

MINISTÈRE DE L'ENSEIGNEMENT SUPÉRIEUR ET DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE



UNIVERSITÉ MOULOUD MAMMARI DE TIZI-OUZOU
FACULTÉ DES SCIENCES
DÉPARTEMENT DE PHYSIQUE
HÔPITAL CHAHIDS MAHMOUDI



MÉMOIRE DE MASTER

Filière : Physique

Spécialité : Physique Médicale

Présenté par :

AIROUCHE Fadhma

Thème

**Etude de la dosimétrie (patient-personnel) et Contrôle
qualité dans le contexte des procédures cardiologiques en
radiologie interventionnelle**

Membres de Jury d'examen :

A. Ziane	Professeur	U.M.M.T.O	Président
A. Merad	Chercheur	C.R.N.A	Examineur
L. Arab	Cardiologue	H.C.M. Tizi-Ouzou	Examineur
R. Louelh	Physicienne médicale	H.C.M. Tizi-Ouzou	Encadrante

Soutenu publiquement le : 08/07/2024

Dédicaces

Je dédie ce travail

À mes chers parents, soeurs,

Ce mémoire est le fruit de nombreuses années de travail et de sacrifices, et il n'aurait jamais pu voir le jour sans votre soutien et votre amour immense.

Merci à vous pour vos sacrifices, votre compréhension et votre générosité. Vous avez su me guider avec amour, me permettant de devenir la personne que je suis aujourd'hui. Ce mémoire est un hommage à tout ce que vous avez fait pour moi et à l'amour inconditionnel que vous m'avez toujours témoigné.

Remerciements

Je voudrais exprimer ma profonde gratitude et mes sincères remerciements à Dieu, qui m'a accordé la force, la persévérance et la guidance tout au long de ce voyage académique. C'est grâce à sa bénédiction que j'ai pu surmonter les défis et atteindre la fin de ce parcours avec succès.

Je tiens à exprimer ma profonde gratitude à Dr. Saïd Mahmoudi pour avoir gracieusement accordé l'autorisation et les facilités nécessaires pour réaliser cette étude dans son établissement. Je suis reconnaissante pour cette opportunité précieuse qui a enrichi mon parcours académique.

Je tiens à exprimer ma sincère gratitude à mon encadrante, Mme. Ryma Louelh, pour son soutien et ses conseils précieux tout au long de la réalisation de ce mémoire. Sa disponibilité, son expertise et ses encouragements ont été d'une aide inestimable pour mener à bien ce travail

Je tiens à remercier chaleureusement Pr. Abdelhamid Ziane, Président de mon jury de soutenance, pour avoir accepté de présider cette évaluation, également Mr Ahmed Merad et Dr Lilia Arab d'avoir accepté d'examiner 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 tiens aussi à exprimer ma sincère gratitude envers les médecins médicaux de l'HCM. À mesdames Sounya Ait chikh et Lynda Boumaza et messieurs Billal Metchat et Samir Bencheikh, je suis reconnaissante pour leur engagement professionnel et leur soutien constant tout au long de mon parcours. Leur expertise, leur disponibilité et leurs conseils éclairés ont été d'une aide inestimable, enrichissant mon expérience de stage et contribuant à ma formation professionnelle.

Je souhaite exprimer ma sincère reconnaissance à Mr. Noureddine Ghides et Mme Ammour Aldjia, pour leurs précieux conseils tout au long de mon stage.

Je tiens également à remercier l'ensemble des enseignants et membres du corps professoral de l'Université Abderrahmane Mira Bejaia et l'Université Mouloud Mammeri Tizi-Ouzou, pour la qualité de leur enseignement et leur accompagnement tout au long de mon parcours académique.

Mes remerciements vont également à mes collègues et amis, et en particulier à Amel, pour leur soutien moral, leurs encouragements et les moments de partage qui ont rendu cette période plus agréable et enrichissante.

Je tiens à exprimer mes remerciements les plus profonds, aux messieurs Brahim D, Abderrahmane A, Rachid N, Rachid B et Abderrahmane S, ainsi qu'à madames Katia S et Sabrina T pour leur disponibilité tout au long de mon stage pratique.

Je souhaite également exprimer ma gratitude à tout le personnel du service de cardiologie pour leur aide et leurs précieux conseils.

Enfin, je remercie toutes les personnes, nommées ou anonymes, qui ont participé de près ou de loin à l'élaboration de ce mémoire. Votre aide et vos encouragements ont été d'une grande valeur.

Merci à tous.

Table des matières

Table des matières	ii
Table des figures	iv
Liste des tableaux	vi
Introduction générale	2
1 Radiologie interventionnelle et dosimétrie	4
1.1 Radiologie interventionnelle	4
1.2 Applications en médecine	4
1.2.1 Angiographie coronaire ou coronarographie	4
1.2.2 Angioplastie	5
1.3 Machine de fluoroscopie	5
1.4 Principe de la radiologie interventionnelle	6
1.4.1 Principe médicale	6
1.4.2 Principe physique	6
1.5 La radioprotection en radiologie interventionnelle	9
1.6 Les principes fondamentaux de la radioprotection	10
1.6.1 Justification	10
1.6.2 Optimisation	10
1.6.3 Limitation	10
1.7 Contrôle qualité d'une installation fluoroscopique	10
1.7.1 Importance du contrôle qualité	10
1.7.2 Les différents tests de contrôle qualité	10
1.8 Dosimétrie	11
1.8.1 Grandeurs dosimétriques	11
1.8.2 Évaluation de la dose reçue par le patient	13
1.8.3 Évaluation de l'exposition du personnel médical aux doses de rayonnement	14
2 Matériel et méthodes	18
2.1 Matériel utilisé	18
2.1.1 Équipements de radiologie	18
2.1.2 Systèmes dosimétriques	19
2.1.3 Film Gafchromic de type XR-RV3	19
2.1.4 Phantom en PMMA RW3	20
2.1.5 Le logiciel ImageJ	20
2.1.6 Scanner à plat	20
2.1.7 Phantom test Pure.18	21
2.1.8 Atténuateur	22
2.1.9 Radiamètre	22
2.1.10 Détecteur solide et électromètre	23
2.1.11 Plaque de collimation	23

2.2	Méthodes	24
2.2.1	Contrôles qualité mécanique	24
2.2.2	Contrôles qualité dosimétrique	24
2.2.3	Contrôles qualité d'image	28
2.2.4	Dosimétrie	30
3	Résultats et discussion	35
3.1	Mécanique	35
3.1.1	Vérification des différentes tailles de champs	35
3.2	Dosimétrique	37
3.2.1	Débit de kerma dans l'air à la surface d'entrée du patient	37
3.2.2	Débit de kerma d'air à la surface d'entrée du récepteur d'image	38
3.2.3	Test du produit dose surface	38
3.2.4	Rayonnement de fuite	39
3.2.5	Rayonnement diffusé	39
3.3	Qualité d'image	40
3.3.1	Test de détection de faible contraste	40
3.3.2	Test de résolution spatiale	41
3.3.3	Test d'uniformité de l'image	44
3.4	Dosimétrie	45
3.4.1	Évaluation des doses de rayonnement reçues par les patients	45
3.4.2	Evaluation des doses de rayonnement reçue par la peau des patients	46
3.4.3	Analyse de la dose de radiations ionisantes reçue par le personnel exposé	49
	Conclusion générale	53
	Annexe : Contrôles qualité de la fluoroscopie	56
3.5	Qualité d'image	56
3.5.1	Test de détection de faible contraste	56
3.5.2	Test de résolution spatiale	57
3.6	Dosimétrique	58
3.6.1	Rayonnement diffusé	58

Table des figures

1.1	Visualisation Coronarographique des Artères Coronaires : Examen Diagnostic . . .	5
1.2	Angioplastie : Technique de Réparation des Artères Obstruées	5
1.3	La photographie montre un grand système de fluoroscopie [7] A : récepteur d'image à panneau plat, B : tube à rayons X	6
1.4	Chaîne d'imagerie en fluoroscopie	7
1.5	Constitution du tube à rayons X	7
1.6	Composants de l'intensificateur d'image	8
1.7	Brûlure de la peau suite à une exposition à la fluoroscopie [19]	14
1.8	Description du principe de Thermoluminescence [12].	16
1.9	Lecteur TLD 3500	16
1.10	Tiroir glissant du lecteur TLD	16
1.11	Analyse et affichage des données avec lecteur TLD 3500 et l'ordinateur	17
2.1	Machine fluoroscopie modèle Innova IGS 530 de l'HCM	18
2.2	Dosimètres passif	19
2.3	Bagues dosimétriques	19
2.4	Structure du film Gafchromic, type XR-RV3 film	20
2.5	Film Gafchromic de type XR-RV3	20
2.6	Scanner à plat Epson Perfection V800Photo de l'HCM	20
2.7	Phantom de performances PURE.18.	21
2.8	Atténuateur d'aluminium	22
2.9	Atténuateur de cuivre	22
2.10	Radiamètre modèle STEP OD-02	23
2.11	Appareil de mesure à multiparamètre : Détecteur solide de type RADCAL	23
2.12	Plaque de collimation	23
2.13	Configuration expérimentale pour vérifier les différentes tailles des champs.	24
2.14	Configuration expérimentale pour la mesure du débit de kerma à l'entrée de la surface d'entrée du patient	25
2.15	Configuration expérimentale pour la mesure du débit de kerma à l'entrée de la surface du récepteur d'image	26
2.16	Configuration expérimentale pour la mesure du produit dose surface au dosimètre semi-conducteurs	26
2.17	Configuration expérimentale pour la mesure du produit dose surface au récepteur d'image	27
2.18	Configuration expérimentale des différentes positions de mesure du rayonnement de fuite	27
2.19	Dispositif expérimental pour la mesure du rayonnement diffusé	28
2.20	Disposition expérimentale des deux évaluations : Détection de contraste faible et Résolution spatiale	29

2.21	Configuration expérimentale pour le test d'uniformité avec deux expositions de plaques de 20 cm à des angles différents : (a) 45° et (b) -45°	29
2.22	Emplacement du film Gafchromic, type XR-RV3 sous le patient	31
2.23	Image de la Série de pièces de films Gafchromics exposés à différentes doses (0 à 5 Gy)	32
2.24	Emplacement d'une pièce du film après irradiation dans le scanner.	33
2.25	Positionnement du personnel médical (médecins et opérateurs) lors des interventions cliniques	34
3.1	Résultats des différents FOV obtenues respectivement 12cm, 16cm, 20cm et 30cm à une distance de 100 cm entre la source et le récepteur d'image sur PC de pupitre de commande	35
3.2	Résultats des différents FOV obtenues respectivement 12cm, 16cm, 20cm et 30cm à une distance de 100 cm entre la source et le récepteur d'image sur le film Gafchromic.	36
3.3	Détermination théorique des valeurs du FOV selon la loi de l'inverse carré de la distance : d est la distance entre le table et le tube à RX et d' est la distance entre le tube à RX et le récepteur d'image.	36
3.4	Résultats du Test de détection de faible contraste : (a) sur le PC du pupitre de commande et (b) sur l'écran de visualisation (TV) pour une taille de champs de 30cm en mode graphie	40
3.5	Résultats du Test de détection de contraste en mode scopie : (a) sur le PC du pupitre de commande pour une taille de champ de 30cm et (b) sur l'écran de visualisation (TV) pour une taille de champs de 16cm	41
3.6	Résultats du test de résolution spatiale (a) sur l'écran de visualisation pour une taille de champs 30cm et (b) sur PC du pupitre de commande en mode scopie pour une taille de champs 16cm	42
3.7	Résultats du test de résolution spatiale sur PC du pupitre de commande en mode scopie pour une taille de champs 20cm	43
3.8	Résultast et analyse de l'uniformité de l'image en mode fluoroscopique	45
3.9	Histogramme des doses moyennes mensuelles par type d'examen avec seuil en rouge : Coronarographie.	45
3.10	Histogramme des doses mensuelles par type d'examen avec seuil en rouge : Angioplastie.	46
3.11	Courbe de calibration : Dose en fonction de la densité optique des films	47
3.12	Les distributions de dose des patients numéro 08 et 07 lors de l'angiographie coronaire ont été mesurées à l'aide du film Gafchromics XR de type RV3.	47
3.13	Les distributions de dose des patients numéro 06 et 05 lors de la dilat ation mitrale percutanée ont été mesurées à l'aide du film Gafchromics XR de type RV3.	48
3.14	Histogramme des doses à la peau et des doses affichées au RP pour chaque patient	48

Liste des tableaux

1.1	Comparaison entre les effets déterministes et stochastiques des rayonnements ionisants [14]	9
1.2	Description et objectif des différents tests mécaniques effectués annuellement	10
1.3	Description et objectif des différents tests de qualité d'image effectués annuellement	11
1.4	Description et objectif des différents tests dosimétriques	11
1.5	Facteur de pondération w_R pour différents types de rayonnement.	12
1.6	Coefficients w_T pour différents tissus.	12
1.7	Lésions cutanées possibles en radiologie interventionnelle et leurs délais d'apparition, mises en relation avec les doses seuil [2]	13
2.1	Contrastes aux rayons X des disques	21
2.2	Fréquences spatiales en paire de ligne par mm	22
2.3	Le tableau présente des détails sur les quantités, les épaisseurs et les matériaux utilisés dans l'atténuateur en aluminium	22
2.4	Paramètres d'acquisition du protocole 2Coro STD	24
2.5	Paramètres d'acquisition du protocole 1Cardiac dose limited	24
2.6	Paramètres d'acquisition du protocole Aorta	27
2.7	Paramètres d'acquisition du protocole 2Coro STD	28
2.8	Répartition du nombre d'interventions médicales effectuées dans les domaines de la cardiologie et de la radiologie entre le 1er Octobre 2023 et le 30 Avril 2024	30
2.9	Répartition des types d'interventions Angiographiques pour l'évaluation de la dose de radiation chez les patients	31
2.10	Paramètres pour la numérisation des films	31
2.11	Paramètres de calibration des films Gafchromic XR-RV3.	32
2.12	Répartition des interventions par membre du personnel	33
2.13	Tableau des doses totales délivrées par la machine pour les 529 patients, potentiellement et partiellement reçues par le personnel	34
3.1	Résultats numériques des différents FOV mesurées à 12 cm, 16 cm, 20 cm et 30 cm, obtenues avec une distance de 100 cm entre la source de rayonnement et le récepteur d'image	36
3.2	Tableau des valeurs de FOV avec les écarts relatifs calculés	37
3.3	Analyse du débit de Kerma dans l'air pour des expositions latérales et une exposition à installation sous le lit	38
3.4	Résultats obtenus du débit de Kerma dans l'air mesuré à la surface d'entrée du récepteur d'image	38
3.5	Résultats obtenus de la DC et PDS pour une exposition lors du contrôle qualité dosimétrique du PDS	38
3.6	Résultats du PDS mesuré et affiché	39
3.7	Mesures de rayonnement de fuite en fluoroscopie	39
3.8	Mesures de rayonnement diffusé en fluoroscopie	39

3.9	Résultats de l'évaluation de la capacité de détection de faible contraste selon les tailles de champs et les modalités d'affichage en mode graphie.	40
3.10	Les résultats du test effectué pour évaluer la capacité de détection de faible contraste en fonction de différentes tailles de champs et de modalités d'affichage en mode scopie	41
3.11	La capacité de différents groupes de barres à être distingués en fonction de la taille du champ en mode scopie pour le PC du pupitre de commande	42
3.12	La capacité de différents groupes de barres à être distingués en fonction de la taille du champ en mode scopie pour l'écran de visualisation	43
3.13	La capacité de différents groupes de barres à être distingués en fonction de la taille du champ en mode graphie pour le PC du pupitre de commande	43
3.14	La capacité de différents groupes de barres à être distingués en fonction de la taille du champ en mode graphie pour l'écran de visualisation	44
3.15	Estimation des doses totales reçue à la peau pour chaque patient en Gy	48
3.16	Rapport de dose obtenues en simulant une procédure de coronarographie	49
3.17	Doses Cumulées (DC) lors de la simulation	49
3.18	Estimation des doses reçue en mGy pour les médecins et les manipulateurs	50
3.19	Résultats des dosimètres TLD pour le personnel médical.	50
3.20	Synthèse des atténuations induites par les tabliers plombés pour différentes épaisseurs équivalentes de plomb pour plusieurs tensions de tube à rayons X [15].	50
3.21	Doses atténuées avec l'utilisation des blouses plombées de 0,5mm.	50
3.22	Doses efficace E reçues en mSv par les médecins et manipulateurs en fluoroscopie	51
3.23	Résultats des dosimètres bague obtenus par C.R.N.A	51
3.24	Comparaison des résultats des dosimètres bague avec la dose efficace estimée en mSv pour le personnel médical.	51
3.25	Tableau de référence pour la détection de faible contraste en mode graphie.	56
3.26	Tableau de référence pour la détection de faible contraste en mode scopie.	57
3.27	Tableau de référence pour la résolution spatiale en mode graphie.	57
3.28	Tableau de référence pour la résolution spatiale en mode scopie.	57
3.29	Mesures de rayonnement diffusé en fluoroscopie pour les évaluations futures	58

Liste des acronymes

AIEA	Agence Internationale de l'Énergie Atomique
BC	Bande de conduction
BI	Bande interdite
BV	Bande de valence
CRNA	Centre de Recherche Nucléaire d'Alger
Cu	Cuivre
CT	Computed tomography (Tomodensitométrie)
CsI	Oxysulfure de césium
CsSb	Césium et d'antimoine
DC	Dose cumulée
DCM	Dose cutanée maximale
DO	Densité optique
FOV	Field Of View (Champ de vision)
GE	General Electric
Gy	Gray (unité de dose absorbée de rayonnement)
HCM	Hôpital privé Chahids Mahmoudi
I	Intensité lumineuse
ICRP	Commission Internationale de Protection Radiologique
IRM	Imagerie par résonance magnétique
K_{a,r}	Kerma au point de référence
kV	Tension d'exposition (kiloVolt)
LiF	Fluorure de Lithium
mA	Charge d'exposition (milliAmpère)
Pb	Plomb
ppp	Une mesure de la résolution qui quantifie le nombre de pixels présents par pouce
PKS	Produit Kerma-Surface
PDS	Produit dose surface
RGB	Canaux de numérisation rouge, vert et bleu (Red, Green, Blue)
RX	Rayons X
RP	Point de référence
Sv	Sievert (unité de dose équivalente et de dose efficace de rayonnement ionisant)
TLD	Dosimètre à thermoluminescence

TF Temps de fluoroscopie

W_R Facteur de pondération radiologique liés au rayonnement

W_T Facteur de pondération tissulaire

WinREMS Windows-based Radiation Evaluation and Management System

ZnCdS Zinc Cadmium sulfure

Introduction générale

La radiologie interventionnelle, une sous-spécialité dynamique de la radiologie médicale, a considérablement révolutionné les approches diagnostiques et thérapeutiques en offrant des alternatives moins invasives aux interventions chirurgicales traditionnelles. En utilisant des technologies d'imagerie avancées telles que la fluoroscopie, la tomодensitométrie (CT), l'échographie et l'IRM, cette discipline permet des interventions précises et ciblées, particulièrement essentielles en cardiologie pour des procédures telles que les angiographies coronariennes et les angioplasties avec pose de stent. Ces techniques mini-invasives réduisent significativement les risques de complications postopératoires, améliorant ainsi les résultats cliniques pour les patients.

