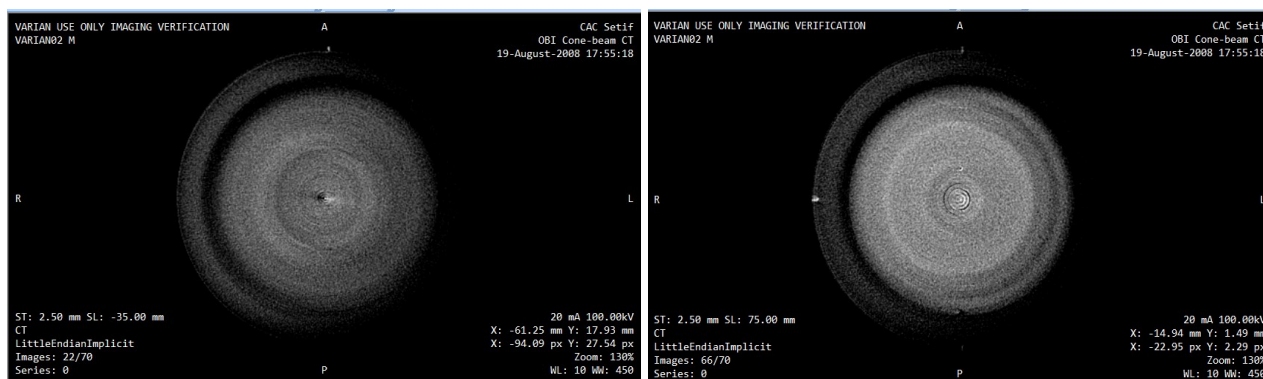


Figure 3.34: Vérification de la précision de la reconstruction 3D du système d'imagerie CT à l'aide d'un fantôme standard dans le cadre de la radiothérapie guidée par l'image (IGRT)

➤ Discussion :

Les résultats du test montrent une concordance parfaite entre la distance mesurée et la valeur de référence (110 mm), ce qui reflète une grande précision dans la reconstruction sagittale 3D. Cela confirme un positionnement correct du fantôme et une capacité fiable du système à restituer les relations spatiales entre les structures anatomiques. Le respect de la tolérance fixée (± 1 mm) garantit la fiabilité du système pour un usage clinique, en particulier dans le cadre de la radiothérapie guidée par l'image, sans nécessiter de recalibrage.

3.27.Évaluation de la précision des mesures HU de l'eau à l'aide des systèmes OBI et CT(ORL) :

➤ Specification :

Objectif : Vérifier la précision des mesures HU pour l'eau à l'aide de deux systèmes d'imagerie : OBI et CT.

Référence : La valeur théorique attendue pour l'eau pure est 0 HU.

Tolérances acceptées (typique selon QA AAPM) :

CT : ± 4 HU pour l'eau

OBI : plage plus large admise selon le fabricant (souvent ± 20 HU)

➤ **Méthode de test :**

Phantom de qualité d'image avec insert d'eau

Scanner CT (ex: Siemens SOMATOM Definition AS)

Système OBI embarqué (On-Board Imaging)

Procédure :

Scanner le phantom avec chaque système (CT et OBI).

Définir une ROI circulaire centrée sur la zone d'eau correspondant à 40% du diamètre du phantom.

Mesurer la valeur moyenne de HU dans cette ROI.

Comparer les résultats obtenus.

Résultats :

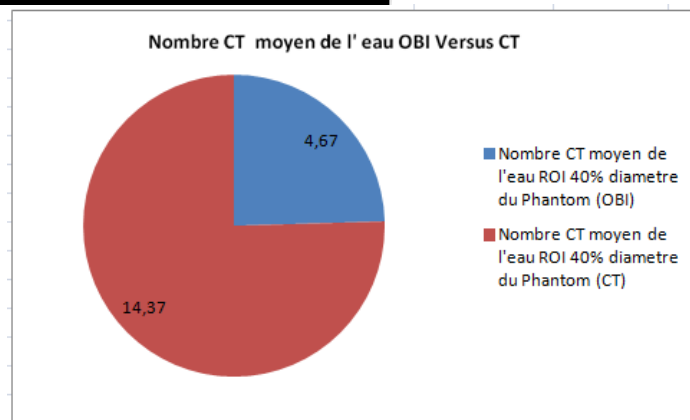
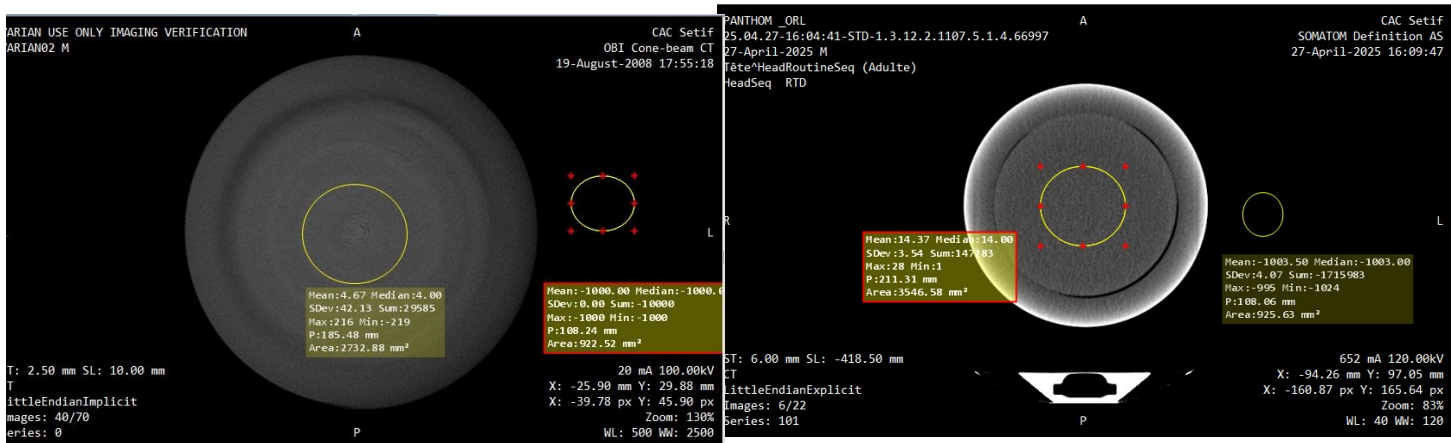


Figure3.35: Nombre CT moyen de l'eau OBI Versus CT

➤ **Discussion :**

La valeur mesurée par le scanner CT (14.37 HU) est significativement éloignée de la valeur attendue (0 HU), dépassant la tolérance habituelle (± 4 HU).

La mesure obtenue avec le système OBI (4.67 HU) est plus proche de la référence, bien qu'elle dépasse légèrement les tolérances strictes du CT standard, mais reste probablement acceptable pour un système embarqué.

Sources possibles d'erreur :

Calibrage non optimal du scanner CT

Artefacts d'image ou mauvaise homogénéité du phantom

Mauvais positionnement du ROI

Température de l'eau différente de 22°C (pouvant affecter légèrement la densité)

Le système OBI montre une meilleure fidélité dans cette évaluation spécifique.

Un recalibrage du scanner CT est recommandé pour améliorer la précision des mesures HU.

3.28. Étude du bruit d'image par analyse des valeurs HU en cinq régions (centre et directions cardinales CT contre OBI) ORL :

➤ **Spécifications :**

Évaluer l'homogénéité de l'image et le niveau de bruit (noise) dans les images de l'eau dans un fantôme, en utilisant :

Le système OBI (On-Board Imaging)

Le scanner CT

La mesure des valeurs HU dans 5 régions d'intérêt (ROI) : une centrale et quatre périphériques (positions cardinales : 12H, 15H, 18H, 21H).

La comparaison des variations des valeurs HU pour estimer le bruit.

Valeur de référence : 0 HU pour l'eau pure. Une variation inférieure à 5 HU est généralement acceptable pour un scanner bien calibré.

➤ **Méthode de test :**

Un fantôme d'assurance qualité contenant de l'eau.

Deux systèmes d'imagerie : CT et OBI.

✓ **Résultats :**

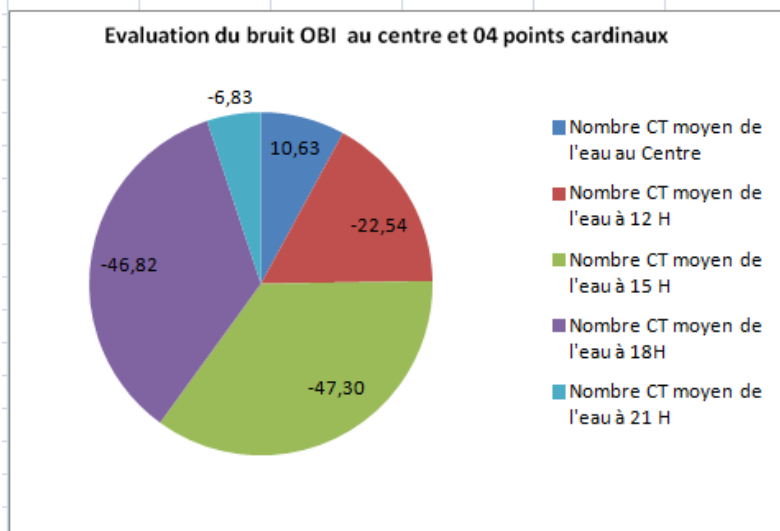
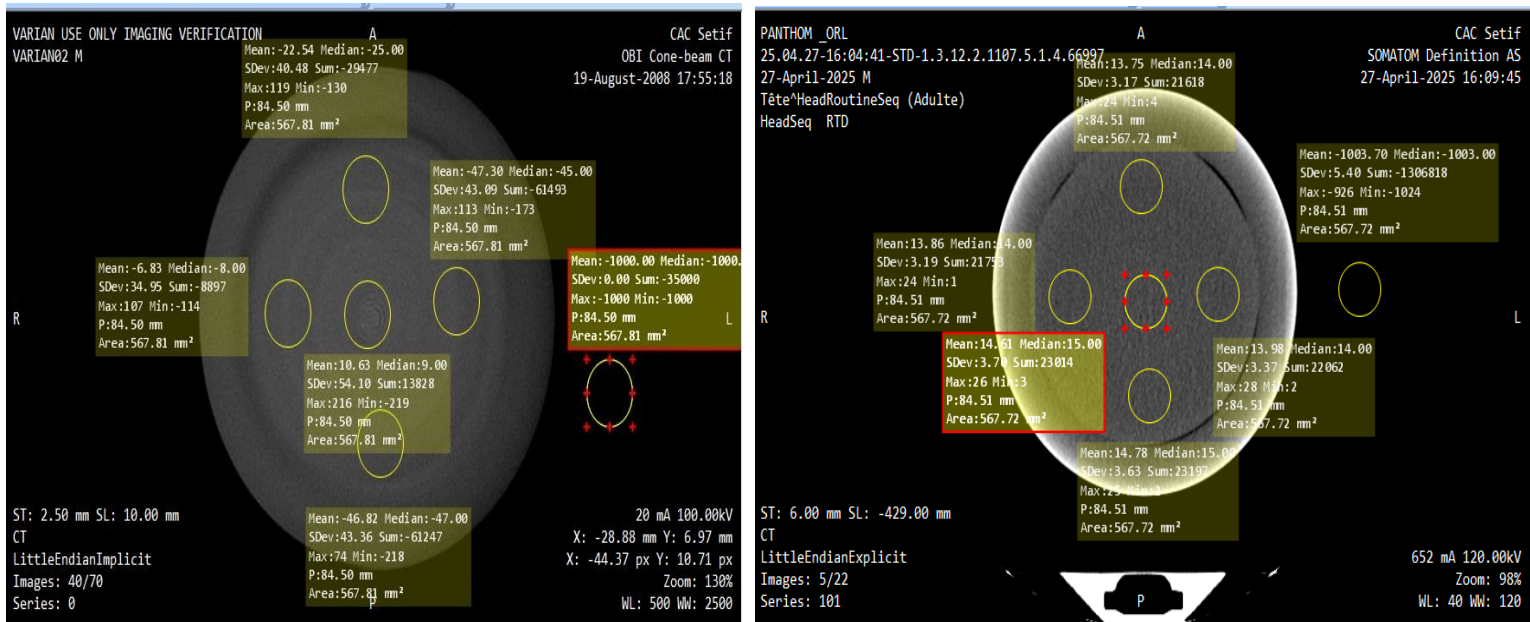


Figure3.36: Evaluation du bruit OBI au centre et 04 points cardinaux

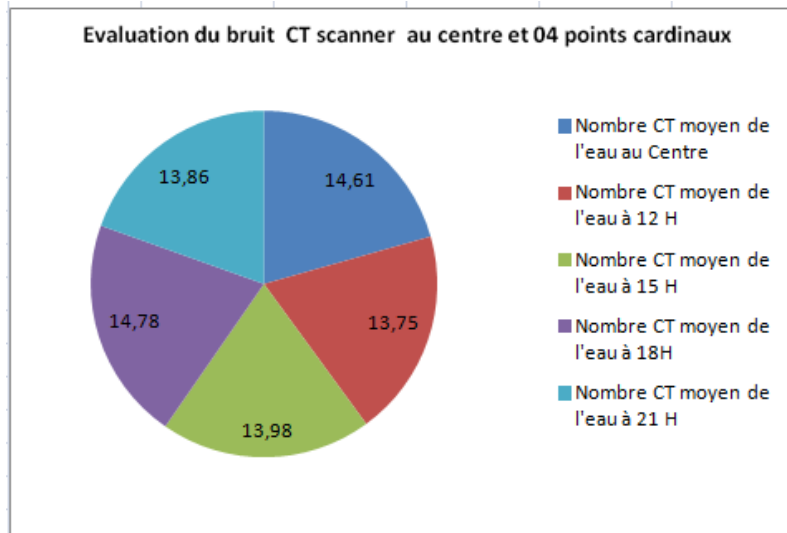


Figure3.37 ::Evaluation du bruit CT au centre et 04 points cardinaux

➤ **Discussion :**

Le scanner CT montre une très bonne cohérence dans les valeurs mesurées, confirmant un bon calibrage et un faible bruit.

