

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE
MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT ET DE RECHERCHE SCIENTIFIQUE
UNIVERSITE DES SCIENCES ET DE LA TECHNOLOGIE HOUARI
BOUMEDIENNE

Faculté de physique



Thèse de DOCTORAT EN SCIENCES

Présentée pour l'obtention du grade de DOCTEUR

EN : PHYSIQUE

Spécialité : Physique Nucléaire

Par : M^{me}. LARABI Karima

Sujet :

**OPTIMISATION DE LA DOSIMETRIE DU PERSONNEL
EN RADIOLOGIE INTERVENTIONNELLE**

Soutenue publiquement le 18/10/2022, devant le jury composé de :

M. M. DJEBARA	Professeur à l'USTHB	Président
Mme Z. MOKRANI-LOUNIS	Chercheur Expert Sénior, CRNA	Directrice de thèse
Mme G. MEDKOUR ISHAK-BOUSHAKI	Professeur à l'USTHB	Co-Directrice de thèse
Mme K. KHALAL-KOUACHE	Professeur à l'USTHB	Examineur
Mme H. BENMESSAOUD	Professeur au CHU Bab El-Oued	Examineur
M. R. KHELIFI	Professeur à l' USDB, Blida1	Examineur
M. M. ARIB	Directeur de Recherche au KFSHRC S-Ar.	Invité

Dédicaces

Je dédie ce travail :

- ✚ A mon cher époux, qui m'a partagé tous les moments de joie et également les moments difficiles, pour son soutien indéfectible et ses encouragements ;*
- ✚ A mon petit ange Amnay ;*
- ✚ A mon cher père, mes chères sœurs et mes chers frères ;*
- ✚ A ma mère, à jamais dans mon cœur, à sa mémoire...*

Remerciements

Mes plus profonds remerciements vont à Madame LOUNIS- MOKRANI Zohra, Chercheur Expert Sénior au Centre de Recherche Nucléaire d'Alger (CRNA), pour m'avoir accueillie au sein de son laboratoire et permis de mener à bien ce travail. Pour ses qualités aussi bien humaines que professionnelles, pour sa constante disponibilité et son précieux support, tout au long de ces années et pour la confiance qu'elle m'a accordée. Elle trouve ici l'expression de ma profonde gratitude et le témoignage de ma reconnaissance.

Je remercie tout aussi expressément, Madame ISHAK BOUSHAKI-MEDKOUR Ghania, professeur à l'U.S.T.H.B pour avoir accepté de codiriger, cette thèse.

Je remercie Monsieur DJEBARA Mohamed, professeur à l'USTHB pour l'honneur qu'il m'a fait en acceptant de présider le jury d'examen de ma thèse de doctorat, je l'en remercie sincèrement.

Mes remerciements s'adressent également à Madame KHALAL-KOUACHE Karima professeur à la faculté de physique du l'USTHB, Madame BENMESSAOUD Hayette professeur et Chef de service de Médecine du travail du CHU de Bab El-Oued, Monsieur KHELIFI Rachid professeur à l'USDB, Monsieur ARIB Mehenna Directeur de Recherche au KFSHRC ; qu'ils soient tous remerciés pour avoir accepté de faire partie du jury d'évaluation de ma thèse.

Je tiens également à remercier tout particulièrement monsieur HERRATI Ammar et madame DARI Fouzia membres du Laboratoire d'Etalonnage Secondaire en Dosimétrie (LSED) du CRNA, qui ont toujours montrés une grande disponibilité durant la réalisation de ce travail et pour leur aide précieuse.

J'exprime mes sincères remerciements au Dr OULD MOUHOU-BEDAK, Médecin du travail du CHU- DOUERA pour son aide précieuse et sa gentillesse pour avoir permis la réalisation de la surveillance radiologique du cristallin .

J'adresse toute ma sympathie à tous le personnel du bloc opératoire du service d'orthopédie (Hanafi) du Centre Hospitalo-Universitaire (CHU) de Douera d'Alger, chirurgien, anesthésiste pour leur collaboration à la réalisation de ce travail.

J'adresse mes plus chaleureux remerciements à mon cher mari ainsi que ma belle famille qui ma soutenue et encouragée. Un merci spécial à mon cher père et ma sœur ainée Sonia.

Sans oublier ma chère amie Mme Nassiba Belkahla pour son amitié.

« Le savoir est la prudence qui prévoit les obstacles et qui sait les éviter »

François-Rodolphe Weiss, 1785

Résumés
Liste des abréviations
Liste des tableaux
Liste des figures
INTRODUCTION GENERALE.....1

CHAPITRE I. RADIOLOGIE INTERVENTIONNELLE : ASPECTS PHYSIQUES

I.1. DEFINITION ET GENERALITES SUR LA RADIOLOGIE INTERVENTIONNELLE.....4
 I.1.1.Procedures de traitement des pathologies en radiologie interventionnelle.....5
I.2. PRINCIPES PHYSIQUE.....5
I.3.LES TECHNIQUES ET PRINCIPES D'IMAGERIES UTILISES EN RADIOLOGIE
INTERVENTIONNELLE.....6
 I.3.1.Radiographie.....6
 I.3.2.Radioscopie.....7
I.4.LES RAYONS X ET LEURS PRODUCTION.....8
 I.4.1.Rayonnement de freinage « Bremsstrahlung ».....9
 I.4.2.Rayonnement de fluorescence (Raies caractéristiques).....10
I.5.PARAMETRES QUI MODIFIENT LE SPECTRE DE RAYONS X.....13
 I.5.1.La haute tension.....13
 I.5.2.La filtration totale.....14
 I.5.3.L'intensité électrique.....14
I.6.APPAREIL DE PRODUCTION DES RAYONS X.....15
I.7. LES MODES D'INTERACTIONS DES PHOTONS DE FAIBLE ET MOYENNE ENERGIES AVEC LA
MATIERE.....16
 I.7.1.L'effetphotoélectrique17
 I.7.2. L'effet Compton17
 I.7.3.Diffusion Rayleigh.....19
I.8. LA CONTRIBUTION DES TROIS EFFETS D'INTERACTION DES PHOTONS ET LE DOMAINE DE
PREPONDERANCE.....20

CHAPITRE II. LA DOSIMETRIE DU CRISTALLIN EN RADIOLOGIE INTERVENTIONNELLE

II.1.EFFETS BIOLOGIQUE DES RAYONNEMENTS IONISANTS.....22

Sommaire

II.1.1. Généralité sur les effets biologiques des rayonnements ionisants.....	22
II.1.2. Effets des rayonnements ionisants sur l'ADN.....	23
II.1.2.1. Effets stochastique ou aléatoire.....	25
II.1.2.2. Effets déterministe	25
II.2. LES RISQUES RADIO-INDUITS DU CRISTALLIN.....	26
II.2.1. Cristallin.....	26
II.2.2. Radiosensibilité et la cataracte radio-induite du cristallin.....	28
II.3. LA PROBLEMATIQUE DOSIMETRIQUE DU CRISTALLIN EN RADIOLOGIE INTERVENTIONNELLE.....	30
II.3.1. Recommandation d'abaissement de la limite réglementaire du cristallin.....	31
II.3.2. Surveillance radiologique du cristallin en radiologie interventionnelle.....	32
II.4. PARAMETRES TECHNIQUES INTERVENANT SUR LA DOSE AU CRISTALLIN ET LES MOYENS DE PROTECTION.....	33
II.4.1. Les paramètres techniques intervenant sur la dose au cristallin.....	33
II.4.2. Equipements de protection.....	38
II.5. LA DOSIMETRIE ET MOYENS D'EVALUATION DE LA DOSE AU CRISTALLIN.....	40

CHAPITRE III. MOYENS EXPERIMENTAUX ET METHODOLOGIE

III.1. DISPOSITIF ET MOYENS EXPERIMENTAUX.....	44
III.2. METHODOLOGIE ADOPTEE.....	53
III.2.1. Réalisation du fantôme ORAMED.....	53
III.2.2. Détermination des coefficients de conversions en Hp(3).....	54
III.2.3. Caractérisation	54
III.2.4. Exigences et tests de performances.....	64
III.2.5. Étude pilote de poste de travail.....	69

CHAPITRE IV. RESULTATS EXPERIMENTAUX ET INTERPRETATIONS

IV.1. RESULTATS DE LA CALIBRATION ET LA CARACTERISATION DES DOSIMETRES DU CRISTALLIN.....	73
IV.1.1. Résultats des tests de reproductibilités et d'homogénéités des détecteurs LiF:Mg ; Ti (TLD- 700).....	73
IV.1.2. Résultats de la détermination de la source photonique de référence pour la calibration du système.....	76
IV.1.3. Résultats de calcul du seuil de détection du système dosimétrique.....	76
IV.1.4. Résultats de la réponse énergétique.....	77
IV.1.5. Résultats de la réponse angulaire.....	79