Cependant, l'utilisation de rayonnements ionisants pour guider ces interventions n'est pas sans risque. Les doses élevées de radiation peuvent entraîner des effets déterministes, notamment des lésions cutanées, ce qui souligne l'importance critique de surveiller de près l'exposition aux rayonnements des patients et du personnel médical durant ces procédures.

L'intérêt pour la surveillance de l'exposition des patients aux radiations lors des procédures de cardiologie interventionnelle se reflète par le nombre croissant d'études se concentrant sur cette problématique. Ces études se basent généralement sur des indicateurs dosimétriques tels que le produit dose-surface (PDS), la dose cumulative (DC) et le temps de fluoroscopie (TF). Cependant, ces mesures ne fournissent pas toujours une évaluation précise de la dose cutanée maximale (DCM), qui est la dose la plus élevée à un point spécifique de la peau et qui est directement liée à l'apparition des effets déterministes [9]. En outre, le personnel médical est également exposé à des doses de rayonnement ionisant potentiellement dangereuses. La surveillance de l'exposition aux rayonnements est donc essentielle pour garantir la sécurité et la santé des travailleurs. Dans ce cadre, l'utilisation de dosimètres thermoluminescents (TLD) et de bagues dosimétriques constitue une méthode efficace pour évaluer les doses reçues par le personnel.

Pour mesurer précisément la dose cutanée maximale à la peau, l'utilisation de dosimètres est recommandée. Les systèmes de rayons X modernes intègrent souvent des dosimètres intégrés permettant de mesurer et d'enregistrer le produit kerma-surface (PKS) ainsi que le kerma au point de référence $K_{a,r}$. Parmi les différentes méthodes disponibles, l'utilisation de films Gafchromic de type XR RV3 est largement considérée comme la plus appropriée pour mesurer la dose maximale à la peau lors des procédures de cardiologie interventionnelle, offrant ainsi une évaluation précise et fiable de l'exposition aux rayonnements.

Le présent document se concentre sur l'étude dosimétrique et le contrôle de qualité dans le contexte des procédures cardiologiques en radiologie interventionnelle.

L'objectif principal est de garantir la performance de l'équipement radiologique (fluoroscopie) et d'évaluer et de contrôler la dose de radiation absorbée par les patients et le personnel médical pendant les procédures de radiologie interventionnelle.

Ce document est structuré en trois chapitres :

Le chapitre 01 explorera les principes fondamentaux de la radiologie interventionnelle en mettant l'accent sur les procédures médicales guidées par imagerie, telle que l'angiographie. En parallèle, il explorera en détail les concepts de dosimétrie, y compris l'évaluation des doses de rayonnement absorbées par les différents acteurs impliqués dans ces procédures.

Le chapitre 02 présentera en détail le cadre expérimental utilisé dans le cadre de l'étude dosimétrique et du contrôle qualité spécifiquement adaptés aux procédures de cardiologie en radiologie interventionnelle. Il décrira en détail le matériel, les équipements utilisés pour mener à bien cette étude.

Le chapitre 03 se concentrera sur une analyse approfondie des résultats des contrôles qualité de l'installation fluoroscopie et sur l'étude dosimétrique portant sur l'exposition aux rayonnements du personnel médical et des patients lors de procédures de cardiologie en radiologie interventionnelle.

Chapitre 1

Radiologie interventionnelle et dosimétrie

La radiologie interventionnelle et la dosimétrie sont deux piliers essentiels de la pratique médicale, ayant un impact majeur sur les soins médicaux délivrés aux patients. La radiologie interventionnelle, résultat des avancées technologiques dans les techniques médicales, offre des solutions diagnostiques et thérapeutiques avancées, permettant des interventions avec précision. En même temps, la dosimétrie, science de la mesure et de l'évaluation des doses de radiation, associée à la radioprotection, joue un rôle important dans la garantie de la sécurité des patients et du personnel médical exposés aux radiations ionisantes.

Dans ce chapitre, nous explorons ces deux domaines, nous commencerons par ce qu'est la radiologie interventionnelle puis nous entamerons la dosimétrie dans l'interventionnelle.

1.1 Radiologie interventionnelle

La radiologie interventionnelle est une discipline médicale spécialisée qui exploite les techniques d'imagerie médicale afin de réaliser des interventions diagnostiques et thérapeutiques peu invasives. Ces interventions sont guidées par l'utilisation de systèmes de fluoroscopie, qui permettent une visualisation en temps réel des structures internes du corps humain grâce aux rayons X, les cardiologues interventionnels peuvent réaliser diverses interventions avec précision, telles que l'insertion de cathéters, implantation de pacemakers...etc.

1.2 Applications en médecine

Les utilisations des rayons X dans le domaine médical occupent une place importante, tant dans le cadre de la thérapie que de l'imagerie médicale à savoir en radiologie interventionnelle. Des procédures telles que l'angiographie coronaire, l'angioplastie illustrent bien comment les rayons X sont appliqués en cardiologie et en radiologie pour des diagnostics et des traitements.

1.2.1 Angiographie coronaire ou coronarographie

L'angiographie est une intervention médicale principalement utilisée à des fins de diagnostic, employée pour examiner les artères coronaires, qui sont les artères du cœur, dans le but de repérer les anomalies de la circulation sanguine dues à des obstructions (Fig. 1.1). Cette procédure implique l'injection d'un produit de contraste iodé pendant une radiographie aux rayons X, ce qui permet de visualiser les obstructions présentes dans les artères [1].

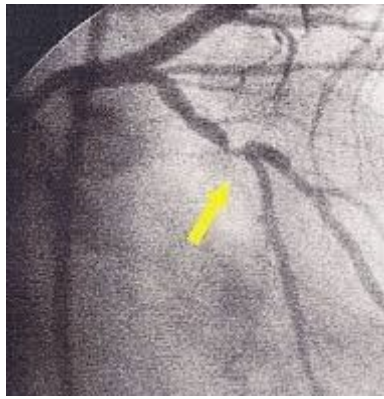


FIGURE 1.1 – Visualisation Coronarographique des Artères Coronaires : Examen Diagnostic

1.2.2 Angioplastie

L'angioplastie coronaire est une intervention médicale à visée thérapeutique, employée pour traiter une artère coronaire du cœur qui est rétrécie ou obstruée (Fig. 1.2). Cette procédure implique l'utilisation d'un cathéter et d'un ballon gonflé pour faciliter l'ouverture et améliorer la circulation sanguine dans le cœur [1].

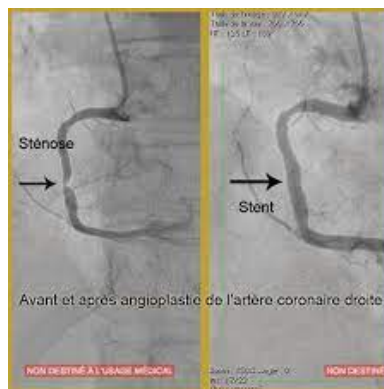


FIGURE 1.2 – Angioplastie : Technique de Réparation des Artères Obstruées

1.3 Machine de fluoroscopie

Un système de fluoroscopie (Fig. 1.3) est constitué des principaux composants suivants :

Arceau : L'arceau, qui relie solidement le générateur de rayons X au détecteur, est motorisé, permettant ainsi d'incliner ces deux composants autour de l'isocentre. Cette rotation facilite l'obtention d'images sous n'importe quel angle, sans nécessiter le déplacement du patient.

Tube à rayons X (B) : Ce composant produit les rayons X. Il s'agit d'un tube à vide qui applique une haute tension pour accélérer les électrons libérés par une cathode chaude jusqu'à une vitesse extrêmement élevée. Ces électrons de haute énergie entrent en collision avec une anode métallique, produisant ainsi des rayons X.

Collimateur : Il focalise le faisceau de rayons X en ne laissant passer que les rayons X voyageant dans une certaine direction.

Table : La table sur laquelle le patient est positionné permet de faire des rotations selon les positions verticale, longitudinale et latérale.

Récepteur d'images (A) : Ce composant collecte les rayons X qui ont traversé le patient

pour former l'image animée.

Pupitre de commande (interface utilisateur) : Permet à l'utilisateur de manipuler le système de fluoroscopie.

Affichage (Ecran de visualisation) : Montre la vue radiographique en direct.



FIGURE 1.3 – La photographie montre un grand système de fluoroscopie [7] A : récepteur d'image à panneau plat, B : tube à rayons X

1.4 Principe de la radiologie interventionnelle

1.4.1 Principe médicale

Les examens sont généralement faits sous anesthésie locale ou sous sédation. La procédure implique une ponction artérielle dans la main droite pour l'introduction d'un cathéter également appelé indicateur. Sous guidage radiographique, le cathéter est ensuite dirigé par le médecin vers les artères à explorer à l'aide d'un écran de télévision. Ce cathéter est utilisé pour administrer un produit de contraste iodé, permettant la visualisation des vaisseaux sanguins (plusieurs injections peuvent être administrées pour une bonne exploration). À la fin de l'examen, le cathéter est retiré et un pansement compressif est appliqué par le manipulateur afin de prévenir tout saignement.

1.4.2 Principe physique

La fluoroscopie est une technique d'imagerie médicale qui permet de visualiser en temps réel les structures internes du corps humain. Elle repose sur l'utilisation de rayons X et d'un intensificateur d'image pour convertir les rayons X en images visibles. Le fonctionnement physique de la fluoroscopie est décomposé en plusieurs étapes :

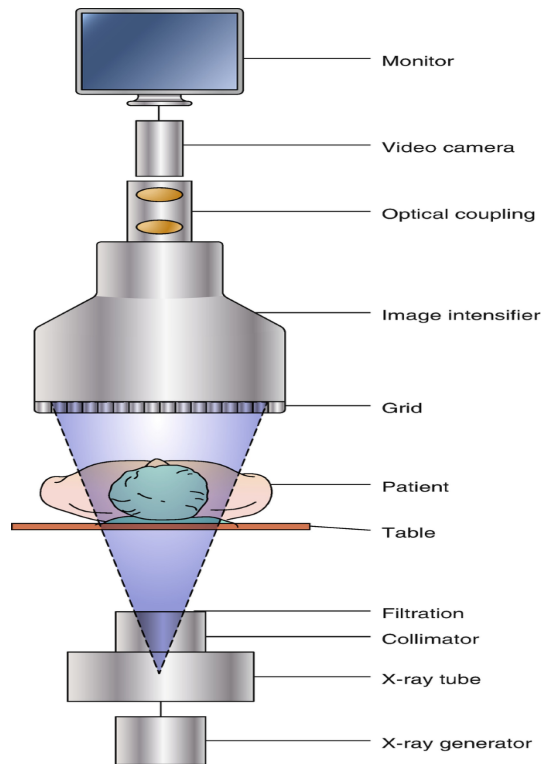


FIGURE 1.4 – Chaîne d'imagerie en fluoroscopie

1.4.2.1 Tube à rayons X : production des rayons X

Le tube à rayons X est la composante centrale qui génère les rayons X (RX). Il se compose d'une chambre en verre sous vide contenant une cathode et une anode.

La cathode, représentée dans (Fig. 1.5), est un filament chargé négativement. Lorsqu'il est chauffé par un courant électrique basse tension, ce filament émet des électrons. Ces électrons sont ensuite accélérés vers l'anode, une cible en tungstène chargée positivement, grâce à un champ électrique haute tension de plusieurs kilovolts.

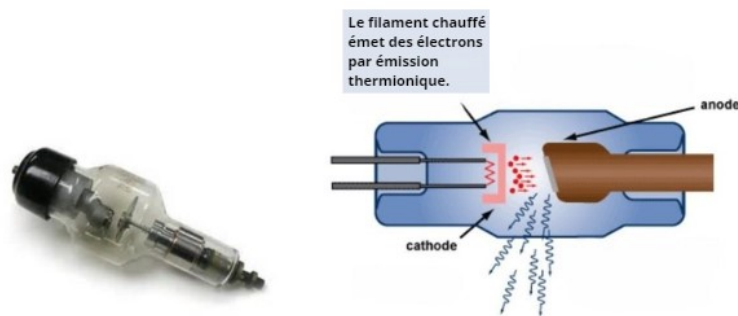


FIGURE 1.5 – Constitution du tube à rayons X

Lorsque les électrons atteignent l'anode, ils subissent une décélération rapide. Cette décélération convertit une partie de leur énergie cinétique en rayons X et en chaleur. C'est ainsi que les rayons X sont produits : une petite fraction de l'énergie des électrons devient des rayons X, tandis que la majorité se dissipe sous forme de chaleur.

1.4.2.2 Filtration et Collimation

Les rayons X produits sont ensuite filtrés pour éliminer les photons de faible énergie qui n'apportent pas d'informations diagnostiques utiles et augmentent la dose de radiation au patient. Des filtres en Aluminium ou en Cuivre sont utilisés à cette fin. Après la filtration, les rayons X passent à travers un collimateur, qui limite le faisceau à la zone d'intérêt spécifique, réduisant ainsi l'exposition inutile aux rayons X et améliorant la qualité de l'image.

1.4.2.3 Interaction avec le Corps du Patient

Le faisceau de rayons X filtré et collimaté traverse ensuite le corps du patient. Les rayons X interagissent différemment avec les divers tissus corporels en fonction de leur densité et de leur composition chimique. Les tissus denses comme les os absorbent plus de rayons X, tandis que les tissus mous comme les muscles et les organes en absorbent moins. Cette interaction différentielle crée une image en contraste des structures internes du patient.

1.4.2.4 Grille Anti-Diffusion

Après avoir traversé le patient, les rayons X passent à travers une grille anti-diffusion. Cette grille a pour but de réduire les rayonnements diffusés, ce qui permet d'obtenir une image plus nette et mieux contrastée.

1.4.2.5 Intensificateur d'image : Conversion des RX en lumière

L'intensificateur d'image est un composant essentiel de la fluoroscopie, permettant de convertir les rayons X en une image visible lumineuse.

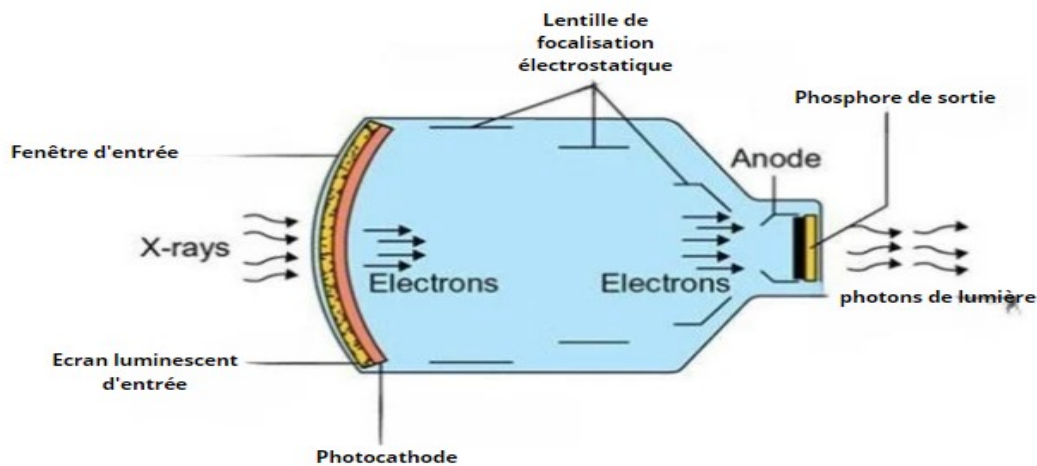


FIGURE 1.6 – Composants de l'intensificateur d'image

Les rayons X provenant de la source de rayonnement traversent la fenêtre d'entrée de l'intensificateur d'image. Cette fenêtre est composée d'un matériau à faible atténuation pour les rayons X, permettant ainsi leur passage sans perte significative d'énergie. Une fois à l'intérieur, les rayons X frappent le phosphore d'entrée, qui est un matériau fluorescent. Ce phosphore, souvent constitué d'oxysulfure de césium (CsI), convertit l'énergie des rayons X en photons de lumière visible par fluorescence. Les photons de lumière visible produits par le phosphore d'entrée excitent la photocathode, qui est une couche mince de matériau photoélectrique appliquée directement

derrière le phosphore d'entrée. La photocathode, souvent constituée de césium et d'antimoine (CsSb), a la propriété de libérer des électrons lorsqu'elle est exposée à la lumière visible. Les électrons ainsi émis par la photocathode sont ensuite dirigés et focalisés par des lentilles électrostatiques à l'intérieur de l'intensificateur d'image. Ces lentilles, formées de champs électriques, concentrent et accélèrent le faisceau d'électrons vers l'anode. L'anode, chargée positivement, attire les électrons en raison de sa charge positive, augmentant ainsi leur énergie cinétique au cours de leur trajet. Les électrons accélérés frappent ensuite le phosphore de sortie, un autre matériau fluorescent, généralement constitué de zinc cadmium sulfure (ZnCdS). Lorsque les électrons frappent le phosphore de sortie, ce dernier émet des photons de lumière visible, créant une image lumineuse de la zone initialement exposée aux rayons X. Cette image est beaucoup plus lumineuse que l'image initiale grâce à l'amplification réalisée par l'intensificateur d'image. La lumière visible émise par le phosphore de sortie est ensuite collectée par un système optique, tel qu'une caméra vidéo, et affichée sur un moniteur. Le résultat final est une image en temps réel, nettement plus lumineuse et claire, permettant une meilleure visualisation des structures internes du patient [18].

1.5 La radioprotection en radiologie interventionnelle

La radioprotection englobe l'ensemble des mesures prises pour assurer la protection de l'homme et de son environnement contre les effets des rayonnements ionisants [11]. Ces effets se répartissent en deux catégories, les effets déterministes et les effets stochastiques, cela en fonction de leurs délais d'apparition :

Effet	Effets Déterministes	Effets Stochastiques
Description	Effets sur la santé qui résultent d'une exposition aux rayonnements ionisants avec une dose seuil en dessous de laquelle aucun effet ne se produit.	Effets sur la santé résultant d'une exposition aux rayonnements ionisants sans dose seuil en dessous de laquelle aucun effet ne se produit.
Dose Seuil	Oui, il existe une dose seuil en dessous de laquelle les effets ne se manifestent pas.	Non, il n'y a pas de dose seuil ; même de faibles doses peuvent provoquer des effets.
Caractère	Localisés et apparaissent peu de temps après l'exposition.	Aléatoires, peuvent survenir longtemps après l'exposition.
Prévisibilité	Prévisibles et reproductibles.	Aléatoires, la probabilité augmente avec la dose, mais la gravité de l'effet ne dépend pas nécessairement de la dose.
Exemples d'Effets	Rougeurs de la peau, brûlures, perte de cheveux, cataractes.	Cancer, mutations génétiques.
Gravité	Augmente avec la dose de rayonnement reçue.	La gravité n'augmente pas nécessairement avec la dose ; c'est la probabilité d'apparition de l'effet qui augmente avec la dose.
Temps d'Apparition	Peu de temps après l'exposition.	Peut survenir des années après l'exposition.

TABLE 1.1 – Comparaison entre les effets déterministes et stochastiques des rayonnements ionisants [14]

1.6 Les principes fondamentaux de la radioprotection

Pour assurer la protection du personnel exposé aux radiations, la Commission Internationale de Protection Radiologique (ICRP), fondée en 1928, a énoncé trois principes fondamentaux [4], à savoir :

1.6.1 Justification

Toute exposition aux rayonnements ionisants pendant les actes médicaux doit être justifiée en fonction des bénéfices qu'elle apporte c'est-à-dire qu'elle doit apporter un bénéfice supérieur aux risques.