Le système OBI présente un écart important, ce qui indique un bruit élevé ou un manque d'uniformité dans la reconstruction de l'image.

Causes possibles des écarts :

Qualité inférieure du détecteur OBI par rapport au CT.

Différences dans les paramètres d'acquisition (kV, mAs).

Absence de correction de bruit sur le système OBI.

Filtres de reconstruction différents.

➤ **Résumé :**

Le scanner CT offre une meilleure précision et homogénéité des mesures HU, avec un bruit minimal.

Le système OBI est moins fiable pour les mesures de densité et convient plutôt à l'imagerie de positionnement

3.29. Analyse de la qualité d'image en termes de bruit et d'uniformité sur des acquisitions CT et CBCT à l'aide d'un fantôme en eau (ORL):

➤ Spécification :

L'objectif de ce test est d'évaluer la qualité d'image en termes de bruit et d'uniformité dans une acquisition tomodensitométrique (CT) conventionnelle et une acquisition OBI (CBCT). Pour cela, un fantôme à base d'eau a été utilisé.

➤ Méthode de test :

Un fantôme cylindrique homogène rempli d'eau a été positionné de manière centrée dans le champ de vision de l'imageur. Deux types d'acquisitions ont été effectués :

Scanner CT conventionnel (Siemens SOMATOM Definition AS)

Imageur embarqué OBI (VarianClinac, mode CBCT)

Les images ont été analysées sur une coupe axiale passant par le centre du fantôme. Cinq régions d'intérêt (ROI) de taille égale (567,77 mm²) ont été placées :

Une au centre

Quatre à la périphérie (12H, 15H, 18H, 21H)

Pour chaque ROI, la valeur moyenne des unités Hounsfield (HU) a été enregistrée afin d'évaluer l'uniformité et le bruit. La variation des HU autour du centre permet d'apprécier la constance du signal.

Résultats

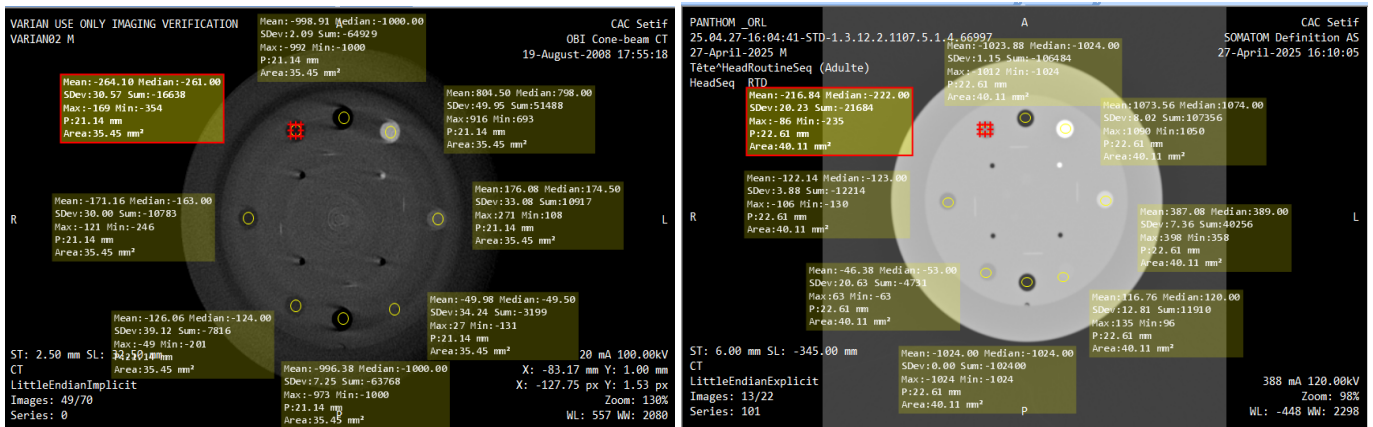


Figure 3.38 : Exemple de module Catphan® 504 pour la résolution de densité, la linéarité spatiale et les coupe de balayage

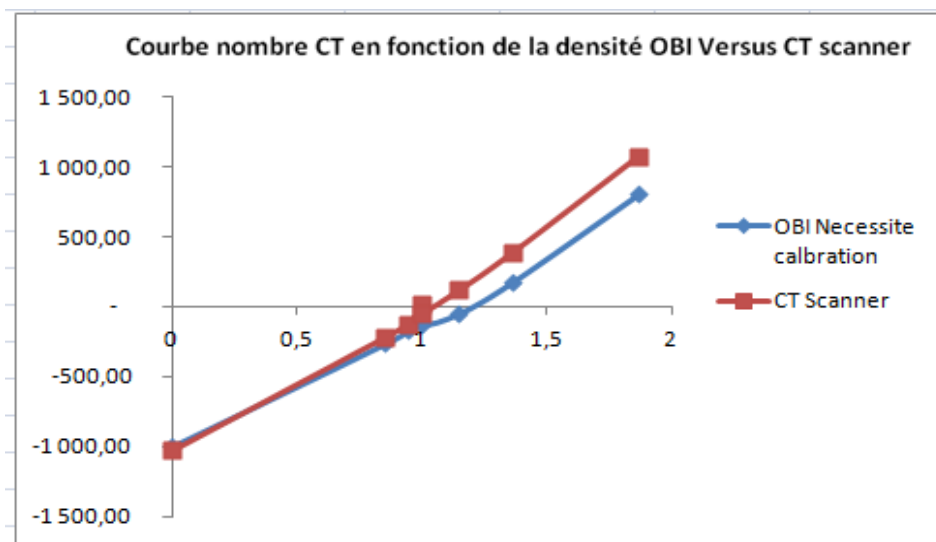


Figure3.39 :: courbe nombre CT en fonction de la densité OBI Versus CT scanner .

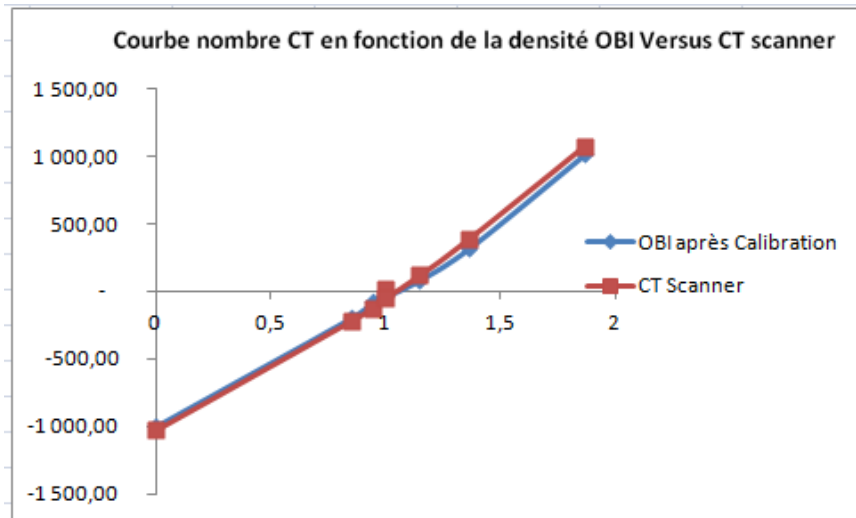


Figure3.40 : courbe nombre CT en fonction de la densité OBI Verus CT scanner .

Nominal material formulation and specific gravity

Material	Formula	Z_{eff}^1	Specific Gravity ²	HU range ³
Air	.78N, .21O, .01Ar	8.00	0.00	-1046 : -986
PMP	[C ₆ H ₁₂ (CH ₂)	5.44	0.83	-220 : -172
LDPE	[C ₂ H ₄]	5.44	0.92	-121 : -87
Water	[H ₂ O]	7.42	1.00	-7 : 7
Polystyrene	[C ₈ H ₈]	5.70	1.03	-65 : -29
Acrylic	[C ₅ H ₈ O ₂]	6.47	1.18	92 : 137
Delrin®	Proprietary	6.95	1.42	344 : 387
Teflon®	[CF ₂]	8.43	2.16	941 : 1060

Electron density and relative electron density

Material	Electron Density (10 ²³ e/g)	Electron Density (10 ²³ e/cm ³)	Relative Electron Density ⁴
Air	3.002	0.004	0.001
PMP ⁵	3.435	2.851	0.853
LDPE ⁶	3.435	3.160	0.945
Water	3.343	3.343	1.000
Polystyrene	3.238	3.335	0.998
Acrylic	3.248	3.833	1.147
Delrin®	3.209	4.557	1.363
Teflon®	2.890	6.243	1.868

Discussion :

CT Scanner :

Les valeurs HU sont proches de l'eau (autour de 0 HU), avec des variations mineures entre le centre et la périphérie (ex : 14,61 HU au centre, de 13,75 à 14,78 HU en périphérie).

Cela traduit une bonne uniformité de l'image, indiquant une calibration adéquate du scanner et une correction efficace des artéfacts.

CBCT (OBI) :

Les valeurs HU sont très éloignées de la référence de l'eau (0 HU), notamment en périphérie (ex : -47,30 HU à 15H, -46,82 HU à 18H).

Ce décalage important démontre une moindre précision dans la reconstruction HU, souvent due à l'augmentation du bruit, aux artéfacts de cône ou à l'absence de calibration HU stricte dans les systèmes OBI.

Ces différences montrent que le CBCT embarqué, bien qu'efficace pour la localisation anatomique, ne permet pas une évaluation quantitative fiable, ce qui justifie son utilisation limitée aux fins de positionnement plutôt qu'au diagnostic.

✓ Résumé :

Ces écarts mettent en évidence que le CBCT embarqué, bien qu'efficace pour la localisation anatomique, n'offre pas la même fidélité quantitative que le CT scanner classique. Cela justifie l'usage limité du CBCT à des fins de positionnement et non de diagnostic quantitatif.

3.30. Discussion des performances du CT et du CBCT (ORL):

➤ Spécifications :

Évaluer la précision spatiale axiale (épaisseur de coupe) des images acquises par le scanner de planification (CT) et par le système d'imagerie embarquée CBCT (OBI) intégré à l'accélérateur médical.

➤ Méthode de test :

Scanner CT : Siemens SOMATOM Definition AS

Système CBCT : Varian On-Board Imager (OBI)

Fantôme utilisé : fantôme DEL

CT : 120 kV, épaisseur de coupe nominale ≈ 5 mm

CBCT : 100 kV, épaisseur calculée $\approx 3,14$ mm

Échelle de conversion : 0,42 mm/pixel pour l'axe

Résultats :

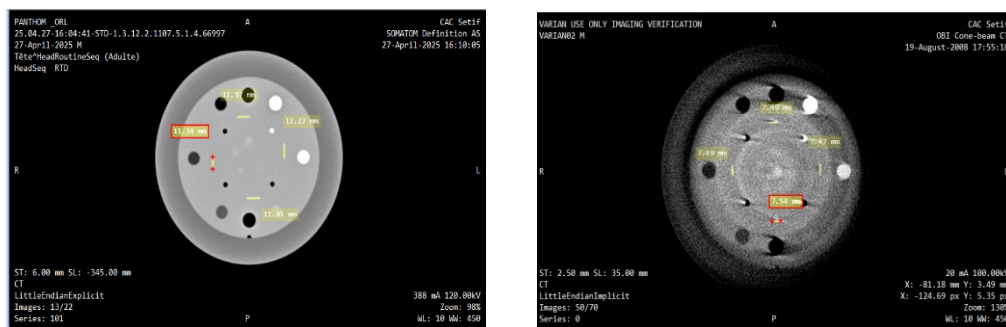


Figure 3.41 : Évaluation comparative de la qualité d'image et de la précision de coupe entre le CT et le CBCT à l'aide d'un fantôme de contrôle qualité

➤ Discussion :

Qualité d'image :

Le scanner CT montre une meilleure homogénéité de l'image, tandis que le CBCT présente une précision axiale supérieure, ce qui constitue un avantage significatif pour le repositionnement du patient en IGRT (Image-Guided Radiation Therapy).

