



MINISTÈRE DE L'ENSEIGNEMENT SUPÉRIEUR ET DE LA
RECHERCHE SCIENTIFIQUE
UNIVERSITÉ MOULOUD MAMMERRI DE TIZI-OUZOU
FACULTÉ DES SCIENCES
DÉPARTEMENT DE PHYSIQUE
HÔPITAL CHAHIDS MAHMOUDI

Mémoire de Master

Spécialité : **Physique Médicale**

Présenté par : **ABBAS Souhila**

Thème :

Assurance qualité des appareils de radiologie mobile

Membres de Jury d'examen :

M.D. Mitiche	Professeur	U.M.M.T.O	Président
A. Merad	Chercheur	C.R.N.A	Examineur
R. Louelh	Physicienne médicale	H.C.M. Tizi-Ouzou	Encadrante

Soutenu publiquement le : 08 Juillet 2025

Dédicaces

Avant toute chose, je tiens à exprimer toute ma gratitude envers ceux qui ont toujours cru en moi, soutenu mes efforts et partagé mes moments de doute comme mes réussites.

À mes parents,

À ma chère mère, Pour ton amour infini, ta tendresse inépuisable et tes prières qui m'ont portée dans les moments les plus difficiles. Tu es mon pilier et ma plus grande force.

À mon père, Pour ta patience, ton soutien discret et ta confiance. Merci de m'avoir toujours montré le chemin avec sagesse et courage.

À mon frère Salah, Pour tes encouragements et ta manière d'être toujours là sans qu'on ait besoin de le demander.

À ma petite sœur Iman, Pour ta douceur, ton sourire, et cette lumière que tu apportes dans ma vie. Ta joie et ta spontanéité m'ont souvent réconfortée plus que tu ne l'imagines.

Remerciment

Avant toute chose, je rends grâce à Allah, le Tout-Puissant, pour sa présence constante dans ma vie. C'est grâce à Lui que j'ai trouvé la force de persévérer, même dans les moments les plus difficiles. Rien ne se réalise sans sa volonté. Si j'ai pu arriver jusqu'ici, c'est que chaque étape, chaque épreuve et chaque réussite étaient guidées par Lui.

*je remercie le **Dr Saïd Mahmoudi**, pour sa générosité, sa confiance et pour m'avoir donné l'opportunité de réaliser cette étude dans les meilleures conditions. Son ouverture et sa disponibilité ont été déterminantes dans l'aboutissement de ce projet.*

*Je tiens à remercier de tout cœur Madame **Ryma Louelh**, mon encadrante, pour son accompagnement bienveillant, pour sa patience, pour ses conseils toujours bien appropriés et pour sa confiance tout au long de ce travail. Merci pour votre écoute, et pour votre soutien qui m'a véritablement portée.*

*J'adresse mes remerciements au Pr. **moh djerdjer.Mitiche** ,président du jury, pour l'honneur de présider cette soutenance, ainsi qu'au Mr **Ahmed Merad** ,pour avoir accepté avec bienveillance d'évaluer ce travail.*

*Je tiens à remercier Dr.**Abdelkader Toutaoui** pour son soutien précieux et ses conseils avisés tout au long de mon parcours académique.*

*Je remercie chaleureusement les physiciens médicaux du Centre Hospitalier Chahid Mahmoudi Madame **Sounya Aït Chikh**, Madame **Lynda Boumaza**, Monsieur **Bellal Metchat** et Monsieur **Samir Bencheikh** pour leur professionnalisme, leur gentillesse et l'aide précieuse qu'ils m'ont apportée. Leur accompagnement a été une véritable chance tout au long de ma formation.*

*Je n'oublie pas Monsieur **Mellal** et Madame **Lynda Messaodene** , dont les conseils, l'encouragement et la disponibilité ont beaucoup compté dans la réalisation de ce mémoire. Merci pour votre bienveillance.*

Je remercie également l'ensemble des enseignants de l'Université Mouloud Mammeri de Tizi-Ouzou pour la richesse de leur enseignement et l'accompagnement constant durant ces années de formation.

*Enfin, un immense merci à mes collègues et amies(**milisa** , **milissa**, **zahra** et **kenza**). Votre présence, vos encouragements et votre amitié ont rendu ce parcours plus doux et plus confort . Je suis profondément reconnaissante de vous avoir à mes côtés.*

Table des matières

Liste des figures	5
Liste des tableaux	7
Liste des acronymes	8
Introduction générale	9
1 Généralités sur la radiologie mobile et l'assurance qualité	10
1.1 Introduction	10
1.2 Appareils de radiologie mobile :	10
1.2.1 Scanner mobile	10
1.2.2 Scopie mobile	13
1.2.3 Radiographie mobile	14
1.3 Différence entre la radiologie mobile et fixe	16
1.4 Contraintes techniques et opérationnelles	17
1.4.1 Contraintes techniques	17
1.4.2 Contraintes opérationnelles	17
1.5 Conditions d'utilisation des appareils de radiologie mobile	17
1.6 Risques spécifique liés à la mobilité :	18
1.7 Importance de l'assurance qualité (AQ) en radiologie :	18
1.7.1 Définition d'un programme d'AQ	18
1.7.2 L'objectif :	18
1.7.3 La structure d'un programme d'assurance qualité	18
1.8 Normes et recommandations pour l'assurance qualité	19
1.8.1 Norme de l'ICRP (International Commission on Radiological Protection) :	20
1.8.2 Norme de l'AIEA (Agence International de l'Énergie Atomique)	20
1.9 Rôle du physicien médical dans le domaine de la radiologie du diagnostic	20
2 Procédures de Contrôle qualité appliquées aux équipements mobiles	21
2.1 Programme de contrôle qualité	21
2.1.1 Définition et objectif	21
2.2 Organisation d'un contrôle qualité	21
2.3 Type de contrôle qualité effectué pour les appareils de radiologie mobile	21
2.3.1 Contrôle qualité de scanner mobile :	21
2.3.1.1 Tests mécaniques	21
2.3.1.2 Tests dosimétrique	22
2.3.1.3 Tests qualité d'image	23
2.4 Contrôle qualité scopie mobile	23

2.4.1	Tests mécanique	23
2.4.2	Tests dosimétrique	23
2.4.3	Tests qualité d'image	24
2.5	Contrôle qualité radiographie mobile	24
2.5.1	Tests mécanique	24
2.5.2	Tests dosimétrique	24
2.5.3	Tests qualité d'image	24
3	Matériels et méthodes	25
3.1	Matériel utilisé	25
3.1.1	Appareils testés	25
3.1.1.1	Scanner mobile AIRO	25
3.1.1.2	Scopie mobile	26
3.1.1.3	Radiographie mobile	26
3.1.2	fantômes tests utilisés	27
3.1.2.1	GAMMEX ACR CT 464	27
3.1.2.2	Fantôme dose scanographique (CTDI)	27
3.1.2.3	Fantôme d'alignement et de collimation radiographique	28
3.1.2.4	PURE.18 :	28
3.1.2.5	Fantôme AQUILAB	30
3.1.3	Système dosimétrique	30
3.1.3.1	Chambre d'ionisation à crayon	30
3.1.3.2	Détecteur multimètre	31
3.1.3.3	Sonde de détection Geiger-Müller	31
3.1.3.4	Électromètre PTW UNIDOS E	31
3.1.3.5	Fantôme en PMMA	32
3.1.3.6	Atténuateur	32
3.2	Méthodes	34
3.2.1	Contrôle qualité scanner AIRO	34
3.2.1.1	Contrôle qualité mécanique	34
3.2.1.2	Test dosimétrique	35
3.2.1.3	Contrôle qualité d'image	35
3.2.2	Contrôle qualité radiographie mobile	39
3.2.2.1	Contrôle qualité mécanique	39
3.2.3	Contrôle qualité dosimétrique	40
3.2.3.1	Couche de demi-atténuation	40
3.2.3.2	Précision de potentiel du tube Rx	41
3.2.3.3	Temps d'exposition	41
3.2.3.4	La linéarité mAs et dose	41
3.2.4	Contrôle qualité d'image	42
3.2.4.1	Détectabilité de faible contraste et résolution spatiale	42
3.2.4.2	Test d'uniformité	42
3.2.5	Contrôle qualité scopie mobile	43
3.2.5.1	Contrôle qualité mécanique	43
3.2.5.2	Test de vérification de stabilité mécanique du bras et du système de verrouillage	43
3.2.5.3	Contrôle qualité d'image	44
3.3	Contrôle qualité d'image	46

3.3.1	Détectabilité de faible contraste et résolution spatiale	46
3.3.2	Test d'uniformité de l'image	47
4	Résultats et discussions	48
4.1	Contrôle qualité scanner AIRO	48
4.1.1	Contrôle qualité mécanique	48
4.1.1.1	Test déplacement de la gantry	48
4.1.1.2	Test d'alignement des lasers	48
4.1.2	contrôle qualité dosimétrique	49
4.1.3	Contrôle qualité d'image	49
4.2	Contrôle qualité radiographie mobile	53
4.2.1	Contrôle qualité mécanique	53
4.2.2	Contrôle qualité dosimétrique	55
4.2.3	Contrôle qualité d'image	57
4.3	Contrôle qualité scopie mobile	60
4.3.1	Contrôle qualité mécanique	60
4.3.1.1	Test de vérification de stabilité mécanique du bras et système de verrouillage	60
4.3.1.2	Test de centrage	60
4.3.2	Tests dosimétrique	61
4.3.3	Contrôle qualité d'image	63
4.3.4	Test de résolution spatiale	63

Table des figures

1.1	Appareil du scanner radiologique mobile	11
1.2	Chaîne de détection scanographique	12
1.3	Application clinique(neurochirurgie) en scanner AIRO	12
1.4	Appareil de scopie mobile	13
1.5	chaîne de détection en fluoroscopie	14
1.6	Appareil de radiographie mobile	15
1.7	Examen radiographique au lit du patient à l'aide d'un appareil de radiographie portable	16
3.1	Appareil de scanner mobile AIRO de Brainlab	25
3.2	La machine de scopie mobile au sein au bloc opératoire	26
3.3	Appareil radio mobile "Mobile Cooper" de marque 'BROWINER'	26
3.4	GAMMEX ACR CT 464	27
3.5	Fantôme dose corps et tête (CTDI)	28
3.6	fantôme d'alignement et de collimation en radiographie	28
3.7	fantôme performance PURE.18	29
3.8	Contrastes aux rayons X des disques	29
3.9	Fréquences spatiales en paire de ligne par mm de différents groupes de barres	29

3.10	Fantôme d'alignement des laser	30
3.11	Chambre d'ionisation crayon PTW TM30009	30
3.12	détecteur solide RADCAL modèle AGMS-DM+	31
3.13	Sonde de détection Geiger-Müller (GM série Ludlum 3)	31
3.14	Électromètre PTW UNIDOS E	32
3.15	Plaque PMMA	32
3.16	Les d'efférents atténuateurs en cuivre et en Aluminium	33
3.17	Configuration expérimental de test d'alignement des lasers du scanner . . .	34
3.18	Configuration expérimental de la mesure de CTDI avec le fantôme head 16 cm	35
3.19	Gammex ACR CT 464	36
3.20	Les tests de qualité d'image en scanner mobile : a) Linéarité, b) résolution a bas contraste , c) Uniformité et bruit, d) Distance géométrique et e) Résolution spatiale	38
3.21	Configuration expérimentale de test vérification mouvements du bras . . .	39
3.22	Configuration expérimental de test d'alignement et centrage de champs lumineux champs d'irradiation	39
3.23	Configuration expérimentale de test d'alignement et centrage de champs lumineux champs d'irradiation	40
3.24	Configuration expérimentale de test de couche de demi atténuation	40
3.25	Configuration expérimentale de test de précision de tube	41
3.26	Configuration expérimentale de test de linéarité mAs et dose	42
3.27	Configuration expérimentale de test de détectabilité de faible contraste et résolution spatiale	42
3.28	Configuration expérimentale pour le test d'uniformité	43
3.29	configuration expérimentale de test d'alignement et de centrage	43
3.30	Configuration expérimentale de test de vérification de stabilité mécanique du bras et système de verrouillage	44
3.31	Configuration expérimentale de test de débit de kerma à la surface d'entrée de patient	44
3.32	Configuration expérimentale de test débit de kerma dans l'air à la surface de récepteur d'image	45
3.33	Configuration expérimentale de test de PDS	45
3.34	Configuration expérimentale pour la mesure du rayonnement diffusé	46
3.35	Disposition expérimentale des deux évaluations :déttection de contraste faible et résolution spatiale	47
3.36	Configuration expérimentale de test d'uniformité d'image	47
4.1	Relation entre la densité électronique relative et les nombres CT scannés . .	50
4.2	Graphe qui représente la MTF en fonction de fréquence spatial(pl/cm) . .	52
4.3	Résultats test d'alignement de champs lumineux champs d'irradiation de deux tailles différentes de champs	54
4.4	Résultats de test de centrage de champs lumineux/ champs d'irradiation en radiographie mobile	54
4.5	Graphe qui représente la relation entre la dose en (mGy) et les mAs sélec- tionnés	55
4.6	Graphe qui représente la relation entre le rapport d'intensité en fonction des épaisseurs des filtres	57

4.7	Résultats de test détectabilité de faible contraste	58
4.8	Résultats du test de résolution spatiale	58
4.9	Résultats de test d'uniformité de l'image radiographique	59
4.10	Résultats de test de centrage et d'alignement de scopie mobile	60
4.11	Résultats du Test de détection de faible contraste	63
4.12	Résultats de test de résolution spatial de scopie mobile	64
4.13	Fréquences spatiales en paire de ligne par mm	64
4.14	Résultats de test d'uniformité d'image de scopie mobile	65

Liste des tableaux

1.1	Comparaison entre radiologie fixe et radiologie mobile	16
1.2	Rôle du physicien médicale dans le domaine de la radiologie	20
4.1	Résultats de test de déplacement de la gentry	48
4.2	Résultats de test de la mesure de CTDI et PDL	49
4.3	Résultats de test linéarité du scanner AIRO	49
4.4	Résultats du test de résolution à bas contraste	50
4.5	Données de nombre CT des ROIs	51
4.6	Résultats du test de bruit	51
4.7	Résultats de mesure MTF	52
4.8	Mesures de distance et écarts	53
4.9	Résultats de test de mouvement de bras de la radiographie mobile	53
4.10	Résultats test d'alignement de champs lumineux/champs d'irradiation	54
4.11	Résultats de mesure de linéarité dose/mAs	55
4.12	Les résultats de test de couche de demi atténuation	56
4.13	La capacité de différents groupes de barres à être distingués	59
4.14	Résultats des mesures de débit de kerma	61
4.15	Résultats obtenus du débit de Kerma dans l'air mesuré à la surface d'entrée du récepteur d'image	61
4.16	Résultats du PDS mesuré et affiché	62
4.17	Résultats de rayonnement de fuite	62
4.18	Mesures de rayonnement diffusé en fonction de la position de l'opérateur	62
4.19	La capacité de différents groupes de barres à être distingués en mode scopie	64

Liste des acronymes

kV : kilovolt

mA : milliampère

mAs : milliampère-seconde

AQ : Assurance Qualité

CQ : Contrôle Qualité

ICRP : International Commission on Radiological Protection

IAEA : Agence International de l'énergie Atomique

AAPM : American Association of Physicists in Medicine

ALARA : As Low As Reasonably Achievable

EPI : Equipement de protection individuelle

IEC : International Electrotechnical Commission

CTDI : Computed tomography dose index

PDL : Produit dose longueur

mGy : mili Gray

mR : mili roentgen

UH : unité Hunsfield

CT : Computed tomographie

SD : standard deviation

CDA : couche de demi atténuation

Al : Aluminium

Cu : Cuivre

PDS : Produit dose surface

PMMA : Polyméthacrylate de méthyle

mSv : millisievert

μSv : microsievert

ROI : Region of interest

MTF : Modulation Transfer Function

Introduction générale

La radiologie mobile occupe aujourd'hui une place essentielle dans les établissements de santé, notamment dans les services d'urgence, en hospitalisation et en chirurgie. Elle permet de réaliser des examens d'imagerie médicale directement au chevet du patient, réduisant ainsi les risques liés aux déplacements et accélérant la prise en charge médicale. Les équipements mobiles, tels que les appareils de radiographie, de scopie ou de tomodensitométrie (scanner), jouent un rôle déterminant dans le diagnostic rapide et fiable de nombreuses pathologies.

Cependant, la mobilité de ces appareils, associée à leur utilisation dans des environnements parfois contraignants, soulève des défis spécifiques en matière de qualité d'image, de précision dosimétrique et de sécurité pour le patient comme pour l'opérateur. Il devient donc indispensable de mettre en place un programme rigoureux de contrôle qualité (CQ) et d'assurance qualité (AQ). Ces démarches permettent non seulement de garantir la conformité réglementaire des équipements, mais aussi d'assurer une performance optimale des systèmes d'imagerie, une fiabilité des résultats diagnostiques.