1.6.2 Optimisation

Le but fondamental de l'optimisation de la protection du patient lors d'actes diagnostiques ou thérapeutiques est de maximiser les effets bénéfiques et de minimiser les nuisibles tout en tenant compte des circonstances sociales et économiques.

1.6.3 Limitation

Les limites de doses sont établies dans le but de minimiser les risques d'effets stochastiques et d'empêcher la survenue des effets déterministes chez le personnel médical exposé à des rayonnements ionisants.

1.7 Contrôle qualité d'une installation fluoroscopique

1.7.1 Importance du contrôle qualité

Le contrôle qualité en radiologie interventionnelle est un ensemble de méthodes qui visent à évaluer ou à garantir la performance des équipements radiologiques pour assurer la sécurité du personnel et des patients. Il permet de garantir la sécurité des patients en minimisant les risques associés aux radiations ionisantes. Cela se fait en vérifiant régulièrement l'état des équipements et en contrôlant les paramètres techniques. De plus, le contrôle qualité permet d'identifier et de résoudre rapidement tout problème ou incident pouvant survenir, contribuant ainsi à améliorer la qualité des procédures et à limiter les conséquences liées aux rayonnements ionisants.

1.7.2 Les différents tests de contrôle qualité

Ce sont des protocoles définis par l'Agence Internationale de l'Energie Atomique (AIEA) [8] qui s'effectuent pour vérifier les composants mécaniques, les paramètres dosimétriques et la qualité de l'image de l'installation fluoroscopique afin d'assurer qu'ils sont conformes aux normes établies par le fabricant ou les recommandations, et en assurant le bon fonctionnement au fil du temps. Parmi ces tests, on trouve :

Tests	Description et objectif
Vérification des différentes tailles de champs	C'est un test utile pour évaluer la taille du champ et pour assurer le bon fonctionnement du collimateur.

TABLE 1.2 – Description et objectif des différents tests mécaniques effectués annuellement

Tests	Description et objectif
Test de détection de contraste faible	Ce test vise à évaluer la capacité du système à distinguer les variations de contraste dans l'image, ce qui est important pour détecter des détails importants.
Test de résolution spatiale	Ce test mesure la capacité du système à distinguer les détails fins dans l'image, ce qui est essentiel pour une visualisation précise des structures anatomiques.
Test d'uniformité de l'image	Ce test vise à confirmer que l'image n'est pas altérée et qu'elle ne présente aucun artefact.

TABLE 1.3 – Description et objectif des différents tests de qualité d'image effectués annuellement

Tests	Description et objectif
Débit de kerma dans l'air à la surface d'entrée du patient	Ce test annuel vise à vérifier que le Débit de kerma d'air à la surface d'entrée du patient maximal atteignable est inférieur à la limite institutionnelle (les protocoles internes de l'établissement médical) ou nationale (établies par des organismes de réglementation).
Débit de kerma d'air à la surface d'entrée du récepteur d'image	Ce test, effectué chaque année, est utilisé pour vérifier la conformité du débit de kerma d'air à l'entrée du détecteur avec le niveau maximum autorisé.
Étalonnage du produit aire-kerma	Ce test, effectué annuellement, est conçu pour assurer la précision du compteur KAP, fournissant une indication fiable de la dose d'entrée reçue par le patient.
Rayonnement de fuite	Ce test est réalisé lors de l'acceptation initiale et après toute modification majeure du collimateur ou de l'ensemble tube. Son objectif est de quantifier le rayonnement de fuite émis par le système de collimation et l'ensemble tube à rayons X.
Rayonnement diffusé	Ce test est répété annuellement afin d'évaluer l'exposition professionnelle du personnel travaillant dans la salle lors des procédures cliniques.

TABLE 1.4 – Description et objectif des différents tests dosimétriques

1.8 Dosimétrie

L'exposition aux rayonnements ionisant présente des risques pour la santé en raison de leurs capacités à interagir avec la matière biologique. Afin d'évaluer ces effets, il est nécessaire de recourir à certaines grandeurs dosimétriques.

1.8.1 Grandeurs dosimétriques

Ces grandeurs dosimétriques ont pour rôle de quantifier l'exposition aux rayonnements ionisants et d'évaluer les risques associés, parmi ces grandeurs on distingue :

1.8.1.1 Dose absorbée (D)

La dose absorbée (D) est une grandeur fondamentale en radioprotection qui mesure l'énergie moyenne déposée par les rayonnements ionisants à la matière dans un élément de volume exprimée en Gray (Gy), soit :

$$D = \frac{\Delta E}{\Delta m} \quad (1.1)$$

ΔE est l'énergie moyenne déposée et Δm est la masse de l'élément de volume dans lequel l'énergie est déposée.

1.8.1.2 Dose équivalente (H)

La dose équivalente (H) est une grandeur utilisée en radioprotection pour évaluer les effets biologiques des rayonnements ionisants sur les tissus et les organes du corps humain, s'exprime en Sievert (Sv). Elle se définit par :

$$H = \sum D \cdot W_R \quad (1.2)$$

D est la dose absorbée par le tissu ou l'organe et W_R est le facteur de pondération radiologique liés au rayonnement voir le tableau 1.5.

Selon les recommandations de l'ICRP 103 [4] les facteurs de pondération radiologique liés au rayonnement sont réparties dans le tableau suivant 1.5 :

Type de rayonnement	Facteur de pondération pour les rayonnements, w_R
Photons, Électrons	1
Protons	2
Particules alpha, ions lourds	20

TABLE 1.5 – Facteur de pondération w_R pour différents types de rayonnement.

1.8.1.3 Dose efficace (E)

La dose efficace est une dose biologique très utilisée en radioprotection, qui sert à évaluer l'exposition d'une personne individuelle aux rayonnements. Elle tient compte de la sensibilité des tissus affectés et de la nature des rayonnements, s'exprime en Sievert (Sv).

$$E = \sum H \cdot W_T \quad (1.3)$$

H est la dose équivalente dans le tissu ou l'organe et W_T est le facteur de pondération tissulaire voir le tableau 1.6.

Selon les recommandations de l'ICRP 103 [4], les facteurs de pondération tissulaire sont réparties dans le tableau suivant 1.6 :

Tissu	w_T
Moelle osseuse, côlon, poumons, estomac, sein, tissus restants	0,12
Gonades	0,08
Vessie, oesophage, foie, thyroïde	0,04
Surface osseuse, cerveau, glandes salivaires, peau	0,01
Total (corps entier)	1,00

TABLE 1.6 – Coefficients w_T pour différents tissus.

1.8.1.4 Produit dose surface (PDS)

Le produit dose-surface (PDS) est calculé en multipliant la dose absorbée par la surface irradiée, exprimé en Gray centimètre carré ($\text{Gy} \cdot \text{cm}^2$). La formule est la suivante :

$$PDS = D \times S \quad (1.4)$$

PDS est le produit dose-surface, exprimé en Gray centimètre carré ($Gy \cdot cm^2$), D est la dose absorbée, exprimée en Gray (Gy) et S est la surface irradiée, exprimée en centimètres carrés (cm^2).

1.8.1.5 Kerma (K)

Le Kerma est le quotient de la somme des énergies cinétiques initiales de toutes les particules chargées mises en mouvements par les rayonnements indirectement ionisants dans le volume de référence de masse. Le Kerma est l'abréviation du terme « Kinetic Energy Released per unit Mass in the medium », il s'exprime en Gray (Gy) et il se définit par :

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (1.5)$$

dE_{tr} est l'énergie cinétique et dm est la masse de l'élément de volume.

1.8.1.6 Produit Kerma-aire (PKA) / Produit Kerma-Surface (PKS)

Le produit du Kerma dans l'air et de la surface du champ d'irradiation (S) est une grandeur indépendante de la distance du foyer au détecteur car la section droite du faisceau augmente avec le carré de la distance à la source alors que le Kerma décroît avec cette distance au carré, s'exprimé en $Gy \cdot cm^2$.

$$PKA = K_{air} \cdot S \quad (1.6)$$

K_{air} est le Kerma dans l'air et S est la surface du champ d'irradiation.

1.8.2 Évaluation de la dose reçue par le patient

L'utilisation prolongée des rayons X pendant les procédures peut entraîner une exposition accrue des tissus cutanés du patient à des doses élevées de radiation. Cette exposition accrue comporte des risques, notamment celui de provoquer des effets déterministes. Ces effets incluent des dommages tissulaires tels que des brûlures cutanées, qui peuvent se produire lorsque la dose de radiation dépasse un certain seuil. Les effets indésirables des doses élevées de rayons X sur la peau sont variés et peuvent être répartis selon le tableau 2.1 :

Effets	Dose seuil (Gy)	Délai d'apparition
Érythème transitoire	2	2-24 heures
Érythème sévère	6	1,5 semaine
Épilation temporaire	3	3 semaines
Épilation permanente	7	3 semaines
Desquamation sèche	14	4 semaines

TABLE 1.7 – Lésions cutanées possibles en radiologie interventionnelle et leurs délais d'apparition, mises en relation avec les doses seuil [2]

Quelques effets néfastes causés par une exposition accrue aux rayons X sont répertoriés ci-dessous :



FIGURE 1.7 – Brûlure de la peau suite à une exposition à la fluoroscopie [19]

Pour réduire les risques, la gestion de la dose de rayonnement est devenue une composante importante en radiologie interventionnelle. La Directive 2013/59/Euratom de l'Union européenne met en avant cette nécessité, en imposant que tout appareil de radiologie interventionnelle soit équipé pour indiquer les doses administrées après chaque intervention. Ces informations doivent être enregistrées dans le dossier du patient, ce qui aide au suivi et à la réduction des doses. La Commission Internationale de Protection Radiologique (CIPR) recommande également de surveiller attentivement les doses pour éviter les effets nocifs.

Parmi les diverses méthodes proposées pour mesurer la dose cutanée maximale (DCM), l'utilisation de films radiochromiques, tels que les films Gafchromic, semblent être particulièrement adaptées aux contextes de cardiologie interventionnelle. Ces films, qui peuvent être placés facilement sous le patient sans perturber les informations diagnostiques, permettent une évaluation précise et bidimensionnelle de la distribution des doses. Ils présentent l'avantage de ne pas nécessiter de traitement spécial et peuvent être manipulés en lumière normale, facilitant ainsi leur utilisation en milieu clinique.

Lorsqu'un film radiochromique est exposé à des rayonnements ionisants, une coloration se produit. Cette coloration est due à une atténuation de la lumière visible traversant le film développé, résultant en un aspect grisâtre. La réduction de la lumière passant à travers le film est une mesure de sa noirceur ou densité optique (OD). Une hypothèse centrale en dosimétrie par film est que la dose reçue par le film est reflétée dans la densité optique résultante de ce film [3]. Cette relation peut être exprimée comme suit :

$$DO = \log_{10} \left(\frac{I_0}{I} \right) \quad (1.7)$$

I_0 est l'intensité lumineuse du film non exposé et I est l'intensité lumineuse du film exposé.

1.8.3 Évaluation de l'exposition du personnel médical aux doses de rayonnement

L'évaluation de l'exposition du personnel médical aux doses de rayonnement est un aspect essentielle pour garantir leur sécurité. Ces professionnels travaillant dans les environnements où les rayonnements ionisants sont utilisés, tels que les salles de cathétérisme cardiaque, sont exposés à un risque accru de radiation. Cette exposition peut avoir des conséquences néfastes sur leur santé à long terme, notamment un risque accru de cancer. Pour évaluer l'exposition du personnel médical aux rayonnements ionisants, plusieurs mesures de dosimétrie sont disponibles, elles fournissent des données précises sur les niveaux de radiation et permettent de prendre des mesures correctives si nécessaire pour réduire l'exposition du personnel.

1.8.3.1 Détection des rayonnements

Dans le cadre de la surveillance dosimétrique individuelle, on emploie des dosimètres passifs pour mesurer la dose totale de rayonnement absorbée par le corps entier, ainsi que des dosimètres bagues, spécialement conçus pour mesurer les doses reçues par des parties spécifiques du corps, comme les mains.

1.8.3.2 Description et principe de fonctionnement d'un dosimètre thermo-luminescent

Le TLD (dosimètre thermo-luminescent) est un dispositif utilisé pour mesurer les rayonnements ionisants tels que les rayons beta, alpha et X. Il repose sur le principe de la thermoluminescence. Ils sont généralement composés de cristaux sensibles, principalement en fluorure de lithium, qui réagissent aux radiations ils sont montés sur un support spécial pour faciliter le port par le personnel et une enveloppe protectrice qui entoure le cristal afin de le préserver des radiations externes et un fil de chauffage est également inclus pour effectuer la mesure thermo-luminescente.

Dans un cristal parfait, les électrons occupent un certain nombre de niveaux d'énergie discrets répartis dans des bandes permises séparées par des bandes interdites. Dans un cristal parfait, les électrons ne peuvent occuper aucun niveau énergétique situé dans la bande interdite (BI). Au zéro absolu, l'énergie des électrons est minimale : la bande de conduction (BC) est vide, et la bande de valence (BV) est remplie. Sous l'effet d'une excitation, par exemple un rayonnement ionisant, un électron de la bande de valence peut recevoir une énergie, au moins égale à la largeur de la bande interdite, suffisante pour le faire passer dans la bande de conduction. L'électron devenu libre peut alors se déplacer dans le cristal. L'introduction d'impuretés chimiques lors de la synthèse du produit se manifeste par la présence de défauts dans la structure cristalline. La périodicité du cristal est perturbée, et des niveaux d'énergie sont créés dans la bande interdite, (Fig. 1.8). Certains de ces défauts sont situés au voisinage de la bande de valence et constituent des pièges pour les trous. Les trous sont des lacunes électroniques qui vont se comporter comme des charges électriques positives. D'autres sont positionnés au voisinage de la bande de conduction et sont des pièges pour les électrons libres, d'autres enfin peuvent jouer à la fois le rôle de pièges à trous et de pièges à électrons : ce sont les centres de recombinaison. Toute impureté capable de capturer un électron ou un trou est appelée centre de piégeage ou piège. Le phénomène de thermoluminescence ne peut s'interpréter que si les niveaux d'énergies engendrés par les défauts constituent des niveaux d'énergie métastables. Dans ce cas, tout retour direct de l'électron (ou du trou) vers son état initial est interdit. L'irradiation du cristal a pour effet d'exciter les électrons depuis la bande de valence jusqu'à la bande de conduction. Une partie de ces électrons circulant dans la bande de conduction retourne à l'état fondamental, tandis que l'autre partie est capturée par des pièges,(Fig. 1.8).

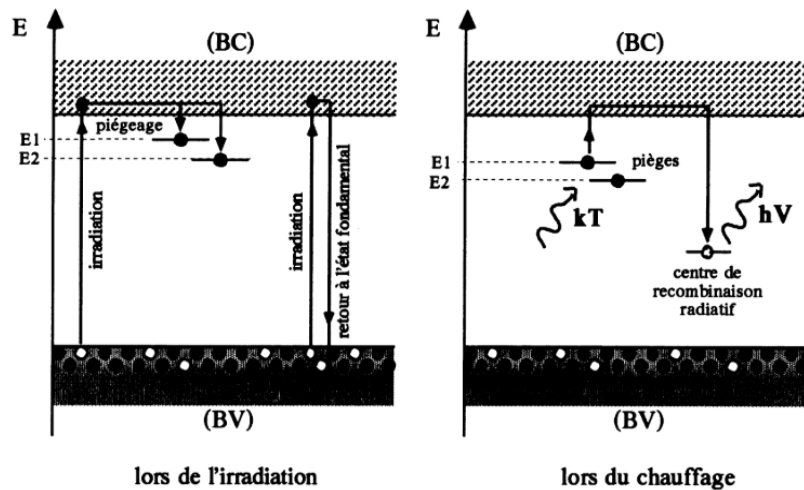


FIGURE 1.8 – Description du principe de Thermoluminescence [12].

Ces électrons piégés dans la bande interdite représentent l'énergie stockée pendant le temps où les électrons sont retenus et la quantité de cette énergie dépend de l'exposition au rayonnement. Ces électrons pièges participent à leurs tours au signal Thermoluminescent [12].

1.8.3.3 Principe de remontée de la lecture du dosimètre à la dose

Après l'irradiation des détecteurs, les données sont collectées par une simple lecture à l'aide d'un lecteur TLD (thermoluminescent) de type HARSHAW. Ce dispositif utilise le logiciel WinREMS (Windows-based Radiation Evaluation and Management System) installé sur un ordinateur personnel auquel il est connecté. Le lecteur mesure la dose cumulée dans les cristaux de fluorure de lithium (LiF) qui composent les détecteurs [5].



FIGURE 1.9 – Lecteur TLD 3500



FIGURE 1.10 – Tiroir glissant du lecteur TLD

Le processus de lecture se déroule comme suit [12] :

1. **Insertion de la carte dosimétrique** : La carte dosimétrique contenant les cristaux de LiF est insérée dans le tiroir glissant du lecteur (Fig. 1.10).
2. **Chauffage des cristaux** : Une fois la carte en place, les cristaux de LiF sont chauffés progressivement. Ce chauffage provoque la libération de l'énergie accumulée sous forme

de lumière, un processus connu sous le nom de luminescence.

3. **Détection de la lumière émise** : La lumière émise par les cristaux chauffés est captée par les tubes photomultiplicateurs. Ces tubes sont des dispositifs très sensibles qui convertissent la lumière en signal électrique.
4. **Conversion du signal** : Le signal électrique généré par les tubes photomultiplicateurs est proportionnel à la quantité de lumière émise par les cristaux de LiF, et donc à la dose de radiation accumulée. Ce signal est ensuite transmis au programme WinREMS.
5. **Analyse et affichage des données** : Le programme WinREMS analyse le signal électrique pour calculer la dose de radiation accumulée par les détecteurs. Les résultats de cette analyse sont affichés sur l'écran de l'ordinateur voir la figure (Fig. 1.11). WinREMS permet également de stocker, d'analyser en profondeur et d'imprimer les résultats pour la génération de rapports détaillés.



FIGURE 1.11 – Analyse et affichage des données avec lecteur TLD 3500 et l'ordinateur

Chapitre 2

Matériel et méthodes

Dans cette section, nous fournirons une description approfondie du cadre expérimental utilisé pour l'étude dosimétrique et le contrôle qualité spécifiquement adaptés aux procédures de cardiologie en radiologie interventionnelle. Nous détaillerons le matériel et les équipements essentiels qui ont été sélectionnés pour la réalisation de cette étude.

2.1 Matériel utilisé

2.1.1 Équipements de radiologie

Toutes les mesures que nous avons réalisées dans le cadre de ce travail ont été effectuées avec l'appareil de fluoroscopie du service de cardiologie de l'hôpital Chahids Mahmoudi (HCM) de Tizi-Ouzou. Il s'agit du modèle " Innova IGS 530 " de la marque General Electric (GE) Medical Systems SCS (Fig. 2.1).