Sommaire

IV.1.6.Résultats de la réponse en dose.....	80
IV.1.7.Résultats de l'effet de la perte d'information (fading).....	81
IV.1.8.Conclusion.....	83
IV.2.RESULTATS DES TESTS DE PERFORMANCES DU SYSTEME DOSIMETRIQUE DU CRISTALLIN.....	83
IV.2.1. Résultats de la détermination du Coefficient de variation et les tests de la non-linéarité	83
IV.2.1.1. Résultats de la détermination de coefficient de variation et de la vérification des tests la non-linéarité pour la qualité N80 ($\bar{E}=65\text{keV}$) du spectre étroit des RX.....	84
IV.2.1.2. Résultats de la détermination de coefficient de variation et de la vérification des tests la non-linéarité pour la source Cs-137 ($E=662\text{keV}$).....	86
IV.2.2.Résultats de la réponse relative due à la non-linéarité.....	89
IV.2.2.1. Resultats de la réponse relative due a la non-linéarité pour la qualité N80 ($\bar{E}=65\text{keV}$).....	89
IV.2.2.2.Résultats de la réponse relative due a la non-linéarité pour la source photonique Cs-137($E=662\text{kev}$).....	92
IV.2.3.Résultats du test de la réponse relative due à la modification de l'énergie moyenne du rayonnement photonique et a l'angle d'incidence.....	94
IV.3.RESULTATS DE L'ETUDE PILOTE DE POSTE DE TRAVAIL.....	95
IV.3.1. Résultats de la quantification de rayonnement diffusé et étude des paramètres techniques d'influence sur la dose du cristallin en radiologie interventionnelle.....	95
IV.3.1.1.Étude normale.....	95
a. Résultats de l'effet de l'épaisseur du patient sur la variation de débit d'équivalent de dose d'ambiance autour du fantôme en PMMA	95
b.Résultats de l'effet de la distance entre le tube RX et le fantôme sur la variation de débit d'équivalent de dose d'ambiance.....	97
c.Résultats de l'effet de la distance entre le fantôme et l'opérateur sur la variation de débit d'équivalent de dose d'ambiance.....	99
IV.3.1.2.Étude angulaire.....	100
a .Résultats de la variation de débit d'équivalent de dose d'ambiance par rapport aux angulations pour la qualité N-100($\bar{E}_{\text{moy}}=83\text{KEV}$).....	100
IV.3.2. Résultats de la surveillance radiologique du cristallin au niveau du bloc opératoire du service de d'orthopédie (Hanafi) de CHU Douera.....	103
CONCLUSION GENERALE.....	106
REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES	108
ANNEXES.....	117

De nombreuses études épidémiologiques sur les effets précoces et tardifs des rayonnements ionisants ont permis à la Commission Internationale de Protection Radiologique (CIPR) de conclure que les effets d'opacification du cristallin sont observés à des doses de 0.5 Gy au lieu de 5 Gy. Par conséquent, la CIPR (CIPR N°118, 2012) a recommandé d'abaisser la dose admissible pour le cristallin de 150 à 20 mSv/an, avec possibilité de la moyennner sur 5 ans, sans dépasser 50 mSv par an ; ce qui représente une diminution d'un facteur 8 de la dose admissible. Cependant, le respect de cette nouvelle exigence s'avère difficile à appliquer dans certains postes de travail tels qu'en radiologie et la cardiologie interventionnelle.

Dans ce présent travail, nous nous sommes intéressés à l'évaluation et à l'optimisation des risques potentiels auxquels sont exposés le personnel en radiologie et en cardiologie interventionnelle. Pour ce faire, un dosimètre du cristallin à base de détecteurs thermoluminescents LiF:Mg;Ti (TLD-700) a été développé, caractérisé et testé au niveau du laboratoire de dosimétrie des rayonnements ionisants du Centre de Recherche nucléaire d'Alger (CRNA) en termes de la grandeur opérationnelle Hp(3) selon les recommandations et les exigences des normes internationales telles que ISO-12794 (2000) ; IEC 62387-2(2020), ORAMED (2012) et ISO 4037-3(2019). Pour ces tests, l'ensemble des résultats de cette caractérisation à savoir : l'étude de la reproductibilité des détecteurs TLD-700, le seuil de détection, la réponse énergétique, la réponse angulaire isotopique, la linéarité, le fading et les tests de performance (le coefficient de variation de la réponse en dose, la réponse relative due à la non-linéarité, la réponse relative due à la modification de l'énergie moyenne du rayonnement photonique et à l'angle d'incidence) ont été évalués et trouvés en bon accord avec les prescriptions de bonnes pratiques de la norme ISO-12794(2000) et les recommandations de ORAMED (2012) ainsi qu'avec les exigences de la norme IEC 62387-2(2020). En plus, la source de référence N-80 ($\bar{E} = 65keV$) du spectre étroit des RX (ISO-4037) a été choisie pour nos tests sur la base du calcul d'incertitude le plus faible qui a été trouvé pour cette qualité et cela selon la norme IEC 62387-2(2020). Une première étude pilote de poste de travail a été réalisée dont les résultats ont montré l'influence de l'épaisseur du patient, la distance tube RX-patient, la distance entre l'opérateur et le patient, l'orientation angulaire et la projection du tube RX sur la dose que peut recevoir le personnel médical.

Pour parfaire notre étude, une surveillance radiologique du cristallin pour deux postes de travail : l'anesthésiste et le chirurgien au niveau du bloc opératoire du service d'orthopédie (Hanafi) du Centre Hospitalo-Universitaire de Douéra (Alger) a été réalisée et nous a permis de confirmer que la limitation du temps de présence en bloc opératoire pour ces deux postes lors de l'utilisation des RX réduit de manière sensible la dose au cristallin.

قد سمحت الدراسات الوبائية العديدة حول الآثار المبكرة والمتأخرة للإشعاع المؤين للجنة الدولية للوقاية من الإشعاع (ICRP) من استنتاج أن تأثيرات إعتام عدسة العين النووي يظهر عند جرعات 0.5 غراي (Gy) بدلاً من 5 غراي (Gy). وبالتالي فإن منشورة اللجنة رقم 118، الصادرة في سنة 2012، توصي بتخفيض الجرعة المسموح بها لعدسة العين من 150 الملي سيفرت (mSv) إلى 20 الملي سيفرت سنويًا، مع إمكانية قيمة متوسطة على مدى 5 سنوات، دون تجاوز 50 الملي سيفرت في السنة مما يمثل تخفيضًا بثمانية مرات الجرعة المسموح بها. من الصعب جدا تطبيق هذا الشرط في بعض المراكز من بينها مراكز متخصصة في العلاج بالأشعة التدخيلية و مراكز جراحة القلب والعلاج بالأشعة التدخيلية (قسطرة القلب).

تطرقنا في هذه الدراسة إلى تقييم الجرعات و تقليل من حدة المخاطر المحتملة التي يتعرض لها الممارسين في مثل هذه المراكز.

لتحقيق ذلك، قمنا بتصميم و تطوير واختبار مقياس جرعة عدسة العين بمخبر قياس جرعة الإشعاع المؤين بمركز البحث النووي بالجزائر (CRNA) على أساس الكمية العملية Hp(3) و وفقًا لتوصيات ومتطلبات المعايير الدولية مثل (2019), ISO 4037-3 (2000), ISO-12794 و اللجنة الدولية الكهروتقنية (2020) IEC 62387-2 و (2012) ORAMED إعتدنا لإنجاز ذلك على استعمال كاشفات الوميض الحراري (LiF:Mg,Ti (TLD700).

أظهرت مجموع نتائج اختبارات تحديد الخصائص أي دراسة قابلية تكرار كاشفات TLD-700 وعتبة الكشف والاستجابة الطاقوية والاستجابة الزاوية النظائرية والخطية والتلاشي واختبارات الأداء (معامل تغير الاستجابة للجرعة والاستجابة النسبية بسبب اللاخطية و الاستجابة النسبية الناتجة عن الطاقة المتوسطة للإشعاع الفوتوني وزاوية السقوط) توافقا جيدا مع متطلبات التشغيل الصحيح وفقا للمعيار (2000) ISO-12794 و كذلك توصيات (2012) ORAMED و أيضا مع مواصفات المعيار اللجنة الدولية الكهروتقنية (2020) IEC 62387-2.

إضافة إلى ذلك، تم اختيار المصدر المرجعي N80 ($\bar{E} = 65 \text{ kV}$) ذي الطيف الضيق للأشعة السينية (RX) وفق للمعيار (ISO-4037) لانجاز كل اختباراتنا على أساس حساب ارتياب القياس الأضعف و الذي تم الحصول عليه لهذه النوعية و وفقًا للمعيار اللجنة الكهروتقنية الدولية (2020) IEC 62387-2.

تم إجراء دراسة أولية تجريبية لمنصب العمل التي أظهرت نتائجها تأثير سمك المريض والمسافة بين أنبوب الأشعة السينية (RX) و موضع المريض وأيضا المسافة بين الممارس الطبي والمريض و كذلك التوجه الزاوي لبث الأنبوب للأشعة السينية (RX) ومدى تأثيرها على الجرعة التي يمكن أن يتلقاها الطاقم الطبي.

لاستكمال دراستنا، تم إجراء مراقبة إشعاعية لعدسة العين في منسوبي عمل: طبيب التخدير والجراح و ذلك في غرفة العمليات بمصلحة جراحة عظام (حنفي) بالمستشفى الجامعي بالدويرة (الجزائر). لقد أكدت النتائج هذه الدراسة أن تحديد المدة الزمنية التي يمضيها كل واحد منهما في موقعه بغرفة العمليات عند استخدام الأشعة السينية يقلل بصفة محسوسة من الجرعة التي تتلقاها عدسة العين

Many epidemiological studies on the early and late effects of ionizing radiation have enabled the International Commission on Radiological Protection (ICRP) to conclude that the effects of lens opacification are observed at doses of 0.5 Gy instead of 5 Gy. Consequently, the ICRP (ICRP no. 118, 2012) recommended lowering the permissible dose for the lens of the eye from 150 to 20 mSv/y, with the possibility of averaging it over 5 years, without exceeding 50 mSv/y; which represents a reduction of a factor of 8 in the admissible dose. However, compliance with this new requirement is proving difficult to apply in certain workstations such as radiology and interventional cardiology.

In the present work, we are interested in the evaluation and optimization of the potential risks to which the personnel in radiology and interventional cardiology are exposed. To do that, a lens dosimeter based on LiF:Mg;Ti thermoluminescent detectors (TLD-700) was developed, characterized, and tested at the ionizing radiation dosimetry laboratory of the Nuclear Research Center of Algiers (CRNA) in terms of the operational quantity Hp(3) on accordance with the recommendations and requirements of international standards such as ISO-12794 (2000); IEC 62387-2(2020), ORAMED (2012) and ISO 4037-3(2019).

For these tests, all the results of the characterization, namely: reproducibility, detection threshold, energy response, isotopic angular response, linearity, fading and the tests of performance (coefficient of variation of the dose response, relative response due to non-linearity, relative response due to the average energy of the photon radiation and the angle of incidence) were evaluated and found to be in good accordance with the good practice prescriptions of the ISO-12794(2000) standard and the recommendations of ORAMED (2012) as well as with the requirements of the IEC 62387-2(2020) standard. In addition, the N-80 reference source ($\bar{E}=65$ keV) of the X-ray narrow spectrum (ISO-4037) was chosen for our tests based on the lowest uncertainty calculation that was found for this quality in accordance with the IEC 62387-2(2020) standard.