Le contrôle qualité vise à évaluer périodiquement les performances techniques de l'équipement, tandis que l'assurance qualité englobe un ensemble d'actions organisationnelles, techniques destinées à maintenir un niveau de qualité constant dans le temps. Leur importance est donc capitale pour garantir une imagerie médicale sûre, efficace et conforme aux normes internationales (telles que celles de l'IAEA, l'IEC).

Ce mémoire s'articule autour de quatre chapitres principaux :

Le premier chapitre est consacré aux généralités sur la radiologie mobile et à l'importance de l'assurance qualité. Il présente les différents types d'équipements, leurs applications cliniques, ainsi que les normes et recommandations internationales en matière de qualité et de sécurité (IAEA, ICRP).

Le deuxième chapitre décrit en détail les procédures de contrôle qualité applicables aux appareils de radiologie mobile. Il expose les tests recommandés, leur fréquence, les critères d'acceptation ainsi que les protocoles généralement suivis pour l'évaluation des performances radiologiques et de radioprotection.

Le troisième chapitre, intitulé matériel et méthodes, présente les équipements utilisés, les instruments de mesure, ainsi que la méthodologie adoptée pour réaliser les différents tests de contrôle qualité.

Enfin, **le quatrième chapitre** expose les résultats obtenus. Il compare les performances mesurées aux critères normatifs et discute les écarts éventuels.

Chapitre 1

Généralités sur la radiologie mobile et l'assurance qualité

1.1 Introduction

L'imagerie médicale est un des outils de la radiologie pour le diagnostic et le suivi des pathologies ; une multitude de modalités d'imagerie ont vu le jour, grâce aux progrès technologiques.

Dans les situations cliniques, dite « d'urgence » : les situations de réanimation et en salle d'opération, il n'est pas toujours aisé d'amener le patient dans une salle d'imagerie. Les appareils de radiologie mobile (radiographie, scopie et scanner mobile) permettent alors l'acquisition de l'image directement au chevet du patient. Cependant, leur utilisation exige une assurance qualité qui comprend la garantie d'une image fiable, mais également la sécurité de l'utilisation des rayonnements aux meilleures doses.

1.2 Appareils de radiologie mobile :

1.2.1 Scanner mobile

Le scanner mobile est un système d'imagerie médicale de tomodynamométrie (CT)(fig(1.1)) conçu pour être employé par les chirurgiens en préopératoire [1] .

Il fournit une imagerie en temps réel pendant les interventions chirurgicales. Grâce à son design compact et portable, il peut être facilement déplacé. Les améliorations récentes apportées à la technologie de tomodynamométrie mobile ont accru la précision et la rapidité d'acquisition de l'image radiologique. Cela devrait permettre de réduire le temps passé en salle d'opération et l'exposition aux rayonnements ionisants et d'améliorer les résultats pour les patients [1].



FIGURE 1.1 – Appareil du scanner radiologique mobile

Cet appareil intègre plusieurs composantes, notamment :

1. **Gantry(1)** :C'est la partie centrale du scanner qui contient les composants essentiels pour l'acquisition des images, tels que le tube à rayons X, collimateurs et les détecteurs.
2. **Tube à rayons X** : C'est un dispositif permettant de produire des rayons X par l'interaction électron-cible (anode) produisant un faisceau de photons capable de pénétrer le corps humain pour créer des images anatomiques.
3. **Détecteur** : C'est une composante qui réalise la conversion des rayons X en images numériques, en les détectant après l'atténuation qu'ils subissent suite à la traversée du patient par ces rayons X et en les transformant en un signal numérique qui pourra être utilisé pour réaliser la reconstruction de l'image. Cette détection basée sur des photodiodes en silicium associées à des scintillateurs.
4. **Système de collimation** : C'est un dispositif destiné à façonner et à limiter le faisceau des rayons X en forme de cône nécessaire au fonctionnement de l'imagerie peropératoire. Il permet une acquisition rapide en 3D.
5. **Table (2)** : Il s'agit d'une table chirurgicale susceptible d'être utilisée pour une imagerie par tomodensitométrie (CT) intraopératoire. Elle est adaptée pour permettre le positionnement stable et précis du patient lors des procédures chirurgicales assistées par imagerie.
6. **Système d'imagerie (3)** : Les scans sont enregistrés et transférés automatiquement vers un système de navigation pour un affichage des images et un guidage en temps réel pour des procédures mini-invasives [2].
7. **Système de mobilité** : cet appareil est monté sur une plate-forme mobile à roues et à dispositifs de verrouillage et le déplacement de la gentry sous les rails. Il est principalement dédié à des déplacements entre diverses salles d'examen.

Le principe de fonctionnement : Il fonctionne en envoyant des rayons X qui passent à travers le patient créant le phénomène de l'atténuation, ils sont ensuite collectés par un détecteur numérique. Le logiciel de reconstruction transforme les données en une image 3D affichée instantanément, permettant une visualisation précise de l'intérieur du corps pendant l'intervention chirurgicale.Sa mobilité et sa rapidité d'acquisition facilitent l'utilisation notamment en neurochirurgie fig(1.2).

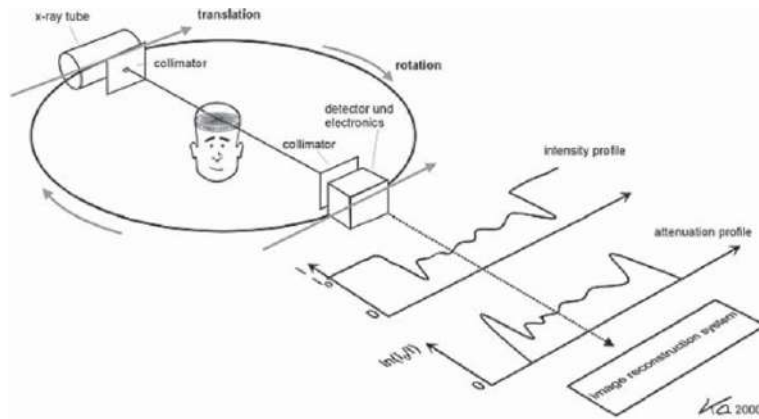


FIGURE 1.2 – Chaîne de détection scanographique

Application clinique

Le système de tomodensitométrie mobile a été conçu pour l'imagerie peropératoire, notamment en neurochirurgie (fig(1.3)), en orthopédie, en ORL. Il permet d'obtenir en salle d'opération une imagerie en volume de haute résolution sans qu'il soit nécessaire de déplacer le patient, contribuant ainsi à une plus grande précision des gestes thérapeutiques. Ce scanner peut être interfacé avec les systèmes de navigation, permettant le recalage précis entre les images acquises opératoirement et les images préopératoires, en plus de contribuer à réduire le risque d'erreurs anatomiques.

Cela permet notamment d'augmenter la sécurité du patient et de limiter les reprises chirurgicales nécessaires. Cependant, son utilisation reste conditionnée à une formation adaptée, une gestion stricte du circuit stérile et une bonne organisation de l'espace opératoire.

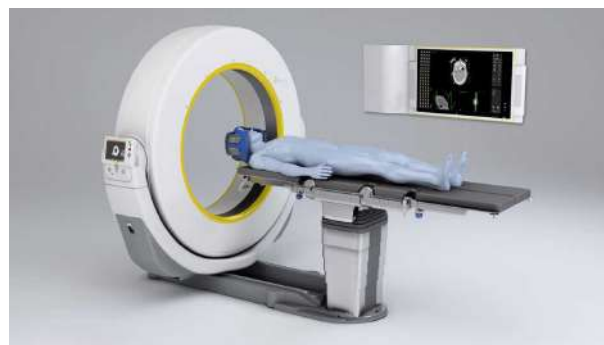


FIGURE 1.3 – Application clinique(neurochirurgie) en scanner AIRO

1.2.2 Scopie mobile

La scopie mobile est un type d'imagerie médicale fonctionnelle utilisant les rayons X pour suivre en temps réel le fonctionnement dynamique de structures internes de l'organisme (fig(1.4)). Comme son nom l'indique, elle se distingue à l'inverse des systèmes de fluoroscopie fixes par leur caractère mobile, et peut être utilisée indifféremment dans diverses unités médicales, que ce soit dans les blocs opératoires ou les services d'urgence.

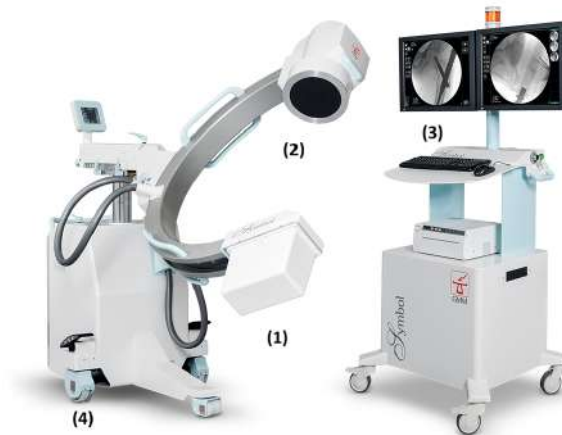


FIGURE 1.4 – Appareil de scopie mobile

Cet appareil intègre plusieurs composantes, notamment :

1. **Tube à rayons X (1)** : monté sur un bras articulé
2. **Détecteur numérique (2)** : Composés de matériaux semi-conducteurs, comme silicium amorphe.
3. **Bras de support mobile (bras en C)** : Il permet de positionner le tube à rayons X et le détecteur sous plusieurs inclinaisons.
4. **Collimateur** : C'est des lames qui permettent de modifier la forme/taille du champ de rayons X, de réduire le rayonnement de diffusion, ce qui se traduit par une meilleure qualité d'image et une réduction de la dose [5].
5. **Grille anti-diffusante** : La grille est formée par des lames parallèles en matériau fortement absorbant, le plus souvent en plomb, qui ont pour fonction d'absorber les rayonnements diffusés obliques en laissant passer les rayonnements primaires parallèles issus de la source [7].
6. **Moniteur (3)** : Il permet d'afficher les images en temps réel et de régler les paramètres d'expositions.
7. **Système de mobilité (4)** : Cette appareil est monté sur une plate-forme mobile à roues qui permet son déplacement.

Principe de fonctionnement La scopie mobile emploie un tube à rayons X qui génère un faisceau traversant le patient. Les rayons X, transmis, sont transformés en lumière visible puis en électrons dans l'amplificateur de brillance. Ces électrons sont ensuite accélérés puis reconvertis en lumière, permettant de générer une image amplifiée. Cette image est récupérée et affichée en temps réel sur un moniteur, permettant ainsi une visualisation dynamique des structures internes.

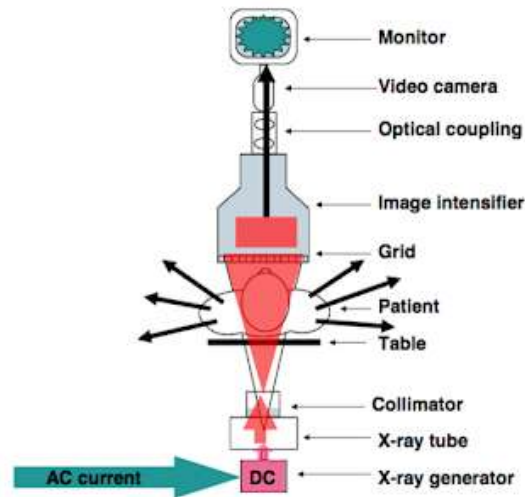


FIGURE 1.5 – chaîne de détection en fluoroscopie

Application clinique

La scopie mobile est utilisée au bloc opératoire, notamment en orthopédie, en chirurgie digestive, en urologie et en cardiologie interventionnelle. Elle permet une visualisation dynamique et continue des structures anatomiques. Elle est opérable sous anesthésie et dans des conditions stériles.

1.2.3 Radiographie mobile

C'est un appareil de radiographie portable (fig(1.6)) qui permet de réaliser des images radiographiques comme la radiographie de thorax et des membres directement au lit du patient, sans nécessiter son déplacement vers une salle de radiologie fixe [3]. Cet appareil est particulièrement utile dans les services d'urgence, ou pour les patients qui ne peuvent pas être déplacés facilement.

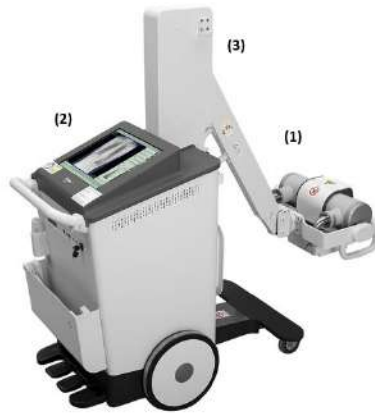


FIGURE 1.6 – Appareil de radiographie mobile

Cet appareil intègre plusieurs composantes, notamment :

1. **Tube à rayons X (1)** : il est conçu à produire les rayons X , monté sur un bras articulé
2. **Collimateur** : Il délimite le faisceau de RX.
3. **Bras articulé (3)** : IL permet d'effectuer des rotations dans de nombreuses directions simplifiant ainsi le positionnement pour tous les types d'examens.
4. **Système de détection (capteur numérique)** : Dispositif numérique utilisé pour capter les rayons X et les transformer en image numérique. Ce type de détecteur est constitué d'un panneau plat composé de capteurs permettant de la conversion directe (semi-conducteur) ou indirecte (scintillateur) en signal électrique.
5. **Logiciel de traitement d'image (2)** : C'est un écran en tactile qui affiche les images radiographiques et permet aussi à l'opérateur de régler les paramètres de l'examen (kV, mA,mAs).
6. **Batterie intégrée** : Elle est rechargeable, ce qui facilite leur déplacement.
7. **Système de roues** : Elle permet de la déplacer facilement vers les chambres des patients.

Le principe de fonctionnement Le fonctionnement de la radiographie mobile suit plusieurs étapes. L'appareil est déplacé et positionné près du patient, souvent allongé dans son lit. Le manipulateur place ensuite la cassette (le détecteur numérique) derrière la zone à examiner, afin de capter les rayons X après leur passage à travers le corps (fig(1.7)). Il règle les paramètres d'exposition .Une fois tout en place, le tube émet un faisceau de rayons X qui traverse et atténués dans corps du patient Ceux qui parviennent jusqu'au détecteur forment l'image et affichée instantanément sur l'écran.



FIGURE 1.7 – Examen radiographique au lit du patient à l’aide d’un appareil de radiographie portable

Application clinique

La radiographie mobile est principalement utilisée dans les situations au lit du patient (urgences, blocs opératoires et en hospitalisation) pour réaliser des examens d’imageries thoraciques, abdominaux ou osseux sans nécessité d’un transport du patient. Sa mobilité, son autonomie électrique et sa connectivité numérique participent à son intégration dans l’hôpital moderne.

1.3 Différence entre la radiologie mobile et fixe

La radiologie, qu’elle soit mobile ou fixe, joue un rôle essentiel dans le diagnostic médical. Toutefois, ces deux technologies présentent des différences significatives en termes de mobilité, puissance, qualité d’image et applications cliniques. Pour mieux comprendre leurs spécificités, une comparaison détaillée est abordée.

Critères	Radiologie Fixe	Radiologie Mobile
Installation	Installée de façon permanente dans une salle dédiée	Montée sur chariot ou portable pour usage à domicile ou au lit du patient
Mobilité	Immobile	Haute mobilité
Utilisation	Usage dans des services radiologiques hospitaliers ou cliniques	Usage en urgence, et au bloc opératoire
Qualité d’image	Haute qualité grâce à des appareils plus puissants	Qualité modérée selon les contraintes de portabilité
Puissance du générateur	Générateurs haute puissance (jusqu’à 150 kV)	Générateurs plus petits (généralement 100 kV)
Alimentation	Alimentation électrique fixe	Batterie ou alimentation externe
Coût	Plus coûteux à l’achat et à l’installation	Moins coûteux mais avec limitations technologiques

TABLE 1.1 – Comparaison entre radiologie fixe et radiologie mobile

1.4 Contraintes techniques et opérationnelles

1.4.1 Contraintes techniques

Une contrainte technique représente l'ensemble des limitations et des exigences de conception, de fonctionnement, de sécurité et de performance de l'appareil qui peuvent avoir un impact sur l'efficacité clinique et sur la sécurité du personnel.