FIGURE 2.1 – Machine fluoroscopie modèle Innova IGS 530 de l'HCM

Cette machine comprend un arceau en C, connectant la source à un détecteur numérique à écran plat carré polyvalent de 31×31 cm, capable de faire des rotations selon deux angles autour d'un isocentre, permettant ainsi la capture d'images dynamiques sous divers angles de rotation. De plus, un tube à rayons X est présent, produisant des rayons X avec une gamme d'énergie maximum de 125 kV. Le détecteur intégré au bras en forme de C, collectant les rayons X traversant le corps du patient. Enfin, une table d'examen ajustable en position latérale, verticale et longitudinale facilite la procédure d'examen pour les médecins [7].

2.1.2 Systèmes dosimétriques

À l'HCM, les dosimètres thermoluminescents (TLD) sont utilisés. Ils sont fournis par le Centre de Recherche Nucléaire d'Alger (CRNA) et analysés par celui-ci.



FIGURE 2.2 – Dosimètres passif



FIGURE 2.3 – Bagues dosimétriques

2.1.3 Film Gafchromic de type XR-RV3

Les films Gafchromic XR-RV3 de $35\text{cm} \times 45\text{cm}$, développés par la société Ashland, sont spécifiquement conçus pour mesurer la dose de pic de la peau lors de procédures interventionnelles guidées par fluoroscopie. Ces films sont sensibles à une grande plage de doses, allant de 0,05 Gy à 15 Gy, permettant de mesurer la dose maximale à la peau [13]. Ils sont constitués de plusieurs couches, chacune ayant un rôle spécifique :

Polyester Jaune (97 micromètres) : Cette couche extérieure protège les couches internes du film et contribue à sa stabilité et sa durabilité.

Couche Adhésive Sensible à la Pression (20 micromètres) : Cette couche permet au film de s'attacher facilement à différentes surfaces, facilitant ainsi son utilisation et son positionnement lors des mesures de dose.

Couche Active (17 micromètres) : Cette couche est la partie principale du film qui réagit aux radiations en enregistrant les doses reçues. Elle est conçue pour être sensible à une large gamme de doses, permettant une mesure précise de la dose de pic de la peau lors des procédures interventionnelles.

Polyester Blanc (97 micromètres) : Cette couche inférieure sert de base solide au film, contribuant à sa stabilité structurelle.

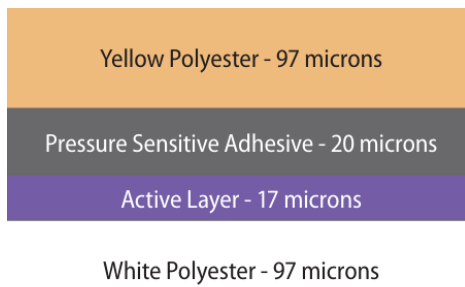


FIGURE 2.4 – Structure du film Gafchromic, type XR-RV3 film

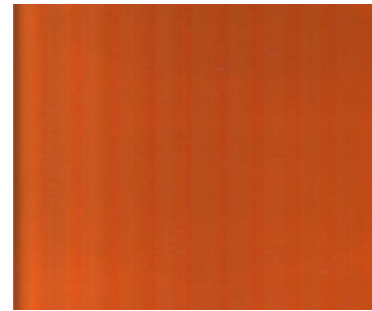


FIGURE 2.5 – Film Gafchromic de type XR-RV3

2.1.4 Phantom en PMMA RW3

Le phantom en plaque équivalente tissu est un objet test fabriqué à partir de polyméthacrylate de méthyle (PMMA), un matériau dont la densité ($1,18 \text{ g/cm}^3$) est proche de celle de l'eau. Cette similitude de densité permet de reproduire facilement les interactions des rayonnements avec les tissus humains lors d'examens radiologiques ou de procédures médicales.

2.1.5 Le logiciel ImageJ

ImageJ est un logiciel d'analyse d'images développé par Wayne Rasband du National Institutes of Health, en 1997. Il est largement utilisé dans le domaine de la recherche scientifique pour l'analyse et le traitement d'images. Il offre une large gamme de fonctionnalités pour la visualisation, la manipulation et l'analyse d'images, y compris la mesure de distances, d'aires, de densités, la création de profils de densité, la segmentation d'images, la superposition d'images.

2.1.6 Scanner à plat

Le scanner à plat est un appareil qui numérise des documents papier en formats numériques. Il possède une surface en verre sur laquelle on place le document à numériser, et un couvercle qui aide à éclairer uniformément le document. Une source de lumière et des capteurs captent l'image et la convertissent en fichier numérique. Le scanner se connecte à un ordinateur pour enregistrer les fichiers numérisés et est adapté pour numériser des documents, des photos et d'autres formats de papier plats. Pour cette étude, nous avons utilisé le scanner à plat Epson Perfection V800Photo.



FIGURE 2.6 – Scanner à plat Epson Perfection V800Photo de l'HCM

2.1.7 Phantom test Pure.18

Le phantom Pure.18 est un outil de test d'imagerie médicale conçu pour évaluer de manière simple et efficace les performances d'imagerie des systèmes fluoroscopiques au quotidien. Cet outil est utilisé pour vérifier l'échelle de gris, compter les détails de contraste, et résoudre les motifs de lignes afin d'identifier toute déviation de la norme qui pourrait indiquer une détérioration de la qualité de l'image dans un système d'imagerie fluoroscopique [10]. Il permet d'évaluer :

- . **Réglage de la luminosité et du contraste** : Il utilise le cuivre (Cu) pour une lumière élevée et le plomb (Pb) pour des détails en faible luminosité.
- . **Vérification de la géométrie circulaire** : Il permet de numériser la linéarité pour vérifier la précision géométrique.
- . **Contraste d'imagerie** : Il contient 18 détails à faible et haut contraste avec des valeurs de contraste allant de 0,9 % à 16,7 % à 70 kV, avec un diamètre de 8 mm, voir tableau 2.1
- . **Résolution** : La résolution va de 0,5 à 5,0 paires de lignes par millimètre, ce qui permet de tester la clarté de l'image, voir tableau 2.2
- . **Marquages de contrôle de géométrie et de collimation** : Ces marquages facilitent l'évaluation précise de la géométrie et de la collimation.

En termes de spécifications, le phantom Pure.18 a un diamètre de 180 mm et une épaisseur de 10 mm.

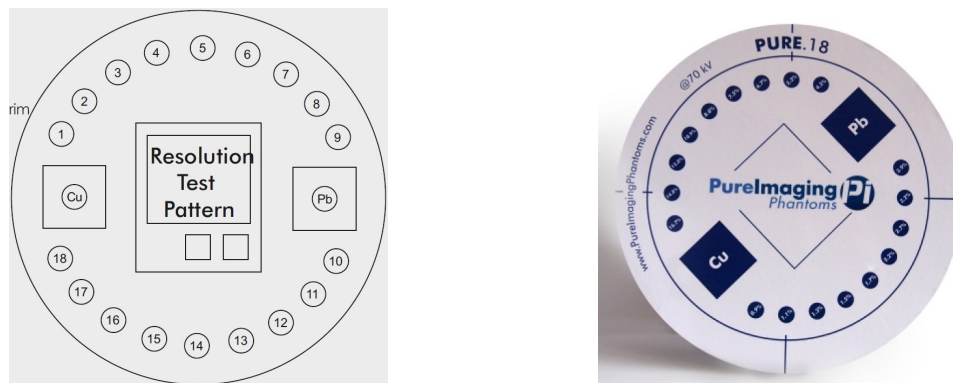


FIGURE 2.7 – Phantom de performances PURE.18.

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

TABLE 2.1 – 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

TABLE 2.2 – Fréquences spatiales en paire de ligne par mm

2.1.8 Atténuateur

Un atténuateur est un dispositif conçu à partir de différents matériaux pour réduire l'intensité d'un flux de rayonnement.

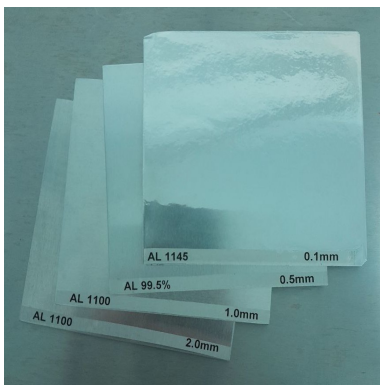


FIGURE 2.8 – Atténuateur d'aluminium



FIGURE 2.9 – Atténuateur de cuivre

Quantité	Épaisseur	Matériau
1	2 mm	AL1100
2	1 mm	AL1100
3	0,5 mm	AL99,5%
5	0,1 mm	AL1145

TABLE 2.3 – Le tableau présente des détails sur les quantités, les épaisseurs et les matériaux utilisés dans l'atténuateur en aluminium

2.1.9 Radiamètre

Un Radiamètre de type STEP de modèle STEP OD-02 a été utilisée.

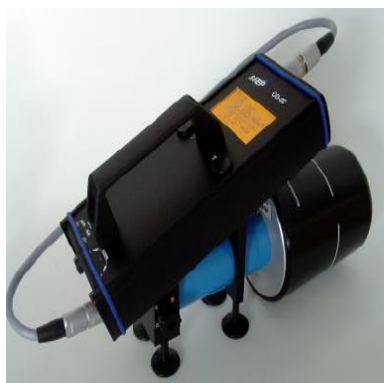


FIGURE 2.10 – Radiamètre modèle STEP OD-02

2.1.10 Détecteur solide et électromètre

Nous avons utilisé un détecteur solide multiparamètres de type RADCAL modèle AGMS-DM+a reliée à un électromètre de type Accu-Dose+ Touch de RADCAL.



FIGURE 2.11 – Appareil de mesure à multiparamètre : Détecteur solide de type RADCAL

2.1.11 Plaque de collimation

Une plaque de collimation a été utilisée pour vérifier les différentes tailles de champs.

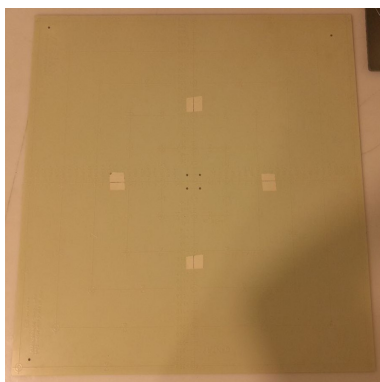


FIGURE 2.12 – Plaque de collimation

2.2 Méthodes

Dans cette section, nous allons présenter les procédures que nous avons suivies lors de cette étude. Tout d'abord, nous allons aborder les contrôles qualité spécifiques à l'unité de fluoroscopie, cela comprend l'étude des contrôles mécaniques, de la qualité d'image et des contrôles dosimétriques pour garantir que les doses de rayonnement administrées aux patients restent dans les limites autorisées. Ensuite, nous allons détailler les procédures suivies pour le suivi des doses chez les patients et le personnel médical exposé aux rayonnements ionisants.

2.2.1 Contrôles qualité mécanique

Les acquisitions que nous avons faites pour les différents tests ont été effectuées avec le protocole de 2Coro STD avec les paramètres d'acquisition suivants :

Modes	kV	mA
Graphie	67	Auto controle

TABLE 2.4 – Paramètres d'acquisition du protocole 2Coro STD

2.2.1.1 Vérification des différentes tailles de champs

Tout d'abord, nous avons positionné l'arceau verticalement en position C et centré un film Gafchromic XR-RV3 avec le fantôme de collimation sur la table, à une distance de 72 cm de la source. Nous avons ensuite sélectionné la taille de champ la plus grande et effectué l'exposition du fantôme conformément au protocole établi dans le tableau 2.4. Par la suite, nous avons répété ces étapes avec des tailles de champ réduites, à savoir 20, 16 et 12cm , afin de vérifier le bon fonctionnement de toutes les options de champ de vision.



FIGURE 2.13 – Configuration expérimentale pour vérifier les différentes tailles des champs.

2.2.2 Contrôles qualité dosimétrique

Les acquisitions que nous avons faites pour les différents tests ont été effectuées avec le protocole de 1Cardiac dose limited avec les paramètres d'acquisition suivants :

Modes	kV	mA	Filtration
Graphie	70	auto controle	0,3 mmCu

TABLE 2.5 – Paramètres d'acquisition du protocole 1Cardiac dose limited

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

Exposition pour une installation sous le lit Tout d'abord, nous avons positionné le tube à rayons x et le récepteur d'image en position verticale en C et nous avons positionné le fantôme en plaques de PMMA d'une épaisseur de 18,5 cm, placée au centre à une distance de 1 cm de la table et à 23 cm du tube à rayons X. Et, nous avons installé le détecteur semi-conducteur, connecté à un électromètre, en contact direct avec la surface de sortie du fantôme et du tube à rayons X (le semi-conducteur était fixé sur la table). Après avoir ajusté l'ouverture du collimateur à la taille du fantôme, soit 30 cm, nous avons réglé la distance entre le récepteur d'image et le tube à rayons X à 119 cm selon les procédures cliniques standards. Nous avons ensuite réalisé des expositions manuelles conformément au protocole clinique habituel, voir le tableau 2.5, jusqu'à atteindre le débit maximal, puis avons relevé la valeur mesurée du débit.

Exposition latérale La procédure était similaire que celle de l'exposition pour une installation sous le lit, à la différence que cette fois-ci, nous avons orienté le tube à rayons X et le récepteur d'image de sorte que le faisceau soit dirigé horizontalement vers les côtés gauche et droit voir la figure (Fig. 2.14).



FIGURE 2.14 – Configuration expérimentale pour la mesure du débit de kerma à l'entrée de la surface d'entrée du patient

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

Nous avons placé sur la table, à une distance de 08 cm du tube à rayons X, des atténuateurs en aluminium de différentes épaisseurs (2 mm, 1 mm, 0.5 mm et 0.1 mm) (Fig. 2.12), ainsi que deux plaques de cuivre d'une épaisseur de 1 mm (Fig. 2.9). Ensuite, conformément aux procédures cliniques, nous avons positionné le récepteur d'image à une distance de 119 cm du tube à rayons X. Un dosimètre semi-conducteur, connecté à un électromètre, a été fixé en contact avec le récepteur d'image. Nous avons ensuite ouvert le collimateur pour ajuster sa taille à celle du récepteur, soit 30 cm \times 30 cm. Enfin, nous avons exposé le fantôme selon le protocole défini dans le tableau (Fig. 2.5), comme illustré dans les figures (Fig. 2.15).



FIGURE 2.15 – Configuration expérimentale pour la mesure du débit de kerma à l'entrée de la surface du récepteur d'image

2.2.2.3 Test du produit dose surface

Nous avons placé le dosimètre à semi-conducteur connecté à un électromètre sur l'axe central du faisceau de rayons X, positionné sur une plaque en PMMA d'une épaisseur de 1 cm, à 6 cm au-dessus de la table et à une distance de 9 cm du tube à rayons X. Ensuite, le récepteur d'image a été positionné à une distance de 99 cm, et nous avons collimaté le faisceau de rayons X pour couvrir une zone de 11 cm × 11 cm sur la zone sensible du détecteur à semi-conducteur. Les expositions ont été réalisées manuellement pendant 30 secondes, conformément à un protocole clinique défini dans le tableau 2.5, (Fig. 2.16), puis, nous avons relevé la dose cumulée affichée en mGy sur l'électromètre.



FIGURE 2.16 – Configuration expérimentale pour la mesure du produit dose surface au dosimètre semi-conducteurs

Ensuite, le dosimètre à semi-conducteur a été retiré et le récepteur d'image a été positionné perpendiculairement à l'axe central du faisceau de rayons X, à la même distance du point focal. Pour ce faire, la table a été abaissée de 10 cm et le récepteur d'image a été descendu à une distance de 89 cm du tube à rayons X. Nous avons ensuite réalisé des expositions en suivant le même protocole défini dans le tableau initial 2.5, (Fig. 2.17), nous avons ensuite enregistré le produit dose surface affiché sur le système de fluoroscopie.



FIGURE 2.17 – Configuration expérimentale pour la mesure du produit dose surface au récepteur d’image

2.2.2.4 Rayonnement de fuite

Nous avons commencé par placer un fantôme en plaque de PMMA d’une épaisseur de 13 cm sur la table. Ensuite, nous avons positionné le radiamètre à une distance de 1 mètre du tube à rayons X, en le déplaçant successivement dans quatre positions différentes autour du tube. Après cela, nous avons ajusté les paramètres des rayons X du système aux réglages les plus élevés, comme indiqué dans le tableau 2.6. Et nous avons collimaté le faisceau pour obtenir la plus petite taille possible. Enfin, nous avons placé une feuille de plomb de 4 mm d’épaisseur sur le tube à rayons X (Fig. 2.18).

Modes	kV	mA	Filtration
Graphie	120	135	0,3 mmCu

TABLE 2.6 – Paramètres d’acquisition du protocole Aorta



FIGURE 2.18 – Configuration expérimentale des différentes positions de mesure du rayonnement de fuite

2.2.2.5 Rayonnement diffusé

Nous avons d’abord placé un fantôme en plaque de PMMA d’une épaisseur de 25 cm sur la table, à une distance de 10 cm du tube à rayons X. Ensuite, nous avons positionné le récepteur d’image conformément aux procédures cliniques, à une distance de 119 cm du tube à rayons X. Nous avons ensuite réglé la taille du champ de vision à sa plus grande dimension disponible dans

le système, soit 30 cm. Par la suite, nous avons placé le radiamètre derrière le paravent dans la zone désignée pour les opérateurs. Enfin, nous avons effectué des expositions manuelles en suivant le protocole clinique le plus couramment utilisé, comme indiqué dans le tableau 2.5, (Fig. 2.19).



FIGURE 2.19 – Dispositif expérimental pour la mesure du rayonnement diffusé

2.2.3 Contrôles qualité d'image

Les acquisitions que nous avons faites pour les différents tests ont été effectuées avec le protocole de 2Coro STD avec les paramètres d'acquisition suivants :

Modes	kV	mA
Scopie	67	Auto controle
Graphie	77	Auto controle

TABLE 2.7 – Paramètres d'acquisition du protocole 2Coro STD

2.2.3.1 Test de détection de contraste faible

Le fantôme Pure.18 a été placé sur la table de l'appareil de fluoroscopie, de manière à être entièrement dans le champ de vision. Une distance entre le tube à rayons X et la surface de la table a été maintenue à 8 cm et la distance entre le récepteur d'image et le tube à rayons X a été fixée à 100 cm. Ensuite, Une plaque de cuivre a été placée sur le tube à rayons X. La taille du faisceau de rayons X a été ajustée pour couvrir entièrement la surface du fantôme afin de minimiser l'exposition aux zones adjacentes. Par la suite, Des expositions ont été effectuées pour différentes tailles de champs, à savoir 12 cm, 16 cm, 20 cm et 30 cm et pour chaque taille de champ, les expositions ont été réalisées en deux modes distincts : le mode fluoroscopie (scopie) et le mode radiographie (graphie), (Fig. 2.20).

2.2.3.2 Test de résolution spatiale

La procédure était similaire à celle utilisée pour le test de détection de contraste faible, à la différence que cette fois-ci, nous avons orienté le fantôme Pure.18 d'un angle de 45° par rapport à la source de rayons X (Fig. 2.20).



FIGURE 2.20 – Disposition expérimentale des deux évaluations : Détection de contraste faible et Résolution spatiale

2.2.3.3 Test d'uniformité de l'image

Nous avons ajusté la position du tube à rayons X en le centrant par rapport à la table et en maintenant une distance de 119 cm entre le tube et le récepteur d'image. nous avons ensuite ouvert la taille de champs maximale (30cm) pour couvrir toute la zone du récepteur d'image et nous avons placé une plaque de PMMA de 2 cm d'épaisseur sur la table, puis nous avons effectué deux expositions à des angles de 45° l'un par rapport à l'autre. Ensuite, nous avons répété ces étapes pour chaque plaque supplémentaire jusqu'à atteindre 20 cm d'épaisseur en ajoutant 2 cm d'épaisseur de plaques supplémentaires à chaque fois (Fig. 2.21).