✓ Précision de l'épaisseur :

Le CT présente un écart de 1 mm par rapport à la valeur attendue, probablement dû aux paramètres de reconstruction. En revanche, le CBCT offre une précision améliorée (écart de 0,64 mm), respectant les limites acceptables, ce qui confirme sa fiabilité en tant qu'outil d'imagerie pour l'IGRT.

✓ **Limites :**

Cette évaluation ne prend pas en compte d'autres paramètres importants tels que le bruit d'image ou le contraste tissulaire. Des tests complémentaires, tels que la linéarité spatiale et le centrage du pixel, seraient recommandés pour une évaluation plus complète.

✓ **Résumé :**

Le système CBCT embarqué de Varian a démontré une bonne précision dans la détermination de l'épaisseur de coupe, avec un écart restant dans les tolérances acceptées (< 1 mm). Cela renforce sa valeur en tant qu'outil efficace pour le repositionnement précis en IGRT.

3.31. Vérification des systèmes de sécurité et des voyants

➤ Contrôle des voyants lumineux

Il faut vérifier le bon fonctionnement des différents voyants lumineux. Notamment sur la porte : rouge signifiant qu'il y a irradiation et vert, l'arrêt du faisceau.

Il faut aussi vérifier les avertisseurs optiques du poste de commande, vert et rouge annonçant respectivement, la latence et le fonctionnement du faisceau. (Fréquence de contrôle : quotidienne)

✓ **Image de condition de mesure :**



3.31. Contrôle des sécurités mécaniques et électriques

3.31.1. Verrouillage de porte

La vérification consiste dans un premier temps à ouvrir la porte durant l'irradiation pour vérifier que le faisceau s'interrompt. (Fréquence de contrôle : quotidienne).

Image de condition de mesure :



3.31.2. Arrêt d'urgence

S'assurer que lorsque les « coups de poing » sont enclenchés, l'alimentation électrique est coupée, provoquant un arrêt du faisceau. (Fréquence de contrôle : quotidienne).

Image de condition de mesure



3.31.3. Arrêt de l'irradiation

Vérifier l'arrêt de l'irradiation en appuyant sur le bouton d'arrêt de faisceau du clavier d'accélérateur. (Fréquence de contrôle : quotidienne).

Image de condition de mesure :



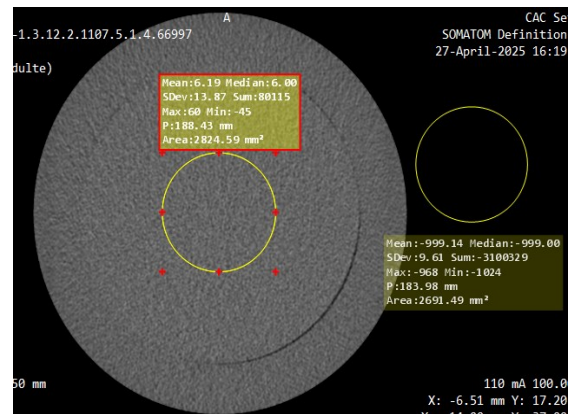
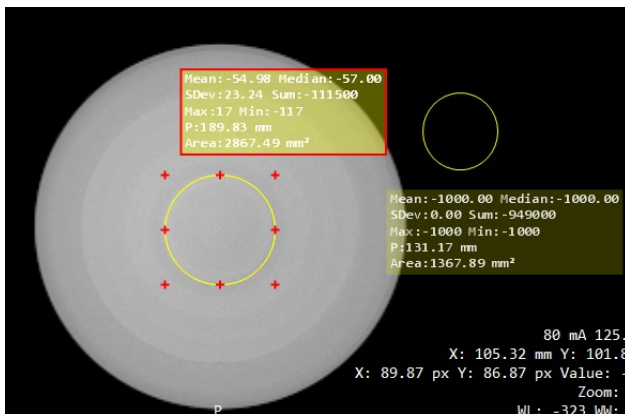
3.31.4. Détecteur anti collision

Il faut aussi être certain du bon fonctionnement du système anticollision : tout choc doit entraîner l'immobilisation immédiate des équipements.

Vérifier l'arrêt des mouvements en position des limites (pour la table, le bras et le collimateur), puis le retour à la position initiale lors du mouvement inverse.

3.32. Évaluation du bruit – OBI vs Scanner(pelvis)

✓ Résultats :



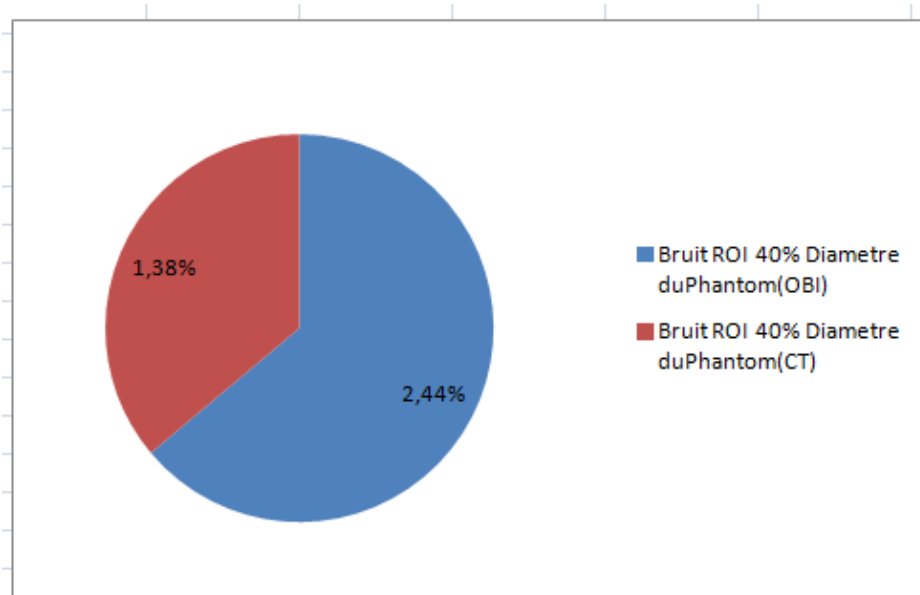


Figure 3.42: Comparaison du bruit d'image entre le scanner dédié à la radiothérapie et le système OBI du Clinac iX (ROI = 40 % du diamètre du fantôme Catphan).

➤ **Discussion :**

Bpelvis OBI = 2,46 % : le bruit est relativement élevé.

Bpelvis Scanner = 1,38 % : le bruit est plus faible, donc meilleure qualité d'image.

L'OBI utilise une dose plus faible de rayonnement, ce qui augmente le bruit.

Les capteurs du scanner CT sont plus performants, offrant une meilleure qualité d'image.

L'OBI reste suffisant pour vérifier le positionnement, mais moins optimal pour une analyse fine.

3.33.Évaluation du bruit – OBI vs Scanner (moyenne sur 5 acquisitions pelvis)

✓ **Résultats :**

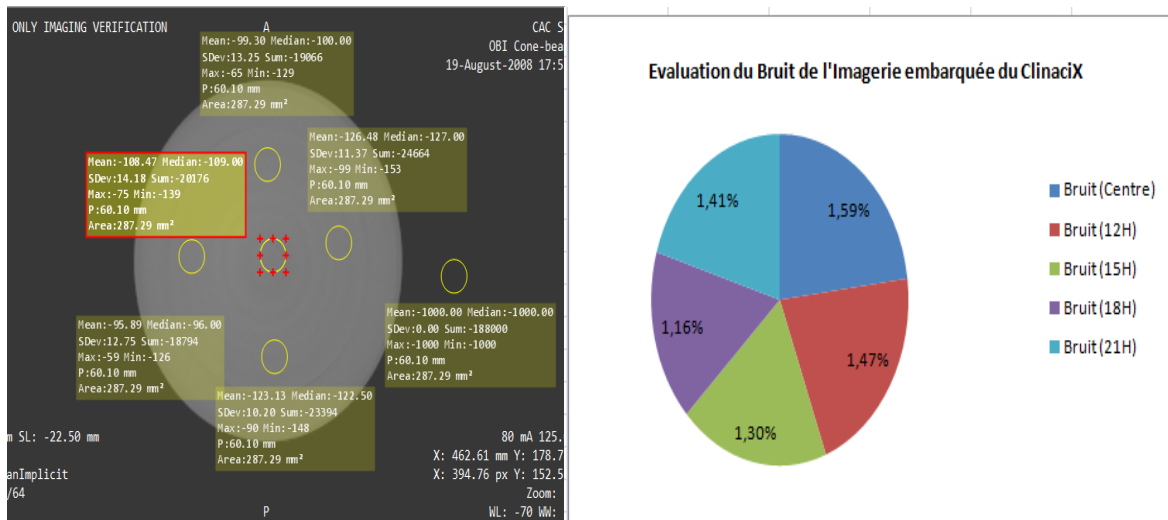


Figure3.43 :Évaluation du bruit dans les images du OBI dédié à la radiothérapie.

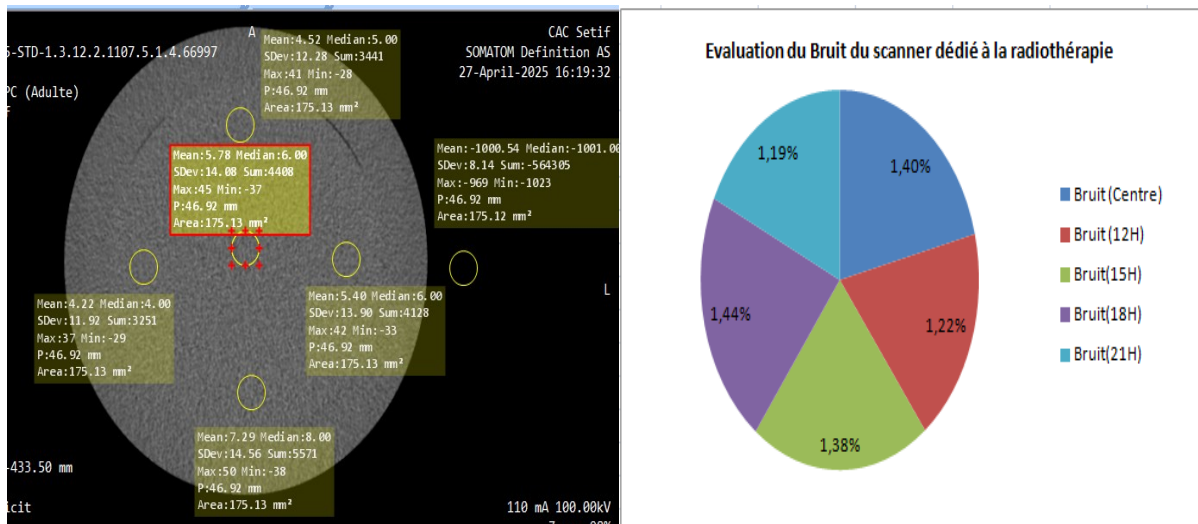


Figure3.44 :Évaluation du bruit dans les images du scanner dédié à la radiothérapie.

➤ **Discussion :**

-Système OBI (CBCT embarqué) :

Niveau de bruit observé entre 1,16 % et 1,59 %.

Présence de variations notables du bruit, surtout au centre de l'image.

Cela entraîne une difficulté à distinguer les tissus mous, réduisant la précision du positionnement quotidien.

-Scanner de planification (CT) :

Niveau de bruit plus faible et plus homogène, entre 1,19 % et 1,44 %.

Permet une meilleure visualisation des structures anatomiques.

Sert de référence fiable pour le recalage et l'adaptation du traitement.

Les images CT offrent une meilleure qualité que celles du CBCT dans la région pelvienne, notamment en raison du faible contraste naturel entre les tissus mous, ce qui rend leur usage indispensable pour le recalage précis et les traitements adaptatifs (ART).