A first pilot workstation study was carried out, the results showed the influence of the patient's thickness, the X-ray tube-patient distance, the distance between the operator and the patient, the angular orientations and the projection of the RX tube on the dose that the medical staff can receive.

To complete the study, a radiological monitoring of the lens for two members of the medical staff: the anesthesiologist and the surgeon working at the operating room of the orthopedic service (Hanafi) of the University Hospital Center of Douera (Algiers) was carried out. It enabled us to confirm that limiting the time spent in the operating room for these two positions when using X-rays significantly reduces the dose to the lens.

ADN	Acide DesoxyriboNucleique
BF	Bruit de fond
BSS	Basic Safety Standards
CI	Cardiologie Interventionnelle
CRNA	Centre de Recherche Nucléaire d'Alger
^{137}Cs	Cesium-137
$C_{r,0}$	Valeur conventionnelle d'une grandeur de l'équivalent de dose (délivré) dans les conditions de référence
DSS	Distance Source Surface
$h_{pk}(3, R, \alpha)$	Coefficient de conversion du kerma dans l'air en équivalent de dose individuel du cristallin pour la série de rayonnements R à une incidence α
$H_p(10)$	Equivalent de dose individuel (personnel) à une profondeur de 10 mm pour les rayonnements fortement pénétrants
$H^*(10)$	Équivalent de dose d'ambiance en un point d'un champ de rayonnement qui serait produit par le champ expansé et unidirectionnel correspondant dans la sphère de l'ICRU à une profondeur 10 sur le rayon opposé à la direction du champ unidirectionnel et ce, pour les rayonnements fortement pénétrants
$H_p(3)$	Equivalent de dose individuel (personnel) du cristallin à une profondeur de 3 mm pour les rayonnements faiblement pénétrants.
$H'(3)$	Equivalent de dose directionnel en un point d'un champ de rayonnement, qui serait produit par le champ expansé correspondant, dans la sphère de l'ICRU à une profondeur, d , sur le rayon de direction spécifiée du cristallin à une profondeur de 3 mm pour les rayonnements faiblement pénétrants.
$H_p(0.07)$	Equivalent de dose individuel (personnel) de la peau à une profondeur de 0.07 mm pour les rayonnements faiblement pénétrants.
$H'(0.07)$	Equivalent de dose directionnel en un point d'un champ de rayonnement, qui serait produit par le champ expansé correspondant, dans la sphère de l'ICRU à une profondeur, d , sur le rayon de direction spécifiée de la peau pour les rayonnements faiblement pénétrants.
IAEA	International Atomic Energy Agency
ICRP	International Commission on Radiological Protection
ICRU	International Commission on Radiation Units and Measurements
IEC	International Electrotechnical Commission
ISO	International Organization for standardization
$G_{r,0}$	Valeur indiquée (évaluée) d'un dosimètre irradié avec $C_{r,0}$
N-40	Narrow-spectrum Series
ORAMED	Optimization of Radiation protection for MEDical staff
OSL	Optically Stimulated Luminescence
PMMA	PolyMethylMetAcrylate
R	Réponse
R_0	Réponse de référence
RAO	Right Anterior Oblique
RI	Radiologie interventionnelle
RLAT	Right LATeral
RX	Les rayons X
LSED	Laboratoire Secondaire d'Etalonnage en Dosimétrie
r	Réponse relative qui est le rapport de la réponse R sur la réponse de référence R_0
r_{min}	Valeur minimale autorisée de la réponse relative due à une grandeur d'influence
r_{max}	Valeur maximale autorisée de la réponse relative due à une grandeur d'influence
S_i	Sensibilité
Sv	Sievert
U_m	Incertitude élargie de la moyenne mesure

CHAPITRE I

Tableau I.1: les raies caractéristiques du Tungstène et du Molybdène [JIM07 ; PAC03].....	12
--	----

CHAPITRE II

Tableau II.1: comparatif des effets déterministes et stochastiques	25
Tableau II.2: valeurs de dose seuil pour le cristallin selon l'ICRP103 et l'ICRP118 [ICR07; ICR12].....	29
Tableau II.3: les caractéristiques du matériau thermoluminescent LiF: Mg; Ti(TLD-100,600,700)	40
Tableau II.4: position des principaux pics de thermoluminescence et les températures correspondantes[ARO04; HAL16].....	44

CHAPITRE III

Tableau III.1: les caractéristiques de la source du Cs-137 et le facteur de conversion en Hp(3) utilisé [BEH12b].....	47
Tableau III.2: les caractéristiques des qualités RX utilisées disponible au niveau du LSED (CRNA).....	48
Tableau III.3: les paramètres de lecture des détecteurs TLD-700	52
Tableau III.4: les conditions de référence et les conditions normales d'essai utilisées pour la calibration du système dosimétrique [IEC20]	56
Tableau III.5: les paramètres expérimentaux de la calibration	56
Tableau III.6: les conditions d'irradiation et les caractéristiques des différentes qualités RX ainsi que la source du Cs-137 utilisée.....	60
Tableau III.7: les conditions d'irradiation de l'étude angulaire du système dosimétrique frontal du cristallin	63
Tableau III.8: les tests de performance et limites d'exigences de performances de la norme IEC62387-2 sur le coefficient de variation pour les dosimètres mesurant Hp(3) [IEC20]	65
Tableau III.9: les recommandations des prescriptions de bon fonctionnement et les exigences de performances pour le système dosimétrique du cristallin [ISO00; VAN12; IEC20]	68
Tableau III.10: résumé des paramètres de mesure pour la quantification du rayonnement diffusé	70

CHAPITRE IV

Tableau IV.1: résultats des lectures de la reproductibilité et de la sensibilité de quelques détecteurs	73
Tableau IV.2: résultats de calcul de facteur de calibration et les incertitudes associées [LAR21].....	76
Tableau IV.3 : résumé des résultats des lectures pour la détermination de seuil de détection [LAR21].....	77
Tableau IV.4: résumé des résultats de la réponse énergétique du système dosimétrique frontal du cristallin sur la gamme d'énergie [33keV à 662keV] pour la calibration avec la qualité N80 du spectre étroit des RX.....	78
Tableau IV.5: résumé des résultats de la réponse angulaire et de la réponse normalisée à l'incidence normale du système dosimétrique frontal du cristallin pour la qualité N80 (65keV) du spectre étroit des RX.....	79
Tableau IV.6: résumé des résultats de la réponse en dose des dosimètres du cristallin frontaux sur la gamme de dose allant de 0.2 mSv à 10mSv pour la qualité N80 du spectre étroit des RX	80
Tableau IV.7: résumé des résultats de la réponse en dose des dosimètres du cristallin sur la gamme allant de 0.2 mSv à 16.67mSv pour la source photonique du Cs-137	80
Tableau IV.8: résumé des résultats de calcul du coefficient de variation des équivalents de dose Hp(3) allant de 0.2mSv à 10mSv pour la qualité N80 du spectre étroit des RX	84
Tableau IV.9: résultats de calcul du premier (1er) test d'exigence de performance de la non-linéarité des valeurs indiquées par le système dosimétrique du cristallin des équivalents de dose 0.5mSv, 1mSv, 6mSv, 10mSv pour la qualité N80 ($E = 65\text{keV}$) du spectre étroit des RX	85
Tableau IV.10: résultats de calcul du deuxième (2 ^{ème}) test d'exigence de performance de la non-linéarité des valeurs indiquées par le système dosimétrique du cristallin des doses équivalents : 0.2mSv et 3mSv pour la qualité N80 ($E = 65\text{keV}$) du spectre étroit des RX	86

Tableau IV.11: résumé des résultats de calcul du coefficient de variation des équivalents de dose 0.2 ; 0.84 ; 1 ; 1.67 ; 3 ; 6 ; 10 et 16.67 mSv pour la source du Cs-137	87
Tableau IV.12: résultats de calcul du premier (1 ^{er}) test ($\omega = 6$) d'exigence de performance de la non-linéarité des valeurs indiqués par le système dosimétrique du cristallin des équivalents de dose Hp(3)= 0.84; 1 ; 1.67 ; 3 ; 6 ; 16.67 mSv pour la source du Cs-137 (E=662keV)	88
Tableau IV.13 : résultats de calcul du deuxième (2 ^{eme}) test ($\omega = 2$) d'exigence de performance de la non-linéarité des valeurs indiqués par le système dosimétrique du cristallin des équivalents de dose Hp(3)= 0.2. 10mSv pour la source du Cs-137.....	89
Tableau IV.14 : résultats de vérification de l'exigence de performance de la réponse relative due à la non-linéarité pour la qualité N80 ($E = 65keV$) du spectre étroit des RX sur la gamme d'équivalent de dose 0.2mSv-10mSv	91
Tableau IV.15 : Résultats de vérification de l'exigence de performance de la réponse relative due à la non-linéarité pour la source photonique Cs-137 (E=662keV) sur la gamme 0.2mSv-16.67mSv.....	93
Tableau IV.16: résultats de vérification de l'exigence de performance de la réponse relative due à la modification de l'énergie moyenne des rayonnements photoniques pour l'incidence normale (0°) sur la gamme d'énergie 33keV-662keV	94
Tableau IV.17: résumé des résultats de l'étude de l'effet d'épaisseur du fantôme sur la variation de débit d'équivalent de dose d'ambiance $\dot{H}^*(10)$ pour une distance tube RX-fantôme et une distance fantôme – radiametre de 50cm pour les qualités N-100 , N-150 concernant l'incidence normale.	95
Tableau IV. 18: résumé des résultats de l'effet de la distance entre le tube RX-fantôme sur la variation de débit d'équivalent de dose d'ambiance $H^*(10)$ par rapport à la distance fantôme- radiamètre de 50cm pour l'ensemble des épaisseurs du fantôme concernant la tension 100kV	97
Tableau IV.19: résumé des résultats de l'effet de la distance entre le tube RX-fantôme sur la variation de débit d'équivalent de dose d'ambiance $H^*(10)$ par rapport à la distance fantôme- radiamètre de 50cm pour l'ensemble des épaisseurs du fantôme concernant la tension 150kV	98
Tableau IV.20 : résultats des mesures de débit d'équivalent de dose ambiant $H^*(10)$ de l'effet de la distance entre le fantôme –opérateur (50cm, 80cm, 100cm) sur le rayonnement diffusé par rapport à la distance tube RX-Fantôme de 50 cm. pour l'ensemble des épaisseurs du fantôme concernant les deux tensions 100 et 150kV.....	99
Tableau IV.21: résumé des résultats de mesure de la variation de débit d'équivalent de dose d'ambiance pour les angulations (AP, RAO30°, RAO45°, RAO60°, RLATO 90°) avec les distances RX-fantôme de 50cm (a) et 80cm (b) par rapport aux distances fantôme-radia-mètre de 50cm, pour les épaisseurs du fantôme 10cm, 20cm, 23cm et ce, pour la tension 100kV.	101
Tableau IV.22: résultats des trois périodes de surveillance radiologique du cristallin au niveau du bloc opératoire de service d'orthopédie (Hanafi) du Centre Hospitalo-Universitaire (CHU) de Douera d'Alger [LAR21]	104