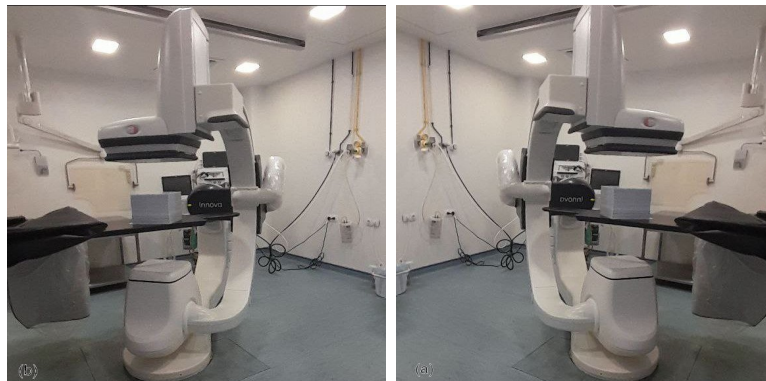


FIGURE 2.21 – Configuration expérimentale pour le test d'uniformité avec deux expositions de plaques de 20 cm à des angles différents : (a) 45° et (b) -45°

2.2.4 Dosimétrie

2.2.4.1 Moyens de surveillance de l'exposition aux radiations pour les patients et les professionnels de la santé

Nous avons rassemblé les données de 529 patients ayant subi diverses procédures, comprenant des paramètres dosimétriques tels que le produit Kerma Surface (PKS), le kerma au point de référence (k_a, r), le temps de fluoroscopie et le nombre d'images. Ces données incluent :

Le tableau 2.8 présente un aperçu du volume d'activité dans le domaine cardiologique et radiologique pendant la période du 1er Octobre 2023 au 30 Avril 2024.

No.	Type de procédure	Nombre d'interventions
1	Coronarographie (Cardiologie)	289
2	Angioplastie (Cardiologie)	67
3	Angiographie cérébrale (Radiologie)	111
4	Embolisation (Radiologie)	23
5	Autres	39
	Total	529

TABLE 2.8 – Répartition du nombre d'interventions médicales effectuées dans les domaines de la cardiologie et de la radiologie entre le 1er Octobre 2023 et le 30 Avril 2024

2.2.4.2 Evaluation de la dose reçue par les patients

Dans le cadre de l'évaluation de la dosimétrie des patients soumis à des procédures angiographiques, une méthodologie a été suivie pour mesurer avec précision les doses de rayonnement cutanée maximale pour dix patients pour différentes interventions.

Un film XR-RV3 a été soigneusement placé sur la table angiographique, positionné sous le dos du patient orienté avec le côté orange dirigé vers la source de rayons X. À la fin de la procédure angiographique, le film exposé a été récupéré avec précaution. Pour assurer la stabilité de l'assombrissement post-exposition, le film a été stocké dans une enveloppe sombre pendant une période de 24 heures. Les films exposés ont été soumis à une analyse approfondie à l'aide du logiciel ImageJ. La valeur moyenne des pixels a été calculée sur une région d'intérêt (ROI), centrée sur la zone d'exposition maximale. En utilisant une courbe de calibration établie, les valeurs de pixels ont été converties en valeurs de dose, permettant ainsi d'obtenir la dose surfacique de pic (PSD).

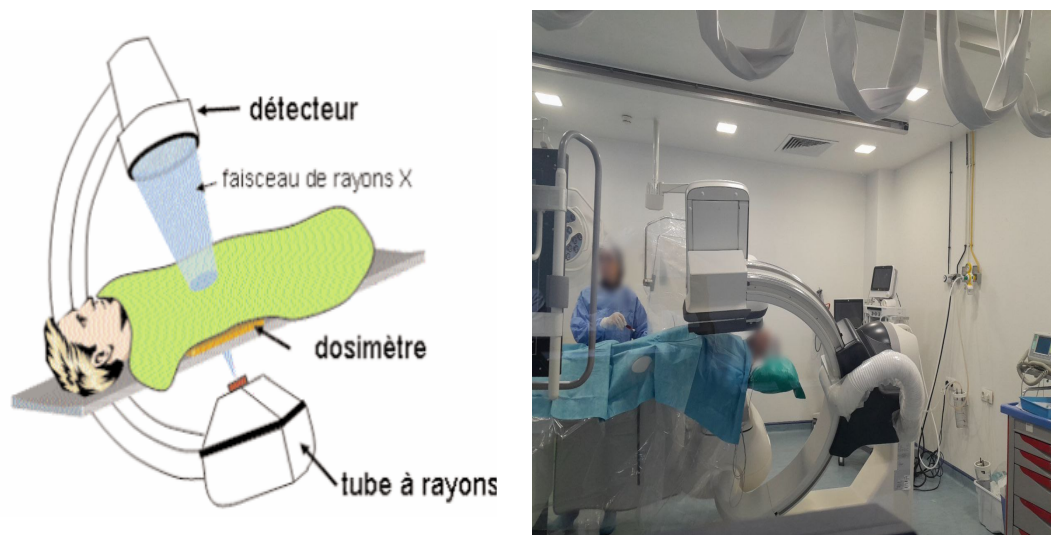


FIGURE 2.22 – Emplacement du film Gafchromic, type XR-RV3 sous le patient

Le tableau 2.9 présente la liste des patients en lien avec l'étude sur les interventions angiographiques.

Patients	Types d'interventions	Patients	Types d'interventions
Patient 1	Angiographie coronarienne	Patient 6	Dilatation mitrale percutanée
Patient 2	Angiographie coronarienne	Patient 7	Angiographie coronarienne
Patient 3	Angiographie coronarienne	Patient 8	Angiographie coronarienne
Patient 4	Angiographie coronarienne	Patient 9	Angiographie coronarienne
Patient 5	Dilatation mitrale percutanée	Patient 10	Angiographie coronarienne
–	–	Patient 11	Angiographie coronaire

TABLE 2.9 – Répartition des types d'interventions Angiographiques pour l'évaluation de la dose de radiation chez les patients

Numérisation et analyse des films Nous avons initialement effectué 10 fois de numérisation à vide afin de préchauffer le scanner. Chaque film a ensuite été positionné au centre du scanner Epson Expression V800 selon des axes prédéfinis pour garantir une orientation uniforme et reproductible sur l'ensemble des films.

La numérisation des films a été réalisée selon le protocole défini dans le tableau 2.10 :

Paramètres	Détails
Résolution	72 ppp
Mode	Réflexion
Canal sélectionné pour la digitalisation	Composante rouge du canal (RGB)
Temps de lecture après irradiation	48 heures
Analyse des films exposés	Région d'intérêt (ROI) délimitée pour chaque film, avec détermination de la valeur moyenne et de la déviation standard

TABLE 2.10 – Paramètres pour la numérisation des films

2.2.4.3 Processus de calibration des films Gafchromic, type XR-RV3

Nous avons découpé 21 morceaux de film carrés de dimensions $3\text{cm} \times 3\text{cm}$ à partir d'un même film et les avons disposés sur la table d'angiographie, un fantôme en plaque PMMA d'épaisseur de ($30\text{cm} \times 30\text{cm} \times 20\text{cm}$) a été placé sur la table à l'aide d'un support (plaque en PMMA d'épaisseur de ($30\text{cm} \times 30\text{cm} \times 1\text{cm}$)). Ensuite, nous avons exposés ces films à différentes doses connues à l'aide de l'unité de fluoroscopie Innova IGS 530 de l'HCM (Fig. 2.1), conformément au protocole d'exposition décrit dans le tableau 2.11 suivant :

Le tableau 2.11 fournit les paramètres de calibration des films Gafchromic XR-RV3.

Paramètres	Valeur
Protocole	1Cardiac dose limited
Tension	78 kV
mA	143,8 mA
Filtration	0,3mmCu
Plage de dose	0 à 5 Gy (pas de 0,01 Gy jusqu'à 1 Gy, puis de 0,5 Gy jusqu'à 5 Gy)
FOV	12 cm

TABLE 2.11 – Paramètres de calibration des films Gafchromic XR-RV3.

La dose reçue par chaque film a été mesurée à l'aide d'une chambre d'ionisation. Les distances entre le foyer et la table (film) était de 62 cm, tandis que la distance entre le foyer et le récepteur d'image était de 100 cm.

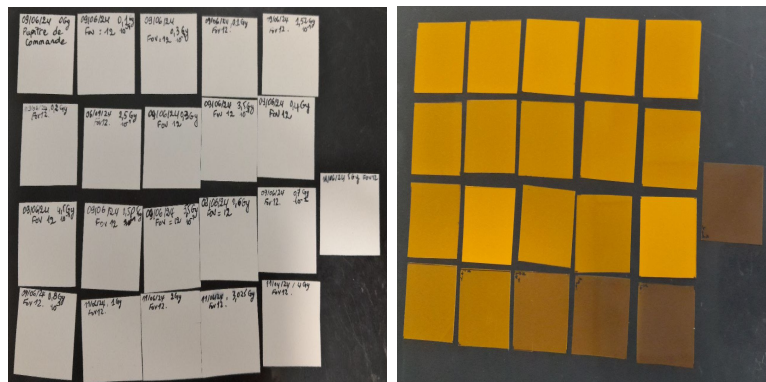


FIGURE 2.23 – Image de la Série de pièces de films Gafchromics exposés à différentes doses (0 à 5 Gy)

Numérisation des films Après l'irradiation, les films Gafchromics XR-RV3 sont numérisés 48 heures plus tard, en positionnant la face orange vers le bas, à l'aide d'un scanner selon le protocole défini dans le tableau 2.10.

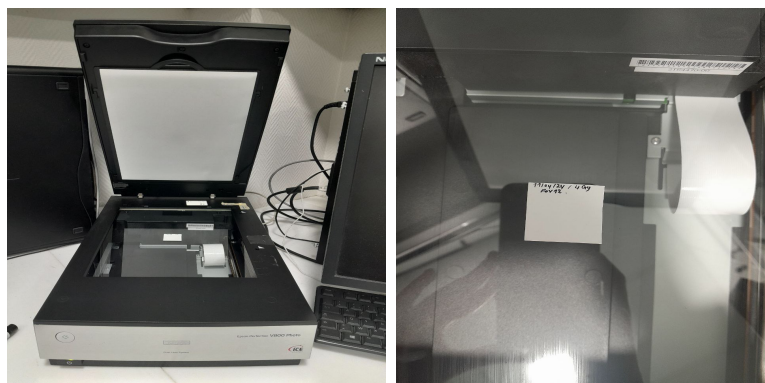


FIGURE 2.24 – Emplacement d’une pièce du film après irradiation dans le scanner.

A l’aide du logiciel ImageJ, une courbe d’étalonnage de la dose (en Gy) en fonction de la densité optique est établie pour le lot de film.

2.2.4.4 Estimation de la dose d’exposition pour le personnel

Nous avons inclus l’ensemble des médecins opérateurs (deux cardiologues) et deux manipulateurs du service de Cardiologie de l’HCM.

No.	Ensemble du personnels	Nombre d’interventions
1	Médecin A	110
2	Médecin B	143
3	Manipulateur 1	294
4	Manipulateur 2	300

TABLE 2.12 – Répartition des interventions par membre du personnel

La dose reçue par le personnel lors de l’exposition aux radiations a été évaluée en simulant une procédure de coronarographie sur un fantôme en plaque de PMMA. Une méthode précise a été utilisée pour mesurer les doses reçues par le personnel médical, que ce soit le médecin opérateur ou les manipulateurs du service de cardiologie.

Simulation d’un patient Pour évaluer la dose reçue par le personnel médical, nous avons d’abord recréé les conditions cliniques couramment utilisées par les opérateurs et les manipulateurs du service, y compris l’utilisation du matelas de la table d’examen et des équipements de protection radiologique tels que les paravents et les jupes plombées. Ensuite, nous avons installé un fantôme composé de plaques de PMMA d’une épaisseur totale de $(30\text{cm} \times 30\text{cm} \times 25\text{cm})$, centré sur la table de manière à être aligné avec le tube à rayons X, placé à une distance de 10 cm de celui-ci, et avec une distance de 119 cm entre le récepteur d’image et le tube à rayons X. Nous avons aussi positionné le détecteur à semi-conducteur, relié à un électromètre, en cinq points différents (Fig. 2.25), correspondant aux positions typiques du personnel médical : deux pour les médecins et trois pour les manipulateurs. Par la suite, Une exposition manuelle a été réalisée conformément au protocole clinique standard, voir le tableau 2.5, chaque position du détecteur étant maintenue pendant 700 secondes, avec un changement de position entre chaque exposition pour refléter les déplacements du personnel. La taille du champ a été ajustée à 30 cm pour chaque mesure. A la fin de la simulation, L’électromètre nous a permis de mesurer la dose cumulée de rayonnement aux positions les plus fréquemment occupées par l’opérateur et les manipulateurs, offrant ainsi une estimation précise de l’exposition radiologique en conditions cliniques simulées.

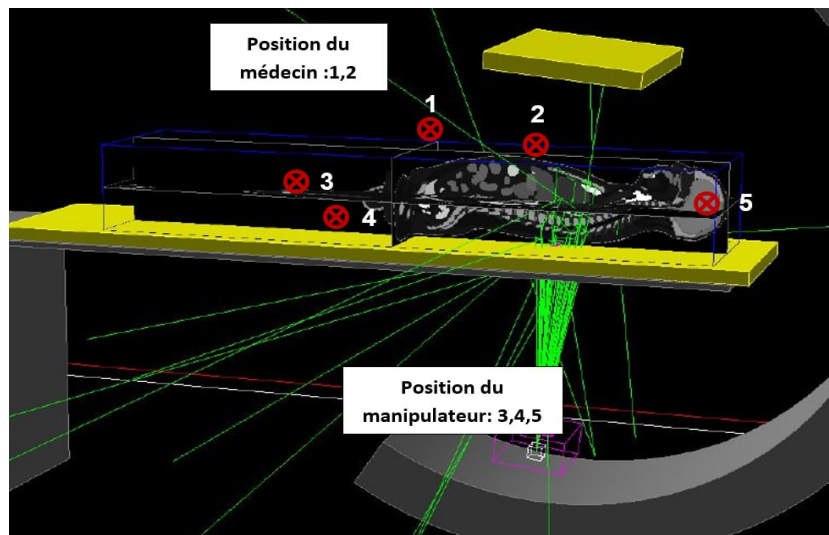


FIGURE 2.25 – Positionnement du personnel médical (médecins et opérateurs) lors des interventions cliniques

Le tableau 2.13 présente les doses de radiation accumulées par différents membres du personnel médical pendant les procédures cardiologiques, collectées à partir de 529 rapports de doses, la somme de toutes les doses délivrées par la machine pour tous les examens de ces patients, entre le 1er octobre 2023 et le 30 avril 2024.

No.	Personnels	D_{totale} reçue pour toutes les procédures effectuées en mGy
1	Médecin A	147 838,6
2	Médecin B	92 268,5
3	Manipulateur 1	338 460,5
4	Manipulateur 2	298 962,4

TABLE 2.13 – Tableau des doses totales délivrées par la machine pour les 529 patients, potentiellement et partiellement reçues par le personnel

Chapitre 3

Résultats et discussion

Ce chapitre se concentre sur la présentation des résultats obtenus et se divise en deux parties principales : La première partie aborde les contrôles qualité de l'installation fluoroscopique. La seconde partie porte sur la dosimétrie, visant à évaluer la dose reçue par la peau du patient ainsi que par le personnel exposé aux radiations ionisantes.

Contrôles qualité de la fluoroscopie

3.1 Mécanique

3.1.1 Vérification des différentes tailles de champs

Nous présentons les résultats visuels des tailles de champs de vision (FOV) obtenus lors du contrôle qualité de la fluoroscopie. Les figures 3.1 montrent les FOV mesurés pour différents FOV disponible dans le système, ces résultats permettent d'évaluer la précision et la conformité des systèmes de fluoroscopie par rapport aux valeurs théoriques attendues.

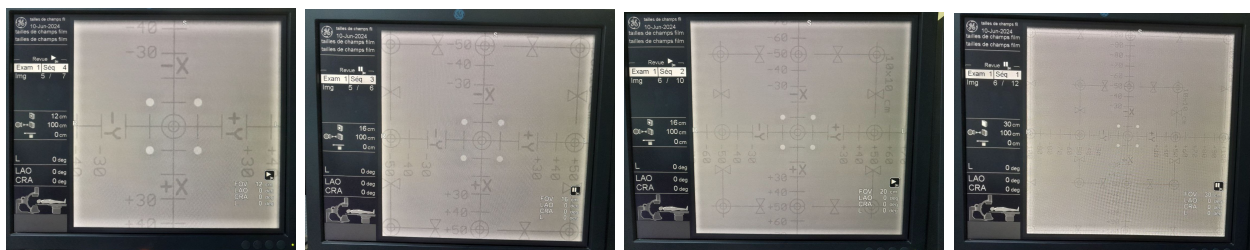


FIGURE 3.1 – Résultats des différents FOV obtenus respectivement 12cm, 16cm, 20cm et 30cm à une distance de 100 cm entre la source et le récepteur d'image sur PC de pupitre de commande

La figure illustrée 3.2 montre les FOV mesurés pour différents FOV disponible dans le système à l'aide d'un film Gafchromic type XR-RV3.



FIGURE 3.2 – Résultats des différents FOV obtenues respectivement 12cm, 16cm, 20cm et 30cm à une distance de 100 cm entre la source et le récepteur d’image sur le film Gafchromic.

Le tableau 3.1 présente les différents FOV obtenues à une distance de 100 cm entre la source et le récepteur d’image. Les mesures ont été réalisées en utilisant une modalité de contrôle : film Gafchromic XR-RV3 et le PC du pupitre de commande.

Champs de vision (FOV)	30 cm	20 cm	16 cm	12 cm
FOV FILM	21,5	14,4	11,5	8,63
FOV PC	20	14	11	8,5

TABLE 3.1 – Résultats numériques des différents FOV mesurées à 12 cm, 16 cm, 20 cm et 30 cm, obtenues avec une distance de 100 cm entre la source de rayonnement et le récepteur d’image

Les valeurs de FOV calculées théoriquement sont déterminées à partir de la loi de l’inverse carré de la distance comme suit :

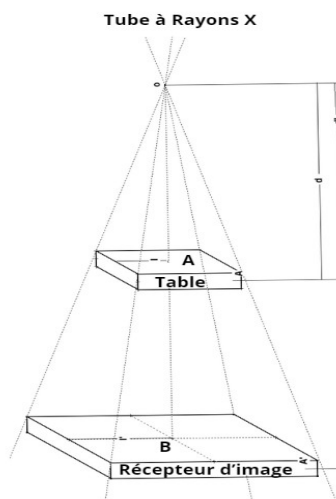


FIGURE 3.3 – Détermination théorique des valeurs du FOV selon la loi de l’inverse carré de la distance : d est la distance entre le table et le tube à RX et d' est la distance entre le tube à RX et le récepteur d’image.