3.34. Uniformité de l'image pelvis :

✓ Résultats :

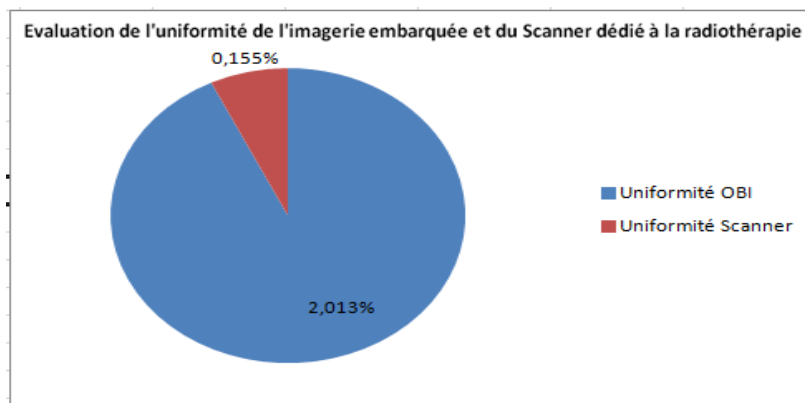
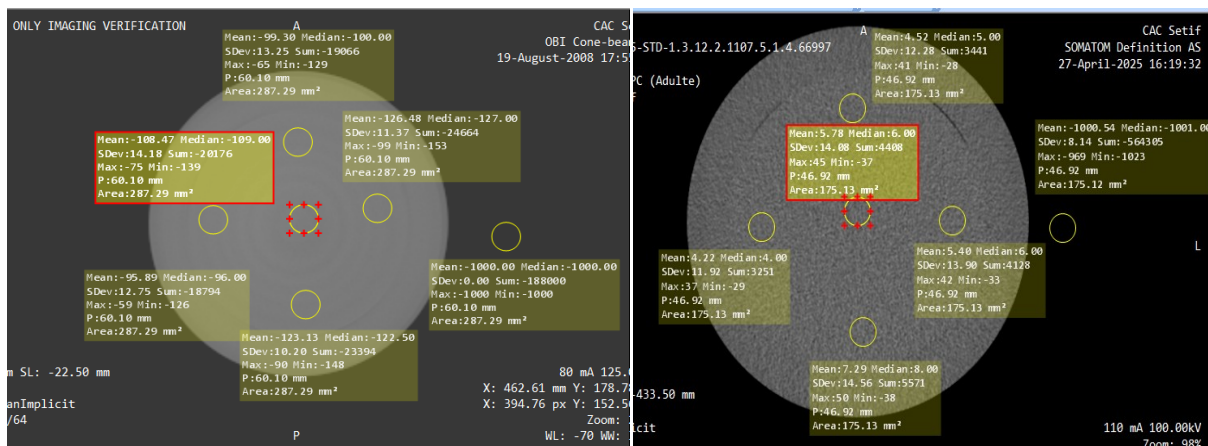


Figure 3.45 : Évaluation de l'uniformité de l'imagerie embarquée (OBI) et du scanner sur le ClinaciX"

➤ **Discussion :**

Uniformité OBI = 2,013% : Cela indique une certaine variation de contraste ou de densité, ce qui peut entraîner une moins bonne visualisation des tissus pelviens.

Uniformité Scanner = 0,155% : Très bonne uniformité, ce qui est idéal pour la planification dosimétrique précise.

Le scanner dédié est nettement plus fiable en termes d'uniformité d'image.

L'OBI peut suffire pour de la vérification de positionnement, mais il n'est pas optimal pour une planification ou une détection fine de structures pelviennes.

3.35.Comparaison qualitative des artefacts entre le CT et le CBCT pelvis :

✓ **Résultats :**

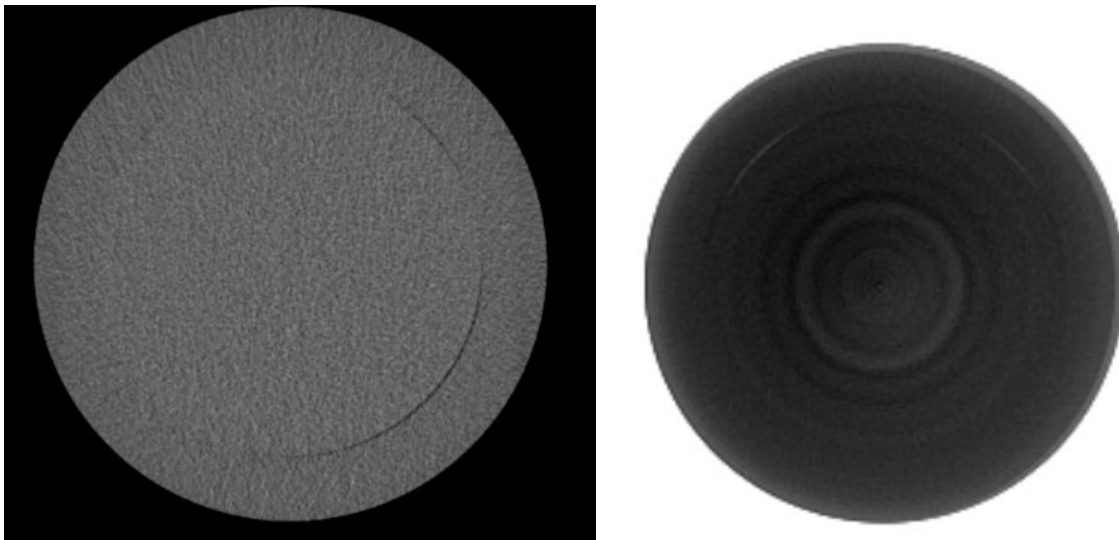


Figure 3.46: Comparaison visuelle des artefacts entre le CBCT et le CT

➤ **Discussion :**

Les résultats obtenus par la comparaison des images acquises avec le système d'imagerie embarquée (OBI) et celles issues du scanner de planification (CT) montrent une excellente précision géométrique. La distance mesurée entre le premier et le quatrième repère sur le fantôme pelvis est de 110 mm (35 mm + 75 mm), ce qui correspond exactement à la valeur de référence, sans écart mesurable. Cette concordance se situe dans la tolérance clinique admise, fixée à ± 1 mm, ce qui témoigne d'un bon étalonnage du système OBI et d'une compatibilité fiable avec les données scanner. Une telle précision est essentielle dans le cadre de l'IGRT, notamment pour les localisations pelviennes où un repositionnement précis est crucial. L'alignement cohérent entre les images OBI et les images scanner garantit une

reproduction exacte du positionnement du patient, réduisant ainsi le risque d'irradiation des tissus sains.

3.36. Évaluation de la détectabilité par le rapport contraste-bruit (RCB) pelvis :

✓ Résultats :

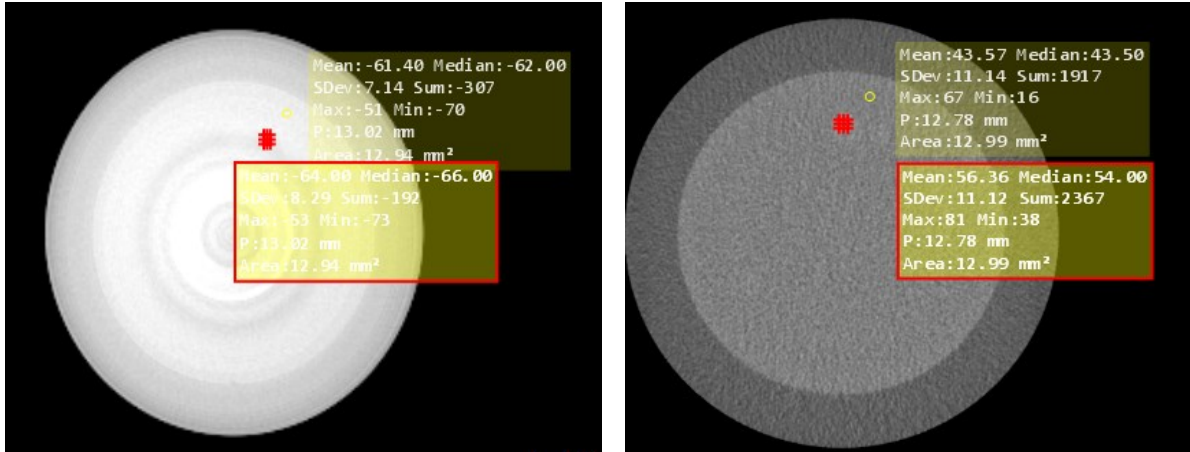


Figure 3.47: Rapport contracte sur Bruit et Evaluation Contraste.

➤ Discussion :

Pour l'image OBI, la valeur du RCB est de $0,337 < 1$, indiquant un contraste insuffisant pour distinguer clairement une lésion dans la région pelvienne.

- Pour l'image obtenue via le Scanner, le RCB est de $1,15 > 1$, ce qui dépasse le seuil requis pour la détection fiable d'une lésion.
- L'image produite par le Scanner présente une meilleure qualité de contraste, ce qui permet une détection plus efficace des lésions pelviennes.
- L'image OBI, en revanche, ne fournit pas un contraste suffisant, ce qui pourrait compromettre la fiabilité du diagnostic.
- Ce type d'analyse est crucial pour valider les performances des systèmes d'imagerie médicale, en particulier pour des zones anatomiquement complexes comme le pelvis.

3.37. Nombre de paires de lignes pelvis :

✓ Résultats :

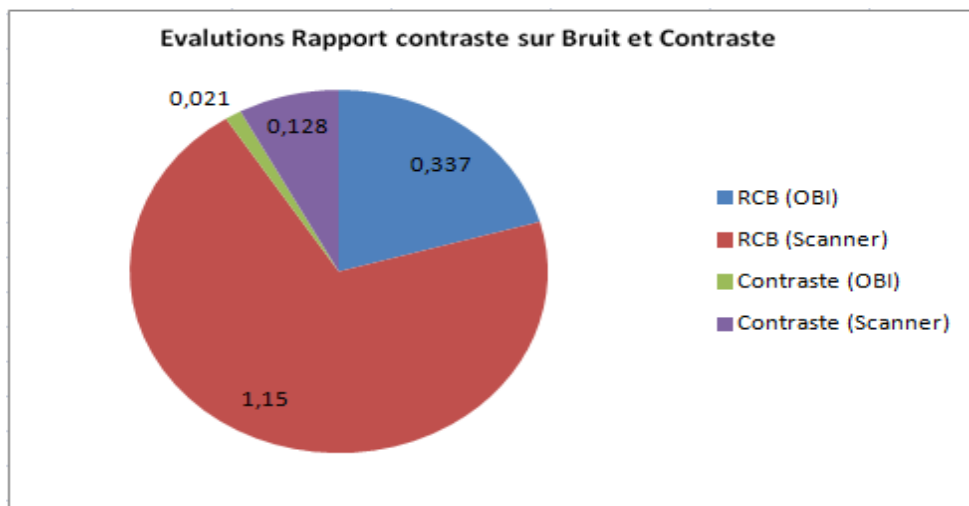
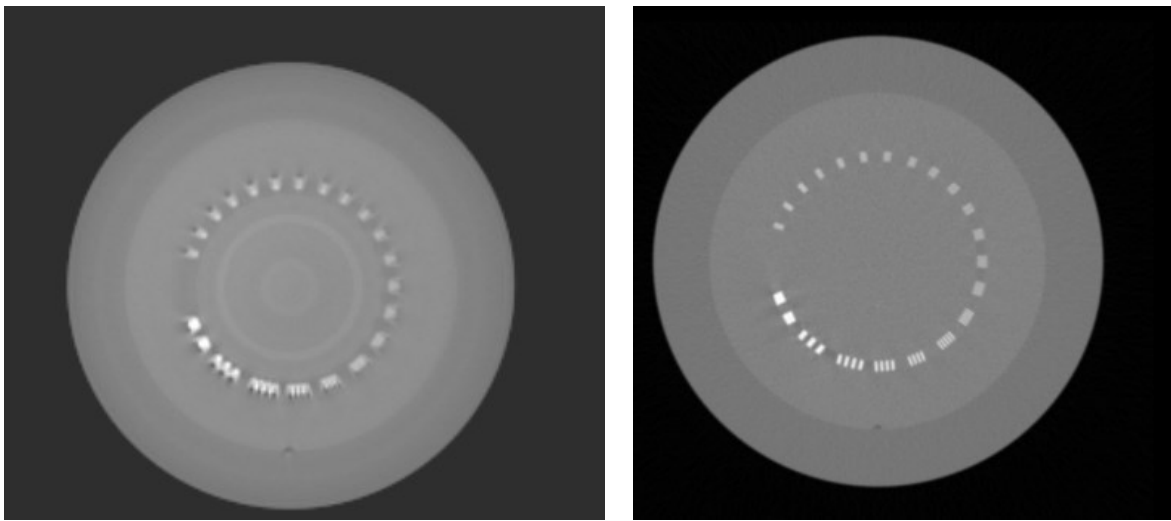


Figure 3.48 : Évaluation de la résolution spatiale dans les systèmes OBI et CT à l'aide du test des paires de lignes.