1. La puissance des générateurs d'appareils de radiologie mobile est limitée , ce qui réduit le courant-tension disponible et retarde le temps d'exposition susceptible de provoquer un flou de mouvement.
2. Le respect des recommandations en matière de radioprotection, en permettant de maîtriser l'exposition aux rayonnements, qui inclut le port de protections en plomb (tabliers plombé, écrans), et des distances de sécurité permettant de protéger le personnel.
3. En situation d'urgence les déplacements fréquents, qui font partie de leur fonction, induisent une usure des éléments mécaniques et électroniques, roues, câbles et capteurs devenant alors plus sensibles aux chocs et aux variations thermiques. Afin d'obtenir une qualité d'image optimale, un calibrage régulier du générateur à rayons X est obligatoire, associé avec un contrôle périodique.

1.4.2 Contraintes opérationnelles

Elles ne se limitent pas à des questions de technique de l'appareil, mais englobent également aspects d'accès au matériel, de formation des utilisateurs, d'organisation des examens, de maintenance et sécurité.

Une gestion efficace de ces appareils est essentielle pour garantir leur disponibilité, notamment en situation d'urgence. Une répartition équilibrée entre les services et une planification rigoureuse des examens permettent de réduire les conflits d'utilisation et les temps d'attente, contribuant ainsi à un diagnostic plus rapide.

1.5 Conditions d'utilisation des appareils de radiologie mobile

Au sein des structures où la pratique de radiodiagnostic des appareils mobile est « toujours adaptée », elle doit respecter les prescriptions suivantes :

- o Elle doit s'exercer dans un espace identifié, ayant les caractéristiques requises pour assurer sécurité et protection des personnes (patient, opérateur, public).
- o Elle ne doit être pratiquée que sur une population de patients ne pouvant être rapidement déplacés vers une salle d'examen disposant de dispositifs en installation fixe.
- o Elle doit bénéficier d'une indication clinique apportant la justification de l'acte.
- o Elle doit reposer sur une certification engageante : un apprentissage adapté des opérateurs, physiciens et médecins acteurs ; un plan qualité garantissant une qualité d'image correcte tout en diminuant l'exposition aux rayonnements pour le patient, le personnel, le public [9].

1.6 Risques spécifique liés à la mobilité :

La radiologie mobile joue un rôle essentiel dans les établissements de santé, grâce à leur flexibilité, ces équipements améliorent l'accessibilité aux diagnostics. Cependant, cette mobilité introduit des défis techniques, qui doivent être rigoureusement maîtrisés [6].

- o Exposition du personnel médical
- o Fuites de rayonnement
- o Panne d'alimentation en pleine procédure.
- o Stabilité insuffisante de l'appareil mobile sera à l'origine d'un flou sur image ce qui affecte le diagnostic.

1.7 Importance de l'assurance qualité (AQ) en radiologie :

1.7.1 Définition d'un programme d'AQ

L'assurance de la qualité en radiologie se définit comme les actions organisées nécessaires destinées à donner la certitude suffisante que les appareils radiologiques et leurs composants associés produisent de façon fiable une information diagnostique de qualité satisfaisante avec des doses minimales aux patients et aux membres du personnel [8].

1.7.2 L'objectif :

Le premier objectif est de garantir aux patients un diagnostic efficace et rapide, cet objectif pourra être adéquatement atteint uniquement par un programme d'AQ ayant comme trois objectifs secondaires [6] :

- Maintenir la qualité des images diagnostiques
- Réduire au maximum les doses d'exposition radioactive que reçoivent le patient et le personnel
- Être rentable.

1.7.3 La structure d'un programme d'assurance qualité

Un programme d'assurance qualité comporte trois étapes qui vont déterminer le cycle de vie d'un équipement. Ces trois étapes sont définies par l'AIEA comme suit :

Test d'acceptance :

Sont des tests qui sont effectués par le fournisseur lors de l'installation en présence d'un physicien médicale ou d'un représentant du client ingénieur en bio-médicale ou un technicien de maintenance,

Tests de référence :

Sont des tests effectués par un physicien médical après l'installation, afin de s'assurer qu'un équipement est prêt pour l'utilisation, au cours desquels le physicien médical détermine les valeurs de référence et les comparer aux valeurs fournies par le test d'acceptation.

Tests de routine :

Également appelés tests de contrôle qualité, il s'agit d'un ensemble de tests effectués régulièrement ou après une maintenance afin de vérifier le bon fonctionnement d'un équipement.

Le programme d'AQ englobe aussi :

Organisation et responsabilités

- Le physicien médical conçoit le programme, réalise les tests de performance, vérifie les doses.
- Le radiologue collabore à l'analyse clinique des résultats et à l'adéquation entre qualité d'image et diagnostic.
- Les manipulateurs en électroradiologie médicale assurent la mise en œuvre quotidienne des procédures, la détection des anomalies, et signalent les dysfonctionnements

Planification des contrôles

- Quotidien/hebdomadaire/Mensuel
- Trimestriel/semestriel
- Annuel

Méthodologie

Dans un programme d'assurance qualité en radiologie mobile, divers matériels et instruments sont utilisés pour garantir la sécurité et la qualité des examens. L'appareil de radiologie mobile, les détecteurs numériques sont les principaux équipements. Ces outils permettent de réaliser des tests de reproductibilité, de précision, de dose et de qualité d'image. L'ensemble suit des normes reconnues comme celles de l'AAPM, l'IEC et l'AIEA.

Formation du personnel

Assurer une utilisation sécurisée et efficace des appareils dans des environnements cliniques variés (réanimation, bloc, urgences). Elle permet aux professionnels (manipulateurs, physiciens, radiologues) de maîtriser les protocoles de contrôle qualité, d'interpréter les résultats, d'appliquer les bonnes pratiques de radioprotection.

1.8 Normes et recommandations pour l'assurance qualité

L'assurance qualité (AQ) dans le domaine radiologique s'appuie sur des normes internationales rigoureuses afin de garantir la sécurité des patients, du personnel et du public. Ces normes définissent des principes clairs et des procédures standardisées pour minimiser les risques associés aux rayonnements ionisants. Parmi les références majeures, on retrouve les normes établies par l'ICRP et l'AIEA.

1.8.1 Norme de l'ICRP (International Commission on Radiological Protection) :

Etablit 3 principes fondamentaux pour une pratique radiologique sure qui sont :

Justification

Optimisation

Limitation de dose

1.8.2 Norme de l'AIEA (Agence International de l'Énergie Atomique)

Établit des standards stricts vise à garantir une bonne qualité des procédures radiologiques qui englobe : **le contrôle qualité technique régulier des équipements** , **la gestion des risques associés à ces procédures** et **la formation obligatoire du personnel en radioprotection**

1.9 Rôle du physicien médical dans le domaine de la radiologie du diagnostic

Le professionnel de santé qui exerce en tant que physicien médical est un expert en physique appliquée à la pratique médicale dont l'objectif principal est de promouvoir la sécurité d'usage des rayonnements ionisants utilisés en imagerie diagnostique

Domaines	Responsabilités Principales	Activités Concrètes
Gestion des Doses	- Établir des protocoles dosimétriques - Surveiller les doses délivrées aux patients	- Optimisation des paramètres d'exposition
Contrôle Qualité	- Garantir le bon fonctionnement des équipements - Valider les performances techniques	- Effectuer les différents tests de contrôle qualité
Optimisation de dose	- Appliquer le principe ALARA	- Analyse bénéfice/risque - Formation des manipulateurs
Radioprotection	- Protéger patients et personnel	- Gestion des EPI (équipements de protection)

TABLE 1.2 – Role du physicien médicale dans le domaine de la radiologie

Chapitre 2

Procédures de Contrôle qualité appliquées aux équipements mobiles

2.1 Programme de contrôle qualité

2.1.1 Définition et objectif

Le contrôle qualité (CQ) désigne l'ensemble des procédures, vérifications techniques et évaluations systématiques mises en place pour assurer un fonctionnement optimal des équipements d'imagerie médicale, la production d'images diagnostiques de qualité appropriée et des niveaux de radiation aux patients et au personnel.

L'objectif principale d'un contrôle qualité est de garantir que les structures et composants du système fonctionnent conformément aux spécifications techniques et réglementaire préalablement définies.

2.2 Organisation d'un contrôle qualité

L'organisation des contrôles qualité en radiologie dépend de plusieurs éléments : leur nature et leur fréquence. En effet, les tests sont de périodicités différentes : certains tests sont effectués tous les jours, d'autres à une fréquence hebdomadaire, mensuelle ou à une fréquence annuelle, en fonction du type de contrôle concerné et leur importance.

2.3 Type de contrôle qualité effectué pour les appareils de radiologie mobile

2.3.1 Contrôle qualité de scanner mobile :

2.3.1.1 Tests mécaniques

Ces tests sont conçus pour le déplacement de la gantry et l'alignement des lasers.

2.3.1.2 Tests dosimétrique

C'est un ensemble de procédures de tests et vérifications, permettant l'évaluation des doses de rayonnement délivrées aux patients lors des examens de tomodensitométrie réalisés en milieu opératoire. Ce contrôle a pour but de garantir que les doses administrées sont justes, optimisées. Les grandeurs d'évaluation sont l'indice de dose scanographique (CTDI : Computed Tomographie Dose Index) et le Produit Dose Longueur (PDL).

o **CTDI** : Le CTDI est égal à l'intégrale du profil de dose $D(z)$, calculée le long de l'axe (z) représentant l'axe de rotation du scanner, pour une rotation unique du tube de 360° , divisée par le nombre de coupes N et la largeur nominale des coupes, T , mesurer en [mGy].

$$CTDI = \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{D(z)}{N \times T} dz \quad (2.1)$$

o **CTDI100** : C'est l'intégrale sur 100 mm de long d'une chambre d'ionisation crayon exprimé en termes de dose absorbée dans l'air, intégrale du profil de dose produite en un seul balayage axial le long d'une ligne perpendiculaire au plan tomographique de -50 mm à $+50$ mm, divisée par le produit du nombre N de coupes tomographique T mesuré [mGy].

$$CTDI_{100} = \int_{-50}^{+50} \frac{D(z)}{N \times T} dz \quad (2.2)$$

o **CTDI_w (indice de dose pondéré)** : C'est les mesures de dose effectuées au centre et en périphérie d'un fantôme en PMMA, et fournit une estimation plus réaliste de la dose moyenne reçue dans le volume irradié lors d'une acquisition. Représente la dose moyenne absorbée dans une coupe scanner mesurer en [mGy].

$$CTDI_w = \frac{1}{3}CTDI_{100,C} + \frac{2}{3}CTDI_{100,P} \quad (2.3)$$

o **CTDI vol** : Correspond à la CTDI_w divisé par le pitch mesuré [mGy].

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{pitch} \quad (2.4)$$

o **PDL(Produit Dose Longueur)** : Se définit comme le produit de l'indice de dose volumique indiqué en tomodensitométrie (CTDI_{vol}) par la longueur de balayage; il représente la dose totale de rayonnement intégrée au volume scanné. mesurer en [mGy × cm]

$$PDL = CTDI_{vol} \times L \quad (2.5)$$

2.3.1.3 Tests qualité d'image

o **Test de linéarité** : Fait référence à la capacité du scanner à bien attribuer des valeurs en unités Hounsfield (UH) aux divers matériaux en fonction de la densité électronique relative. Le but c'est de vérifier si la réponse en UH du scanner est proportionnelle à l'atténuation des matériaux scannés par le rayonnement X.

o **Test de résolution à bas contraste** : Évaluer la capacité d'un scanner à distinguer des objets de très petite taille possédant une très légère différence de densité (ou de niveau de gris) par rapport au reste du tissu environnant.

o **Test de bruit** : Variation des nombres CT à partir d'une valeur moyenne dans une zone définie de l'image d'une substance uniforme. Mesurer les variations des valeurs CT (UH) autour d'une moyenne dans une région homogène, pour évaluer leur stabilité.

o **Test d'uniformité** : Vérifier que les valeurs CT sont homogènes dans une image d'un objet uniforme.

Objectif : Évaluer la différence entre les valeurs UH dans différentes zones de l'image.

o **Test de résolution spatiale** : Évaluer la capacité d'un système à distinguer les détails fins d'une image. Une meilleure résolution spatiale signifie que l'image obtenue est plus précise, avec des contours nets et une meilleure différenciation des structures proches.

2.4 Contrôle qualité scopie mobile

2.4.1 Tests mécanique

o **Centrage du faisceau/récepteur d'image** : Ce test est essentiel pour s'assurer que le faisceau de rayons X est bien centré.

o **Stabilité mécanique du bras en C et le système de verrouillage** : Garantir la stabilité, la précision et la sécurité du bras en C lors de son utilisation médicale en imagerie préopératoire.

2.4.2 Tests dosimétrique

o **Test de débit de kerma dans l'air à la surface d'entrée du patient** : Ce test a pour but de vérifier que le débit de kerma à la surface d'entrée du patient respecte les exigences réglementaires.

o **Test de débit de kerma dans l'air à la surface d'entrée du récepteur d'image** : Ce test permet de vérifier que le débit de kerma dans l'air à l'entrée du détecteur est conforme au niveau maximum autorisé.

Test de produit dose-surface (PDS) : Visant à vérifier que l'appareil mesure correctement la dose délivrée au patient en multipliant la dose en entrée du faisceau (Gy) par la surface irradiée (cm²). Le résultat est exprimé en Gy · cm².

o **Test de rayonnement diffusé** : Ce test est effectué pour évaluer l'exposition professionnelle du personnel présent dans la salle lors des procédures cliniques. La mesure du rayonnement diffusé est plus étroitement liée à la radioprotection du personnel et à l'évaluation du blindage de la pièce.

o **Test de Rayonnement de fuite** : Vérifier que le rayonnement hors faisceau utile (fuite directe du tube) reste en dessous des limites réglementaires, garantissant ainsi la sécurité du personnel et du public.

2.4.3 Tests qualité d'image

o **Détectabilité à faible contraste** : Évaluer la capacité de système à détecter les structures faiblement atténuantes, c'est-à-dire des tissus ou objets qui ont une densité proche de leur environnement.

o **Test d'uniformité** : Vérifier que l'image produite par le détecteur est homogène sur toute la surface.

o **Test de résolution spatiale** : Évaluer la capacité du système à distinguer des détails fines.

2.5 Contrôle qualité radiographie mobile

2.5.1 Tests mécanique

o **Test d'alignement et centrage du champ lumineux/champs d'irradiation** : L'objectif est d'assurer la coïncidence et l'alignement du champ lumineux avec le champ d'irradiation [10].

Vérification le mouvements du bras : Assurer que le bras est en bon fonctionnement selon les différents mouvements effectués.

2.5.2 Tests dosimétrique

Test de linéarité de mAs-dose : vérifier que le rendement en dose (en mGy/mAs) du système de radiographie reste en relation linéaire

o **Test tension de tube KV** : Vérifier que la tension (kV) délivrée correspond à celle sélectionnée.

o **Couche de demi-atténuation (CDA)** : Mesurer la HVL et de confirmer qu'il y a suffisamment de filtration dans le faisceau de rayons X pour éliminer les rayonnements de basse énergie, conformément aux exigences minimales des recommandations.

o **Temps d'exposition** : Vérifier que le temps d'exposition correspond à la valeur choisie.

2.5.3 Tests qualité d'image

Ces tests sont identiques à ceux décrits dans la section 2.4.3

o Test d'uniformité de l'image

o Détectabilité de faible contraste.

o Test de résolution spatial.

Chapitre 3

Matériels et méthodes

Dans cette section, nous fournirons une description approfondie du cadre expérimental utilisé pour effectuer tous les tests de contrôle qualité pour les appareils mobile.

3.1 Matériel utilisé

3.1.1 Appareils testés

La présente étude a été menée dans l'établissement CHAHIDS MAHMOUDI de Tizi Ouzou, qui dispose de cinq appareils de radiologie mobile. Un appareil de scanner mobile (AIRO) est utilisé au niveau du bloc opératoire n°2 pour les interventions guidées par imagerie. Deux appareils de radiographie mobile Browiner sont utilisés au niveau de l'hospitalisation et du bloc opératoire. Deux amplificateurs de brillance mobiles sont installés dans les blocs 1 et 2. Des contrôles qualité ont été réalisés sur ces appareils pour s'assurer de leur bon fonctionnement, de leur performance technique et de leur conformité aux recommandations.

3.1.1.1 Scanner mobile AIRO



FIGURE 3.1 – Appareil de scanner mobile AIRO de Brainlab

Le scanner AIRO de Mobius Imaging, produit par Brainlab, est un scanner CT à visée mobile performant, possédant un tunnel de 107 cm et un générateur RX de 30 kW. Il bénéficie de 32 coupes en détecteur, permettant une épaisseur de coupe de 1 mm et

un champ de vision de 51,2 cm. Il propose les modes axial et hélicoïdal, exploités pour plusieurs types d'examens cliniques. La qualité d'image est assurée grâce à une matrice 512×512 et une reconstruction rapide à 48 images par seconde. Il est alimenté par une batterie LiFePO₄, offrant une autonomie de 6 heures. Tout cela favorise sa portabilité, d'un usage utile en neurochirurgie ou en traumatologie directement en salle opératoire

3.1.1.2 Scopie mobile



FIGURE 3.2 – La machine de scopie mobile au sein au bloc opératoire

Ce modèle "CompaX 500" de Browiner, possède une combinaison de générateur intégré avec une puissance de sortie de 5 kW, et d'un détecteur, qui peut être de 9x9 pouces ou de 12x12 pouces. Le bras en C à rotation latérale de $\pm 180^\circ$, avec un mouvement vertical et un mouvement horizontal de, permet un ajustement précis sans repositionnement du patient, tout en étant d'une parfaite maniabilité. Sa conception à la fois compacte et mobile, en fait l'appareil idéal dans les domaines de la chirurgie orthopédique et traumatologique, et vasculaire, mais aussi de la chirurgie digestive et urologique.