Le calcul théorique du FOV a été déterminée à partir de la loi suivant :

$$\frac{d'}{d} = \frac{B}{A} \quad (3.1)$$

- . A correspond au FOV que l'on devait obtenir à une certaine distance entre le tube à rayons X et la table, dans notre cas, la distance était de 100cm.
- . B représente le FOV fournie par le système à une distance source-isocentre de 72cm.

Pour le calcul des écarts relatifs, nous avons utilisées la formule suivante :

$$\text{Écart}(\%) = \left| \frac{FOV_{\text{Calculé}} - FOV_{\text{Mesuré}}}{FOV_{\text{Mesuré}}} \right| \times 100\% \quad (3.2)$$

Les données sont présentées dans le tableau 3.2, avec les écarts relatifs.

FOV	30 cm	20 cm	16 cm	12 cm
FOV FILM	21,5	14,4	11,5	8,63
FOV PC	20	14	11	8,5
FOV Calculé	21,6	14,4	11,52	8,64
Écart (FILM et Calculé) (%)	0,46	0	0,17	0,11
Ecart (PC et Calculé) (%)	8	2,8	4,7	1,6

TABLE 3.2 – Tableau des valeurs de FOV avec les écarts relatifs calculés

Les résultats des mesures du FOV révèlent que les mesures obtenues avec le film Gafchromic XR-RV3 sont plus précises que celles obtenues via le PC du pupitre de commande. Les écarts relatifs entre les mesures avec le film et les valeurs théoriques sont très faibles, tandis que les mesures effectuées avec le PC présentent des écarts plus importants par rapport aux valeurs théoriques, ce qui peut être attribué à des erreurs visuelles et donc à une évaluation moins précise. La méthode du film est plus précise car elle capture directement l'image formée à la surface de la table, là où le FOV est projeté, alors que l'évaluation via le PC dépend d'une visualisation numérique de l'image, susceptible d'introduire des erreurs visuelles et d'alignement. Les résultats de cette vérification montrent que le système de fluoroscopie est conforme aux attentes théoriques. Les mesures réalisées avec le film Gafchromic XR-RV3 offrent une précision élevée et une meilleure concordance avec les valeurs théoriques par rapport à l'évaluation visuelle effectuée avec le PC.

3.2 Dosimétrie

3.2.1 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 effectuées pour différentes configurations : une exposition avec installation sous le lit et des expositions latérales.

Pour le calcul des écarts relatifs, nous avons utilisé la formule suivante :

$$\text{Écart}(\%) = \left| \frac{\text{Débit}_{\text{mesuré}} - \text{Tolérance}}{\text{Tolérance}} \right| \times 100 \quad (3.3)$$

Conformément à la norme IEC 60601-2-54, la tolérance a été établie à 176,0 mGy/min pour le

débit de Kerma dans le mode de fonctionnement à haut débit de dose.

Les résultats sont réparties dans le tableau 3.3, illustrant le débit de Kerma dans l'air mesuré pour les différentes configuration avec les écarts calculés en pourcentage.

Installation sous le lit		Exposition Droite		Exposition Gauche	
Débit de Kerma	Écart (%)	Débit de Kerma	Écart (%)	Débit de Kerma	Écart (%)
124,1 mGy/min	29,4	106,1 mGy/min	39,7	140,0 mGy/min	20,4

TABLE 3.3 – Analyse du débit de Kerma dans l'air pour des expositions latérales et une exposition à installation sous le lit

Les résultats indiquent que le débit de Kerma dans l'air mesuré à la surface d'entrée du patient est de 124,1 mGy/min. Cette mesure est inférieure à la tolérance spécifiée de 176,0 mGy/min, avec un écart de 29,4% par rapport à la tolérance établie. En parallèle, pour les expositions latérales, les mesures révèlent que le débit de Kerma dans l'air était de 106,1 mGy/min pour l'exposition droite, avec un écart de 39,7% par rapport à la tolérance de 176,0 mGy/min. De même, pour l'exposition gauche, le débit de Kerma mesuré était de 140,0 mGy/min, montrant un écart de 20,4% par rapport à la tolérance spécifiée. Ces écarts soulignent une conformité satisfaisante aux normes de sécurité radiologique, conformément à la norme IEC 60601-2-54.

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

Les mesures du débit de Kerma dans l'air à la surface d'entrée du patient ont été effectuées pour une seule configuration : une exposition avec installation sous le lit.

Le tableau 3.4 présente les mesures du débit de Kerma dans l'air à la surface d'entrée du récepteur d'image.

Débit de kerma dans l'air à la surface d'entrée du récepteur d'image mesuré	
Débit de Kerma en mGy/min	Débit de Kerma en $\mu Gy/s$
0,0560	0,933

TABLE 3.4 – Résultats obtenus du débit de Kerma dans l'air mesuré à la surface d'entrée du récepteur d'image

Les résultats montrent que le débit de Kerma mesuré de 0,933 $\mu Gy/s$ est conforme aux normes de référence, se situant dans l'intervalle toléré de 0,2 à 1 $\mu Gy/s$. Cela indique que l'équipement est performant et respecte les critères de sécurité établis par les directives de l'Institut de Physique et d'Ingénierie en Médecine.

3.2.3 Test du produit dose surface

Le tableau 3.5 présente des résultats concernant la DC et le PDS lors du contrôle qualité du système de fluoroscopie.

DC mesuré (mGy)	PDS affiché ($Gy.cm^2$)
0,0620	0,01

TABLE 3.5 – Résultats obtenus de la DC et PDS pour une exposition lors du contrôle qualité dosimétrique du PDS

Pour vérifier la conformité du système de fluoroscopie en termes de précision de la mesure du (PDS), nous avons comparé les valeurs mesurées et affichées dans le système du PDS en tenant compte des tolérances spécifiées. Le PDS mesuré est calculé à partir de la DC mesuré et de la taille du champ irradié (S), en utilisant la formule présentée dans le chapitre 1, équation 1.4.

Nous avons utilisées la formule suivante pour calculer l'écart relatifs en pourcentage :

$$\text{Écart} = \left| \frac{PDS_{\text{affiché}} - PDS_{\text{mesuré}}}{PDS_{\text{mesuré}}} \right| \times 100 \% \quad (3.4)$$

Le tableau 3.6 présente les résultats du PDS mesuré et affiché lors du contrôle qualité de la fluoroscopie.

PDS mesuré (Gy.cm ²)	PDS affiché (Gy.cm ²)	Ecart (%)
0,007502	0,01	24,9

TABLE 3.6 – Résultats du PDS mesuré et affiché

Étant donné que notre système utilise un indicateur KAP, la précision du PDS mesuré est conforme aux tolérances spécifiées de $\pm 30 \%$, selon la législation suisse [17].

3.2.4 Rayonnement de fuite

Le tableau 3.7 présente les mesures de rayonnement de fuite en fluoroscopie à quatre positions différentes autour de l'appareil.

Position	Détecteur (mGy/h)	Radiamètre ($\mu\text{Sv/h}$)	Radiamètre (mGy/h)
Position 1	0,0100	0,7600	0.000760
Position 2	0,0296	1,9200	0.001920
Position 3	0,0250	1,35	0.001350
Position 4	0,0006	0,65	0.000650

TABLE 3.7 – Mesures de rayonnement de fuite en fluoroscopie

Toutes les mesures réalisées avec le détecteur de kerma dans l'air sont largement en dessous de la limite de 1 mGy/h à 1 mètre, quelle que soit la direction. Aucune des positions ne se rapproche de cette limite critique, ceci démontrent que l'environnement de travail est sécuritaire en termes de rayonnement de fuite lors de l'utilisation de la fluoroscopie.

3.2.5 Rayonnement diffusé

Le tableau 3.8 présente les résultats des mesures de dose en microsieverts (μSv) à la position principale du médecin lors de procédures interventionnelles.

Position principale du médecin lors des interventions interventionnelle	
Mesure	Valeurs (μSv)
Mesure 1	0,20
Mesure 2	0,65
Mesure 3	0,74

TABLE 3.8 – Mesures de rayonnement diffusé en fluoroscopie

Ces valeurs représentent les premières mesures de référence obtenues lors du contrôle qualité dosimétrique. Elles établissent la base initiale à partir de laquelle les niveaux de rayonnement diffusé en fluoroscopie seront évalués.

3.3 Qualité d'image

Les résultats ont été enregistrées sous deux modalités : PC (affichage en pupitre de commande) et TV (affichage à l'intérieur de la salle de cathétérisme) et sous forme de détection visible (V) ou non visible (NV) pour chaque taille de champ et de contraste.

3.3.1 Test de détection de faible contraste

3.3.1.1 Mode Graphie

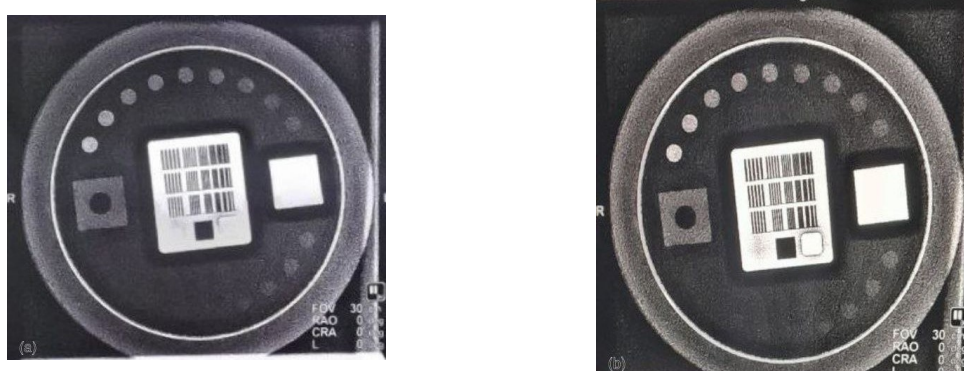


FIGURE 3.4 – Résultats du Test de détection de faible contraste : (a) sur le PC du pupitre de commande et (b) sur l'écran de visualisation (TV) pour une taille de champs de 30cm en mode graphie

Le tableau 3.9 présente les résultats d'une évaluation de la capacité de détection de faible contraste en mode graphie. Les résultats sont détaillés pour différentes tailles de champs de vision et différentes modalités d'affichage.

Modalités \ Contraste	12 cm		16 cm		20 cm		30 cm	
	PC	TV	PC	TV	PC	TV	PC	TV
0.9–1,5	NV	NV	NV	NV	NV	NV	NV	NV
1.7–2,2	NV	NV	NV	NV	V	V	NV	NV
2,7–16,7	V	V	V	V	V	V	V	V

TABLE 3.9 – Résultats de l'évaluation de la capacité de détection de faible contraste selon les tailles de champs et les modalités d'affichage en mode graphie.

Les résultats indiquent que nous avons eu des difficultés à détecter les contrastes faibles allant de 0,9 à 1,5% pour les champs de vue (12, 16, 20 et 30 cm) et ce quelque soit la modalité d'affichage (mode PC ou écran de visualisation. Pour la taille de champs de 20cm, le contraste a été détectée dans les deux modalités pour les niveaux de contraste allant de 1,7 à 2,2 %, en ce qui concerne les autres tailles de champs (12, 16 et 30 cm) aucun contraste a été détectée pour les niveaux de 1,7 à 2,2 %. En revanche, la détection a été réussie pour toutes les modalités d'affichage et pour toutes les tailles de champs pour des niveaux de contraste de 2,7 à 16,7%.

3.3.1.2 Mode scopie

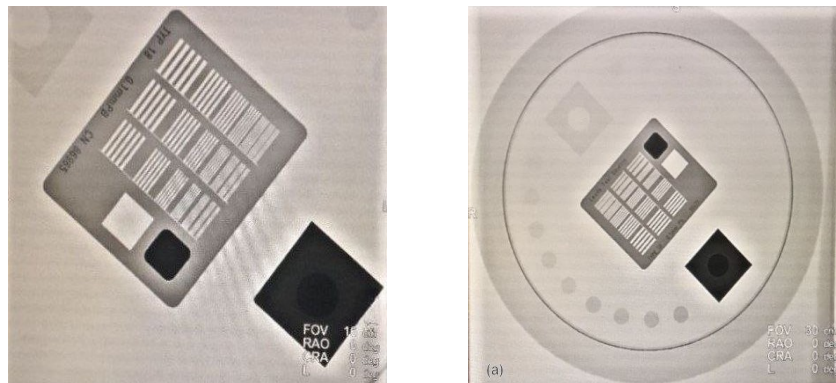


FIGURE 3.5 – Résultats du Test de détection de contraste en mode scopie : (a) sur le PC du pupitre de commande pour une taille de champ de 30cm et (b) sur l'écran de visualisation (TV) pour une taille de champs de 16cm

Le tableau 3.10 présente les résultats d'une évaluation visant à déterminer la capacité d'un système de fluoroscopie à détecter des variations de contraste faible en mode scopie. Les résultats sont présentés pour différentes tailles de champs de vision et pour deux modalités d'affichage différentes.

Modalités		12 cm		16 cm		20 cm		30 cm	
		PC	TV	PC	TV	PC	TV	PC	TV
Contraste	0,9–2,7	NV	NV	NV	NV	NV	NV	NV	NV
	2,7–3,2	V	V	V	V	V	NV	NV	NV
	3,9–16,7	V	V	V	V	V	V	V	V

TABLE 3.10 – Les résultats du test effectué pour évaluer la capacité de détection de faible contraste en fonction de différentes tailles de champs et de modalités d'affichage en mode scopie

Les résultats indiquent que pour toutes les tailles de champs nous n'avons pas pu distinguer le contraste pour les niveaux allant de 0,9 à 2,7% et ce quelque soit la modalité d'affichage. En revanche, pour des niveaux de 2,7% à 3,2%, le contraste a été distingué pour toutes les tailles de champs, sauf pour un champ de 20 cm en mode TV et de 30 cm dans les deux modalités d'affichage. Pour les niveaux allant de 3,9% à 16,7%, la détection a été réussie pour toutes les modalités d'affichage et toutes les tailles de champs.

Ces valeurs constituent les premières mesures de référence obtenues dans le cadre du contrôle de détection de contraste faible. Elles établissent une base initiale essentielle pour l'évaluation future des capacités de détection de contraste du système.

3.3.2 Test de résolution spatiale

Ici, nous discuterons des résultats obtenus pour l'évaluation de la capacité de résolution spatiale à différentes tailles de champs de vision (12 cm, 16 cm, 20 cm et 30 cm) avec le Phantom Pure.18. L'évaluation de la capacité de résolution a été menée en identifiant différents groupes de barres et en comptant le nombre de barres distinguables dans chaque taille de champs.

3.3.2.1 Mode graphie

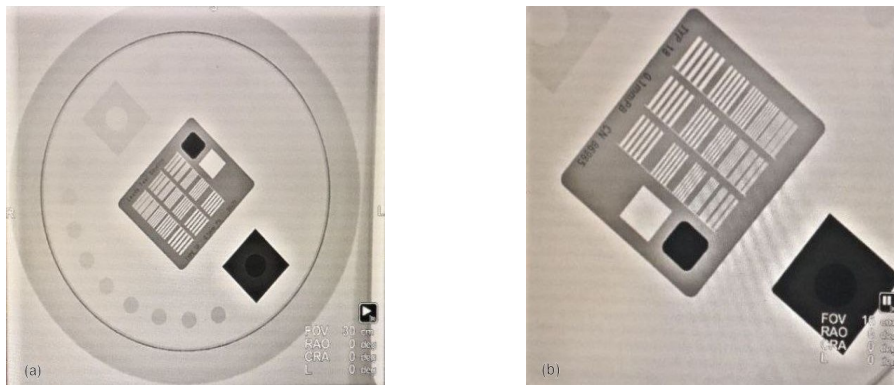


FIGURE 3.6 – Résultats du test de résolution spatiale (a) sur l'écran de visualisation pour une taille de champs 30cm et (b) sur PC du pupitre de commande en mode scopie pour une taille de champs 16cm

Modalités d'affichage : PC du pupitre de commande

Le tableau 3.11 illustre la capacité d'un système de fluoroscopie à distinguer différents groupes de barres sur le PC du pupitre de commande en fonction de la taille du champ de vision.

Tailles de champs		Nombre de barres distinguable			
		12 cm	16 cm	20 cm	30 cm
Groupes de barres	1-15	5	5	5	5
	15-21	NV	NV	NV	NV

TABLE 3.11 – La capacité de différents groupes de barres à être distingués en fonction de la taille du champ en mode scopie pour le PC du pupitre de commande

L'évaluation de la capacité de résolution spatiale pour les différentes tailles de champs de vision a révélé des performances constantes pour les groupes de barres allant de 1 à 15. Pour ces groupes, nous avons été capable de distinguer les mires de manière cohérente, avec une résolution stable de 5 lignes par millimètre (pl/mm) et à partir du groupe de barres 16, nous n'avons plus été en mesure de distinguer les mires, cette difficulté s'est manifestée pour toutes les tailles de champs testées. Par conséquent, les résultats pour les groupes de barres 16 à 21 sont marqués comme NV (Non Visible), indiquant une perte de résolution à partir du seuil (2,24 pl/mm).

Modalités d'affichage : Ecran de visualisation (TV)

Le tableau 3.12 présente les résultats d'une évaluation visant à déterminer la capacité d'un système de fluoroscopie à distinguer différents groupes de barres en fonction de la taille du champ de vision. Ces mesures ont été réalisés en utilisant un écran de visualisation.

Tailles de champs Groupes de barres		Nombre de barres distinguable			
		12 cm	16 cm	20 cm	30 cm
1-12		5	5	5	5
13-14		5	5	5	NV
15-21		NV	NV	NV	NV

TABLE 3.12 – La capacité de différents groupes de barres à être distingués en fonction de la taille du champ en mode scopie pour l’écran de visualisation

Les résultats montrent que les groupes de barres de 1 à 12 présentent une capacité constante à distinguer les cinq barres pour toutes les tailles de champs. En ce qui concerne les groupes 13 et 14, les cinq barres sont distinguables dans les champs de 12 cm, 16 cm et 20 cm, mais deviennent non visibles pour la taille de champ de 30 cm. À partir du groupe 15 à 21, le système ne permet pas de distinguer les barres pour toutes les tailles de champs. Cela signifie que le système de fluoroscopie ne peut pas résoudre les détails les plus fins à partir de 2,24 pl/mm.

3.3.2.2 Mode scopie

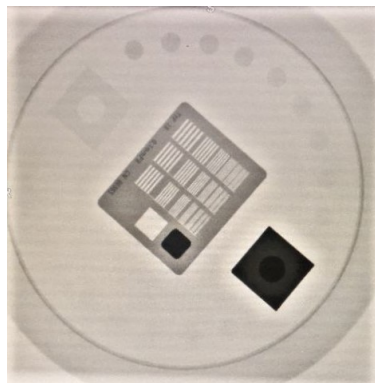


FIGURE 3.7 – Résultats du test de résolution spatiale sur PC du pupitre de commande en mode scopie pour une taille de champs 20cm

Modalités d’affichage : PC du pupitre de commande

Le tableau 3.13 présente une évaluation des performances d’un système de fluoroscopie en mode graphie pour le pupitre de commande (PC), à distinguer différents groupes de barres en fonction de la taille du champ de vision.