➤ Discussion :

Les images montrent des motifs circulaires avec des paires de lignes visibles, ce qui permet d'évaluer la résolution spatiale du système d'imagerie.

- OBI permet de distinguer 04 paires de lignes par centimètre (pl/cm).
- Scanner permet de distinguer 06 pl/cm.

Cela indique que le scanner a une meilleure capacité à différencier des structures fines, ce qui est essentiel pour visualiser de petites lésions dans le pelvis, notamment dans des structures complexes comme les ganglions, les nerfs ou les petits vaisseaux.

3.38. Déformation et linéarité de l'image pelvis :

✓ Résultats :

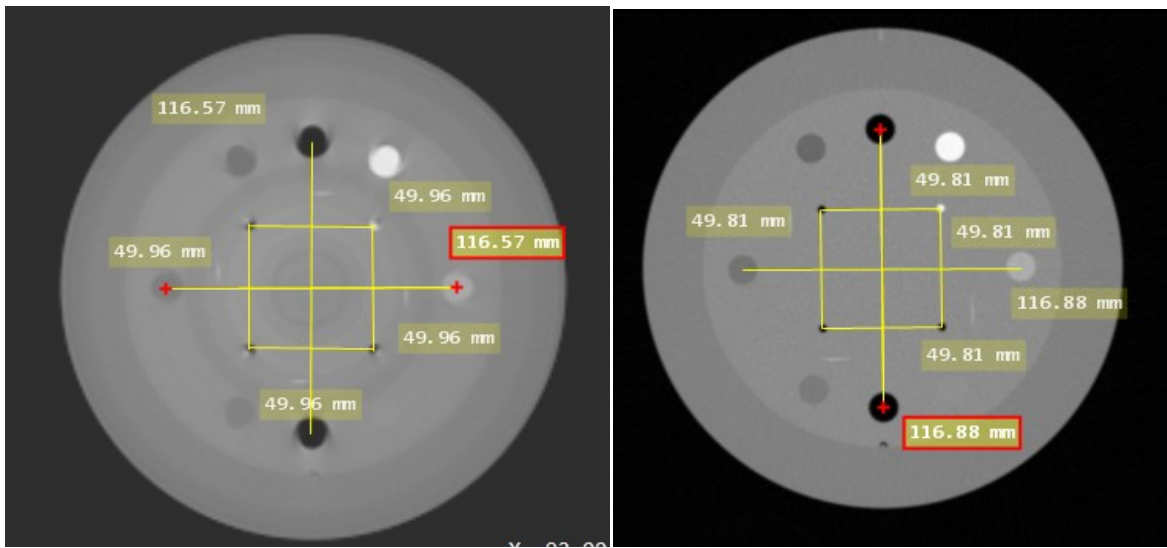


Figure 3.49 : Déformation et linéarité de l'image OBI versus Scanner (CT).

➤ Discussion :

- Les deux systèmes (OBI et Scanner) assurent une précision géométrique fiable (<1 mm).
- Le Scanner CT démontre une meilleure régularité et pourrait être préféré pour les applications nécessitant une extrême exactitude géométrique dans la région pelvienne

3.39. Géométrie sagittale pelvis :

✓ Résultats

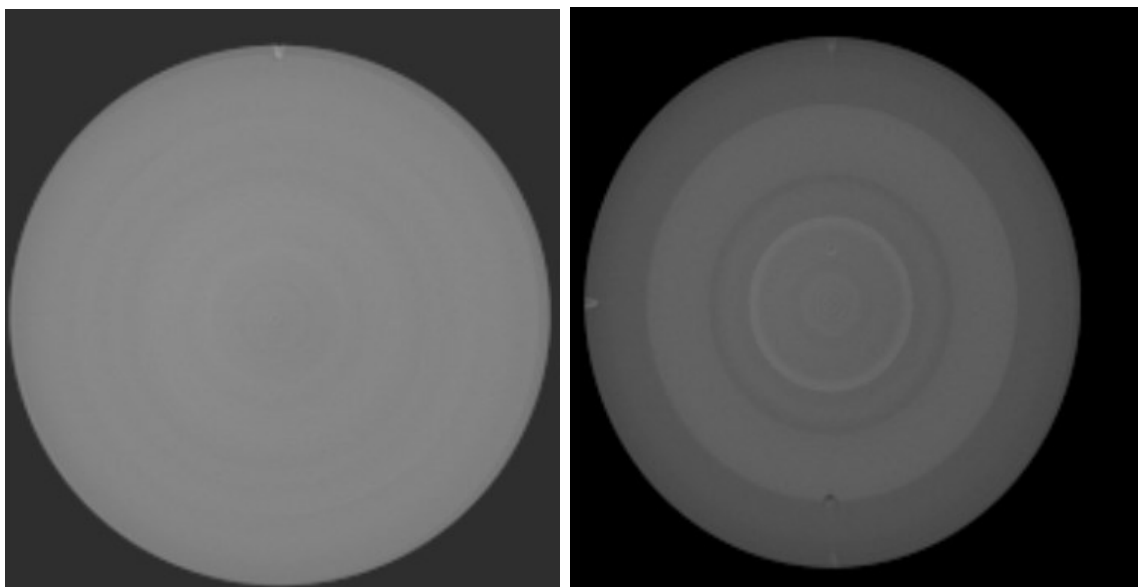


Figure 3.50: Vérification de la précision de la reconstruction 3D du système d'imagerie

CT à l'aide d'un fantôme standard dans le cadre de la radiothérapie guidée par l'image (IGRT).

➤ **Discussion :**

Les résultats obtenus par la comparaison des images acquises avec le système d'imagerie embarquée (OBI) et celles issues du scanner de planification (CT) montrent une excellente précision géométrique. La distance mesurée entre le premier et le quatrième repère sur le fantôme pelvis est de 110 mm (35 mm + 75 mm), ce qui correspond exactement à la valeur de référence, sans écart mesurable.

Cette concordance se situe dans la tolérance clinique admise, fixée à ± 1 mm, ce qui témoigne d'un bon étalonnage du système OBI et d'une compatibilité fiable avec les données scanner. Une telle précision est essentielle dans le cadre de l'IGRT, notamment pour les localisations pelviennes où un repositionnement précis est crucial. L'alignement cohérent entre les images OBI et les images scanner garantit une reproduction exacte du positionnement du patient, réduisant ainsi le risque d'irradiation des tissus sains.

✓ **Résultats :**

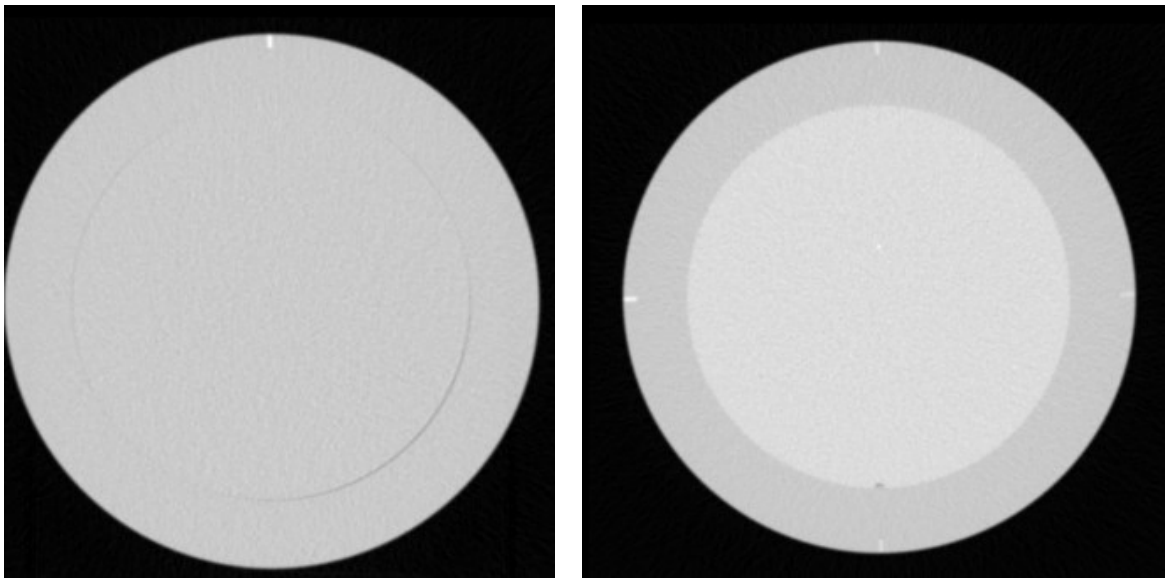


Figure 3.51: Comparaison des distances mesurées sur CT et OBI – Contrôle de qualité pelvien.

➤ **Discussion :**

Dans le cadre du contrôle de qualité de l'imagerie embarquée pour la région pelvienne, une comparaison a été effectuée entre les images acquises par scanner de planification (CT) et celles obtenues via le système OBI (On-Board Imager). La mesure de la distance entre le premier et le quatrième marqueur positionnés sur le fantôme pelvis a donné une

valeur de 111 mm dans les deux systèmes, avec un écart de seulement 1 mm ($412,5 - 301,5 = 111$ mm).

Cet écart est considéré comme acceptable et reste dans la tolérance recommandée de ± 1 mm selon les normes du rapport AAPM TG-142. Cette concordance confirme la fiabilité de l'alignement entre le scanner et le système OBI, ce qui est essentiel pour assurer une précision optimale dans le positionnement des patients lors des traitements radiothérapeutiques pelviens. La reproductibilité et la précision géométrique sont ici bien démontrées, renforçant la sécurité et l'efficacité du traitement.

3.40. Évaluation de la précision des mesures HU de l'eau à l'aide des systèmes OBI et CT pelvis :

✓ Résultats :

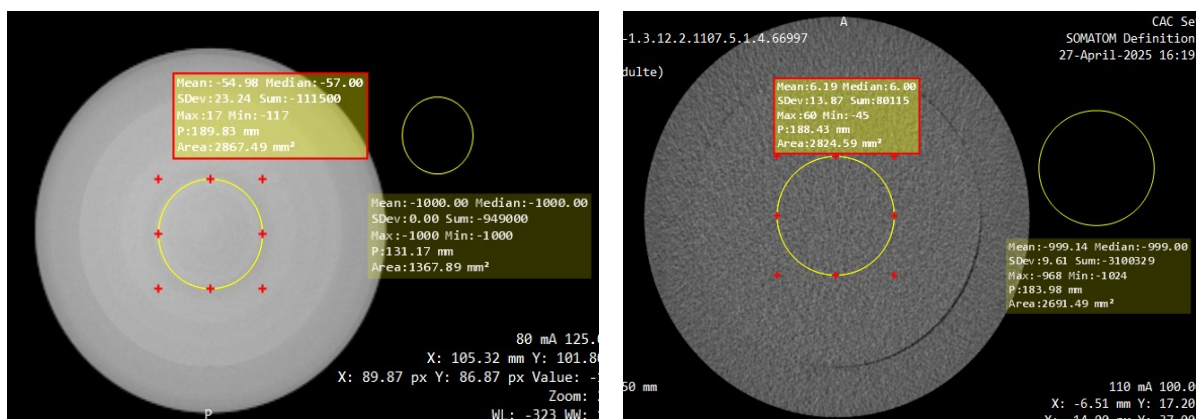


Figure 3.52 : Nombre CT moyen de l'eau OBI Versus CT

➤ Discussion :

La comparaison des images du fantôme acquises avec le scanner de planification et le système d'imagerie embarqué (OBI) au niveau du pelvis révèle des différences notables dans les valeurs moyennes des unités Hounsfield (HU) pour l'eau et la région centrale, ce qui reflète une variation dans la précision et la qualité d'image entre les deux systèmes.

Sur l'image OBI, la valeur moyenne des HU pour l'eau dans la ROI de 40 % de diamètre était de -54,98 HU, alors qu'elle était de 6,19 HU sur l'image du scanner de planification. Cet écart négatif important dans l'image OBI indique un défaut possible de calibration ou une différence dans les caractéristiques du détecteur, ce qui peut affecter la précision de l'évaluation tissulaire dans les images.