3.1.1.3 Radiographie mobile



FIGURE 3.3 – Appareil radio mobile "Mobile Cooper" de marque 'BROWINER'

Cet appareil est spécialement conçu à des fins médicales comme l'hospitalisation et dans les services d'urgences.

Le générateur haute tension présente une plage de tension ajustable, de 40 kV à 150 kV, et une plage de courants allant de 0,1 à 250 mA.

La structure de support du tube réalité est un bras pliable, permettant une distance focale réglable et comprise entre 507 et 2000 mm par rapport au sol. Ce bras a un grand libre choix car il a une amplitude de pliage de $\pm 60^\circ$, un angle d'inclinaison du tube de $\pm 90^\circ$. Le détecteur emploie un principe de détection au silicium amorphe. L'appareil fonctionne sur batterie lithium-ion rechargeable en une heure maximum, mais il peut aussi être branché sur secteur

3.1.2 fantômes tests utilisés

3.1.2.1 GAMMEX ACR CT 464

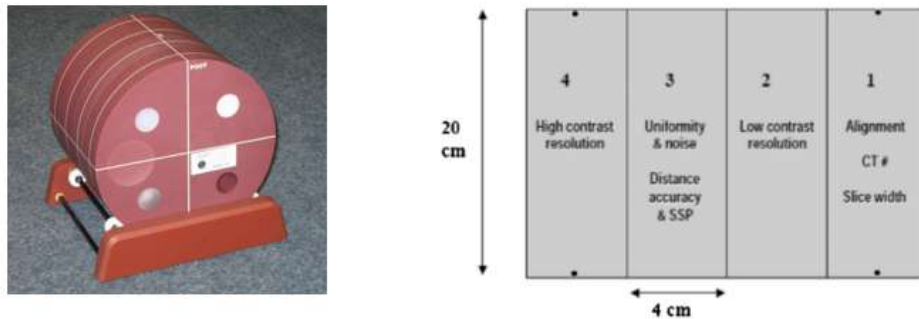


FIGURE 3.4 – GAMMEX ACR CT 464

Le fantôme Gammex ACR CT 464 (fig(3.4)) est un outil utilisé pour évaluer les performances des scanners CT (scanner mobile AIRO) . Il simule les tissus humains grâce à des matériaux équivalents à l'eau.

Il permet de vérifier la précision des images et d'optimiser les protocoles d'imagerie.

Il contient 4 modules tel que :

- o **Module 1** : Test de linéarité
- o **Module 2** : Test résolution en bas contraste
- o **Module 3** : Test d'uniformité et précision des mesures.
- o **Module 4** : Test résolution spatiale

3.1.2.2 Fantôme dose scanographique (CTDI)

C'est un dispositif cylindrique standardisé en une matière simulant l'eau (PMMA) (fig(3.5)), permettant la mesure de la dose délivrée par un scanner lors d'un examen réalisé en tomographie (CT), permettant le calcul du CTDI; indicateur de la dose moyenne reçue dans un plan axial.

Il existe généralement deux tailles normalisées : fantôme tête et fantôme corps de 16 ou 32 cm de diamètre pour 14 cm de long, chacun comportant 5 orifices : un central et quatre périphériques (12h, 15h, 18h et 21h), destinés à contenir une chambre d'ionisation cylindrique de type crayon (longueur = 10 cm) afin de permettre la mesure de la dose

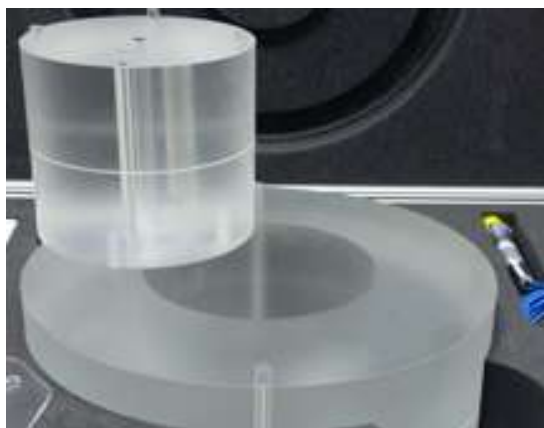


FIGURE 3.5 – Fantôme dose corps et tête (CTDI)

3.1.2.3 Fantôme d'alignement et de collimation radiographique

Il se compose d'un cylindre transparent, muni d'un marqueur radio-opaque centré (fig(3.6)), permettant la détection d'éventuelles erreurs de centrage associé à une plaque gravée en métal, comportant des repères géométriques permettant d'évaluer la coïncidence entre le champ lumineux et le champ d'irradiation avec des dimensions 25 cm (250 mm) en hauteur 20 cm (200 mm) en largeur . Ils sont essentiels pour obtenir une imagerie de qualité, ainsi qu'une irradiation maîtrisée, nécessaires au contrôle qualité ; ils se réalisent généralement lors des tests de réception et de constance en radiologie conventionnelle.

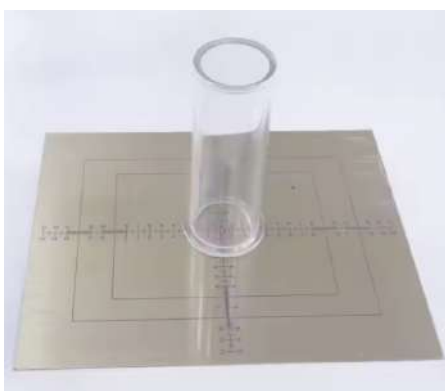


FIGURE 3.6 – fantôme d'alignement et de collimation en radiographie

3.1.2.4 PURE.18 :

Le fantôme PURE.18 est un dispositif circulaire de 180 mm de diamètre et 10 mm d'épaisseur (fig(3.7)), conçu pour évaluer la qualité d'image des systèmes de fluoroscopie et de radiographie numérique. Il contient :

Des objets de contraste de différentes tailles, des matériaux d'atténuation (plomb et cuivre),

Il permet de tester plusieurs paramètres clés :

- o Réglage de la luminosité et du contraste grâce aux plaques de cuivre (zones claires) et de plomb (zones sombres),

- o Précision géométrique via la vérification de la circularité et de la linéarité de l'image,

- o Évaluation du contraste avec 18 cibles de contraste (0,9 % à 16,7 % (fig(3.8)) à 70 kV, diamètre de 8 mm),
 - o Résolution spatiale, allant de 0,5 à 5,0 paires de lignes/mm (fig(3.9)).
- Compact et facile à utiliser, il est essentiel pour vérifier les performances globales des systèmes d'imagerie médicale.

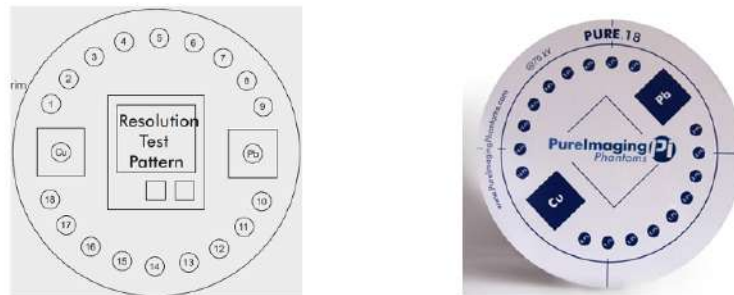


FIGURE 3.7 – fantôme performance PURE.18

Numéro du disque	Contraste	Numéro du disque	Contraste
1	0,167	10	0,039
2	0,148	11	0,032
3	0,128	12	0,027
4	0,109	13	0,022
5	0,088	14	0,017
6	0,075	15	0,015
7	0,067	16	0,013
8	0,053	17	0,011
9	0,045	18	0,009

FIGURE 3.8 – Contrastes aux rayons X des disques

Groupes	Fréquence spatiale (pl/mm)	Groupes	Fréquence spatiale (pl/mm)
1	0,50	11	1,60
2	0,56	12	1,80
3	0,63	13	2,00
4	0,71	14	2,24
5	0,80	15	2,50
6	0,90	16	2,80
7	1,00	17	3,15
8	1,12	18	3,55
9	1,25	19	4,00
10	1,40	20	4,50
–	–	21	5,00

FIGURE 3.9 – Fréquences spatiales en paire de ligne par mm de différents groupes de barres

3.1.2.5 Fantôme AQUILAB

L'alignement des lasers du scanner est vérifié à l'aide d'un fantôme d'alignement Aquilab (fig(3.10)), qui comporte des repères gravés sous forme de traits croisés (axes de centrage). Ces lignes de référence permettent de contrôler la coïncidence entre ces repères et les lasers de positionnement.



FIGURE 3.10 – Fantôme d'alignement des laser

3.1.3 Système dosimétrique

3.1.3.1 Chambre d'ionisation à crayon

La chambre à crayon PTW TM30009 est une chambre d'ionisation cylindrique (fig(3.11)) , spécialement conçue pour la dosimétrie en tomodensitométrie (CT). Elle conçue pour la mesure des charge qui seront convertit en dose . Dotée d'un volume sensible de $3,14 \text{ cm}^3$ réparti sur 10 cm de longueur . Sa construction en PMMA recouvert de graphite et son électrode en aluminium assurent une excellente stabilité et reproductibilité. Compatible avec les électromètres PTW, elle s'utilise aussi bien dans l'air qu'avec des fantôme cylindriques.

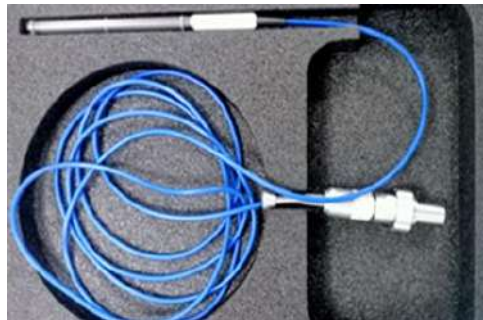


FIGURE 3.11 – Chambre d'ionisation crayon PTW TM30009

3.1.3.2 Détecteur multimètre

Ce système de mesure est composé d'un détecteur solide multimètres AGMS-DM+ et d'un électromètre Accu-Dose+ Touch (fig(3.12)), tous deux fabriqués par RADCAL. Ce détecteur est conçu pour les mesures en radiologie diagnostique. Il permet d'évaluer avec précision la dose (mGy), le débit de dose(mGy/min), le temps d'exposition (ms), la tension (kV), les mAs, ainsi que la couche de demi-atténuation (CDA). Sa technologie à semi-conducteur garantit une haute sensibilité et une réponse rapide.



FIGURE 3.12 – détecteur solide RADCAL modèle AGMS-DM+

3.1.3.3 Sonde de détection Geiger-Müller

Un détecteur de rayonnement portable équipé d'un tube Geiger-Müller (GM), de marque Ludlum Measurements (fig(3.13)). Ce type d'instrument est conçu pour mesurer les niveaux de rayonnements ionisants, notamment le rayonnement de fuite autour des générateurs RX, ainsi que le rayonnement diffusé lors des expositions, en mR/h ou μ Sv/h.



FIGURE 3.13 – Sonde de détection Geiger-Müller (GM série Ludlum 3)

3.1.3.4 Électromètre PTW UNIDOS E

C'est un appareil de mesure de haute précision fabriqué par la société PTW (fig(3.14)). Il est spécialement conçu pour la lecture de la charge électrique recueillie par une chambre d'ionisation exposée à un rayonnement ionisant.



FIGURE 3.14 – Électromètre PTW UNIDOS E

3.1.3.5 Fantôme en PMMA

Le fantôme en plaque équivalente tissu polyméthacrylate de méthyle (PMMA), un matériau dont la densité (environ $1,18 \text{ g/cm}^3$) est proche de celle des tissus mous humains(eau). Cette proximité de densité permet de simuler de manière réaliste les interactions des rayonnements ionisants avec le corps humain, rendant ce fantôme particulièrement adapté aux tests de performance et aux contrôles qualité en imagerie radiologique. Les tests effectués il s'agit de deux types de plaques de 1 cm d'épaisseur (image à gauche) et autre 2cm (image à droite)



FIGURE 3.15 – Plaque PMMA

3.1.3.6 Atténuateur

Les atténuateurs en aluminium sont des plaques métalliques de pureté élevée, disponibles en différentes épaisseurs allant généralement de 0,1 mm à 2 mm. Ils sont fabriqués selon des normes précises afin d'assurer une homogénéité et une densité constante. Les atténuateurs en cuivre sont également des filtres métalliques d'épaisseur définie, souvent utilisés en radiologie pour garantir une atténuation uniforme du faisceau.

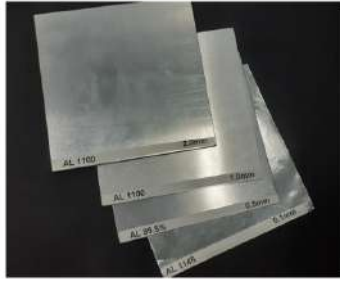


FIGURE 3.16 – Les différents atténuateurs en cuivre et en Aluminium

3.2 Méthodes

Dans cette section, nous détaillerons les protocoles et les procédures expérimentales mis en œuvre pour l'évaluation des performances de trois dispositifs d'imagerie médicale mobiles : le scanner mobile AIRO, un système de radiographie mobile, et un système de scopie mobile (type arceau chirurgical). Ces évaluations s'inscrivent dans une démarche systématique de contrôle qualité, visant à assurer la conformité de ces équipements aux exigences réglementaires en matière de sécurité, de performance technique et de qualité d'image, conformément aux normes internationales (IEC), aux recommandations de l'Agence Internationale de l'Énergie Atomique (AIEA).

3.2.1 Contrôle qualité scanner AIRO

3.2.1.1 Contrôle qualité mécanique

Test de déplacement de la gantry :

Le test de déplacement de la gantry a été réalisé afin de vérifier la précision du mouvement longitudinal du scanner mobile AIRO dans le cadre de protocoles cliniques utilisés en préopératoire. Deux protocoles ont été testés. Le premier, correspondant à l'exploration du crâne, affiche une longueur de déplacement de 25,6 cm. Le second est lié au protocole de rachis, avec une longueur affichée de 51,2 cm. Pour chacun, la gantry a été déplacée automatiquement selon les paramètres prédéfinis du protocole sélectionné. Le déplacement réel a ensuite été mesuré manuellement à l'aide des repères laser projetés sur la table d'examen, afin de vérifier la concordance entre la distance affichée et la distance réelle parcourue. Ce test permet de valider la fiabilité du système de positionnement de la gantry dans les conditions cliniques réelles d'utilisation.

Alignement des lasers

La vérification de l'alignement des lasers internes du scanner mobile AIRO est réalisée à l'aide du fantôme AQUILAB, positionné soigneusement sur la table d'examen. Le test consiste à aligner les trois lasers internes (latéral gauche, latéral droit, et du haut) avec les repères géométriques du fantôme.

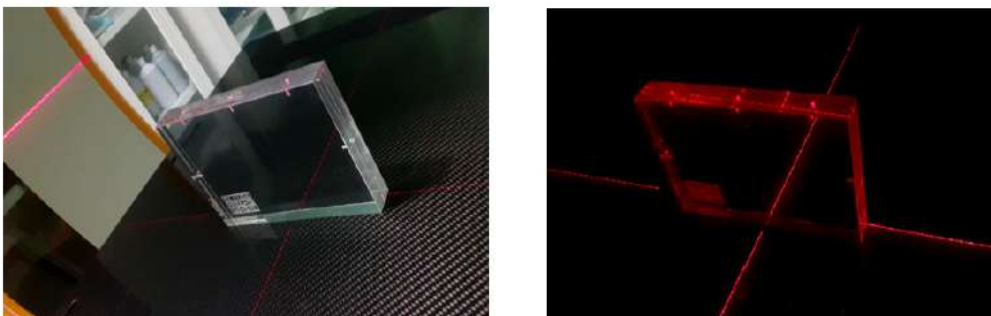


FIGURE 3.17 – Configuration expérimentale de test d'alignement des lasers du scanner

3.2.1.2 Test dosimétrique

Mesure de CTDI et DLP :

Le contrôle qualité dosimétrique du scanner mobile AIRO a pour objectif de vérifier la conformité des doses délivrées à l'aide d'un fantôme tête en PMMA de 16 cm de diamètre et d'une chambre d'ionisation crayon de 10 cm de longueur, connectée à un électromètre étalonné. Le fantôme est centré à l'aide des lasers internes du scanner, et la chambre est successivement placée dans les orifices périphériques (12h, 15h, 18h, 21h) ainsi qu'au centre. Des acquisitions en mode axial sont réalisées avec des paramètres constants (120 kV, 20 mA avec un champ de vision 51,2 cm). Les charges mesurées sont corrigées selon les facteurs de calibration, de température/pression et de l'électromètre, puis utilisées pour calculer le CTDI_w, le CTDI_{vol} et le DLP. Ces valeurs sont ensuite comparées aux valeurs affichées par le scanner, et l'écart relatif calculé ne doit pas dépasser 20% pour le CTDI et 30% pour l'écart de PDL conformément aux tolérances réglementaire (fabricant).