Tailles de champs Groupes de barres		Nombre de barres distinguable			
		12 cm	16 cm	20 cm	30 cm
1-12		5	5	5	5
13		5	5	5	NV
14		5	NV	NV	NV
15-21		NV	NV	NV	NV

TABLE 3.13 – La capacité de différents groupes de barres à être distingués en fonction de la taille du champ en mode graphie pour le PC du pupitre de commande

Pour les groupes de barres de 1 à 12, les résultats démontrent une capacité constante de résolution, avec les cinq barres distinguables dans toutes les tailles de champ, le groupe 13 présente également une capacité de résolution, avec les cinq barres visibles pour toutes les tailles de champ, à l'exception du champ de 30 cm où elles deviennent non visibles. Concernant le groupe 14, les résultats montrent une diminution de la visibilité, les barres étant visibles uniquement dans les champs de 12 cm, avec une visibilité réduite dans les champs plus grands. Enfin, les groupes de 15 à 21 révèlent une incapacité à distinguer les barres dans toutes les tailles de champ, indiquant une limite de résolution du système qui empêche la distinction des détails les plus fins.

Modalités d'affichage : Ecran de visualisation (TV)

Le tableau 3.14 présente les résultats d'une évaluation de la capacité d'un système de fluoroscopie en mode graphie, utilisant un écran de visualisation, à distinguer différents groupes de barres en fonction de la taille du champ de vision.

Tailles de champs		Nombre de barres distinguable			
		12 cm	16 cm	20 cm	30 cm
Groupes de barres	1-11	5	5	5	5
	12	5	5	NV	NV
	13	5	NV	NV	NV
	14-21	NV	NV	NV	NV

TABLE 3.14 – La capacité de différents groupes de barres à être distingués en fonction de la taille du champ en mode graphie pour l'écran de visualisation

Les résultats démontrent une performance stable pour les groupes de barres de 1 à 11, avec les cinq barres visibles dans toutes les tailles de champ testées. Toutefois, à partir du groupe 12, une dégradation de la visibilité est observée, les barres devenant non visibles dans les champs de 20 cm et 30 cm. Cette dégradation se maintient pour les groupes de barres de 13 à 21, où aucune barre n'est distinguable pour toutes les tailles de champ, indiquant une limite de résolution du système à partir de 2 pl/mm.

Ces valeurs représentent les premières mesures de référence pour le contrôle de la résolution spatiale. Elles fournissent une base initiale essentielle pour évaluer à l'avenir la capacité du système à différencier des détails fins.

3.3.3 Test d'uniformité de l'image

Le présent contrôle a été réalisé afin d'évaluer l'uniformité de l'image de fluoroscopie obtenue à différentes épaisseurs de plaques de PMMA (poly méthacrylate de méthyle).

3.3.3.1 Evaluation visuelle

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

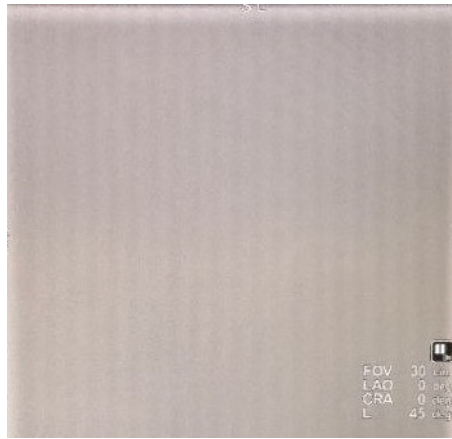


FIGURE 3.8 – Résultat et analyse de l’uniformité de l’image en mode fluoroscopique

Les résultats obtenus indiquent une excellente uniformité de l’image de fluoroscopie à travers les différentes épaisseurs de PMMA testées. L’absence d’anomalies dans les images signifie que l’appareil de fluoroscopie donne des images de bonne qualité.

3.4 Dosimétrie

La dosimétrie joue un rôle important dans la surveillance des doses de radiation reçues par les patients et le personnel lors des interventions médicales. Dans cette section, nous présenterons les résultats des mesures de radiation effectuées, permettant d’évaluer les doses reçues par les patients ainsi que par le personnel exposé.

3.4.1 Évaluation des doses de rayonnement reçues par les patients

L’histogramme présenté sur la figure 3.9 montre les doses moyennes de radiation en mGy pour les examens de coronarographie effectués chaque mois, du 1er Octobre 2023 au 30 Avril 2024. La ligne rouge représente une dose seuil de 2000 mGy, au-delà de laquelle des effets déterministes peuvent se produire.

Histogramme des doses mensuelles moyenne par type d’examen avec seuil en rouge : Coronarographie.

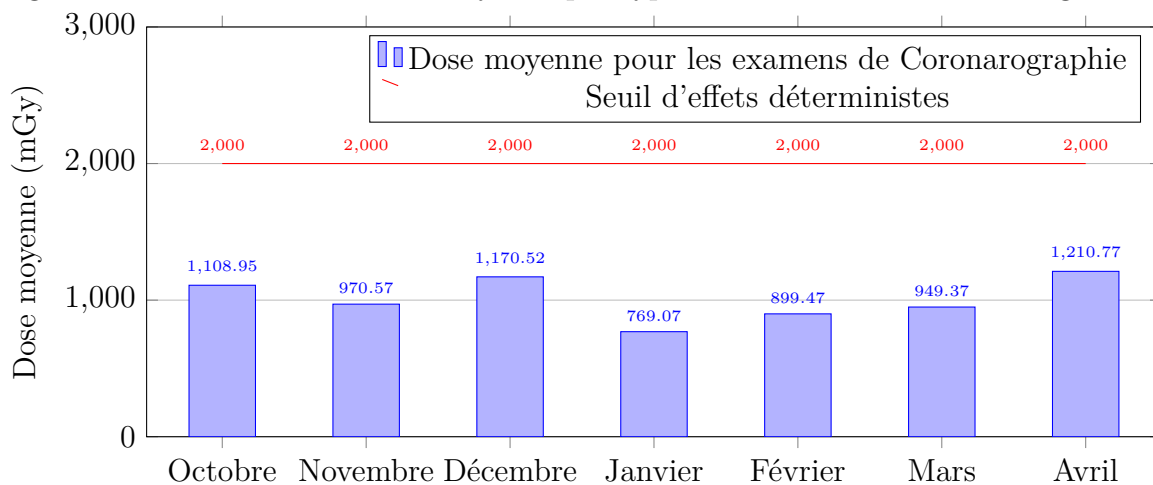


FIGURE 3.9 – Histogramme des doses moyennes mensuelles par type d’examen avec seuil en rouge : Coronarographie.

Les résultats obtenus montrent que les doses moyennes de radiations pour chaque mois étudié sont bien en dessous de la dose seuil de 2000 mGy. Cela indique qu'il n'y avait pas de risque d'effets déterministes observés pour les sept mois étudiés.

L'histogramme présenté sur la figure 3.10 montre les doses moyennes de radiations reçues chaque mois lors des examens d'Angioplastie, en les comparant à une dose seuil de 2000 mGy au-delà de laquelle des effets déterministes peuvent se produire. Les résultats couvrent la période du 1er Octobre 2023 au 30 Avril 2024.

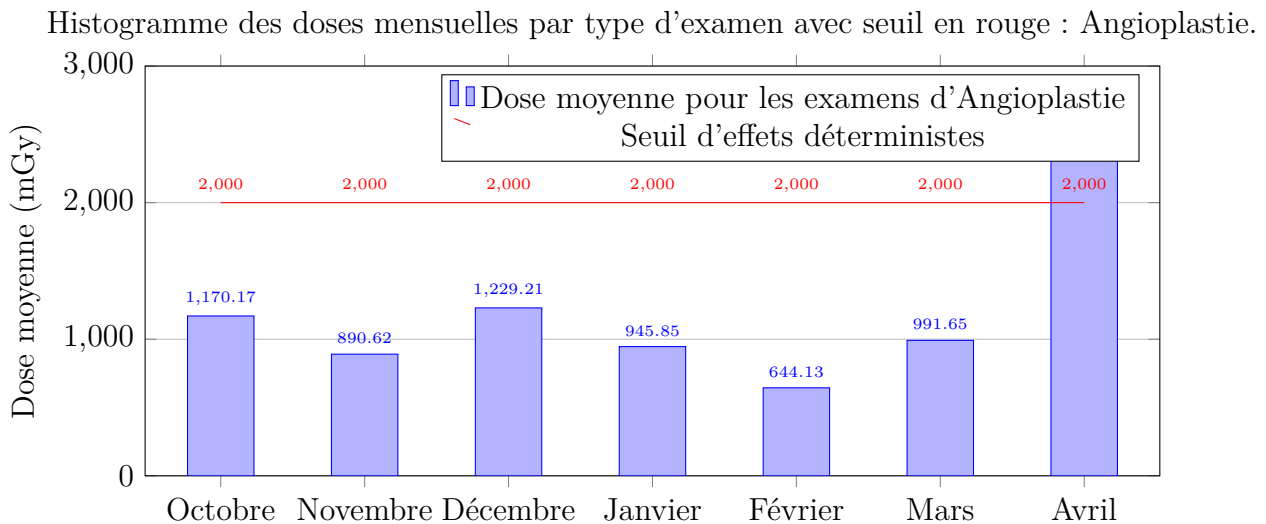


FIGURE 3.10 – Histogramme des doses mensuelles par type d'examen avec seuil en rouge : Angioplastie.

Les résultats montrent que les doses moyennes de radiation lors des examens d'Angioplastie restent en dessous du seuil de 2000 mGy, ce qui garantit une faible probabilité d'effets déterministes pour la plupart des mois. Toutefois, en avril 2024, nous avons observé que les procédures étaient plus complexes par rapport aux autres mois. Cette difficulté a particulièrement affecté le cardiologue lors du passage du cathéter dans l'artère cardiaque, ce qui a entraîné une prolongation de la durée de la fluoroscopie avec des doses maximales élevées. Cette augmentation est principalement due à deux patients ayant subi des procédures complexes. En excluant ces deux cas, la dose moyenne pour le mois d'avril retombe à 962,275 mGy, qui est bien en dessous du seuil de 2000 mGy, ce qui prouve que pour la majorité des patients, les doses de radiation restent dans des limites acceptables et sécuritaires. Ceci démontre que la variabilité observée est surtout due à des cas particuliers.

3.4.2 Evaluation des doses de rayonnement reçue par la peau des patients

Pour garantir des mesures dosimétriques précises, une courbe de calibration a été établie pour les films Gafchromic XR-RV3.

3.4.2.1 Calibrantion des films Gafchromic, type XR-RV3

Cette courbe, illustrée à la figure 3.11, démontre la relation entre la dose de radiation et la densité optique des films, ce qui est essentiel pour convertir les réponses mesurées en doses réelles.

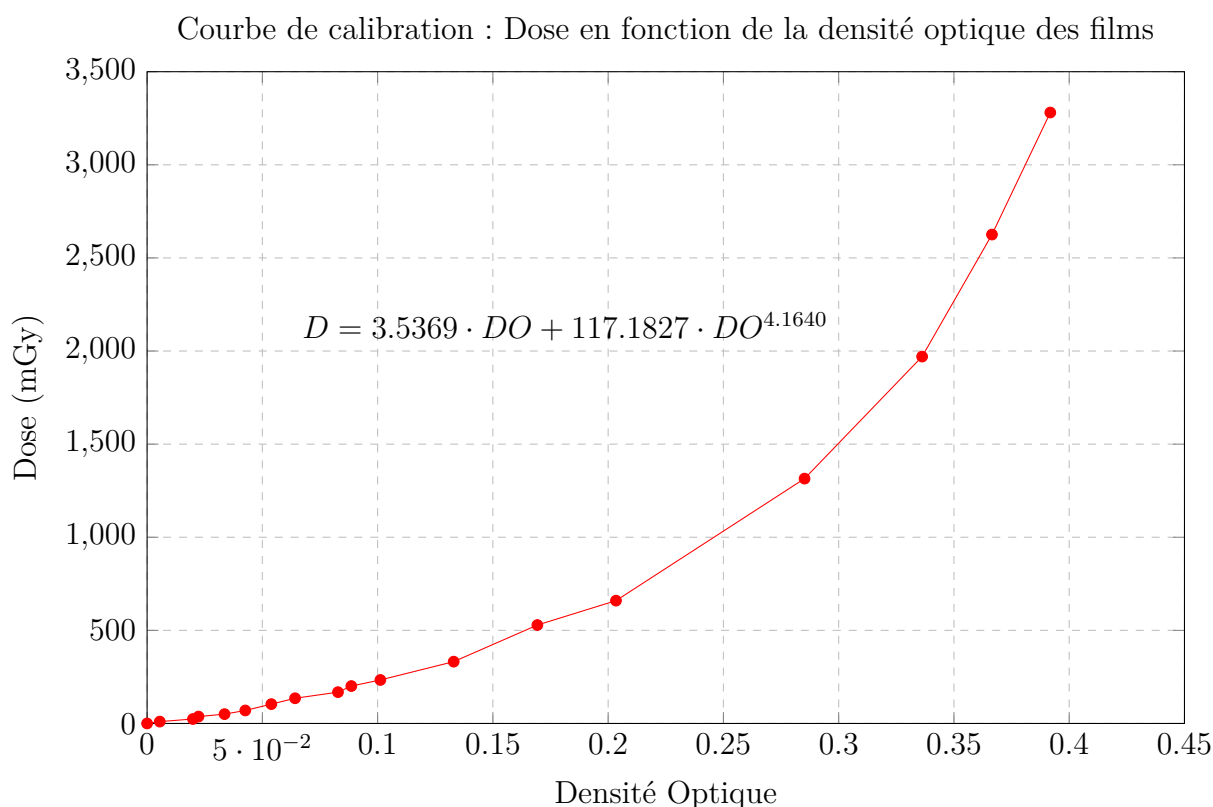


FIGURE 3.11 – Courbe de calibration : Dose en fonction de la densité optique des films

La courbe montre une tendance non linéaire ou la dose augmente avec la densité optique. Son équation est définie comme suite :

$$D = (3, 5369) \cdot DO + (117, 1827) \cdot DO^{(4,1640)} \tag{3.5}$$

3.4.2.2 Dosimétrie du patient

Les figures 3.12 et 3.13 présentent des exemples de distributions de dose pour des patients ayant subi respectivement une angiographie coronaire et une dilatation mitrale percutanée, respectivement.



FIGURE 3.12 – Les distributions de dose des patients numéro 08 et 07 lors de l’angiographie coronaire ont été mesurées à l’aide du film Gafchromics XR de type RV3.

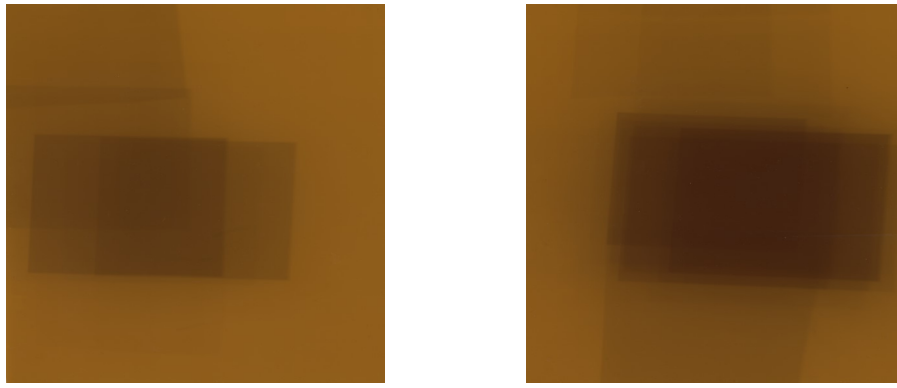


FIGURE 3.13 – Les distributions de dose des patients numéro 06 et 05 lors de la dilata-tion mitrale percutanée ont été mesurées à l’aide du film Gafchromics XR de type RV3.

Le tableau 3.15 présente la Dose à la peau du patient obtenus à la fin des procédures interventionnelles pour onze patients, chacun ayant subi une procédure différente, voir le tableau 2.9 dans le chapitre 2.

Patient	D_{peau}	$D_{affiché}$	Patient	D_{peau}	$D_{affiché}$
Patient 1	0,3019	0,2698	Patient 6	1,5024	1,1187
Patient 2	0,1660	0,4792	Patient 7	2,5296	3,4859
Patient 3	0,3687	0,713	Patient 8	0,7787	3,1875
Patient 4	0,4519	0,3688	Patient 9	0,4208	0,9323
Patient 5	3,2422	0,5206	Patient 10	1,6746	1,1039
–	–	–	Patient 11	0,5300	0,3847

TABLE 3.15 – Estimation des doses totales reçue à la peau pour chaque patient en Gy

L’analyse des résultats, présentée sous forme d’histogramme dans la figure 3.14, a révélé une variation significative des doses entre les patients, avec des valeurs allant de 0.1660 à 3.2422 Gy.

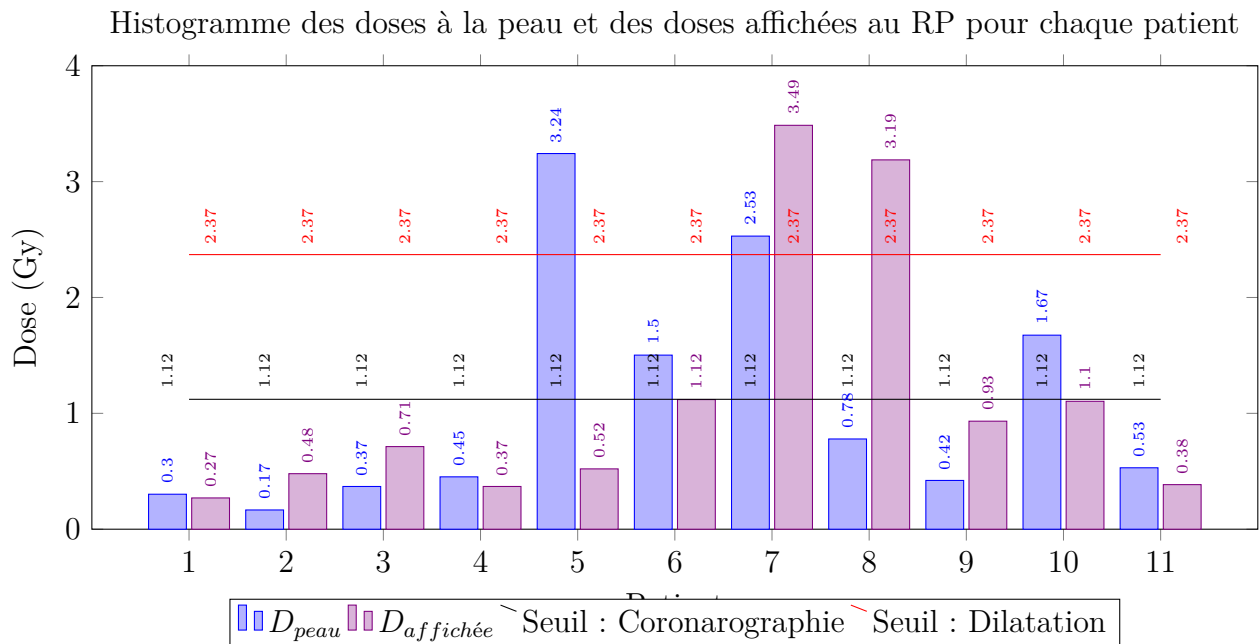


FIGURE 3.14 – Histogramme des doses à la peau et des doses affichées au RP pour chaque patient

Les résultats révèlent une grande variabilité des doses administrées aux patients ayant subi des procédures d'angiographie coronaire, dépendant des types de procédures et des caractéristiques individuelles. Pour la majorité des patients étudiés, les doses de radiation restent largement inférieures au seuil moyen pour une coronarographie et en dessous du seuil d'effet déterministe, suggérant une faible probabilité de tels effets. Cependant, le patient numéro 7 a reçu une dose de 2,5296 Gy, dépassant ainsi le seuil critique d'effet déterministe ainsi que la moyenne des doses d'examen. Cette valeur indique un risque d'effets indésirables, comme indiqué dans le tableau 2.1. En ce qui concerne les procédures de dilatation, les résultats montrent que les deux patients ont reçu des doses supérieures à la moyenne de 2,37 Gy, en raison de la complexité des interventions où le cardiologue a rencontré des difficultés pour insérer le cathéter dans l'artère cardiaque. On constate que la plupart des doses affichées par le système de fluoroscopie sont supérieures aux doses reçues au niveau de la peau, en raison du calcul des doses effectué au point de référence. Malgré cela, ces doses restent bénéfiques, car les interventions étaient vitales pour sauver la vie des patients, dont la vie était en jeu.