CHAPITRE I

Figure I.1: salle d'intervention.....	4
Figure I.2: (a) : vue d'ensemble de l'appareil de radiologie destiné à être utilisé dans des blocs opératoires; (b): schéma présentant les principes de la fluorographie numérique [LOU15]	7
Figure I.3: scanner dédié au bloc opératoire pour guider un acte chirurgical en radiologie interventionnelle	8
Figure I. 4: interaction des électrons avec le noyau et production des rayonnements de freinage [HER17]	9
Figure I.5: spectre continu des RX de freinage [HER17]	10
Figure I.6: production du rayonnement X caractéristique.....	11
Figure I.7: spectre continu (théorique) et raies de fluorescence [HER17]	12
Figure I.8: exemple d'un spectre de rayons X, représenté en fonction de la longueur d'onde [JIM07]	13
Figure I.9: exemple d'un spectre de rayons X, pour une haute tension de 100kV, représenté en fonction de l'énergie [JIM07]	13
Figure I.10: influence de la haute tension sur l'intensité des rayons X [JIM07]	14
Figure I.11: influence de la filtration sur l'intensité des rayons X, F_1 : la filtration totale initiale, F_2 : la filtration totale finale [JIM07].....	14
Figure I.12: influence de l'intensité du courant sur l'intensité des rayons X ; I_1 : l'intensité initial, I_2 : l'intensité finale [JIM07].....	15
Figure I.13: principe du tube à rayon X [JIM07].....	15
Figure I.14: effet photoélectrique [REY07].....	17
Figure I.15: effet Compton [REY07]	18
Figure I.16: diffusion Rayleigh	19
Figure I.17: zones de prédominance des interactions photons- matière en fonction de l'énergie des photons et du numéro atomique [ISO05 ; HER17].....	20

CHAPITRE II

Figure II.1: différentes espèces réactives résultants de la radiolyse de l'eau [LEC11].....	23
Figure II.2: représentation schématique des lésions de l'ADN induites par les effets directs et indirects des rayonnements ionisants [PRO06]	24
Figure II.3: conséquences cellulaires de l'irradiation [PRO06]	24
Figure II.4 : l'anatomie de l'oeil, (a): la position du cristallin dans l'oeil;(b): Coupe sagittale du cristallin; (c): le role du cristallin dans la réfraction de la lumière.....	27
Figure II.5: (a): une cataracte sous-capsule postérieure (PSC) de la lentille RADUIT-INDUITE; (b): Photographie en rétro- éclairage d'une cataracte sous capsule postérieur (PSC) le long de l'axe visuel postérieur [STI06 ; COU13].....	29
Figure II.6: cataracte sous- capsulaire postérieure dans l'œil d'un interventionniste qui utilisait un ancien système à rayons X et subissait un rayonnement à diffusion élevée en raison de mauvaises conditions de travail [VAN98b;COU13].....	31
Figure II.7: les éléments principaux intervenant sur l'exposition des opérateurs en radiologie interventionnelle.....	33
Figure II.8: les paramètres techniques d'influence sur la dose au cristallin chez les praticiens en radiologie interventionnelle.....	34
Figure II.9: les isodoses en fonction de la corpulence du patient [SCH06]	36
Figure II.10: l'effet de la taille du champ d'irradiation sur la dose au patient et l'opérateur [SCH06].....	37
Figure II.11: les isodoses en fonction de la filtration [SCH06]	37
Figure II.12: équipement de protection individuelle du cristallin, (a): sur-lunette; (b): lunette plombées avec protection latérales ; (c) : Visières de radioprotection	39
Figure II.13: (a): niveaux d'énergie d'un isolant à l'équilibre ($T=0K$) [DUF86 ; MCK95], (b) : diagramme d'énergie du phénomène de thermoluminescence [HAL16]	41
Figure II.14: structure cristallographique du fluorure de Lithium [HAL16].....	43

Figure II.15: les pics de thermoluminescences du Lif : Mg; Ti (TLD-700) [HAL16] 42

CHAPITRE III

Figure III.1: le fantôme ORAMED en PMMA recommandé pour le développement de la grandeur opérationnelle Hp(3) réalisé au niveau du laboratoire de dosimétrie des rayonnements ionisant (CRNA) 45

Figure III.2: les composants du système dosimétrique du cristallin 45

Figure III.3: les composantes du système dosimétrique du cristallin, (a): dosimètre frontal; (b): dosimètre latéral; (c): position du système dosimétrique sur un fantôme tête [LAR19a; LAR19b]; (d) : Emplacement des dosimètres sur le support en lunette et la façon de le porter par les opérateurs en radiologie interventionnelle [LAR21]..... 46

Figure III.4: la source de Cs-137 utilisée pour les irradiations des dosimètres..... 47

Figure III.5: le tube RX industriel de marque PHILIPS modèle MG320 du Laboratoire Secondaire d'étalonnage en Dosimétrie (LSED) (CRNA) utilisé pour les irradiations 48

Figure III.6: le fantôme plaque en PMMA équivalent l'abdomen du patient..... 49

Figure III.7: le radiomètre de type FH40 utilisé pour la mesure du débit d'équivalent de dose d'ambiance $H^*(10)$ 49

Figure III.8: photo et Schéma de porte pastille en PMMA utilisé pour les irradiations des détecteurs..... 50

Figure III.9: lecteur HARSHAW 3500 disponible au LSED(CRNA) 50

Figure III.10: schéma du cycle de chauffage des détecteurs Thermoluminecents (TLD-700)..... 52

Figure III.11: le four programmable utilisé pour la régénération des détecteurs du Laboratoire des rayonnements ionisants (CRNA)..... 53

Figure III.12: le dispositif expérimental utilisé pour l'étude angulaire 53

Figure III.13: schéma synthétique de la géométrie et des conditions d'irradiation pour la source de Cs-137 54

Figure III.14: (a):le dispositif expérimental d'irradiation; (b): la représentation schématique et géométrique de l'irradiation pour la calibration 57

Figure III.15: le dispositif expérimental angulaire d'irradiation à RX et la géométrie d'irradiation 62

Figure III.16: (a): Dispositif de mesure pour l'incidence normale ; (b): l'incidence angulaire pour les qualités RX N100; N150 70

Figure III.17: (a) : Représentation schématique du dispositif expérimental de l'étude angulaire par rapport aux cas cliniques en RI et/ou CI. RAO : projection oblique antérieure droit (30°,45°,60°) ; RLAT : Latérale droit (90°) ; (b) :la géométrie d'irradiation en laboratoire LSED (CRNA) 71

Figure III.18: le tube RX de type Radius DIM mobile utilisé dans le bloc opératoire du service d'orthopédie (Hanafi) du Centre Hospitalo-Universitaire (CHU) de Douera d'Alger.....72

CHAPITRE IV

Figure IV.1: (a): représentation graphique de la moyenne des trois lectures par détecteur ; (b) : distribution des détecteurs par rapport à leurs reproductibilité..... 74

Figure IV.2: représentation graphique du test de sensibilité pour l'ensemble des détecteurs (TLD-700) utilisés 74

Figure IV.3: représentation graphique du test de sensibilité des trois lots de calibration..... 75

Figure IV.4: La courbe des résultats de la réponse énergétique du système dosimétrique frontal sur la gamme d'énergie [33keV à 662keV] pour une calibration avec la qualité N80 du spectre étroit des RX 78

Figure IV.5: résultats de la réponse angulaire relative à l'incidence normale du système dosimétrique frontal pour les angulations recommandées (0°, ±20°, ±40°, ±60° ; ±75° 79

Figure IV.6: la courbe du résumé des résultats de la réponse en dose pour le système dosimétrique du cristallin pour la qualité N80 du spectre étroit des RX et la source du Cs-137..... 81

Figure IV.7: représentation graphique des résultats du test de fading des dosimètres du cristallin..... 82