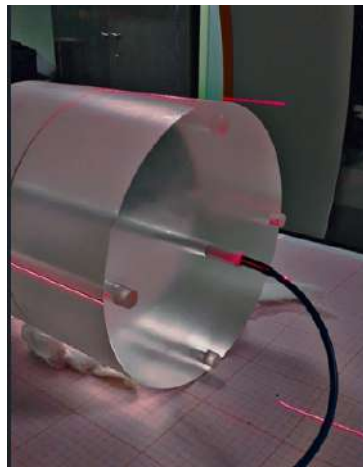


FIGURE 3.18 – Configuration expérimental de la mesure de CTDI avec le fantôme head 16 cm

3.2.1.3 Contrôle qualité d'image

Le contrôle qualité de l'image du scanner mobile AIRO est réalisé à l'aide du fantôme Gammex CT-ACR 464, conçu pour évaluer les performances d'imagerie en scanner. Le fantôme est positionné et centré avec précision à l'aide des lasers d'alignement du scanner. Les acquisitions sont effectuées en mode hélicoïdal avec une tension de 120 kV, 240 mAs, une épaisseur de coupe de 1 mm et un champ de vision de 25,6 cm, conformément au protocole adulte standard. Ce test permet d'évaluer différents paramètres de qualité d'image, tels que le contraste, le bruit, la résolution spatiale et la fidélité géométrique. Les images obtenues sont ensuite analysées visuellement et/ou à l'aide de logiciels spécialisés pour vérifier leur conformité.



FIGURE 3.19 – Gammex ACR CT 464

Les tests effectués sont comme suit :

Test de linéarité

Pour effectuer la mesure, des régions d'intérêt (ROI) circulaires sont tracées sur chaque orifice de matériau. Il est essentiel de veiller à ce que ces ROI ne touchent pas les bords des inserts, . Une fois les ROI correctement positionnées, la valeur de l'écart type (SD) et nombre CT sont enregistrées pour chaque région.

Test de résolution à bas contraste

Ce test évalue la capacité du scanner mobile à détecter des objets faiblement contrastés en vérifiant que les diamètres mesurés des sphères du module 2 correspondent exactement aux diamètres réels . Pour une mesure précise, une tige est tracée virtuellement dans chaque sphère sur l'image scannée afin d'en déterminer le diamètre. Les résultats sont comparés aux valeurs de référence (4 à 25 mm).

Test d'uniformité

Pour évaluer l'uniformité du scanner mobile AIRO, cinq régions d'intérêt (ROIs) ont été définies : quatre en périphérie de l'image et une au centre du module dédié à ce test. Les valeurs du nombre en unités Hounsfield (UH) ont été relevées pour chaque ROI. L'uniformité a ensuite été calculée en appliquant la formule suivante :

$$U = NCT_c - M(NCT_p) \quad (3.1)$$

où :

NCT_c : la valeur en unités Hounsfield (UH) au centre.

$M(NCT_p)$: la moyenne des valeurs en UH en périphérie.

Test bruit

Le bruit est évalué à l'aide du même module que celui utilisé pour le test d'uniformité. Pour cela, cinq régions d'intérêt (ROIs) sont tracées : quatre en périphérie et une au centre de l'image. La déviation standard (écart-type) est relevée sur ces zones afin de

caractériser la fluctuation des valeurs de pixels. Le calcul du bruit se fait à l'aide de la formule suivante :

$$\text{Bruit (\%)} = \frac{SD}{|CT_{\text{eau}} - CT_{\text{air}}|} \times 100 \quad (3.2)$$

où :

SD : la déviation standard des ROIs.

CT eau : nombre CT de l'eau

CT air : nombre CT de l'air

Test distance géométrique

Mesurer la distance entre deux billes métalliques qui sont deux petits points hyperdenses (blancs brillants) distantes de 100 mm exactement. On trace une tige qui les relie et mesure la distance

Test résolution spatial

Pour l'évaluation de la résolution spatiale sur le scanner mobile AIRO, un rectangle est tracé sur une paire de lignes de la mire de résolution. À partir de cette région, on extrait la déviation standard (SD), le nombre CT du fond homogène ainsi que celui du matériau de la mire. Ces valeurs sont ensuite introduites dans la formule de calcul de la fonction de transfert de modulation (MTF), exprimée comme suit :

$$\text{MTF} = \frac{\pi}{\sqrt{2}} \cdot \frac{\sqrt{M_{\text{mire}}^2 - N_{\text{fond}}^2}}{|CT_{\text{matériau}} - CT_{\text{fond}}|} \quad (3.3)$$

où :

M mire : Déviation Standard de la mire

N fond : Déviation Standard du fond

CT matériau : Nombre CT du matériau de la mire

CT fond : Nombre CT du fond

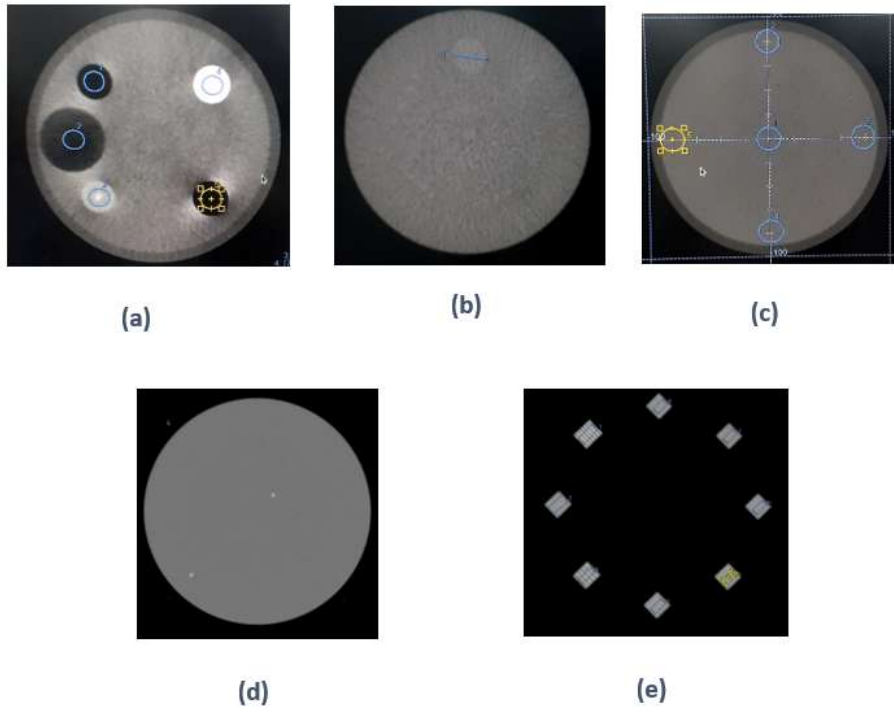


FIGURE 3.20 – Les tests de qualité d’image en scanner mobile : a) Linéarité, b) résolution a bas contraste , c) Uniformité et bruit, d) Distance géométrique et e) Résolution spatiale

3.2.2 Contrôle qualité radiographie mobile

3.2.2.1 Contrôle qualité mécanique

Vérification mouvements du bras :

Ce test mécanique vise à vérifier la sécurité, la stabilité et la précision des mouvements mécaniques du bras. Les tests incluent le mouvement vertical du bras, sa stabilité à différentes hauteurs et l'efficacité des systèmes de freinage et de verrouillage. Chaque déplacement est effectué manuellement pour détecter tout blocage, vibration ou glissement.



FIGURE 3.21 – Configuration expérimentale de test vérification mouvements du bras

Test de centrage du champs lumineux champs d'irradiation :

Dans ce test le matériel utilisé comprend un fantôme d'alignement cylindrique transparent muni d'une plaque de collimation avec bille métallique. Le récepteur d'image est placé à une distance source-détecteur de 100 cm. Le fantôme est positionné au centre de la cassette, puis mis à niveau à l'aide d'un niveau à bulle pour garantir l'horizontalité. Le champ lumineux est projeté et ajusté pour correspondre aux bords du récepteur, en vérifiant la coïncidence au centre. Une exposition est ensuite réalisée (60 kV, 4 mAs), et l'image obtenue est analysée pour confirmer la concordance géométrique entre champ lumineux et champ irradiation.



FIGURE 3.22 – Configuration expérimental de test d'alignement et centrage de champs lumineux champs d'irradiation

Test d'alignement du champs lumineux et du champs d'irradiation

Le test d'alignement consiste à centrer une plaque de collimation sur le détecteur plan de l'appareil de radiographie mobile. Deux dimensions de champ lumineux ont été définies par le collimateur : taille 01 et taille 02. Pour chaque configuration, une exposition à 60 kV et 4 mAs a été effectuée. Les images obtenues ont permis d'évaluer la concordance entre le champ irradié réel et la zone lumineuse préalablement délimitée.

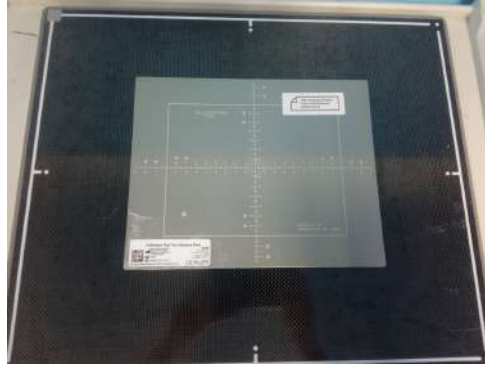


FIGURE 3.23 – Configuration expérimentale de test d'alignement et centrage de champs lumineux et de champs d'irradiation

3.2.3 Contrôle qualité dosimétrique

3.2.3.1 Couche de demi-atténuation

Le test de la couche de demi-atténuation (CDA) a pour objectif de vérifier qu'une filtration suffisante est présente dans le faisceau pour éliminer les rayonnements de basse énergie. L'équipement utilisé comprend un détecteur multimètre à semi-conducteur et un ensemble de filtres en aluminium de différentes épaisseurs (0,1 mm, 0,5 mm, 1 mm, 2 mm et 2,5 mm) sont placés à une distance de 30 cm par rapport au détecteur.

Une première mesure de la dose est effectuée sans filtre, puis des expositions successives sont réalisées en ajoutant progressivement les filtres, tout en enregistrant l'intensité transmise (I) à chaque épaisseur. Le rapport I / I_0 (%) est calculé et représenté graphiquement en fonction de l'épaisseur d'aluminium.



FIGURE 3.24 – Configuration expérimentale de test de couche de demi-atténuation

3.2.3.2 Précision de potentiel du tube Rx

L'objectif de ce test est de vérifier que la tension affichée sur la console de l'appareil de radiographie est la même que la tension réellement générée pendant l'exposition. Ce contrôle est crucial. À l'aide d'un détecteur multiparamètre capable de mesurer la tension, placé sur une cassette à une distance source-détecteur de 100 cm, des expositions sont réalisées à 50, 60, 70 et 80 kV, avec des mAs fixe à 40. Les valeurs mesurées sont comparées aux tensions affichées, avec une tolérance acceptée de $\pm 5\%$, conformément aux recommandations de AIEA.



FIGURE 3.25 – Configuration expérimentale de test de précision de tube

3.2.3.3 Temps d'exposition

Le test du temps d'exposition a pour objectif de vérifier la précision du générateur de rayons X de la radiographie mobile, en s'assurant que le temps d'exposition affiché par la console correspond au temps réellement mesuré. Pour cela, un détecteur multiparamètre est placé sur une surface plane, au centre du faisceau, à une distance source-détecteur de 100 cm. Les paramètres d'exposition sont fixés à 60 kV et 16 mAs. Trois expositions consécutives sont réalisées, et pour chacune, le temps mesuré par le détecteur est comparé au temps affiché. L'écart entre les deux valeurs est exprimé en millisecondes et en pourcentage. Un écart inférieur à $\pm 10\%$ est considéré comme acceptable. Ce test permet de confirmer la fiabilité du générateur en termes de durée d'émission des rayons X.

3.2.3.4 La linéarité mAs et dose

Le test de linéarité en mAs a pour objectif de vérifier que la dose délivrée au patient est proportionnelle aux (mAs) sélectionnés. La méthode consiste à fixer la tension à 60 kV, puis à faire varier les mAs (de 5 à 20 mAs) . À chaque étape, la dose délivrée est mesurée à l'aide d'un détecteur solide positionné dans le faisceau. Les résultats sont ensuite représentés graphiquement : une relation linéaire entre la dose et les mAs .



FIGURE 3.26 – Configuration expérimentale de test de linéarité mAs et dose

3.2.4 Contrôle qualité d'image

3.2.4.1 Détectabilité de faible contraste et résolution spatiale

Les deux tests de résolution spatiale et détectabilité de faible contraste ont été réalisés à l'aide du fantôme PURE 18, positionné sur une cassette radiographique à une distance source-détecteur (SSD) de 100 cm. Le champ de rayonnement a été délimité de manière à englober uniquement la surface du fantôme, afin d'éviter toute exposition inutile en dehors de la zone d'intérêt. Une plaque de cuivre de 1 mm d'épaisseur a été placée entre le tube à rayons X et le fantôme. Une seule image a été acquise avec une tension de 70 kV et un courant d'environ 30 mA.



FIGURE 3.27 – Configuration expérimentale de test de détectabilité de faible contraste et résolution spatiale

3.2.4.2 Test d'uniformité

Le test d'uniformité a pour but de vérifier si l'image obtenue est homogène sur toute la surface sans artefacts. Pour ce test, on a utilisé des plaques en PMMA de 2 cm d'épaisseur, avec un ajout d'une plaque à chaque exposition jusqu'à atteindre une épaisseur totale de 20 cm.



FIGURE 3.28 – Configuration expérimentale pour le test d'uniformité

3.2.5 Contrôle qualité scopie mobile

3.2.5.1 Contrôle qualité mécanique

Test de centrage :

Le test de centrage a été réalisé conformément aux recommandations de l'AIEA pour l'évaluation des performances des appareils de scopie mobile. Pour ce test, on a fixé une tension de tube à 75 kV et un courant de 50 mA. La distance entre le tube à rayons X et le détecteur a été fixée à 98,3 cm. Une plaque de collimation a été placée sur la table d'examen, sur laquelle un fantôme d'alignement et de centrage a été positionné précisément au centre géométrique de la plaque. Une exposition a ensuite été réalisée, permettant d'acquérir une image destinée à l'analyse de l'alignement du faisceau par rapport à la position du fantôme.

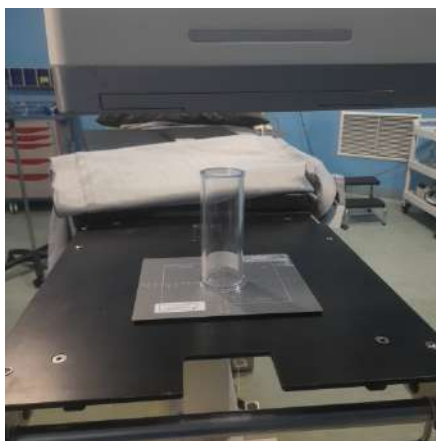


FIGURE 3.29 – configuration expérimentale de test d'alignement et de centrage

3.2.5.2 Test de vérification de stabilité mécanique du bras et du système de verrouillage

Pour garantir le bon fonctionnement du bras, il est essentiel de vérifier l'absence de mobilité spontanée ou non souhaitée, ainsi que l'alignement correct entre le détecteur et le tube. Les déplacements du bras doivent être fluides, sans blocage ni bruit anormal. Tous les verrous manuels doivent maintenir fermement les positions choisies et être faciles à actionner, sans nécessiter de force excessive. Enfin, il faut s'assurer qu'il n'y a aucun jeu mécanique après le verrouillage pour une stabilité optimale.