3.41. Étude du bruit d'image par analyse des valeurs HU en cinq régions (centre et directions cardinales) : CT contre OBI pelvis :

✓ Résultats :

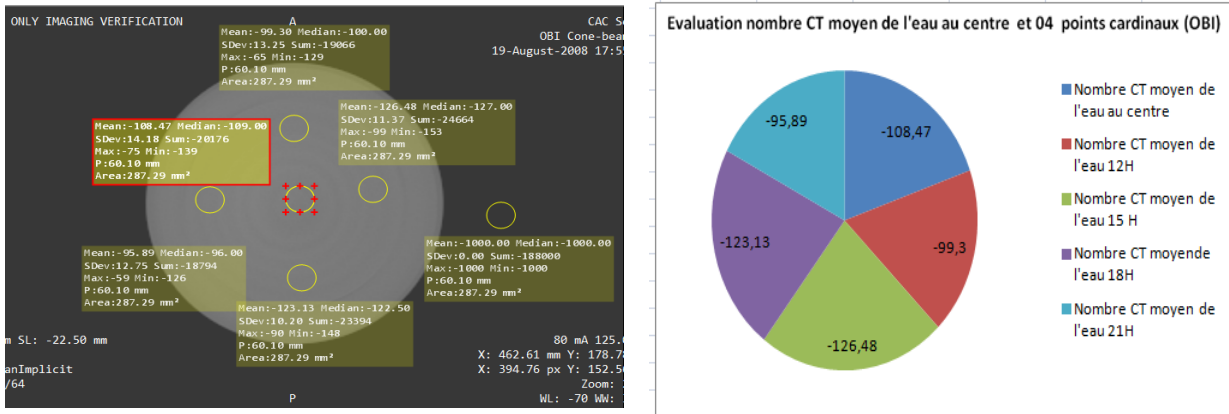


Figure3.53 :Evaluation du bruit OBI au centre et 04 points cardinaux

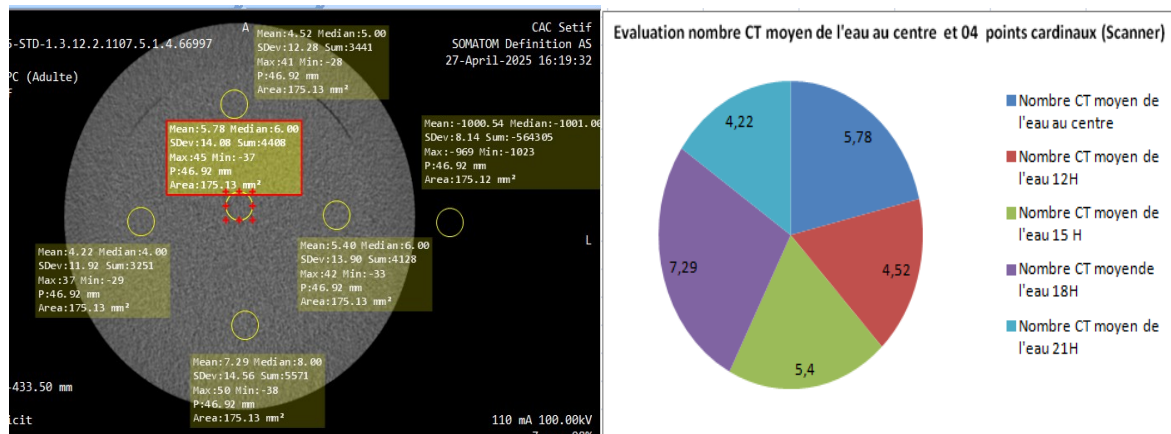


Figure3.54 ::Evaluation du bruit CT au centre et 04 points cardinaux

➤ Discussion :

L'évaluation des valeurs CT moyennes de l'eau a montré une forte dérive avec le système OBI, notamment une valeur de +108,47 HU au centre, et des valeurs très négatives aux points cardinaux (-123,13 HU à 18H, -126,48 HU à 15H, etc.). Ces résultats indiquent un problème de calibrage ou une hétérogénéité dans la reconstruction de l'image.

En revanche, les mesures obtenues avec le scanner sont plus proches de la valeur théorique de 0 HU, avec 5,78 HU au centre, 7,29 HU à 18H, etc., ce qui traduit une bonne précision et homogénéité de l'image.

Cette comparaison souligne l'importance de vérifications régulières du calibrage et du contrôle qualité du système OBI, en particulier au niveau du pelvis, où la précision d'imagerie est cruciale pour le repositionnement du patient en radiothérapie.

3.42. Analyse de la qualité d'image en termes de bruit et d'uniformité sur des acquisitions CT et CBCT à l'aide d'un fantôme en eau pelvis :

✓ Résultats :

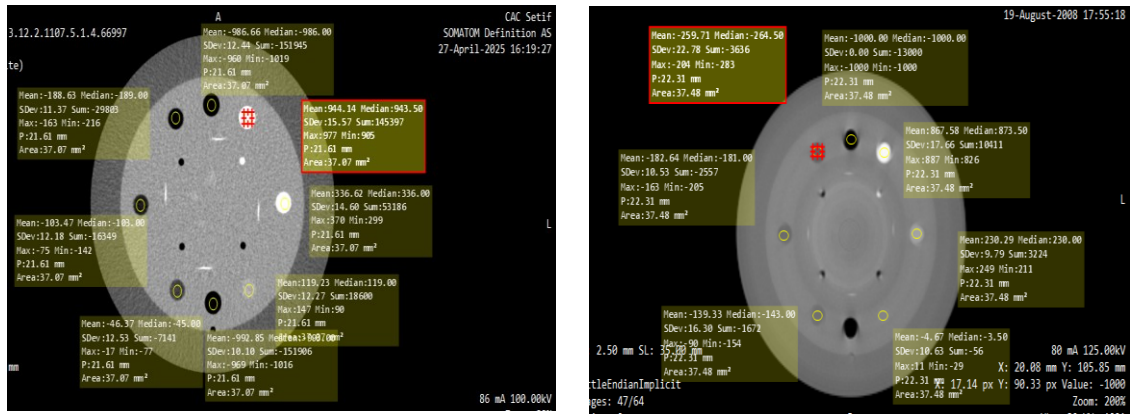
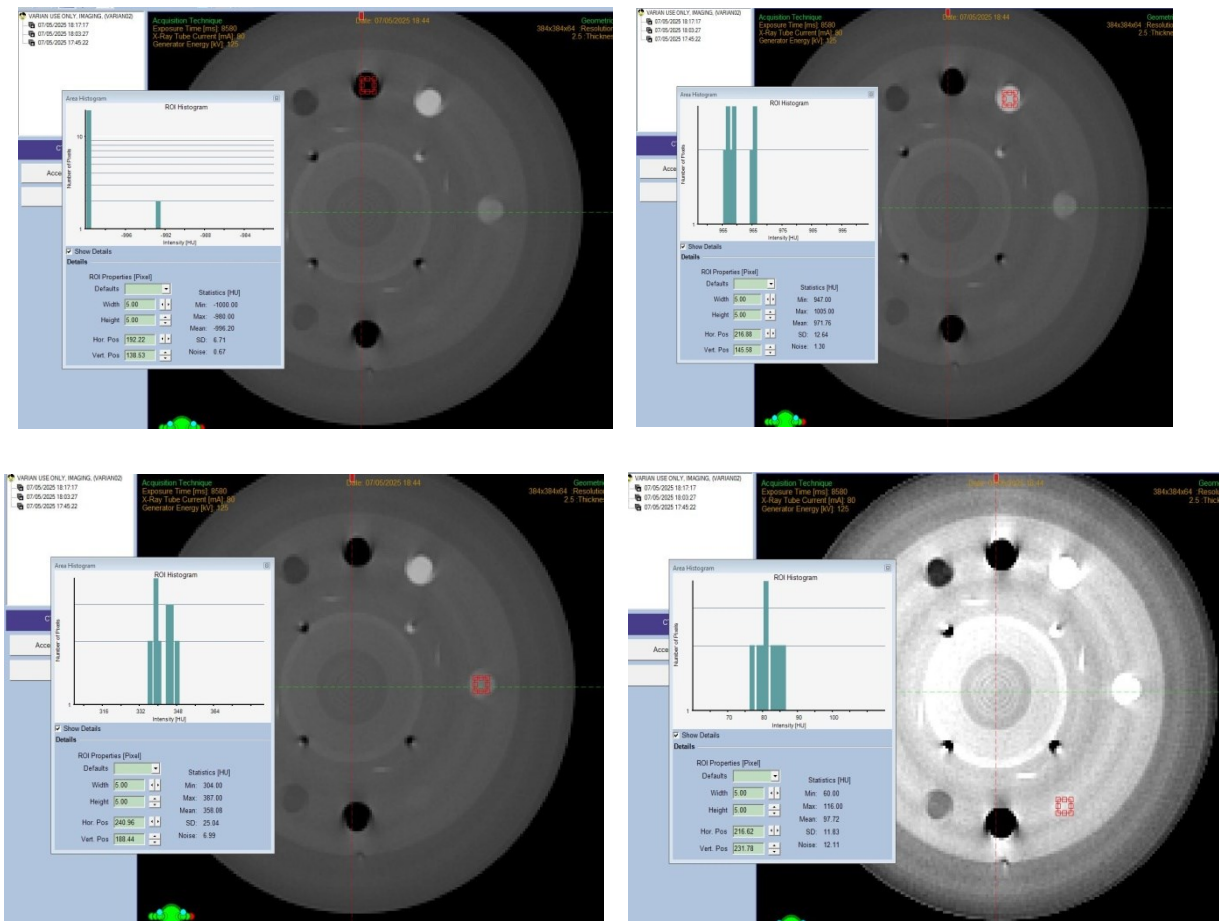


Figure 3.55 : Exemple de module Catphan® 504 pour la résolution de densité, la linéarité spatiale et les coupe de balayage.



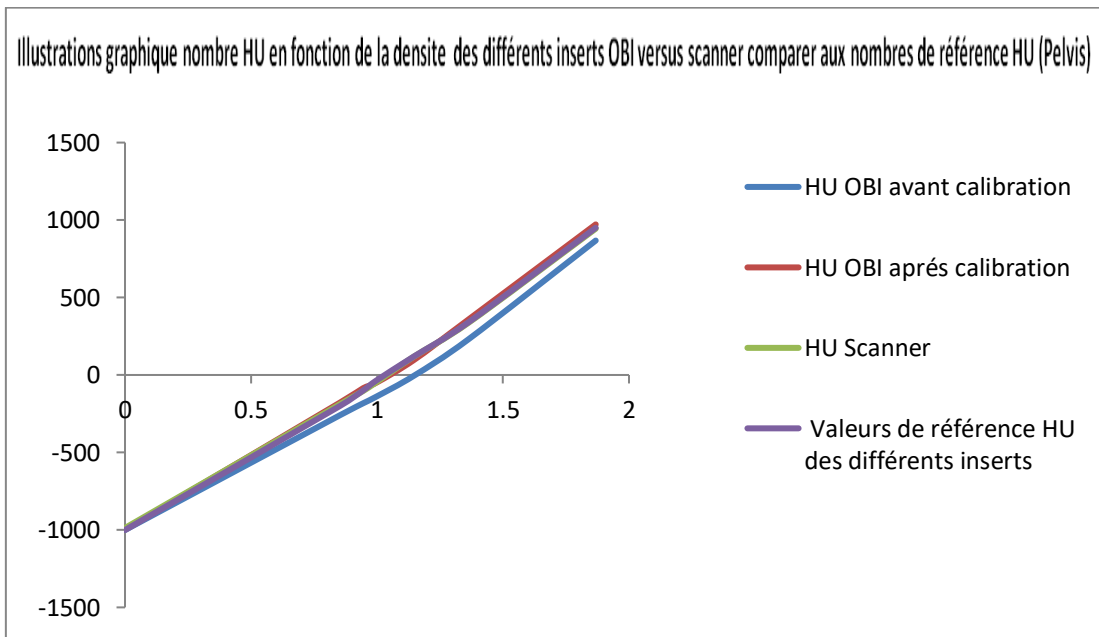
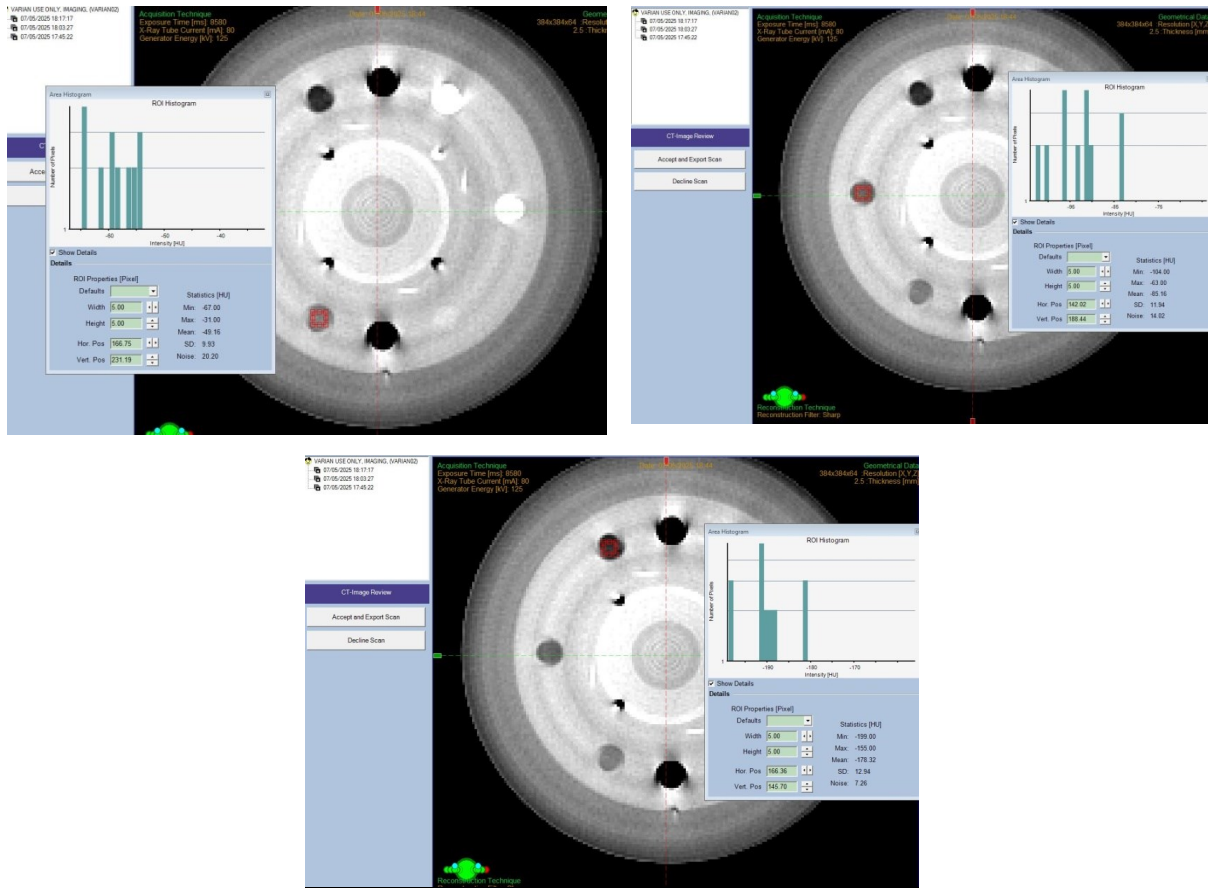