Figure IV.8: courbe des résultats de la caractérisation : Linéarité, dépendance énergétique et angulaire en terme de Hp(3) pour le système dosimétrique calibré avec la qualité N80 du spectre étroit des RX [LAR21].....	82
Figure IV.9 : représentation graphique des résultats de calcul des coefficients de variation des équivalents de dose allant de 0.2mSv à 10mSV pour la qualité N80 du spectre étroit des RX.....	84
Figure IV.10: courbe des résultats du (1er) test d'exigence de performance de coefficient de variation des valeurs indiquées par le système dosimétrique du cristallin des équivalents de dose Hp(3)=0.5; 1 ; 6 ; 10 mSv pour la qualité N80 ($E = 65\text{keV}$) du spectre étroit des RX	84
Figure IV.11: courbe des résultats du deuxième (2eme) test d'exigence de performance de la non-linéarité des valeurs indiquées par le système dosimétrique du cristallin (0.2mSv et 3mSv) pour la qualité N80 ($E=65\text{keV}$) du spectre étroit des RX	85
Figure IV.12 : représentation des résultats de calcul des coefficients de variation des équivalents de dose 0.2 ; 0.84 ; 1 ; 1.67 ; 3 ; 6 ; 10 et 16.67 mSv pour la source du Cs-137	86
Figure IV.13: courbe des résultats du premier (1er) test d'exigence de performance de la non-linéarité des valeurs indiquées par le système dosimétrique du cristallin des équivalents de dose Hp(3)= 0.84; 1 ; 1.67 ; 3 ; 6 ; 16.67 mSv pour la source du Cs-137 ($E=662\text{ keV}$)	88
Figure IV.14: courbe des résultats du deuxième (2eme) test d'exigence de performance de la non-linéarité des valeurs indiquées par le système dosimétrique du cristallin des équivalents de dose 0.2. 10mSv pour la source du Cs-137	89
Figure IV.15: courbe des résultats de la réponse relative due à la non-linéarité pour la qualité N80 ($E = 65\text{keV}$) du spectre étroit des RX sur la gamme d'équivalent de dose 0.2mSv-10mSv	92
Figure IV.16 : courbe des résultats de la réponse relative due à la non-linéarité pour la source photonique Cs-137 ($E=662\text{keV}$) Sur la gamme d'équivalent de dose 0.2mSv-16.67mSv	92
Figure IV.17 : courbe des résultats de la réponse relative due à la modification de l'énergie moyenne des rayonnements photoniques pour l'incidence normale (0°) sur la gamme d'énergie 33keV-662keV.	93
Figure IV.18 : representation des débits d'équivalent de dose d'ambiance en fonction de l'épaisseur du fantome pour les tensions, (a) : 100 kV, (b) : 150kV ; (c) : comparaison entre les débits d'équivalent de dose d'ambiance pour les deux tensions pour la distance entre le tube RX- fantôme et entre le fantôme- radia-mètre de 50 cm.....	96
Figure IV.19: représentation de la variation de débit d'équivalent de dose d'ambiance en fonction de la distance RX-fantôme pour la distance fantôme-radiamètre de 50cm pour l'ensemble des épaisseurs du fantôme concernant la tension 100kV	97
Figure IV.20: représentation de la variation de débit d'équivalent de dose d'ambiance en fonction de la distance RX-fantôme pour la distance RX-fantôme de 50cm pour l'ensemble des épaisseurs du fantôme concernant la tension 150kV	98
Figure IV.21: représentation de la variation de débit d'équivalent de dose d'ambiance par rapport à la variation de la distance fantôme-opérateur pour la distance fantôme-radiamètre fixe de 50cm pour l'ensemble des épaisseurs du fantôme concernant (a) : la tension 100kV ; (b) : la tension 150kV	100
Figure IV.22 : représentation de la variation de débit d'équivalent de dose d'ambiance pour les angulations (AP, RAO30°, RAO45°, RAO60°, RLAT90), (a) : la distance RX-fantôme de 50cm, (b) : 80cm (b) par rapport aux distances fantôme-radiamètre de 50cm, pour les épaisseurs du fantôme 10cm, 20cm , 23cm et ce, pour la tensions 100kV.....	102
Figure IV.23: représentation graphique des équivalents de dose mensuels enregistrés au niveau du cristallin pour l'anesthésiste et le chirurgien au niveau du bloc opératoire du service d'orthopédie (Hanafi) de CHU Douera durant les trois périodes de surveillance comparées à l'équivalent de dose du corps entiers Hp(10) [LAR21].	104

INTRODUCTION GENERALE

INTRODUCTION GENERALE

=====
Dans sa forme la plus pure, la radiologie interventionnelle désigne l'utilisation de l'imagerie radiologique pour guider le chirurgien et/ou, l'opérateur, dans la réalisation d'un nombre varié d'interventions mini-invasives similaires à celles des blocs opératoires que ce soit en cardiologie, neuroradiologie, orthopédie et pédiatrie ainsi que dans d'autres spécialités permettant ainsi le traitement et/ou le diagnostique de nombreuses pathologies. En outre, les procédures de guidage selon les besoins en imagerie radiologique pratiquées par les chirurgiens font appel principalement aux rayons X de faible et moyenne énergie (33keV-208keV) tel que : la radiographie, la radioscopie et le scanner.

En effet, la radiologie interventionnelle, est une source de bénéfices incontestables pour le patient mais aussi des risques pour les professionnels de la santé par rapport à leur exposition aux rayonnements ionisants. Ainsi, la présence des chirurgiens dans la salle d'intervention pour déclencher le générateur RX ou pour visualiser les images sous rayonnement lors des procédures des actes radioguidés augmente la probabilité d'exposition de ce personnel aux rayonnements diffusés issus des objets irradiés. Par ailleurs, ces derniers proviennent essentiellement du patient, et constituent ainsi le risque principal par exposition des parties du corps non protégées par le tablier et le cache thyroïde tels que le cristallin et les extrémités du corps. Cette exposition externe complexe et hétérogène du corps entier, peut être responsable de plusieurs pathologie radio- induites sachant que la gamme d'énergie utilisée est assez importante pour provoquer des dommages dans les tissus vivant et que les opérateurs sont exposés à des doses d'irradiation cumulées importantes au cours de leur vie professionnelle.

De ce fait, l'optimisation de la dosimétrie des praticiens en radiologie et cardiologie interventionnelle constitue un enjeu majeur au vu d'évaluer l'exposition massive du cristallin aux rayonnements ionisants qui est bien supérieure à celle enregistrée dans d'autres spécialités médicales devenue un sujet de préoccupation au niveau international (OMS, AIEA) [IAE06].

Ainsi, de nombreuses études épidémiologiques [WOR07, CHO08, CIR10, VAN10] sur les effets précoces et tardifs des effets des rayonnements ionisants, la Commission Internationale de Protection Radiologique (ICRP) a conclu que le cristallin (lentille optique de l'œil) est plus radiosensible qu'on le pense. De ce fait, le seuil de dose relatif au risque d'opacification du cristallin a été revu à la baisse, en passant de 2 Gy à 0.5 Gy et de 5 Gy à 0.5Gy et ce, que ce soit pour une irradiation unique ou pour une irradiation fractionnée / prolongée respectivement. Par conséquent, la dose cumulée par le cristallin apparaissant décisive pour l'induction de la cataracte radio-induite. En 2011, la ICRP a recommandée d'abaisser la dose admissible par le cristallin de 150 mSv / an à 20 mSv /an, avec possibilité de la moyenner sur 5 ans, sans dépasser 50 mSv par an [ICR12] ; ce qui représente une diminution d'un facteur 8 de la dose admissible. Cette évolution représente un changement significatif par rapport à la limite réglementaire annuelle de dose au cristallin. La principale question qui

se pose aujourd'hui en termes de radioprotection, est donc de savoir comment certains professionnels vont se conformer à cette nouvelle limite de dose sachant que dans les domaines de la radiologie et cardiologie interventionnelle, la dose au cristallin deviendrait la dose limite d'exposition. Par conséquent, il apparaît essentiel de développer une méthodologie de mesure pour estimer avec précision la dose équivalente au cristallin dans le but de son optimisation.

La réponse à cette double problématique qui est l'absence de méthodologie ainsi que l'outil de mesure de la dose au cristallin, décrit notre présent travail dans son double objectif à savoir :

- La conception et caractérisation d'un dosimètre pour mesurer la dose au cristallin
- L'évaluation des risques auxquels est exposé le personnel au niveau d'un service de radiologie interventionnelle.

Ainsi, un dosimètre pour le cristallin conçu à base d'un détecteur thermoluminescent LiF : Mg ; Ti (TLD-700) a été développé au niveau du laboratoire de la dosimétrie des rayonnements ionisants du centre de recherche nucléaire d'Alger (CRNA). Ce dosimètre a été caractérisé et testé selon les recommandations des normes internationales tel que IEC 62387(2020); ISO 4037-1 (2019); ISO 4037-3(2019) ; ORAMED (2012) ; ISO12794 (2000) et ce au niveau du Laboratoire Secondaire d'Etalonnage en Dosimétrie (LSED) du Centre de Recherche Nucléaire d'Alger (CRNA). Une étude de quantification de rayonnement diffusé qui représente la principale source d'exposition des praticiens en radiologie et cardiologie interventionnelle a été réalisée en parallèle autour du tube RX industriel de marque PHILIPS modèle MG320 disponibles au niveau de Laboratoire Secondaire d'étalon en Dosimétrie (LSED) du Centre de Recherche Nucléaire d'Alger (CRNA) a travers laquelle on a confirmé l'influence de certains paramètres techniques sur la dose que peut recevoir l'opérateur au niveau du cristallin à savoir : l'épaisseur du patient, la distance tube RX-patient, la distance entre l'opérateur et le patient, l'orientation angulaire et la projection du tube RX.

Par ailleurs, Une étude pilote a été réalisée au niveau du bloc opératoire du service d'orthopédie (Hanafi) du centre Hospitalo-Universitaire de Douera (CHU de Douera) pour trois périodes de surveillance radiologique et ce, en vue d'appuyer les prescriptions et les recommandations de la norme ISO 15382(2015) concernant la surveillance de la dose au cristallin.

Le présent manuscrit est scindé en quatre principaux chapitres. Dans le premier chapitre nous présentons d'abord la définition ainsi que les dates qui ont marqué l'évolution de la radiologie interventionnelle, suivi d'un aperçu sur les procédures et les pathologies qui peuvent être traitées par cette spécialité médicale et les techniques d'imageries utilisées. Ce chapitre se terminera par la présentation de tous les aspects physiques liés à cette discipline à savoir : le principe physique, le type de rayonnements utilisé, leurs origines et leurs productions ainsi que leurs modes d'interaction avec la matière.

Le deuxième chapitre sera consacré à la dosimétrie du cristallin en radiologie interventionnelle.

Dans le troisième chapitre, nous décrivons les dispositifs et les moyens expérimentaux utilisés ainsi que la méthodologie adoptée dans notre travail.

En dernier, le quatrième chapitre est consacré aux résultats et interprétations de nos mesures.