FIGURE 3.30 – Configuration expérimentale de test de vérification de stabilité mécanique du bras et système de verrouillage

3.2.5.3 Contrôle qualité d'image

Débit de kerma dans l'air à la surface d'entrée de patient :

Pour simuler l'atténuation du faisceau par un patient standard, 19 cm de plaques de PMMA ont été utilisées. Celles-ci ont été placées à 1 cm au-dessus de la table d'examen, avec une distance de 35 cm entre les plaque de PMMA et le système de détection. un détecteur solide a été placer à 2 positions au dessous et au-dessus des plaques . Le test a été effectué en mode de scopie pulsée, avec un champ FOV de 21 cm, une tension de 75 kV. Le courant tube (mA) avait été sélectionné automatiquement par l'appareil dans les paramètres de protocole. Une mesure du débit de kerma dans l'air a été effectuée dans ces conditions à l'aide du détecteur, permettant d'évaluer l'exposition délivrée au patient.



FIGURE 3.31 – Configuration expérimentale de test de débit de kerma à la surface d'entrée de patient

Débit de kerma dans l'air à la surface de récepteur d'image :

Une seconde évaluation dosimétrique a été effectuée pour mesurer le débit de kerma dans l'air à la surface d'entrée du récepteur d'images, en configuration verticale. Conformément aux recommandations de l'AIEA, le tube à rayons X et le récepteur d'images ont été positionnés verticalement, en maintenant une distance standard de 98,3 cm entre le foyer du tube et le système de détection. Une épaisseur de 20 cm de PMMA a été placée entre le tube et le détecteur afin de simuler l'atténuation d'un patient adulte. Un détecteur solide a ensuite été positionné directement sur la surface du récepteur d'images, servant de point de mesure de la dose reçue.



FIGURE 3.32 – Configuration expérimentale de test débit de kerma dans l'air à la surface de récepteur d'image

Test du produit dose surface :

Une plaque de PMMA de 1 cm d'épaisseur a été utilisée comme simulateur de tissu, positionnée à 6 cm au-dessus de la table d'examen. La SSD a été fixée à 98,3 cm, conformément aux paramètres cliniques standards. Un FOV de 21 cm², couvrant précisément la zone sensible du détecteur de dose positionné dans le faisceau. Une exposition a été réalisée, permettant de mesurer le PDS en mGy · cm² à l'aide d'un détecteur solide. La valeur mesurée a ensuite été comparée à celle affichée automatiquement par le système d'acquisition du générateur de rayons X, afin de valider la précision des mesures internes de la machine selon les tolérances recommandées.

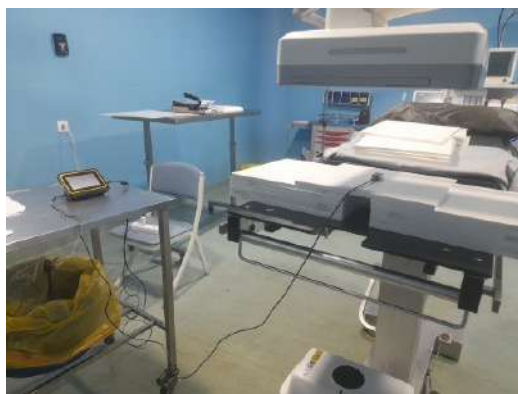


FIGURE 3.33 – Configuration expérimentale de test de PDS

Rayonnement diffusé :

Le test de rayonnement diffusé a été réalisé afin d'estimer la dose de rayonnement secondaire susceptible d'être reçue par l'opérateur lors d'une procédure typique en scopie mobile. Le tube à rayons X et le récepteur d'images ont été positionnés en configuration verticale, en respectant une distance focale standard de 98,3 cm. Une épaisseur de 25 cm de plaques de PMMA. Une sonde de détection a été positionnée dans la zone où se positionne généralement le personnel médical pendant les interventions. Trois mesures ont été effectuées afin d'assurer la reproductibilité.



FIGURE 3.34 – Configuration expérimentale pour la mesure du rayonnement diffusé

Rayonnement de fuite

Pour évaluer le rayonnement de fuite hors du faisceau primaire, quatre plaques de cuivre de 1 mm d'épaisseur ont été placées sur la fenêtre du tube à rayons X pour absorber le faisceau direct. Une sonde a été positionnée à 1 mètre, pour simuler l'exposition autour de l'appareil. Des mesures ont été réalisées dans quatre directions (tête, pied, gauche, droite) et exprimées en $\mu\text{Sv/h}$.

3.3 Contrôle qualité d'image

3.3.1 Détectabilité de faible contraste et résolution spatiale

Dans le cadre du test de qualité d'image de la scopie mobile, le fantôme PURE.18 a été utilisé et positionné de manière à être entièrement inclus dans le champ de vision. La distance entre le tube à rayons X et la surface de la table a été maintenue à 8 cm, tandis que la distance entre le tube et le récepteur d'image était fixée à 98,3 cm. Une plaque de cuivre a été placée sur le tube. L'exposition a ensuite été réalisée en mode scopie pulsée, conformément aux conditions standards du test.



FIGURE 3.35 – Disposition expérimentale des deux évaluations :détection de contraste faible et résolution spatiale

3.3.2 Test d'uniformité de l'image

Dans le test d'uniformité d'image réalisé sur la scopie mobile, une distance fixe de 98,3 cm a été maintenue entre le tube à rayons X et le récepteur d'image. Des plaques de PMMA de 2 cm d'épaisseur ont été placées progressivement sur la table, en les superposant par étapes de 2 cm jusqu'à atteindre une épaisseur totale de 20 cm. Ce protocole permet d'évaluer l'uniformité de l'image produite en conditions d'atténuation croissante.



FIGURE 3.36 – Configuration expérimentale de test d'uniformité d'image

Chapitre 4

Résultats et discussions

Ce chapitre présente et analyse les résultats des contrôles qualité réalisés sur les trois appareils de radiologie mobile. L'évaluation a été conduite conformément aux recommandations internationales (AIEA, IEC) afin de vérifier la conformité des performances aux exigences réglementaires et cliniques.

4.1 Contrôle qualité scanner AIRO

4.1.1 Contrôle qualité mécanique

4.1.1.1 Test déplacement de la gantry

Le tableau ci-dessous présente les longueurs affichées par le scanner mobile AIRO pour deux protocoles cliniques (crâne et rachis), ainsi que les longueurs mesurées manuellement à l'aide des repères laser. L'écart entre les deux valeurs permet d'évaluer la précision du déplacement de la gantry.

Protocole	Affiché (mm)	Mesuré (mm)	Écart (%)	Tolérance (mm)
Tête	256	256	0	± 1
Rachis	512	512	0	

TABLE 4.1 – Résultats de test de déplacement de la gantry

Pour le protocole crâne, la longueur affichée était de 256 mm, et la mesure réelle était également de 256 mm. De même, pour le protocole rachis, la longueur affichée et mesurée était identique : 512 mm. L'écart constaté étant nul (0 mm) dans les deux cas, cela indique une précision optimale du système de déplacement de la gantry. Ce résultat confirme la fiabilité du scanner dans le positionnement automatisé.

4.1.1.2 Test d'alignement des lasers

Lors du test d'alignement des lasers du scanner mobile AIRO, les faisceaux internes incluant les deux lasers latéraux ainsi que le laser supérieur ont été comparés aux repères de centrage du fantôme de positionnement. Après alignement, il a été constaté tous les lasers coïncidaient parfaitement avec les repères du fantôme. Ce résultat démontre une excellente précision du système de centrage laser, essentielle pour assurer un positionnement initial rigoureux du patient avant l'acquisition des images per opératoire

4.1.2 contrôle qualité dosimétrique

On fait une acquisition axiale avec des paramètres d'acquisitions comme présente dans le tableau ci-dessous :

MODE	KV	mA	FOV
axial	120	156	51,2 cm

Tableau 4.1 : Les paramètres d'acquisition de la mesure de CTDI en scanner AIRO

La mesure se fait avec un fantôme tête de 16 cm de diamètre . Elles sont comme suit :

	Mesuré	Affiché	Écart (%)	Tolérance
CTDI vol	37,17	44,66	16,77	20 %
PDL	519,8	633,97	18	30 %

TABLE 4.2 – Résultats de test de la mesure de CTDI et PDL

Les écarts relatifs sont bien inférieur au seuil critique, traduisant une précision satisfaisante des informations dosimétriques fournies par le scanner. Ces écarts confirment une fiabilité globale des données affichées par l'appareil.

Fréquence : Mensuel

4.1.3 Contrôle qualité d'image

L'acquisition du photom GAMMEX a été faite avec des paramètres acquisitions comme présente dans le tableau(4.3) Les résultats sont analyses avec le logiciel de traitement d'image.

Mode	KV	mA	Épaisseur (mm)	Pitch	FOV
Hélical	120	240	1,25	1	25,6 cm

Tableau 4.3 : Les paramètres d'acquisition du phantom GAMMEX

Test de linéarité

Les résultats de mesures sont présente dans le tableau ci dessous :

Matériaux	Densité électronique	SD	Nombre CT	Gamme Hounsfield
Polyéthylène	0,905	8,10	-101,84	-107 : -84
Eau	1,000	4,19	0,67	-5 : 5
Acrylique	1,120	8,67	120,07	110 : 135
Os	1,955	12,69	930,59	850 : 970
Air	0,0012	5,57	-1000,61	-1005 : -970

TABLE 4.3 – Résultats de test linéarité du scanner AIRO

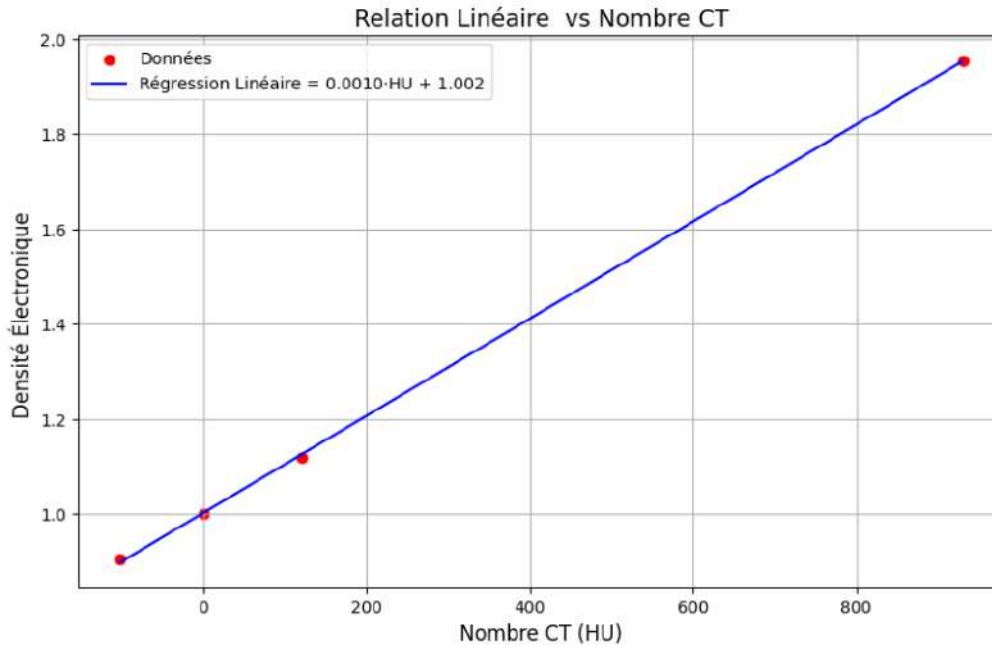


FIGURE 4.1 – Relation entre la densité électronique relative et les nombres CT scannés

Les résultats du test de linéarité montrent une bonne corrélation entre les nombres CT et la densité électronique relative, confirmée par une droite de régression quasi parfaite. Le graphique illustre cette relation linéaire, indiquant la fiabilité du scanner AIRO pour distinguer différents matériaux. Les valeurs mesurées sont conformes aux plages attendues pour chaque matériau.

fréquence : Mensuel

Test de résolution à bas contraste :

le tableau suivant p présente la mesure de diamètre des sphères du module 2 et les comparer au diamètre réel.

Sphères	3	4	5	6
Diamètre mesuré	4 mm	5 mm	6 mm	25 mm
Diamètre réel	4 mm	5 mm	6 mm	25 mm
Écart	0 mm	0 mm	0 mm	0 mm
Tolérance	±2 mm			

TABLE 4.4 – Résultats du test de résolution à bas contraste

Le scanner démontre une précision parfaite pour la détection d'objets faiblement contrastés, avec des diamètres mesurés (4 à 25 mm) identiques aux valeurs de référence (tolérance ±2 mm respectée). Ces résultats confirment sa capacité à visualiser des structures subtiles, cruciale pour le diagnostic de lésions.

Fréquence : Mensuel

Test d'uniformité

Ce tableau présente les différents nombre CT des ROIs central et périphériques dans le module testé .

Position	Nombre CT
Central	56,72
12h	56,02
15h	60,23
18h	60,01
21h	60,67

TABLE 4.5 – Données de nombre CT des ROIs

L'uniformité U (en unités Hounsfield, UH) est calculée par :

$$U = NCT_c - M(NCT_p)$$

Calcul de l'uniformité : $|U| = 2,51$ UH

Le scanner CT montre une excellente uniformité (écart 2,51 UH, tolérance ± 5 UH). Ces résultats respectent les normes qualité et confirment le bon fonctionnement de l'appareil.

Fréquence : Mensuel

Test de Bruit

le tableau 4.6 présente les résultats de test de bruit testé.

ROI	Nombre CT	SD	Bruit (%)
central	56,72	2,92	0,292
12h	56,02	3,53	0,353
15h	60,23	2,81	0,281
18h	60,01	2,63	0,263
21h	60,67	2,61	0,261

TABLE 4.6 – Résultats du test de bruit

Le scanner présente un bruit très faible (0,26% à 0,35%), bien en dessous des seuils critiques ($< 1\%$), confirmant sa stabilité technique et sa capacité à produire des images précises. Ces résultats garantissent une meilleure détection des structures faiblement contrastées. Une surveillance mensuelle est recommandée pour maintenir cette performance optimale.

Fréquence : Mensuel

Test de résolution spatiale :

Le tableau 4.7 (interprétation quantitative) présente les résultats de test de résolution spatiale on calculant la fonction de transfert de modulation (MTF).

PL/cm	M_{mire} (SD)	MTF	MTF relative (%)
4	104,3	0,179	100,00
5	74,19	0,128	71,751
6	64,37	0,111	50,254
7	31,11	0,053	30,087
8	25,84	0,044	24,990
9	17,82	0,030	17,234
12	5,94	0,010	5,744

TABLE 4.7 – Résultats de mesure MTF

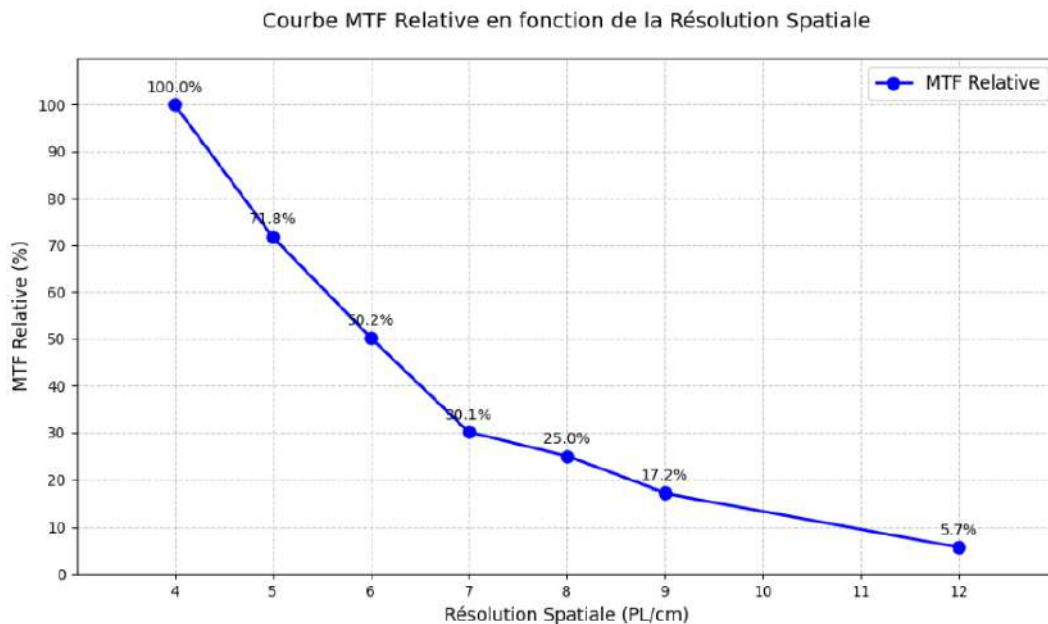


FIGURE 4.2 – Graphe qui représente la MTF en fonction de fréquence spatial(pl/cm)

L'interprétation qualitative : Elle est basée sur une évaluation visuelle des paires de lignes espacées régulièrement, a permis d'identifier distinctement jusqu'à 8 pl/cm ce qui un bon résultat, qui conforme à la tolérance (5 pl/cm).