3.4.3 Analyse de la dose de radiations ionisantes reçue par le personnel exposé

Lors de la simulation d'une procédure de coronarographie, plusieurs paramètres de dose ont été recueillis, sont indiqués dans le tableau 3.16, Ces paramètres nous fournissent une base pour estimer les doses reçues par le personnel médical (Médecins et manipulateurs).

Le tableau 3.16 présente un rapport des paramètres de dose recueillis lors d'une simulation d'une procédure de coronarographie. Le tableau 3.17 présente les DC mesurées durant la simulation.

No.	Paramètres	Valeurs
1	Produit Dose Surface (PDS) en Gy · cm ²	537,5
2	Dose cumulée en mGy	2749,2
3	Temps total d'acquisition en secondes	700,0
4	Le nombre total de cadres radiographiques	10236,0

TABLE 3.16 – Rapport de dose obtenues en simulant une procédure de coronarographie

Personnel	DC en mGy
Médecins	0,3167
Manipulateurs	0,3146

TABLE 3.17 – Doses Cumulées (DC) lors de la simulation

Pour estimer les doses reçues pour les médecins et les manipulateurs, nous avons utilisé une règle de trois basée sur les données de la simulation. La relation suivante a été utilisée pour les calculs :

$$\frac{DC_{simulation}}{DC_{personnel}} = \frac{D_{total}}{X} \quad (3.6)$$

Où $DC_{simulation}$ représente la dose cumulée lors de la simulation d'une procédure, $DC_{personnel}$ représente la dose cumulée du personnel médical lors de la simulation, D_{total} représente la dose totale pour toutes les procédures qu'un personnel a effectuées, et X représente la dose reçue par personnel que nous voulons estimer.

Le tableau 3.18 présente les estimations de doses reçues par deux médecins et deux manipulateurs lors de simulations de procédures médicales.

Personnel	D_{total}	$DC_{simulation}$	$D_{reçue}$	W_R	$D_{équivalente}$
Médecin A	147838,6000	0,3167	17,0306	1,0000	17,0306
Médecin B	92268,5000	0,3167	10,6290	1,0000	10,6290
Manipulateur 1	338460,5000	0,3146	38,7311	1,0000	38,7311
Manipulateur 2	298962,4000	0,3146	34,2111	1,0000	34,2111

TABLE 3.18 – Estimation des doses reçues en mGy pour les médecins et les manipulateurs

Le tableau 3.19 représente les résultats des TLD obtenus par C.R.N.A pour le personnel médical.

Personnel	Résultats des TLD
Médecin A	Nulle
Médecin B	Nulle
Manipulateur 1	Nulle
Manipulateur 2	Nulle

TABLE 3.19 – Résultats des dosimètres TLD pour le personnel médical.

Lors des procédures interventionnelles, le personnel utilise des blouses plombées avec une épaisseur de 0,5 mm d'équivalent plomb. Ces blouses permettent de réduire environ 95% des rayonnements pour les énergies de faisceau couramment utilisées en radiologie interventionnelle [15]. Le tableau 3.20 présente l'atténuation des tabliers plombés pour différentes épaisseurs équivalentes de plomb et différentes tensions de tube à rayons X.

kV	Épaisseur équivalente de plomb (mm)	Fraction de rayonnements atténués (%)
70	0,50	99,5
80	0,50	98,7
90	0,50	97,6

TABLE 3.20 – Synthèse des atténuations induites par les tabliers plombés pour différentes épaisseurs équivalentes de plomb pour plusieurs tensions de tube à rayons X [15].

La dose atténuée est calculée en multipliant la dose reçue par le facteur d'atténuation de 0,005 (soit 0,5% de la dose initiale). Le tableau présenté 3.21 donne des informations sur les doses de rayonnement reçues par différents membres du personnel médical ainsi que les doses atténuées par l'utilisation de blouses plombées de 0,5 mm d'épaisseur.

Personnel	$D_{reçue}$ (mGy)	Facteur d'atténuation	$D_{atténuée}$ (mGy)
Médecin A	17,0306	0,005	0,0852
Médecin B	10,6290	0,005	0,0531
Manipulateur 1	38,7311	0,005	0,1937
Manipulateur 2	34,2111	0,005	0,1711

TABLE 3.21 – Doses atténuées avec l'utilisation des blouses plombées de 0,5mm.

Les résultats du tableau 3.19 indiquent qu'aucune dose n'a été mesurée par les TLD, ce qui démontrent l'efficacité des mesures de radioprotection mises en place. L'utilisation adéquate des

blouses plombées et d'autres équipements de protection individuelle tels que les paravents et les jupes plombées a joué un rôle essentiel en réduisant l'exposition du personnel médical aux rayonnements ionisants.

Pour estimer les doses reçues aux extrémités, nous avons calculé la dose efficace (E) en nous référant à l'équation 1.3 du chapitre 1, les résultats sont présentés dans le tableau 3.22 :

Personnel	$D_{\text{équivalente}}$	W_t	E
Médecin A	17,0300	0,0120	0,2043
Médecin B	10,6290	0,0120	0,1275
Manipulateur 1	38,7311	0,0120	0,4647
Manipulateur 2	34,2111	0,0120	0,41053

TABLE 3.22 – Doses efficace E reçues en mSv par les médecins et manipulateurs en fluoroscopie

Le tableau 3.23 présente les résultats dosimétriques des bagues obtenus par le C.R.N.A, montrant les doses équivalentes et efficaces calculées ($E_{\text{calculée}}$) reçues au niveau des extrémités par différents personnels médicaux sur une période de deux trimestres, allant du 1er octobre 2023 au mois d'avril 2024.

Personnel	Résultats des dosimètres bagues (mSv)	W_t	$E_{\text{calculée}}$
Médecin A	8,500	0,012	0,102
Médecin B	8,280	0,012	0,099
Manipulateur 1	3,300	0,012	0,039
Manipulateur 2	27,800	0,012	0,333

TABLE 3.23 – Résultats des dosimètres bague obtenus par C.R.N.A

Le tableau 3.24 présente une comparaison des résultats des dosimètres bague avec la dose efficace estimée ($E_{\text{estimée}}$) en mSv pour le personnel médical.

Personnel	Résultats des dosimètres bagues (Dose efficace)	$E_{\text{estimée}}$
Médecin A	0,102	0,204
Médecin B	0,099	0,127
Manipulateur 1	0,039	0,464
Manipulateur 2	0,333	0,410

TABLE 3.24 – Comparaison des résultats des dosimètres bague avec la dose efficace estimée en mSv pour le personnel médical.

$E_{\text{calculée}}$ désigne la dose efficace calculée, obtenue à partir des lectures dosimétriques obtenus par C.R.N.A en utilisant des coefficients de pondération tissulaire et $E_{\text{estimée}}$ représente la dose efficace estimée, basée sur une simulation prenant en compte les conditions d'exposition extrêmes.

Les résultats des doses efficaces estimées sont plus élevés que ceux obtenus par le C.R.N.A., principalement en raison de la proximité du détecteur par rapport à la source de radiation et du niveau d'exposition plus élevé utilisé lors de la simulation, car nous avons utilisé les conditions les plus défavorables. Un point notable est le cas du Manipulateur 1, ces résultats proviennent uniquement d'une seule bague rendue pour un seul trimestre, ce qui explique pourquoi les résultats sont moins élevés par rapport aux autres membres du personnel médical. Cette situation signifie que la dose mesurée avec une seule bague sur une période d'un seul trimestre représente la moitié de la dose efficace estimée de deux trimestres (0,232 mSv) cela explique pourquoi la dose

efficace mesurée est moins élevée par rapport à la dose efficace estimée. En effet, les résultats restent conformes aux limites réglementaires, la dose maximale autorisée pour les extrémités étant fixée à 500 mSv sur une période de douze mois consécutifs [16]. Cette conformité aux seuils réglementaires garantit que le personnel médical (médecins et manipulateurs) est protégé de manière adéquate contre les risques de radiations.

Conclusion générale

Ce mémoire a permis de réaliser une étude approfondie sur la dosimétrie des patients et du personnel médical, ainsi que sur le contrôle qualité des équipements de fluoroscopie dans le cadre des procédures cardiologiques en radiologie interventionnelle.

Les contrôles qualité des équipements de fluoroscopie ont révélé que ceux-ci sont en parfait état de fonctionnement et conformes aux normes de sécurité. Il est important de noter que ces contrôles, effectués pour la première fois depuis l'installation de la machine, ont permis de confirmer la fiabilité et la performance optimale des équipements. Les images produites par cette machine sont de haute qualité, un élément essentiel pour garantir des diagnostics et des traitements précis et efficaces. Cette évaluation initiale établit des valeurs de référence essentielles pour les futurs contrôles de performance et de sécurité.

L'analyse dosimétrique des patients a montré que les doses de rayonnement reçues lors des procédures cardiologiques en radiologie interventionnelle sont largement inférieures aux seuils de sécurité établis par les normes internationales. Cela confirme que les interventions sont réalisées de manière sûre tout en répondant efficacement aux besoins cliniques des patients. Cependant, certaines procédures ont engendré des doses de rayonnement à la peau des patients qui ont dépassé le seuil des effets déterministes. Ces procédures sont souvent réalisées dans des contextes d'urgence où les bénéfices d'une intervention rapide et précise justifient une exposition accrue aux rayonnements. Le principe ALARA (As Low As Reasonably Achievable) guide ces pratiques, cherchant à minimiser les doses tout en acceptant une certaine exposition lorsque cela est nécessaire pour sauver des vies. Les résultats montrent qu'aucun effet indésirable dû aux rayonnements n'a été observé durant la période d'étude de sept mois, confirmant ainsi la sécurité des pratiques médicales et l'efficacité des interventions réalisées.

Du côté du personnel médical, l'étude a mis en évidence que les mesures de protection actuelles, telles que les blouses plombées et les dispositifs de protection individuels, sont efficaces pour limiter l'exposition aux rayonnements durant les procédures cardiologiques en radiologie interventionnelle. Les résultats des mesures de dose montrent que les doses reçues par le personnel médical sont principalement en dessous des seuils de tolérance fixés par les recommandations internationales, tels que la limite annuelle de 20 mSv pour les travailleurs exposés aux radiations. L'étude a révélé que les doses mesurées aux extrémités sont légèrement élevées. Toutefois, ces doses restent bien en dessous de la tolérance annuelle fixée à 500 mSv sur une période de douze mois consécutifs [16] par les normes de radioprotection, ce qui garantit que l'exposition demeure dans une plage acceptable et sécurisée. Néanmoins, cette situation met en lumière une préoccupation importante : bien que les doses soient en conformité avec les normes de sécurité, il est essentiel d'améliorer la protection des extrémités afin de minimiser les risques potentiels sur le long terme. En réponse à cette observation, il est recommandé de développer des dispositifs de protection supplémentaires spécifiquement conçus pour les mains et d'améliorer les pratiques de positionnement du personnel durant les procédures radiologiques. L'amélioration de ces mesures de protection permettra non seulement de réduire l'exposition des extrémités, mais aussi de

renforcer la sécurité globale des personnels médicaux engagés dans des procédures de radiologie interventionnelle.

Bibliographie

- [1] EpiCURA. (2019), Coronaro-angioplastie.
- [2] Verdun, F., Aroua, R., Bochud, A., Stauffer, J. Investigations radiologiques en cardiologie : quels risques pour le patient ?, Rev Med Suisse, 4(159), 1325-1331.
- [3] Butson, M. J., Yu, P. K., Cheung, T., Metcalfe, P. Radiochromic film for medical radiation dosimetry. Materials Science & Engineering. R, Reports.
- [4] International Commission on Radiological Protection, Recommendations of the ICRP. Pergamon Press. (2007). Publication 103.
- [5] APVL Ingénierie. (2017), CAT DOSI PASSIVE.
- [6] Institut National de la Santé et de la Recherche Médicale, Manuel d'analyse d'images avec le logiciel ImageJ.
- [7] GE Healthcare - Innova IGS 530 for Radiology and Oncology.
- [8] International Atomic Energy Agency, Dosimetry in Diagnostic Radiology : An International Code of Practice, Technical Reports Series (47). Vienna, Austria. International Atomic Energy Agency. (Février 2023).
- [9] M. Pasquino and C. Cutaia and M. Poli and C. Valero and G. Peroni and M. De Benedictis and E. Petrucci and M. Stasi. Patient's Peak Skin Dose evaluation using Gafchromic films in interventional cardiology procedures and its correlation with other dose indicators, Physica Medica, 53 , 103-107.
- [10] Pure Imaging Phantoms, PURE.18 : Routine Medical Imaging Test Phantom.
- [11] Institut de Radioprotection et de Sûreté Nucléaire (IRSN), Santé et radioprotection.
- [12] SFPM rapport n°18 2000 mise en oeuvre assurance qualite div, Société Française de Physique Médicale, Guide pour la mise en oeuvre en radiothérapie externe de l'assurance de qualité par mesures in vivo par dosimètres thermoluminescents et semi-conducteurs.
- [13] (Ashlard, s.d.) Ashlard. (s.d.), Récupéré sur GAFCHROMIC XR-RV3. Disponible en ligne sur : <http://www.gafchromic.com/gafchromic-film/radiology-films/XR-RV3/index.asp>.
- [14] Guide de radioprotection en milieu médical , 2023, publisher Elsevier Masson.
- [15] Deschler, T. (2018). Développement d'un système dosimétrique pour la radiologie interventionnelle (Doctoral dissertation, Strasbourg).
- [16] Institut de Radioprotection et de Sûreté Nucléaire (IRSN). Bilan annuel des expositions professionnelles aux rayonnements ionisants en France pour l'année 2006.
- [17] Manuel de la machine Innova, Dose Reporting : Manuel de l'opérateur, 2013.
- [18] Jones, A.K. (University of Texas MD Anderson Cancer Center, Houston (United States)), Diagnostic radiology physics : A handbook for teachers and students. Endorsed by : American Association of Physicists in Medicine, Asia-Oceania Federation of Organizations for Medical Physics, European Federation of Organisations for Medical Physics.
- [19] N. Khelassi, Estimation des doses aux patients dans les procédures de radiodiagnostic, Thèse de doctorat, Décembre 2011.

Annexe : Contrôles qualité de la fluoroscopie

3.5 Qualité d'image

3.5.1 Test de détection de faible contraste

3.5.1.1 Mode graphie

Le tableau 3.25 présente les valeurs de référence pour la détection de faible contraste en mode graphie, spécifiées pour différentes tailles de champ de vision (FOV) et modalités d'affichage. Ces valeurs déterminent les niveaux minimaux de contraste que le système de fluoroscopie devrait être capable de détecter.

FOV	Modalité d’Affichage	Valeur de Référence Contraste (%)
12 cm	PC	$\geq 2,7\%$
12 cm	TV	$\geq 2,7\%$
16 cm	PC	$\geq 2,7\%$
16 cm	TV	$\geq 2,7\%$
20 cm	PC	$\geq 1,7\%$
20 cm	TV	$\geq 1,7\%$
30 cm	PC	$\geq 2,7\%$
30 cm	TV	$\geq 2,7\%$

TABLE 3.25 – Tableau de référence pour la détection de faible contraste en mode graphie.

3.5.1.2 Mode scopie

Le tableau 3.27 présente les valeurs de référence pour la détection de faible contraste en mode scopie, spécifiées pour différentes tailles de champ de vision (FOV) et modalités d'affichage. Ces valeurs sont importantes pour évaluer et maintenir la qualité des images produites par les systèmes de fluoroscopie, garantissant ainsi une performance optimale dans la détection de détails fins dans différentes conditions de visualisation.

FOV	Modalité d’Affichage	Valeur de Référence Contraste (%)
12 cm	PC	$\geq 2,7\%$
12 cm	TV	$\geq 2,7\%$
16 cm	PC	$\geq 2,7\%$
16 cm	TV	$\geq 2,7\%$
20 cm	PC	$\geq 2,7\%$
20 cm	TV	$\geq 3,9\%$
30 cm	PC	$\geq 3,9\%$
30 cm	TV	$\geq 3,9\%$

TABLE 3.26 – Tableau de référence pour la détection de faible contraste en mode scopie.

3.5.2 Test de résolution spatiale

3.5.2.1 Mode graphie

Le tableau 3.27 présente les résultats initiaux obtenus lors des contrôles qualité en résolution spatiale en mode scopie pour une machine de fluoroscopie. Ces résultats servent de base de référence pour les évaluations futures, permettant de comparer les performances du système et d’assurer une détection optimale des détails à travers différentes tailles de champ.

FOV	Modalité d’Affichage	Valeur de Référence Résolution spatiale
12 cm	PC	≥ 15
12 cm	TV	≥ 14
16 cm	PC	≥ 15
16 cm	TV	≥ 14
20 cm	PC	≥ 15
20 cm	TV	≥ 14
30 cm	PC	≥ 15
30 cm	TV	≥ 12

TABLE 3.27 – Tableau de référence pour la résolution spatiale en mode graphie.

3.5.2.2 Mode scopie

Le tableau 3.28 présente les résultats initiaux obtenus lors des contrôles qualité en résolution spatiale en mode scopie pour une machine de fluoroscopie. Ces résultats servent de base de référence pour les évaluations futures, permettant de comparer les performances du système et d’assurer une détection optimale des détails à travers différentes tailles de champ.

FOV	Modalité d’Affichage	Valeur de Référence Résolution spatiale
12 cm	PC	≥ 14
12 cm	TV	≥ 13
16 cm	PC	≥ 13
16 cm	TV	≥ 12
20 cm	PC	≥ 13
20 cm	TV	≥ 11
30 cm	PC	≥ 12
30 cm	TV	≥ 11

TABLE 3.28 – Tableau de référence pour la résolution spatiale en mode scopie.

3.6 Dosimétrie

3.6.1 Rayonnement diffusé

Le tableau 3.29 fournit une base de données quantitatives sur le rayonnement diffusé en fluoroscopie dans une position principale du médecin lors des procédures interventionnelle, avec une valeur de référence pour les futures évaluations. Cela permet une évaluation précise de l'exposition aux rayonnements pour le personnel médical lors des interventions interventionnelles.

	Valeurs (μSv)
Valeur de référence	0,53

TABLE 3.29 – Mesures de rayonnement diffusé en fluoroscopie pour les évaluations futures

D'après le protocole défini par l'AIEA, pour les prochaines évaluations de rayonnement diffusé, une variation de ± 50 % par rapport à la valeur de référence sera considérée comme acceptable.