CHAPITRE I

RADIOLOGIE INTERVENTIONNELLE :

ASPECTS PHYSIQUES

CHAPITRE I. RADIOLOGIE INTERVENTIONNELLE : ASPECTS PHYSIQUES

=====

Aujourd'hui, l'imagerie médicale diagnostique connaît un développement majeur, en devenant « interventionnelle », comme aide au geste chirurgical au bloc opératoire.

I.1. DEFINITION ET GENERALITES SUR LA RADIOLOGIE INTERVENTIONNELLE

Le principe de la radiologie interventionnelle est de réaliser des interventions grâce à des procédures qualifiées de mini-invasives, sous contrôle radiologique. Le but de cette discipline est d'accéder à l'intérieur du corps humain pour effectuer un prélèvement (biopsies), d'injecter des médicaments localisés (infiltrations, chimiothérapie), de produit de contraste (arthrographies) ou traiter des pathologies vasculaires dans les artères ou les veines (angioplasties, thrombectomies).



Figure I. 1: salle d'intervention

En 1964, une première intervention thérapeutique a été réalisée chez l'homme par Charles Dotter [MIG17] de type dilatation d'une artère fémorale superficielle (angioplastie) qui a donné naissance à la radiologie interventionnelle. En 1966, les premières techniques d'embolisation sont décrites pour traiter des tumeurs et des anomalies vasculaires de la moelle spinale. Une année plus tard, en 1967, la technique d'angiographie coronaire est décrite comme le traitement de saignements gastro-intestinaux et artériels par voie vasculaire, a été développée. En 1969, les premiers prototypes de stents et leur technique de mise en place par cathéter ont été introduits chez l'homme par Charles Dotter. Entre 1977 et 1983, l'embolisation simple et la chimio-embolisation ont été utilisées pour le traitement de cancer hépato-cellulaires et de métastases hépatiques [LIE08].

En 1990, la radio-fréquence a permis l'ablation de tumeurs hépatiques, puis de tumeurs des tissus mous dans les années suivantes. En 1994, le stent coronaire positionnable par ballon, encore utilisé aujourd'hui, est implanté pour la première fois. En 1999, une nouvelle technique d'ablation

intra-vasculaire par laser a été développée pour le traitement de varices et de maladies veineuses [LIE08].

Actuellement, dans le domaine de la cancérologie, les embolisations sont combinées à l'injection de chimiothérapie localement dans le tissu tumoral situé dans l'organe cible.

Enfin, de nombreux traitements sous contrôle de l'imagerie (radioguidés) sont apparus hors du système vasculaire, s'intéressant à tous les organes et au squelette : vertebro plastie, traitement de la douleur, néphrostomie, ablation tumorale par radiofréquence ou cryoablation, gastrostomie etc..

I.1.1. Procédures de traitement des pathologies en radiologie interventionnelle

Les actes médicaux en radiologie interventionnelle sont généralement conduits, par voie percutanée, sous anesthésie locale et/ou sédation, au moyen de dispositifs d'imagerie médicale qui permettent de visualiser l'intervention sur écran en temps réel. Le repérage de la « cible » à l'intérieur de l'organisme s'effectue par des multiples voies telles que la voie radiale et la voie fémorale avec des accès qui sont rendus possible par le guidage radiologique et parmi ces voies on a : la voie percutanée directe, les orifices naturels, le cathétérisme vasculaire. Enfin, les pathologies fréquemment traitées en radiologie interventionnelle sont :

- a. L'appareil musculo-squelettique (os, articulations, rachis).
- b. L'appareil génito-urinaire (organes reproducteurs, système urinaire) à travers:
 - ❖ **L'embolisation d'hémostase** : elle est pratiquée lorsqu'il y a une perte de sang après une chirurgie (post-opératoires) ou un traumatisme, une hémorragie de la délivrance, après un accouchement
 - ❖ **L'embolisation tumorale** : on pratique une chimio-embolisation ou une radio-embolisation sur une tumeur (post-radiothérapeutes).

I.2. PRINCIPES PHYSIQUE

La radiologie interventionnelle utilise une source émettrice des rayons X de faible et moyenne énergie (33keV-208keV). Ces rayons sont alors dirigés vers la zone d'intérêt. Ils se propagent et interagissent avec la matière vivante selon différentes modalités d'interaction à savoir: certains rayons sont absorbés par l'effet photoélectrique alors que d'autres sont diffusés par effet Compton en engendrant les rayonnements diffusés provenant du patient qui conduit principalement à l'irradiation de l'opérateur en plus des rayonnements primaires.

I.3.LES TECHNIQUES ET PRINCIPES D'IMAGERIES UTILISES EN RADIOLOGIE INTERVENTIONNELLE

La radiologie interventionnelle met en œuvre des techniques d'imageries destinées à la réalisation des actes thérapeutiques ou diagnostiques guidés. Grâce à l'avancée de la technologie et à la disponibilité de plus en plus d'imagerie de haute qualité, la radiologie interventionnelle est en mesure de proposer un nombre croissant d'option thérapeutique et /ou diagnostique aux patients et aux praticiens à savoir : les scanners interventionnels, la radiographie et la radioscopie (conventionnelle ou à amplificateur de brillance).

Les éléments les plus importants du point de vue physique dans un appareil de radiographie et/ou radioscopie sont : un tube à RX, un collimateur et un amplificateur de brillance qui est un dispositif qui permet de transformer le cliché obtenu par les rayons X en une image analogique que l'on peut amplifier. Il est équipé d'une chaîne de traitement d'image permettant une visualisation statique ou dynamique sur un écran de télévision. Par conséquent, l'amplificateur de brillance possède deux fonctionnements : La radiographie et la radioscopie.

I.3.1. Radiographie

La radiographie est une technique qui permet principalement d'obtenir des clichés en deux dimensions des structures osseuses et articulaires. Elle permet aussi de visualiser certains organes ou parties creuses, habituellement invisibles aux rayons X, en les remplissant d'un produit de contraste, opaque aux rayons X : ce procédé spécifique est appelé la radiographie de contraste. Cette technique est une référence de l'imagerie médicale par atténuation. Les rayons X sont des ondes électromagnétiques identiques aux ondes radio mais leur énergie est beaucoup plus grande. Les longueurs d'ondes usuelles en radiodiagnostic et en radiographie se trouvent dans la gamme 10^{-10} à 10^{-12} mètre, ce qui correspond à des énergies de l'ordre de 10 à 300 keV [JIM07], ce qui leur donne des propriétés particulières comme celle de traverser certains tissus. En associant cette propriété avec un procédé d'enregistrement des images, on obtient une radiographie. La formation d'une image en radiologie consiste à placé entre le tube de rayons X et le récepteur l'objet à explorer. L'intensité des rayons X (RX) qui arrivent sur le récepteur dépend de la densité des tissus traversés. De ce fait, le faisceau des rayons X subit différentes atténuations selon les structures traversées:

- Les parties osseuses donnant une couleur blanche sur la radiographie est due à une importante atténuation et absorption des RX.
- Les parties musculaires donnant une couleur plus grisâtre sur la radiographie est due à une atténuation moins importante des RX.
- La partie remplie d'air tel que les poumons donnant une couleur noire sur la radiographie est due à une faible atténuation du faisceau de RX traverser.

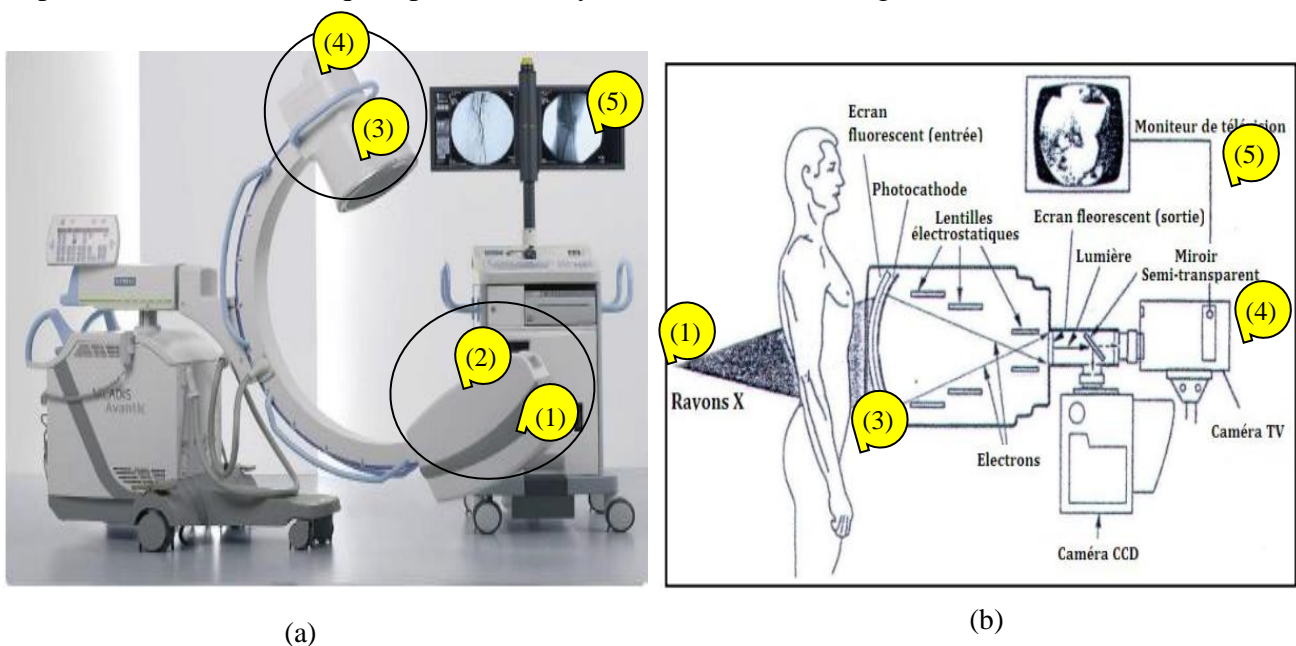
I.3.2. Radioscopie

La radioscopie ou la fluoroscopie est une modalité de la radiologie qui consiste à acquérir en instantané des images dynamiques de l'intérieur des structures de l'organisme humain. Le système de fluoroscopie est constitué d'un générateur de rayon X capable d'émettre des rayons X pendant plusieurs minutes de manière continue ou de manière pulsée pendant un temps variable, déterminé par la personne qui appuie sur la pédale de scopie. L'image est acquise au moyen d'un amplificateur de brillance capable de fonctionner en acquisition continue. L'amplificateur de brillance est un dispositif qui permet de transformer le cliché obtenu par les rayons X en une image analogique. Il est équipé d'une chaîne de traitement d'image permettant une visualisation statique ou dynamique sur un écran de télévision, ce qui en fait l'outil indispensable en radioscopie (Figure I.2).