Figure 3.56 : Illustrations graphique nombre HU en fonction de la densité des différents inserts OBI versus scanner comparer aux de référence HU (Pelvis).

Discussion :

L'évaluation des valeurs HU avant calibration a montré des écarts importants, notamment pour les matériaux de faible densité comme l'air et le PMPHU, indiquant un manque de précision du système non calibré. Après calibration, les valeurs se sont nettement améliorées et se sont rapprochées des valeurs de référence et de celles obtenues par le scanner CT, ce qui démontre l'efficacité de la procédure de calibration. Cela souligne l'importance de calibrer le système pour garantir la précision des vérifications en IGRT, surtout lors de l'utilisation du CBCT pour le suivi quotidien ou la planification adaptative.

**Tableau 3.17 Saisie des résultats de contrôle de l'imagerie embarquée OBI et scanner
siemens dédié à la Radiothérapie**

Paramètre à contrôler	Protocole ORL_OBI	Protocole ORL_Scanner	Protocole Pelvis_OBI	Protocole Pelvis_Scanner
Uniformité de l'image	3,36%	0,02%	2,013%	0,16%
Bruit dans l'image 40% du diamètre du fantôme	4,19%	0,35%	2,46%	1,38%
Bruit dans l'image au centre et aux 04 points cardinaux	Bc = 5,35% B12h = 4,14% B15h = 4,52% B18h = 4,55% B21h = 3,51%	Bc = 0,36% B12h = 0,31% B15h = 0,33 % B18h = 0,36% B21h = 0,31%	Bc = 1,59% B12h = 1,47 % B15h = 1,30 % B18h = 1,16 % B21h = 1,41%	Bc = 1,40% B12h = 1,22% B15h = 1,38% B18h = 1,44% B21h = 1,19 %
Résolution haut contraste	06pl/cm	06pl/cm	04pl/cm	06pl/cm
Déformation et linéarité de l'image	Ecart sur 50mm =0.8mm Ecart sur 117mm=0.53mm	Ecart sur 50mm =-0.39mm Ecart sur 117mm=-0.46mm	Ecart sur 50mm= -0,04 mm Ecart sur 117mm=-0.43mm	Ecart sur 50mm=-0,19mm Ecart sur 117mm=-0,12 mm
Résolution spatiale bas contraste	La plus petite dimension 15 mm Supra 1%	La plus petite dimension 03mm supra 1%	La plus petite dimension 15 mm Supra 1%	La plus petite dimension 03mm supra 1%
RCB (rapport contraste sur bruit)	0,91	2,76	0,337	1,15
Contraste	0,2	0,08	0,021	0,128
Nombre CT moyen de l'eau 40% diamètre du fantôme	NCT = 4,67 HU	NCT = 14,37 HU	NCT = -54,98 HU	NCT = 6,19 HU
Nombre CT moyen de l'eau au centre et aux 04 points cardinaux	Centre = 10,63 HU 12h = -22,54 HU 15h = -47,30 HU 18h = -46,82 HU 21h = -6,83 HU	Centre = 14,61 12h = 13,75 15h = 13,98 18h = 14,78 21h = 13,86	Centre = -108,47 HU 12h = -99,30 HU 15h = -126,48 HU 18h = -123,23 HU 21h = -95,89 HU	Centre = 5,78 HU 12h = 4,52 HU 15h = 5,40 HU 18h = 7,29 HU 21h = 4,22 HU
Reproductibilité des nombres UH	Air -997,65 Teflon 804,50 Derlin 176,08 Acrylic -49,98 Polystyrène -126,06 LDPE -171,16 PMP -264,10	Air -1000,94 Teflon 10073,6 Derlin 387,08 Acrylic 116,76 Polystyrène -46,38 LDPE -122,14 PMP -216,84	Air -1000 Teflon 867,58 Derlin 230,29 Acrylic -4,67 Polystyrène -139,33 LDPE -182,64 PMP -259,71	Air -986,66 teflon 944,14 Derlin 336,62 Acrylic 119,23 Polystyrène -46,37 LDPE -103,47 PMP -188,63
Epaisseur de coupe	Ecart sur 2,5mm = 0,64mm	Ecart sur 6mm = 1mm	Ecart sur 3mm = 0,82 mm	Ecart sur 2,5 mm = 0,67 mm
Artéfacts	absence	Présence cercles	absence	Présence cercles

Conclusion Générale

Ce travail a été consacré au contrôle de qualité des systèmes d'imagerie embarquée (OBI) utilisés dans la radiothérapie guidée par l'image (IGRT), en particulier la tomodensitométrie à faisceau conique (CBCT) intégrée aux accélérateurs linéaires médicaux. Les résultats ont montré que le CBCT permet d'obtenir des images volumiques fiables pour le positionnement et la vérification du patient juste avant la séance de traitement. Sa capacité à visualiser l'anatomie interne dans la position de traitement améliore considérablement la précision de l'installation et contribue à l'efficacité thérapeutique.

Grâce à l'application de protocoles normalisés d'assurance qualité (QA), nous avons évalué des paramètres clés de la qualité d'image, tels que le bruit, l'uniformité, la résolution spatiale et la précision géométrique. Bien que les images CBCT présentent un bruit plus important et certains artefacts par rapport au scanner CT conventionnel, elles restent suffisamment précises pour la vérification quotidienne du positionnement. Le CT demeure l'outil de référence pour la planification du traitement, tandis que le CBCT offre un guidage en temps réel pendant l'irradiation.

Nous avons validé un protocole de QA structuré, spécialement adapté aux systèmes d'imagerie embarquée tels que l'OBI/CBCT. Ce protocole comprend une série de tests essentiels destinés à garantir la stabilité et la fiabilité des performances du système. L'analyse a également confirmé que la constance des unités Hounsfield (HU) dans les images CBCT est un paramètre crucial pour la fusion d'images et la délimitation anatomique.

Avec l'évolution continue des technologies CBCT, des améliorations matérielles et logicielles sont attendues pour optimiser la qualité des images et réduire les artefacts. Les développements futurs devraient viser un resserrement des tolérances en matière de QA, notamment en ce qui concerne la résolution spatiale et la stabilité des HU, afin d'optimiser encore davantage la précision du positionnement et la fiabilité de l'IGRT.

En conclusion, ce travail met en évidence l'importance d'un programme rigoureux et régulier de contrôle de qualité pour les systèmes d'imagerie embarquée, et souligne le rôle essentiel du CBCT dans l'atteinte d'une radiothérapie précise, adaptative et personnalisée.

Référence

- [1] **Murphy MJ, Balter J**, Balter S, BenComo JA Jr, Das IJ, Jiang SB, Ma CM, Olivera GH, Rodebaugh RF, Ruchala KJ, Shirato H, Yin FF. La gestion de la dose d'imagerie pendant la radiothérapie guidée par l'image : rapport du groupe de travail 75 de l'AAPM. *Med Phys*. 2007;34:4041-63.
- [2] **de Crevoisier R, Garcia R**, Louvel G, Marguet M, Lafond C, Bodez V. Radiothérapie guidée par la tomographie conique (Cone Beam Computed Tomography) : mise en œuvre et applications cliniques. *Cancer Radiother*. 2009;13:482-90.
- [3] **Meyer JL, Sharpe M**, Brock K, Deasy J, Craig T, Moseley D, et al. Technologies avancées en radiothérapie clinique : fondements des systèmes. *Front Radiat Ther Oncol*. 2011;43:29-59.
- [4] **De Crevoisier R, Lagrange J-L**, Messai T, M'Barek B, Lefkopoulos D. Systèmes de localisation pour la radiothérapie de la prostate. *Cancer Radiother*. 2006;10:394-401.
- [5] **Cazoulat G, Lesaunier M**, Simon A, Haignon P, Acosta O, Louvel G, et al. De la radiothérapie guidée par l'image à la radiothérapie guidée par la dose. *Cancer Radiother*. 2011;15:691-8.
- [6] **Yin FF, Wong J, Balter J**, Benedict S, Bissonnette JP, Craig T, et al. Le rôle de l'imagerie par rayons X kV en salle pour le positionnement du patient et la localisation de la cible. Rapport du groupe de travail 104 du Therapy Imaging Committee de l'AAPM. 2009.
- [7] **Röntgen WC**. Ce nouvel art von Strahlen (Sur un nouveau genre de rayons). *Sitzungsberichte der Würzburger Physikalisch-Medizinischen Gesellschaft*. 1895;1:132–141.
- [8] **Bushong SC**. Science radiologique pour les technologues : physique, biologie et protection. 11^e éd. Saint-Louis : Elsevier; 2017.
- [9] **Huda W, Statkewicz R**. Physique de la radiologie pour l'imagerie médicale. 2^e éd. Amsterdam : Elsevier; 2018.
- [10] **Curry TS, Dowdey JE**, Murry RC. Christensen's Physics of Diagnostic Radiology. 4^e éd. Philadelphie : Lippincott Williams & Wilkins; 1990.
- [11] **Fouras A, Kitchen MJ**, Dubsky S, Lewis RA, Hooper SB, Hourigan K. Le passé, le présent et l'avenir de la technologie des rayons X pour l'imagerie in vivo de la fonction et de la forme. *Appl Phys Rev*. 2009;105(10). Doi:10.1063/1.3115643.

- [12] **MECHI S.** Dosimétrie en tomodensitométrie et contrôle qualité de son fonctionnement. Thèse de doctorat. Centre National des Sciences et Technologies Nucléaires; 2010.
- [13] **Benhalouche S.** Dosimétrie. 2018.
- [14] **Cordoliani Y-S.** Radioprotection en milieu médical : principes et mise en pratique. Paris : Elsevier Masson; 2014.
- [15] **Quality control instrumentation**, phantoms, radiation safety products, and imaging tables. Alderson Radiation Therapy Phantom (ART). Disponible sur : <https://www.supertechx-ray.com>.
- [16] **Bushberg JT, Seibert JA, Leidholdt EM Jr, Boone JM.** The Essential Physics of Medical Imaging. 3^e éd. Philadelphie : Lippincott Williams & Wilkins; 2012. P.121-125.
- [17] **Zink FE.** Tubes à rayons X. Radiographics. 1997.
- [18] **Anonyme.** Source de rayons X à haute luminosité pour les applications d'énergie dirigée et d'imagerie holographique. 2020 [consulté le 29 mai 2020]. Disponible sur : <https://ediovision.blogspot.com/2020/01/high-brightness-x-ray-source-for.html>.
- [19] **Khoury R.** PIXSCAN : Micro-tomodensitomètre à pixels hybrides pour le petit animal. Thèse de doctorat, Université de la Méditerranée Aix-Marseille II, Faculté des Sciences de Luminy; 2008.
- [20] **Deferne J.** Introduction à la cristallographie. P.55-56.
- [21] **Richard M-I.** Cours Rayons X. Institut Matériaux Microélectronique Nanoscience de Provence (IM2NP), CNRS UMR 6242, Université Paul Cézanne, Provence et Sud Toulon-Var. p.9.
- [22] **Wellman X-ray.** Principe de base du tube à rayons X – comment ça fonctionne. [Internet]. Disponible sur : <https://wellmanxray.com/fr/blog/principe-de-base-du-tube-a-rayons-x-comment-ca-fonctionne>.
- [23] **Radiopaedia.** X-ray tube. [Internet]. Disponible sur : <https://radiopaedia.org/articles/x-ray-tube-1?lang=us>.
- [24] **Wikipédia.** Tube à rayons X. [Internet]. Disponible sur : https://fr.wikipedia.org/wiki/Tube_%C3%A0_rayons_X.
- [25] **Wikipedia.** X-ray tube. [Internet]. Disponible sur : https://en.wikipedia.org/wiki/X-ray_tube.
- [26] **Nanox.** Hot vs Cold Cathode X-ray Tubes – Overview. [PDF]. Disponible sur : https://www.nanox.vision/wp-content/uploads/2024/10/6114400ecbafa87ef0fce702_02_Hot-vs-cold.-Overview.pdf.