L'interprétation quantitative : MTF(50%) est de 6 pl/cm et MTF(10%) est de 11 pl/cm

Fréquence : Annuel

Test de distance géométrique

Le tableau 4.8 présente la mesure de la distance géométrique entre deux petits points hyper- denses (blancs brillants) distantes de 100 mm

Distance réelle	Distance mesurée	Écart (%)	Tolérance
100 mm	100	0	< 5%

TABLE 4.8 – Mesures de distance et écarts

Les résultats montrent une mesure parfaite avec un écart de 0 % par rapport à la distance réelle de 100 mm, ce qui est bien dans la tolérance acceptable de < 5 %. Cela indique une précision élevée de la méthode de mesure utilisée. La conformité aux exigences est donc confirmée.

fréquence : Mensuel

4.2 Contrôle qualité radiographie mobile

4.2.1 Contrôle qualité mécanique

Test de vérification de mouvement de bras :

Tests	Critère d'acceptation	Conformité
Mouvement vertical du bras	Le bras ne doit pas bloquer lors des différents mouvements verticales	oui
Vérification de la stabilité du bras	Le bras ne doit pas descendre ou vibrer spontanément	oui
Blocage/verrouillage du bras	Le bras reste stable, sans jeu ou glissement	oui

TABLE 4.9 – Résultats de test de mouvement de bras de la radiographie mobile

Les résultats de test montre que l'appareil est conforme aux critères d'acceptation.

Fréquence : Annuel ou lors de maintenance

Test d'alignement et du centrage de champs lumineux champs d'irradiation :

Test d'alignement

Le tableau 4.10 présente les résultats de test d'alignement du champs lumineux et d'irradiation utilisant une plaque de collimation, mesurant 2 tailles de champs.



FIGURE 4.3 – Résultats test d’alignement de champs lumineux champs d’irradiation de deux tailles différentes de champs

Taille	Champs lumineux		Champs d’irradiation		Écart	
	Longueur (mm)	Largeur (mm)	Longueur (mm)	Largeur (mm)	Longueur (mm)	Largeur (mm)
Taille 01	200	250	198	248.5	-2.0	-1.5
Taille 02	160	210	162.4	212.2	2.5	2.2

TABLE 4.10 – Résultats test d’alignement de champs lumineux/champs d’irradiation

Le test d’alignement entre le champs lumineux et le champ d’irradiation de différentes tailles du champs a montré des écarts inférieurs à ± 20 mm , ce qui est conforme à la tolérance recommandée

Fréquence : Annuel ou lors de maintenance

Test de centrage

Les résultats obtenue lors de test de centrage sont présente dans l’image ci-dessous :



FIGURE 4.4 – Résultats de test de centrage de champs lumineux/ champs d’irradiation en radiographie mobile

Le décalage mesuré entre la croix lumineuse et l'image obtenue est 7,4 mm, ce qui, selon les recommandations internationales (tolérance de ± 20 mm), reste dans les limites acceptables.

Fréquence : Annuel ou lors de maintenance

4.2.2 Contrôle qualité dosimétrique

Afin d'évaluer la performance dosimétrique de l'appareil de radiographie mobile, des tests ont été réalisés en variant les paramètres d'exposition.

La linéarité mAs et dose :

Le tableau 4.11 présente les valeurs de dose mesurées en (mGy) pour différentes valeurs de charge (mAs), dans le cadre du test de linéarité dosimétrique. Pour chaque point, le rapport dose/mAs a été calculé . Une courbe dose–mAs a été tracée.

Valeurs de mAs	Dose mesurée (mGy)	mGy/mAs	Conformité
2,5	0,062	0,0248	Oui
5	0,125	0,0250	Oui
9,9	0,240	0,02424	Oui
20	0,480	0,02485	Oui

TABLE 4.11 – Résultats de mesure de linéarité dose/mAs

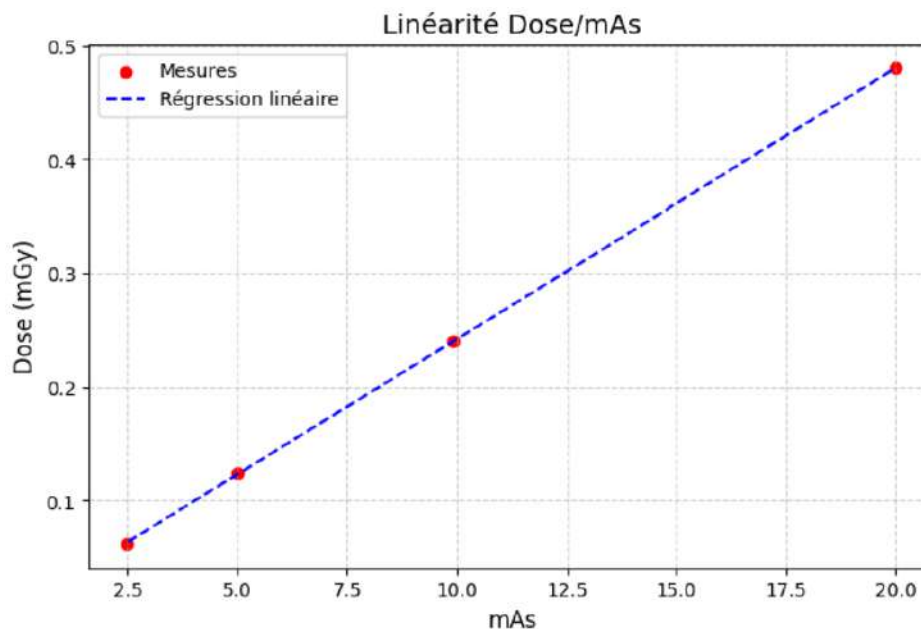


FIGURE 4.5 – Graphe qui représente la relation entre la dose en (mGy) et les mAs sélectionnés

Les mesures obtenues confirment une relation linéaire conforme entre le mAs et la dose délivrée, avec des écarts inférieurs aux tolérances AIEA (0,2 mGy/mAs). Ces résultats attestent du bon fonctionnement de l'appareil et de sa conformité aux normes attendues.

Fréquence : Annuel

Précision du temps d'exposition :

Les résultats présentés sont obtenus par comparaison entre : le temps affiché par la machine et le temps mesuré avec un détecteur multimètre .

Temps affiché (ms)	Temps mesuré (ms)	Écart relatif (%)
63	63,18	0,29 %
71	71,5	0,70 %
100	100,7	0,70 %

Tous les écarts sont inférieurs à 1%, ce qui démontre une bonne corrélation entre les valeurs affichées et mesurées.

Fréquence : Annuel

Précision du potentiel du tube

Afin de vérifier la précision du générateur haute tension de l'appareil de radiographie mobile, des mesures du potentiel de tube réel (kV mesuré) ont été réalisées pour différentes tensions nominales. Ce test permet de s'assurer que la tension délivrée correspond bien à la tension programmée.

Tension affiché(kv)	Tension mesuré(kv)	Écart(%)	Conformité
50	49,6	0.80 %	Oui
60	59,8	0.33 %	Oui
70	68,9	1.57 %	Oui
80	79,4	0.75 %	Oui

Les valeurs mesurées de tension sont très proches des valeurs affichées, avec des écarts inférieurs à la tolérance recommandée (généralement ± 5 %)

Fréquence : Annuel

Couche de demi-atténuation

Le tableau 4.12 présente les valeurs mesurées de l'intensité du rayonnement (en mGy) pour différentes épaisseurs de filtre en aluminium : 0 mm, 0,5 mm, 1 mm, 1,5 mm , 2 mm et 2,5mm. Il indique également le rapport I / I_0 (%) ainsi que la couche de demi-atténuation (CDA) obtenue, exprimée en millimètres d'aluminium. Ce test a été réalisé sous une exposition de 70 kV et 50 mA. Le graphe associé illustre la relation entre le rapport I / I_0 (%) en fonction de l'épaisseur du filtre, permettant de visualiser l'atténuation progressive du faisceau à travers l'aluminium.

Épaisseur de filtres en Al	Intensité mesurée	I / I_0 (%)
0 mm Al	$I_0 = 1,01$	100
0,5 mm	0,895	88,61
1 mm	0,782	77,42
1,5 mm	0,629	62,27
2 mm	0,531	52,57
2,5 mm	0,428	42,37

TABLE 4.12 – Les résultats de test de couche de demi atténuation

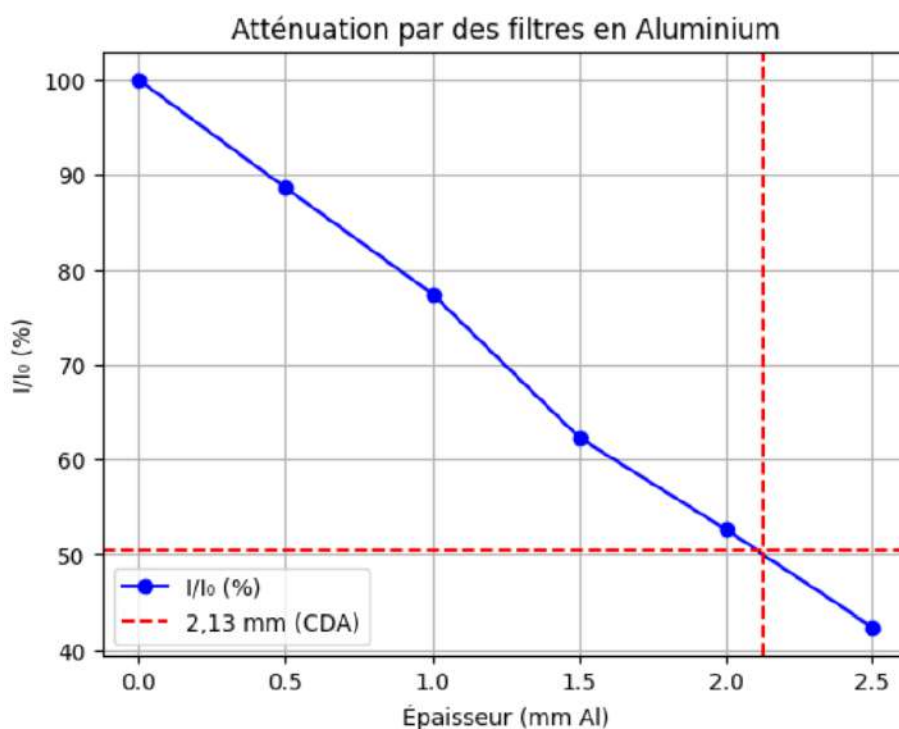


FIGURE 4.6 – Graphe qui représente la relation entre le rapport d'intensité en fonction des épaisseurs des filtres

Le graphe montre une décroissance régulière de l'intensité relative en fonction de l'épaisseur du filtre en aluminium, indiquant une atténuation conforme du faisceau. La CDA mesurée est de 2,13 mm d'aluminium à 70 kV, ce qui respecte les normes réglementaires requises de IEC 60601-1-3, IEC 60522 (CDA minimum de 1,5 mm Al).

Fréquence : Annuel

4.2.3 Contrôle qualité d'image

Dans cette section, nous interprétons les résultats obtenus lors des tests de détectabilité à faible contraste, de résolution spatiale et d'uniformité avec le fantôme PURE.18, afin d'évaluer les performances globales de l'image produite par la machine de radiographie mobile.

Test de détection de faible contraste

Le test a été réalisé en mode scopie avec les paramètres d'exposition utilisés en pratique clinique (70 kV et 50 mA).

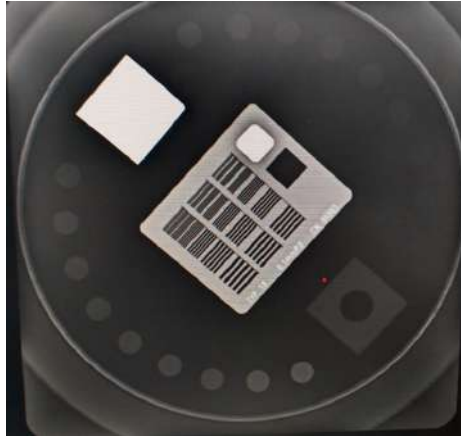


FIGURE 4.7 – Résultats de test détectabilité de faible contraste

Le tableau ci dessous présente les résultats d’une évaluation de la capacité de détection de faible contraste.

Numéro de disque	Plage de contraste (%)	Visibilité
1 – 2	0.9 – 1.1	Non visible
2 – 4	1,1 – 1,5	Visible
4 – 8	1.7 – 3.2	Visible
8 – 12	3.9 – 6.7	Visible
12 – 16	7.5 – 12.6	Visible
16 – 18	14.8 – 16.7	Visible

Les résultats montrent que le système de radiographie mobile ne détecte pas les disques de très faible contraste (0,9–1,1 %), ce qui indique une limite de sensibilité pour les plus faibles différences de densité. À partir de 1,1 % de contraste, tous les disques sont visibles jusqu’à 16,7 %.

Fréquence : Annuel

Résolution spatiale

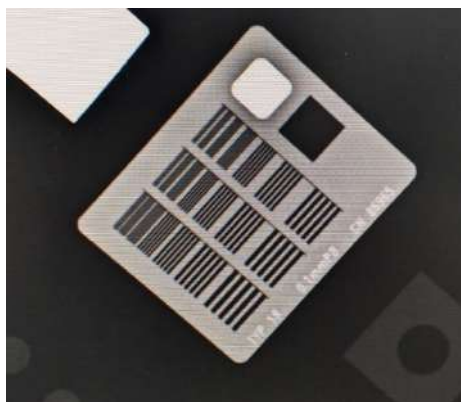


FIGURE 4.8 – Résultats du test de résolution spatiale

Le tableau 4.13 illustre la capacité d’un système de fluoroscopie à distinguer différents groupes de barres .

Groupes de barres	Visibilité
1 - 6	Visible
6 - 13	Visible
13 - 18	Non visible
18 - 21	Non visible

TABLE 4.13 – La capacité de différents groupes de barres à être distingués

Les résultats montrent que les groupes de barres allant de 1 à 13 sont visibles, tandis que les groupes de barres allant de 13 à 21 sont non visibles. Cela indique que le système est capable de distinguer des structures fines jusqu'au 13^{eme} groupe de barres ce qui limite la résolution à 2,00 pl/mm. Ce résultats est acceptable par rapport à la tolérance $\geq 2,00pl/mm$.

Fréquence : Annuel

Test d'uniformité

Ce test a pour but d'évaluer l'uniformité de l'image de radiographie mobile obtenue à différentes épaisseurs de plaques de PMMA .



FIGURE 4.9 – Résultats de test d'uniformité de l'image radiographique

Les résultats montrent une très bonne uniformité de l'image , sans artefacts détectées à travers les différentes épaisseurs de PMMA .

Fréquence : Annuel

4.3 Contrôle qualité scopie mobile

4.3.1 Contrôle qualité mécanique

4.3.1.1 Test de vérification de stabilité mécanique du bras et système de verrouillage

Test à effectuer	Critères d'acceptation	Conforme OUI/ NON
Vérifier qu'il n'y a aucune mobilité spontanée ou non souhaitée du bras	Aucune mobilité spontanée ou non souhaitée du bras	Oui
Vérifier l'inclinaison ou le décalage du détecteur par rapport au tube	Aucune inclinaison ou décalage du détecteur par rapport au tube	Oui
Observer le mouvement du bras pendant les déplacements	Mouvement fluide et sans blocage ni bruit métallique anormal	Oui
Actionner tous les verrous manuels (hauteur, rotation, translation)	Tous les verrous maintiennent correctement les positions choisies	Oui
Vérifier l'absence de jeu mécanique après verrouillage	Pas de jeu mécanique après verrouillage	Oui
S'assurer que tous les verrous se déclenchent facilement	Tous les verrous se déclenchent facilement sans besoin de forcer	Oui

Les résultats montre l'appareil de scopie mobile conforme aux critères d'acceptation
Fréquence : Annuelle

4.3.1.2 Test de centrage

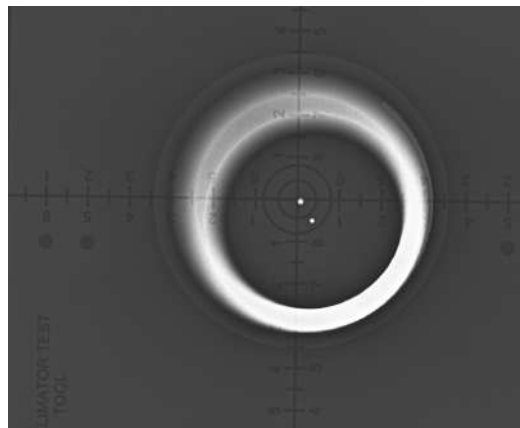


FIGURE 4.10 – Résultats de test de centrage et d'alignement de scopie mobile

L'image radiologique obtenue montre une légère déviation du centre du faisceau par rapport au repère central du fantôme (6mm), qui reste visiblement inférieur à la tolérance, selon les recommandations de AIEA (tolérance de ± 20 mm), reste dans les limites acceptables.