Cette technique est principalement utilisée en radiologie interventionnelle pour le suivi en temps réel d'opérations chirurgicales, pour certains examens où l'évolution de produits injectés dans le corps du patient est suivie à l'écran.

Comme on l'a annoncé précédemment et illustré dans la figure I.2 ci-dessous, l'appareil de radiographie et/ou radioscopie utilisé en bloc opératoire est principalement constitué d'un générateur de rayons X avec une puissance qui est entre les 30 et 100 kW selon le modèle [LOU15]. En ce qui concerne la tension utilisée en RI/CI, elle peut varier entre 60kV et 110kV et elle peut atteindre 150kV [BOR11a].

De plus, cet appareil contient un collimateur qui est composé des diaphragmes qui sont entièrement en plomb, il permet la focalisation et la limitation de faisceau des rayons X ainsi que un amplificateur de brillance qui représente un système de détection (Figure I.2(b)).



1. Tube à rayon X ; 2. Collimateur ; 3. Amplificateur de brillance ; 4. Caméra (CCD) ; 5. Moniteur TV

Figure I. 2: (a) : vue d'ensemble de l'appareil de radiologie destiné à être utilisé dans des blocs opératoires; (b): Schéma présentant les principes de la fluorographie numérique [LOU15]

L'utilisation d'un scanner en interventionnelle aide le médecin à planifier et guider les procédures interventionnelles ou thérapeutiques avec une plus grande précision et moins de risques pour le patient (Figure I.3).

Dans certains cas, en radiologie interventionnelle les médecins utilisent à la fois plusieurs modalités d'imagerie telle que le scanner, un échographe interventionnel et un arceau de fluoroscopie. L'intérêt de ce type d'équipement multi-modalités est donc de pouvoir associer chez le même patient, différents moyens de guidage sans avoir besoin de le déplacer, permettant ainsi d'optimiser le traitement. Avec ce nouvel équipement, les patients souffrant d'un cancer bénéficient désormais des dernières avancées en matière d'imagerie interventionnelle et de traitements mini-invasifs.



Figure I. 3:scanner dédié au bloc opératoire pour guider un acte chirurgical en radiologie interventionnelle

I.4. LES RAYONS X ET LEUR PRODUCTION

En radiologie interventionnelle, les RX de faible et moyenne énergies avec des tensions d'accélération situés entre 10kV-100kV et 100-300kV respectivement sont utilisés.

Les rayons X sont des rayonnements électromagnétiques de même nature que les photons gamma, ils en diffèrent par leur origine.

Les photons gamma sont issus du noyau de l'atome, alors que les rayons X prennent naissance au niveau du cortège électronique ou dans le champ électrostatique qui entoure le noyau. Ils résultent des interactions des électrons avec la matière, qui peuvent prendre deux formes selon l'énergie des électrons et la nature du milieu traversé à savoir : l'interaction des électrons avec le noyau, qui crée un rayonnement X de freinage ; l'interaction des électrons incidents avec les électrons du cortège électronique donnant lieu à une ionisation ou à une excitation, dont la conséquence directe sera un réarrangement du cortège électronique suivi par émission des RX caractéristiques .

I.4.1. Rayonnement de freinage « Bremsstrahlung »

Quand un électron passe à proximité d'un noyau, il est dévié de sa trajectoire initiale par la force d'attraction coulombienne due aux protons du noyau chargés positivement. L'électron ainsi soumis à une décélération va perdre de l'énergie cinétique sous forme d'un rayonnement X (Figure I.4). Il s'agit donc de la conversion de l'énergie cinétique d'électrons accélérés dans un champ électrique en énergie rayonnante sous forme de rayons X.

Ce type d'interaction par freinage se produit pour des électrons d'énergie élevée. Il est d'autant plus important que le milieu dans lequel il se produit a un numéro atomique important (Pb-82 et Tungstène W-74). D'après l'électromagnétisme classique, un électron en mouvement décéléré émet une radiation électromagnétique continue dont l'énergie est équivalente à celle perdue par celui-ci; on l'appelle rayonnement de freinage ou "bremsstrahlung" en allemand [PAC03].

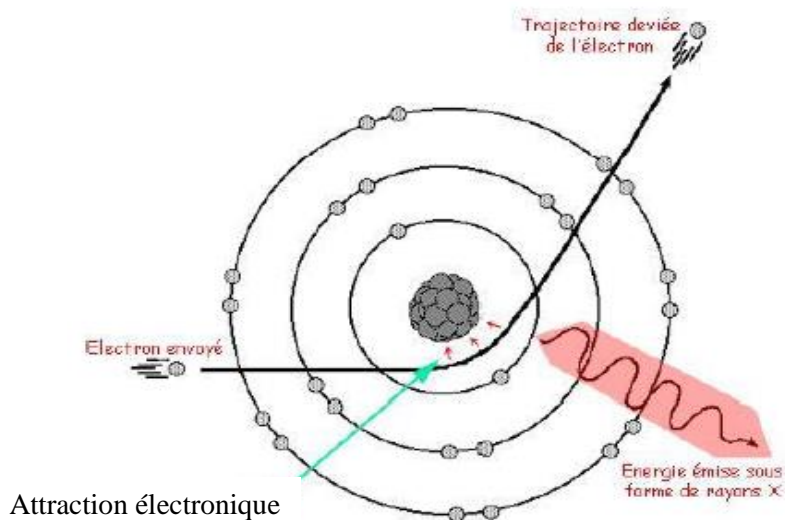


Figure I. 4: interaction des électrons avec le noyau et production des rayonnements de freinage [HER17]

Ce mécanisme donne lieu à une émission de rayons X de freinage sous la forme d'un spectre continu en énergie de 0 à E_{\max} car il est peu probable de trouver des photons qui ont une énergie proche de celle des électrons produits (transfert de la quasi-totalité d'énergie des électrons à un seul photon). Par contre, il est possible de trouver des photons de basses énergies produits par une légère déviation des électrons lors de leurs passages à une grande distance du noyau atomique. De ce fait, une proportion des rayons d'énergies plus basse augmente régulièrement au fur et à mesure que le rendement de la conversion électron-photon diminue (Figure I.5).

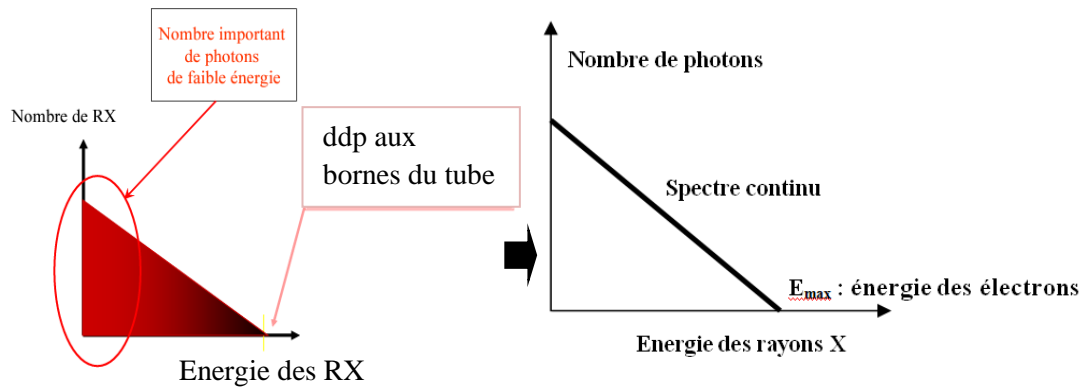


Figure I. 5: spectre continu des RX de freinage [HER17]

I.4.2. Rayonnement de fluorescence (Raies caractéristiques)

Ce type de rayonnement a lieu lorsque les électrons incidents sur la cible interagissent avec le cortège électronique des atomes de la cible, et non avec les noyaux des atomes. De ce fait, lorsqu'un électron incident passe à proximité d'un électron du cortège électronique de l'atome, il va lui céder une faible partie de son énergie cinétique. Deux cas sont alors possibles :

- L'énergie cédée est supérieure à l'énergie de liaison de l'électron sur sa couche et va être suffisante pour l'éjecter hors de l'atome. L'atome ainsi ionisé qui présente une lacune sur une couche est déstabilisé énergétiquement. Il va revenir à son état d'énergie fondamental en comblant la lacune ainsi créée par un électron d'une couche plus externe et ainsi de suite jusqu'à avoir transféré la lacune sur une des couches les plus externes ;
- L'énergie cédée à l'électron ne lui permet pas d'être éjecté hors de l'atome. Il va seulement être propulsé sur une couche plus externe. L'atome se trouve alors dans un état excité. Il va revenir à son état d'énergie fondamental en comblant la lacune créée par un électron d'une couche plus externe et ainsi de suite

Lors de chaque transition il y aura donc libération d'un excès d'énergie sous forme d'un rayonnement électromagnétique. Ces photons sont appelés rayons X de réarrangement, ou rayons X de fluorescence, ou encore rayons X caractéristiques (voir figure I.6).