- [27] **Bushberg JT**, Seibert JA, Leidholdt EM Jr, Boone JM. The Essential Physics of Medical Imaging. 3^e éd. Philadelphie : Lippincott Williams & Wilkins; 2012. ISBN : 9780781780575.
- [28] **Curry TS**, Dowdey JE, Murry RC. Christensen's Physics of Diagnostic Radiology. 4^e éd. Philadelphie : Lea & Febiger; 1990. ISBN : 9780812113105.
- [29] **Seeram E**. Radiologic Science for Technologists: Physics, Biology, and Protection. 10^e éd. Saint-Louis : Elsevier; 2015. ISBN : 9780323353786.
- [30] **Dawson LA**, Sharpe MB. Radiothérapie guidée par l'image : justification, avantages et limites. *Lancet Oncol.* 2006;7:848–858.
- [31] **Dawson LA**, Jaffray DA. Progrès en radiothérapie guidée par l'image. *J Clin Oncol.* 2007;25:938–946.
- [32] **Duggan DM**, Ding GX, Coffey CW, et al. Scanner à faisceau conique kilovoltage en apnée et inspiration profonde pour la mise en place d'une radiothérapie corporelle stéréotaxique pour les tumeurs pulmonaires : expérience initiale. *Cancer du Poumon.* 2007;56:77–88.
- [33] **Thielmann C**, Nill S, Tucking T, et al. Correction des erreurs de positionnement du patient en fonction de la ligne. *Radiat Oncol.* 2006;1:16.
- [34] **Jaffray DA**, Drake DG, Moreau M, et al. Système d'imagerie radiographique et tomographique intégré dans un accélérateur linéaire médical pour la localisation de cibles osseuses et de tissus Mous. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 1999;45:773–789.
- [35] **Yenice KM**, Lovelock DM, Hunt MA, et al. Module d'intensité des tumeurs paraspinales guidées par l'image CT utilisant l'immobilisation stéréotaxique. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2003 :55 :583-93
- [35] **Pawlowski J**, Yang E, Malcolm A, et al. Réduction de la dose délivrée aux organes à risque chez les patients atteints d'un cancer de la prostate par radiothérapie guidée par l'image (IGRT). *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2010;76:924–34.
- [36] **Shiu AS**, Chang EL, Ye JS, et al. Tomodensitométrie quasi simultanée guidée par l'image : un paradigme émergent pour une véritable stéréotaxie en radiothérapie rachidienne. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2003;57:605–613.
- [36] **Ding GX**, Duggan D st-il temps d'inclure les doses de guidage par imagerie dans les doses totales de rayonnement déclarables des patients en radiothérapie ? *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2008;72:S145-6 [Actes de la 50^e réunion annuelle de l'ASTRO].M, Coffey CW, et al. Une étude sur la planification adaptative du traitement IMRT à l'aide d'un scanner à faisceau conique kV. *Radiother Oncol.* 2007;85:116–25.

- [37] **Uematsu M**, Fukui T, Shioda A, et al. Unité d'accélérateur linéaire de tomodesitométrie pour la radiothérapie stéréotaxique : une nouvelle approche sans cadres stéréotaxiques fixés crâniennement. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 1996;35:587–592.
- [37] **Nijkamp J**, Pos FJ, Nuver TT, et al. Radiothérapie adaptative du cancer de la prostate par tomodesitométrie volumique à faisceau conique : premiers résultats cliniques. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2008;76:75–82.
- [38] **Ding GX**, Coffey CW. E
- [39] **Walters BR**, Ding GX, Kramer R, et al. Skeletal dosimetry in cone beam computed tomography. *Med Phys* 2009;36:2915-22.
- [40] **Varian Medical Systems International AG**
- [41] **Gwe-Ya Kimv**, Rabih Hammoud, Eric Elder, Todd Pawlicki. A quality assurance program for the on-board imager. Received 9 June 2006; revised 20 September 2006; accepted for publication 20 September 2006; published 31 October 2006. P. 4432.
- [42] **Jaffray DA**, Siewerdsen JH. Tomodesitométrie à faisceau conique avec un imageur à écran plat : caractérisation initiale des performances. *Med Phys*. 2000;27:1311–1323.
- [43] **Yin F**, **Guan H**, **Lu W**. Une technique de reconstruction de tomodesitométrie embarquée utilisant des projections de faisceaux de kilovoltage et de mégavoltage pour la vérification du calment 3D. *Med Phys*. 2005;32:2815–2826.
- [44] **Sonke JJ**, **Steenbakkers R**, et al. Radiothérapie guidée par tomodesitométrie à faisceau conique. *Radiother Oncol*. 2005.
- [45] **Nakagawa K**, et al. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2008;72:S623.
- [46] **McBain CA**, et al. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2006;64:625–634.
- [47] **Oldham M**, et al. Radiothérapie guidée par tomodesitométrie volumique à faisceau conique : un modèle pour une application en ligne. *Radiother Oncol*. 2005;75:271–278.
- [48] **Richter A**, et al. *Radio-Oncologie*. 2008;3:42.
- [49] **Burridge N**, et al. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2006;66:892–897
- [50] **Korreman S**, et al. *Radiother Oncol*. 2010;94:129–144.
- [51] **Yoo S**, **Guan H**, Kim J, Wen N, Dong H. Système d'imagerie embarqué : procédures de mise en œuvre et d'assurance qualité. Henry Ford Health System, Detroit Michigan, Josephine Ford Cancer Center-Downriver, Brownstown Michigan.
- [52] **Whiting B**, Massoumzadeh P, O'Sullivan JO, Snyder D, Williamson J. L'influence des filtres papillon sur les signaux de tomodesitométrie à rayons X. *Med Phys*. 2005;32:2056.

[53] **Bushberg JT**, Siebert JA, Leidholdt EM. La physique essentielle de l'imagerie médicale. 2^e éd. Lippincott Williams & Wilkins; 2002. p.114

[53] **Guide** de référence pour les évaluations hors ligne.

[54] American Association of Physicists in Medicine (AAPM). The Role of In-Room kV X-Ray Imaging for Patient Setup and Target Localization. AAPM Report No. 104. 2009.: https://www.aapm.org/pubs/reports/rpt_104.pdf

[55] International Atomic Energy Agency (IAEA). Handbook of Basic Quality Control Tests for Diagnostic Radiology. IAEA, 2021: https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/PUB2021_web.pdf

[56] McGinnity BH, et al. Comparison of image quality and dose for a kV-kV imaging system for localization in radiotherapy. Phys Med Biol. 2012;57(12):3743-57: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22697506/>

[57] **Green PJ**, et al. Geometrical and dosimetric considerations of orthogonal X-ray imaging systems for radiotherapy. Radiother Oncol. 2015;10(1):53.: <https://doi.org/10.1016/j.radonc.2015.03.017>

[58] Xing KJ, et al. The role of kV-kV imaging in radiotherapy localization and treatment verification. Phys Med Biol. 2010;55(22):R121-R137: <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/0031-9155/55/22/R01/meta>

[59] **Sloboda JW**, et al. Use of planar X-ray imaging systems for image-guided radiotherapy. Semin Radiat Oncol. 2011;21(3):188-198: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S1053429611000223>

[60] Informations lexicographiques [archive] et étymologiques [archive] de « **résolution** » (sens IA2) dans le Trésor de la langue française informatisé, sur le site du Centre national de ressources textuelles et lexicales.

[61] **Remy, E. & Roffé, J.-L.** Imagerie médicale – Principes physiques et technologiques. Paris: Ellipses, 2006. P. 45-47. Différence entre définition et résolution [archive], Pixelvalley.

[62] « **Vocabulaire de la numérisation [archive]** », sur Joconde (consulté le 23 avril 2021).

[63] **Wikipedia**, contributors. **Contraste**. Wikipedia, l'encyclopédie libre. <https://fr.m.wikipedia.org/wiki/Contraste> (consulté le 14 mai 2025)

[64]. **Stroebel, Leslie ; Zakia, Richard D.** Encyclopédie de la photographie focale. Focal Press, 1995, p. 507. ISBN : 978-0-240-51417-8.

[65]. **Eloïse Denis.** « Objets-tests numériques pour le contrôle de qualité des Systèmes de planification géométrique des traitements en radiothérapie » . UNIVERSITÉ DE NANTES.

[66] Manuel du Catphan® 504

[67]Accu-gold touch user guide. <https://radcal.com/downloads-manuals/>.

Résumé :

Ce mémoire porte sur le contrôle de qualité du système d'imagerie embarquée (OBI) dans les accélérateurs médicaux, utilisé pour la radiothérapie guidée par l'image (IGRT). L'étude se concentre sur les aspects physiques de l'acquisition des images en mode kV-kV et CBCT, en évaluant la qualité d'image, la précision géométrique et les performances du système au CLCC de Sétif.

Des tests de qualité ont été effectués à l'aide de fantômes spécialisés, mesurant le contraste, la résolution spatiale, l'uniformité, la précision des HU et l'alignement avec l'isocentre. Les résultats montrent une précision submillimétrique et une qualité d'image suffisante pour un positionnement fiable.

L'étude souligne l'importance de protocoles de contrôle qualité rigoureux pour garantir la sécurité et l'efficacité des traitements.

Contrôle de qualité, Imagerie embarquée (OBI), Imagerie par faisceau conique (CBCT), Imagerie kV-kV, Radiothérapie guidée par l'image (IGRT), Fantômes, Appariement d'images,

الملخص:

يركز هذا البحث على مراقبة الجودة لنظام التصوير المضمن (OBI) المستخدم في المسرعات الطبية ضمن إطار العلاج الإشعاعي الموجه بالصور (IGRT). يتناول العمل الجوانب الفيزيائية لآليات اكتساب الصور باستخدام تقنيتي kV-kV و CBCT، من خلال تقييم جودة الصورة، والدقة الهندسية، وأداء النظام في مركز مكافحة السرطان بسطيف (CLCC).

تم إجراء اختبارات باستخدام فانتومات متخصصة لقياس التباين، الدقة المكانية، التجانس، دقة قيم HU، ومحاذاة الإيزو سنتر. أظهرت النتائج دقة موضعية دون المليمتر وصورًا كافية لضمان التحقق من الوضعية والهيكل التشريحية.

تؤكد الدراسة على أهمية وجود بروتوكولات صارمة لمراقبة الجودة لضمان أمان وفعالية العلاج الإشعاعي.

مراقبة الجودة، جهاز التصوير الموجود على متن الطائرة (OBI)، التصوير بالشعاع المخروطي (CBCT)، التصوير kV-kV، العلاج الإشعاعي الموجه بالصور (IGRT)، مطابقة الصور.

Abstract:

This study focuses on the quality assurance of the On-Board Imaging (OBI) system used in medical linear accelerators within the framework of Image-Guided Radiotherapy (IGRT). It addresses the physical aspects of image acquisition using kV-kV and CBCT techniques, by evaluating image quality, geometric accuracy, and system performance at the Cancer Center of Sétif (CLCC).

Tests were carried out using specialized phantoms to assess contrast, spatial resolution, uniformity, HU accuracy, and isocenter alignment. The results demonstrated sub-millimetric localization accuracy and sufficient image quality to ensure the verification of patient positioning and relevant anatomical structures.

The study emphasizes the importance of implementing strict quality control protocols to ensure the safety and effectiveness of radiotherapy treatments.

Keywords: Quality Control, On-Board Imaging (OBI), Cone Beam Computing (CBCT), kV-kV Imaging, Image Guided Radiotherapy (IGRT), Image Matching