Fréquence : Annuelle

4.3.2 Tests dosimétrique

Débit de kerma dans l'air à la surface d'entrée du patient

Les mesures du débit de Kerma dans l'air à la surface d'entrée du patient ont été obtenues pour différentes configurations (positionnement de détecteur solide) : en dessous et en dessus de plaque PMMA inversant à chaque position le tube Rx/ récepteur d'image.

Mode	kV	mA	FOV
Scopie pulsé	70	50	21×21 cm ²

Position de mesure	Position 01	Position 02
Débit de kerma mesuré	156 mGy/min	143 mGy/min
Débit de kerma affiché	180 mGy/min	169,8 mGy/min
Écart (%)	13,33%	15,78%

TABLE 4.14 – Résultats des mesures de débit de kerma

L'écart du débit de kerma entre la mesure et l'affichage est conforme aux tolérances réglementaires ($\pm 20\%$) aux deux positions testées.

Fréquence : Annuel

Débit de kerma dans l'air à la surface d'entrée du récepteur d'image

Les résultats de mesure du débit de Kerma dans l'air à la surface d'entrée du récepteur d'image sont comme suit :

Débit de Kerma en $\mu\text{Gy/s}$	Tolérance
0,826	0,2 - 1 $\mu\text{Gy/s}$

TABLE 4.15 – Résultats obtenus du débit de Kerma dans l'air mesuré à la surface d'entrée du récepteur d'image

Les résultats obtenus montrent que le débit de Kerma mesuré est de 0,826 $\mu\text{Gy/s}$, conforme aux valeurs de référence, soit dans l'intervalle de tolérance (AIEA) 0,2-1 $\mu\text{Gy/s}$. Ceci indique un bon fonctionnement de l'équipement et le respect des exigences de sécurité en radioprotection.

Fréquence : Annuel

Test de produit dose surface

Pour s'assurer du respect des exigences du système de fluoroscopie sur la précision de la mesure du (PDS), nous avons mise en œuvre une procédure de vérification, comparant les valeurs mesurées affichées dans le système, en prenant en compte les tolérances existantes. Le PDS mesuré est calculé comme suit : mesure de la dose en Gy multipliée par la taille d'an champs utilisé 21×21 cm².

PDS mesuré (Gy.cm ²)	PDS affiché (Gy.cm ²)	Écart (%)
0,02353	0,0189	24,3 %

TABLE 4.16 – Résultats du PDS mesuré et affiché

le PDS mesuré est conforme aux tolérances spécifiées de ± 25 % (AIEA).

Rayonnement de fuite

Le tableau 4.17 présente les mesures de rayonnement de fuite en scopie mobile à quatre positions différentes autour de l'appareil

Position	Sonde (μ Sv/h)	Dose (mGy/h)
Position 1	128,84	0,128
Position 2	230	0,230
Position 3	65	0.065
Position 4	40,2	0.040

TABLE 4.17 – Résultats de rayonnement de fuite

Les résultats des mesures de rayonnement de fuite obtenues aux quatre points de mesure varient entre 0,040 et 0,230 mGy/h. Ces niveaux sont très au-dessous de la limite réglementaire arrêtée à 1 mGy/h à 1 mètre du tube, selon la préconisation de l'IAEA (IAEA human health series N°48)

Fréquence : Annuel

Rayonnement diffusé

Le tableau 4.18 présente les résultats des mesures de rayonnement diffusé en (μ Sv/h) à la position principale des opérateurs (médecin chirurgien , manipulateurs) lors des interventions chirurgicales.

Position de l'opérateur	Valeurs (μ Sv/h)	Valeurs (mSv/h)	Valeurs (mSv/an)
Mesure 1	28,8	0,028	4,492
Mesure 2	34,3	0,034	5,350
Mesure 3	44,7	0,044	6,973

TABLE 4.18 – Mesures de rayonnement diffusé en fonction de la position de l'opérateur

Les mesures de rayonnement diffusé réalisées dans les zones d'intervention opératoire en tenant compte du temps d'exposition réel des opérateurs (soit 3 heures par jour, 1 jour par semaine, sur 52 semaines), Cette valeur est nettement inférieure à la limite réglementaire annuelle de 20mSv fixée par l'Agence Internationale de l'Énergie Atomique (AIEA) pour les travailleurs exposés. Par conséquent, les valeurs de dose enregistrées dans les conditions normales d'exposition restent dans les limites réglementaires.

Fréquence : Annuel

4.3.3 Contrôle qualité d'image

Dans cette section, nous interprétons les résultats obtenus lors des tests de détectabilité à faible contraste, de résolution spatiale et d'uniformité avec le fantôme PURE.18, afin d'évaluer les performances globales de l'image produite par la machine de scopie mobile.

Détectabilité de faible contraste

l'image résultante en mode scopie

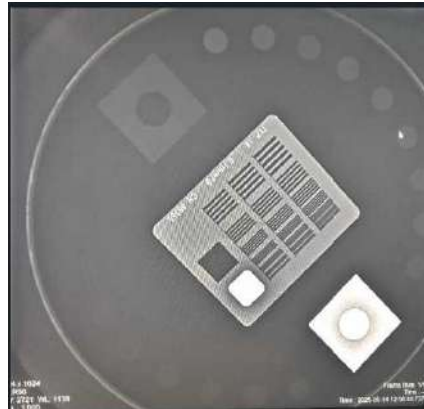


FIGURE 4.11 – Résultats du Test de détection de faible contraste

Numéro de disque	Plage de contraste (%)	Visibilité
1 – 2	0.9 – 1.1	Non visible
2 – 4	1,1 – 1,5	Non visible
4 – 8	1.7 – 3.2	Visible
8 – 12	3.9 – 6.7	Visible
12 – 16	7.5 – 12.6	Visible
16 – 18	14.8 – 16.7	Visible

Les résultats montrent que le système de scopie ne détecte pas les disques de très faible contraste (0,9–1,5 %), ce qui indique une limite de sensibilité pour les plus faibles différences de densité. À partir de 1,7 % de contraste, tous les disques sont visibles jusqu'à 16,7 %

4.3.4 Test de résolution spatiale

L'évaluation de la capacité de résolution a été menée en identifiant différents groupes de barres et en comptant le nombre de barres distinguables.

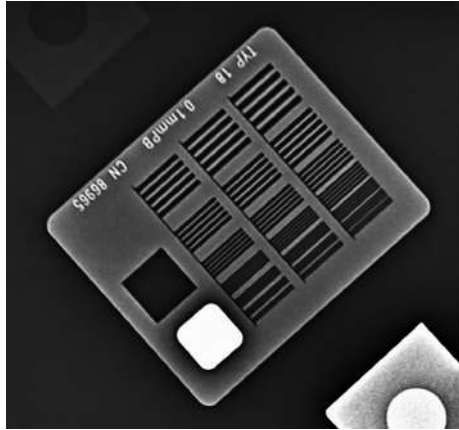


FIGURE 4.12 – Résultats de test de résolution spatial de scopie mobile

Groupes de barres	Visibilité
1 - 6	Visible
6 - 13	Visible
13 - 18	Non visible
18 - 21	Non visible

TABLE 4.19 – La capacité de différents groupes de barres à être distingués en mode scopie

Groupes	Fréquence spatiale (pl/mm)	Groupes	Fréquence spatiale (pl/mm)
1	0,50	11	1,60
2	0,56	12	1,80
3	0,63	13	2,00
4	0,71	14	2,24
5	0,80	15	2,50
6	0,90	16	2,80
7	1,00	17	3,15
8	1,12	18	3,55
9	1,25	19	4,00
10	1,40	20	4,50
–	–	21	5,00

FIGURE 4.13 – Fréquences spatiales en paire de ligne par mm

Pour les groupes de barres allant de 1 à 13 sont visibles, nous avons été capable de distinguer les mires de manière cohérente, avec une résolution stable de 5 paires de lignes par millimètre (pl/mm) et à partir du groupe de barres 13, nous n'avons plus été en mesure de distinguer les mires. Cela indique que le système est capable de distinguer des structures fines jusqu'au 13 eme groupe de barres, sachant que les groupes de barres leur résolution allant de 0,5 à 5 pl/mm , ce qui indique une limite de 2 pl/mm. Ce résultats est dans la limite acceptable a la tolérance qui doit être $\geq 2,00pl/mm$.

Test d'uniformité d'image

Des images ont été acquises en mode scopie en utilisant différentes épaisseurs de PMMA, allant de 2 cm à 20 cm.

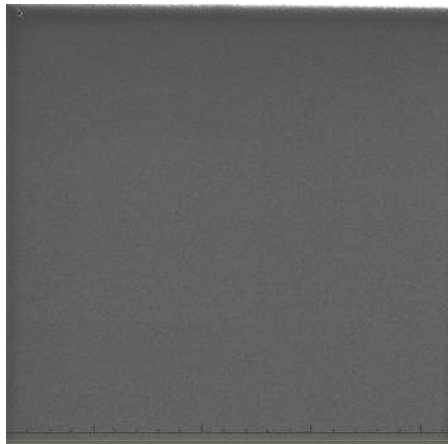


FIGURE 4.14 – Résultats de test d'uniformité d'image de scopie mobile

L'image d'uniformité obtenue avec la scopie mobile présente une répartition homogène de la densité sur l'ensemble de la plaque de PMMA. Aucun artefact n'est visible. Ces observations confirment la conformité du système du point de vue de l'uniformité de l'image. .

Tout les tests de qualité d'image sont faites annuellement.

Conclusion générale

Ce mémoire a permis de conduire une étude approfondie sur l'assurance qualité des équipements de radiologie mobile, en s'appuyant sur l'analyse rigoureuse des tests de contrôle qualité recommandés. À travers une évaluation systématique des performances dosimétriques, mécaniques et d'imagerie, ce travail a contribué à valider la conformité des appareils aux exigences réglementaires, tout en soulignant leur rôle essentiel dans la réalisation d'actes diagnostiques sûrs et efficaces. La qualité des contrôles mis en œuvre dans ce travail a été adaptée aux spécificités de chaque type d'appareil. Pour les unités de radiographie mobile, les tests ont porté sur la linéarité de dose et mAs, la précision de potentiel de tube (kV), la couche de demi-atténuation (CDA), le temps d'exposition ainsi que la qualité d'image (résolution spatiale, détectabilité de faible contraste et uniformité). Les résultats ont montré que les appareils sont conformes aux tolérances définies par la normes de AIEA et IEC.

En ce qui concerne les appareils de scopie mobile, l'évaluation a porté sur le contrôle de la dose reçue par le patient le PDS, les tests de débit de kerma dans l'air à la surface d'entrée du patient et du récepteur d'image et enfin les test mécaniques et les test de qualité d'image. Les mesures réalisées ont permis de conclure un bon équilibre entre qualité de l'image et réduction de dose, avec un fonctionnement conforme à l'exigence réglementaire.

Les tests de contrôle qualité qui ont été réalisé sur l'appareil de scanner mobile révèle que indicateurs dosimétriques CTDIvol, DLP produite par le scanner mobile a fait l'objet des études ce qui conforme aux tolérances réglementaire. Pour les tests de qualité d'image englobent la résolution spatiale, le bruit, l'uniformité, de la distance géométrique, la linéaire et la résolution à basse contraste. Les résultats montrent une bonne optimisation des protocoles de dose et des doses aux limites maximales.

En fin, les résultats de ce mémoire démontrent que l'assurance qualité appliquée aux équipements d'imagerie mobile permet non seulement de valider leur bon fonctionnement et leur conformité réglementaire, mais aussi d'assurer une qualité d'image élevée, indispensable pour un diagnostic fiable. Elle renforce également la radioprotection dans l'ensemble des pratiques cliniques, en réduisant efficacement les doses reçues tout en maintenant la performance technique des dispositifs. Ce travail constitue ainsi une référence concrète pour la mise en place de programmes d'assurance qualité dans le domaine de la radiologie mobile.

Bibliographie

- [1] Centre hospitalier de l'Université de Montréal (2023). *Emploi de la tomodensitométrie mobile en neurochirurgie et en chirurgie thoracique en peropératoire*. Revue rapide préparée par Simon Deblois, Amy Bergeron et Alfons Pomp.
- [2] Victor Horta. NOVEMBRE 2016 CSS N° 9297 *UTILISATION DES CT SCANNERS EN DEHORS DES SERVICES D'IMAGERIE MÉDICALE ET, EN PARTICULIER, EN SALLE D'OPÉRATION*.
- [3] INRS *Radiologie conventionnelle : Appareil de radiologie mobile et radioprotection*.
- [4] AIEA. Human Health Series No. 19) *Quality Assurance Programme for Computed Tomography : Diagnostic and Therapy Applications*
- [5] Kiko Ramos .4 avril 2025 *Composantes de la fluoroscopie*.
- [6] Périard M.A & Chaloner.P *L'assurance de la qualité de l'imagerie radiodiagnostic : un survol*. Bureau de la radioprotection, Direction générale de la protection de la santé, Canada.
- [7] Nyrrmanzi, G *L'utilisation de la grille anti-diffusante en radiologie numérique est-elle encore bénéfique ? Étude de son effet sur la dose et la qualité d'image*. Étude bachelor en technique de radiologie médicale.
- [8] Santé Canada. (2024). *Procédures de sécurité pour l'installation, l'utilisation et le contrôle des appareils à rayons X (Code de sécurité 35)*.
- [9] Gelinias, H. (2002). *Examens radiologiques faits à l'aide d'appareils transportables*. Rapport AETMIS.
- [10] Agence international de l'énergie atomique *Handbook of Basic QC of all X-ray Machines*.
- [11] [Manuel utilisateur] *MobileCooper Mobile Digital X-ray System* .
- [12] *Quality control measurements for mobile X-ray unit through a solid state detector*.
- [13] AAPM *Accuracy and calibration of integrated radiation output indicators in diagnostic radiology* (Report of Task Group 190).
- [14] Shepard, S. J. *Quality Control in Diagnostic Radiology* (AAPM Report No. 74).
- [15] Kareemi, Hulugalle & Al-Hamadani H. K *A Quality Control Test for General X-Ray Machine*. World Scientific News.
- [16] AAPM. *Comprehensive acceptance testing and evaluation of fluoroscopy imaging systems* (Task Group Report 272).
- [17] Fabricant Brainlab AIRO *User Manual CT Scan AIRO*.
- [18] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY VIENNA, 2023 *Quality Assurance Programme for Computed Tomography : Diagnostic and Therapy Applications* (Human Health Series No. 19).

- [19] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY *Prescriptions générales de sûreté* (Partie 3 No. GSR Part 3).
- [20] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY VIENNA, 2025 *Quality assurance and optimization for fluoroscopy guided interventional procedures* (Human Health Series).
- [21] Faust, K., Schneider, G.-H & Vajkoczy, P. (2020). *Utilization of the Intraoperative Mobile AIRO® CT Scanner in Stereotactic Surgery : Workflow and Effectiveness*. Charité University Hospital, Berlin.
- [22] GAMMEXACR *CT Accreditation Phantom User Manual*.

Résumé

La radiologie mobile représente aujourd'hui un outil essentiel pour assurer une prise en charge rapide, efficace et adaptée des patients, notamment dans les services d'urgence, de réanimation ou au bloc opératoire. En raison de sa spécificité d'utilisation en milieu non conventionnel, elle nécessite une attention particulière en matière de qualité et de sécurité. Ce mémoire s'inscrit dans une démarche d'assurance qualité visant à vérifier le bon fonctionnement et la fiabilité d'équipements de radiologie mobile installés en milieu hospitalier. Une série d'évaluations ont été réalisées afin d'apprécier leur conformité aux normes en vigueur et aux exigences réglementaires. Les résultats obtenus ont montré que les appareils étudiés respectent pleinement les critères de qualité et de sécurité imposés. Aucune tolérance hors norme n'a été observée, ce qui confirme leur aptitude à une utilisation clinique fiable et conforme.

Abstract

Mobile radiology has become a key tool in providing rapid, efficient, and adapted patient care, especially in emergency units, intensive care, and operating rooms. Due to its specific use in non-conventional environments, it requires particular attention regarding quality and safety. This study follows a quality assurance approach aiming to verify the functionality and reliability of mobile radiology devices used in hospital settings. A series of evaluations were conducted to assess their compliance with applicable standards and regulatory requirements. The results showed that the examined equipment fully meets the required quality and safety criteria. No deviation from regulatory tolerances was observed, confirming their suitability for reliable and compliant clinical use.