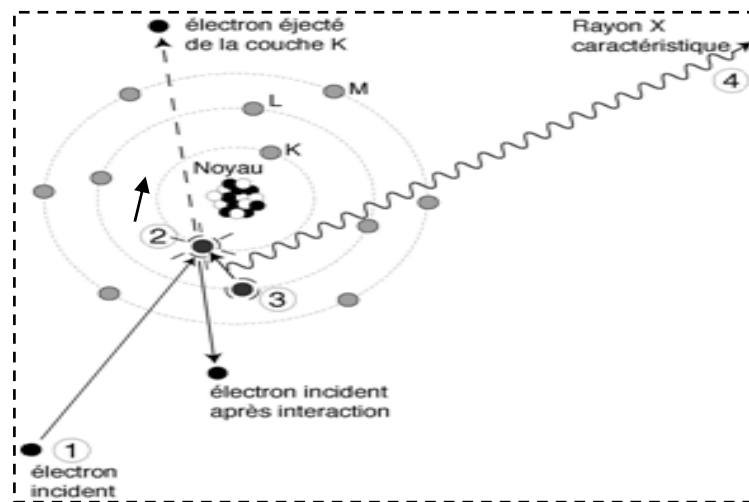


Figure I. 6: production du rayonnement X caractéristique

L'énergie libérée lors d'une transition électronique est suffisante pour arracher un électron du cortège électronique qui sera éjecté de l'atome. Cet électron est appelé « électron Auger ». La lacune créée dans le cortège électronique par l'éjection de l'électron Auger conduira là encore à un réarrangement du cortège, suivi de l'émission d'autres rayons X ou d'autres électrons.

Toutes les transitions électroniques citées précédemment ont des énergies discrètes, et le réarrangement en cascade se traduit par un spectre en énergie des photons émis constitué par une série de raies discontinues. Si un électron de la couche K est arraché et remplacé par un électron de la couche L, une raie appelée K_{α} est émise et si l'électron qui arrive sur la couche K provient de la couche M, la raie correspondante est appelée K_{β} , K_{γ} si l'électron provient de la couche N et ainsi de suite. Dans le cas où la lacune se trouve sur la couche L, les électrons en provenance des couches M, N, O, engendreront respectivement des raies L_{α} , L_{β} , L_{γ} . Certaines couches électroniques comportent plusieurs sous-couches et pour différencier les rayons X provenant de ces sous-couches, les raies sont nommées $K_{\alpha 1}$, $K_{\alpha 2}$, $K_{\beta 1}$, $K_{\beta 2}$, $L_{\alpha 1}$, $L_{\alpha 2}$...

Ce spectre de raies est dit « *caractéristique* » de l'atome du milieu dans lequel a lieu l'interaction. En effet, les énergies de liaison des électrons sur les couches électroniques sont différentes d'un atome à l'autre [JIM07]. Par conséquent, Les énergies des rayons X, qui sont égales à la différence d'énergie entre les couches consécutives, sont également différentes d'un atome à l'autre et constituent ainsi une véritable signature de l'élément. Le tableau I.1 ci-dessous donne l'exemple des énergies de liaison des couches K, L et M des principaux matériaux utilisés comme anode en radiodiagnostic (Tungstène ($Z = 74$), Molybdène ($Z=84$)) ainsi que les énergies des raies caractéristiques.

Tableau I. 1: les raies caractéristiques du tungstène et du Molybdène [JIM07 ; PAC03]

Tungstène							
Couche	K				L		M
Sous-couche	K				L _I	L _{II}	L _{III}
Energie de liaison (keV)	69.5				12.1	11.8	10.2
Raies X	K _{α1}	K _{α2}	Kβ ₁	Kβ ₂	L _{α1}	L _{α2}	
Energie des raies (keV)	57.4	58	66.7	66.9	9.3	9.9	
Molybdène							
Couche	K			L			M
Sous-couche	K			L _I	L _{II}	L _{III}	M _I
Energie de liaison (keV)	20.00			2.8	2.6	2.5	0.5
Raies X	K _{α1}	K _{α2}	Kβ ₁				
Energie des raies (keV)	17.48	17.37	19.61				

Le spectre en énergie des rayons X émis par l’anode est le résultat de la superposition du spectre continu des rayonnements de freinage, de 0 à E_{max} (Figure I.5) et du spectre de raies caractéristiques liées au réarrangement du cortège électronique en donnant le spectre théorique –illustré dans la figure I.7 ci- dessous.

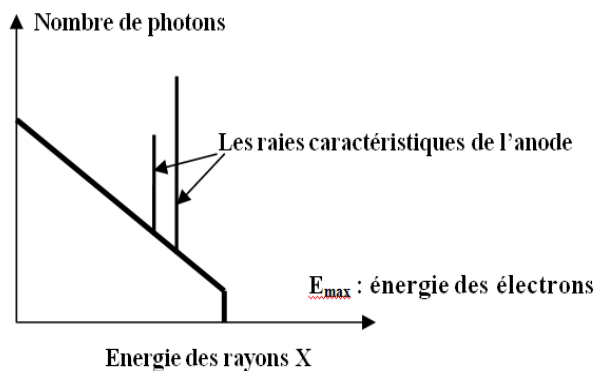


Figure I. 7: spectre continu (théorique) et raies de fluorescence [HER17]

Ce spectre global peut être représenté de deux manières :

- En fonction des longueurs d’onde, comme sur la figure I.8 : le spectre présentera alors une longueur d’onde minimale d’après l’équation I.1 ci-dessous.

$$\lambda_{\min} = h.c/E_{\max} \tag{I.1}$$

- En fonction de l’énergie, comme sur la figure I.9. Dans ce cas, l’énergie des rayons X ne pourra pas dépasser une valeur maximale E_{max} correspondant à la haute tension appliquée. En aucun cas l’énergie du photon X de freinage ne peut être supérieure à celle de l’électron qui lui a donné naissance d’après l’équation I.2 ci-après:

$$E_{max} = e V \quad (I.2)$$

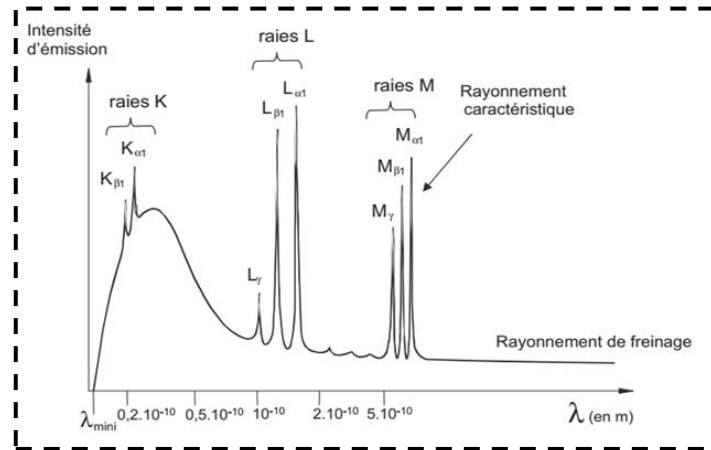


Figure I. 8: exemple d'un spectre de rayons X, représenté en fonction de la longueur d'onde [JIM07]

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

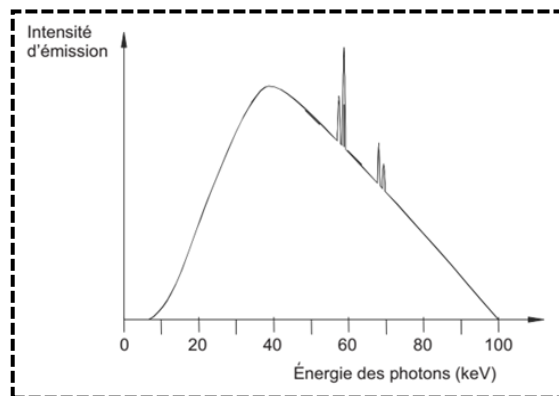


Figure I.9: exemple d'un spectre de rayons X, pour une haute tension de 100kV, représenté en fonction de l'énergie [JIM07]

En ce concerne le spectre réel d'un tube à rayons X il est souvent amené à être filtré et ce, pour sélectionner les rayons les plus énergétiques en interposant sur le trajet du faisceau des écrans absorbants (par exemple une plaque d'aluminium) [HER17].

I.5. PARAMETRES QUI MODIFIENT LE SPECTRE DE RAYONS X

Le spectre de rayons X, tel qu'il sort de l'anode, peut être modifié par plusieurs paramètres.

I.5.1. La haute tension

Elle détermine l'accélération des électrons donc l'énergie des rayons X produits. Elle est exprimée en kilovolts (kV). Quand la haute tension augmente, l'énergie maximale E_{max} (énergie des électrons) augmente également, de même pour l'énergie moyenne. Le spectre des rayons X se déplace vers les plus hautes énergies et le nombre total de rayons X émis augmente (Figure I.10).

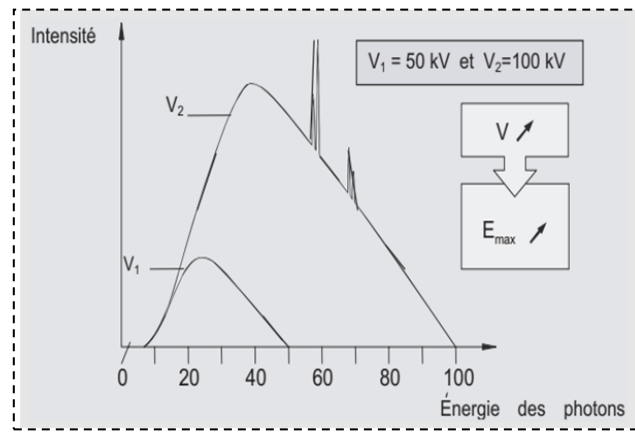


Figure I. 10: influence de la haute tension sur l'intensité des rayons X [JIM07]

I.5.2.La filtration totale

Il est possible de modifier le spectre qui sort de la fenêtre du tube par un filtre additionnel (métallique) qui va permettre de supprimer les rayons X de basses énergies. En effet, en radiodiagnostic, ceux-ci augmentent la dose reçue à la peau du patient mais ne participent pas à la réalisation du cliché.

Après ajout d'un filtre, le flux total de photons émis par le tube diminue, mais leur énergie maximale E_{max} n'est pas modifiée. Puisqu'une augmentation de la filtration atténue les rayons X de plus basse énergie, l'énergie moyenne des rayons X émis va augmenter : la filtration « durcit » le spectre de rayons X qui deviennent plus « pénétrants » (Figure I.11).

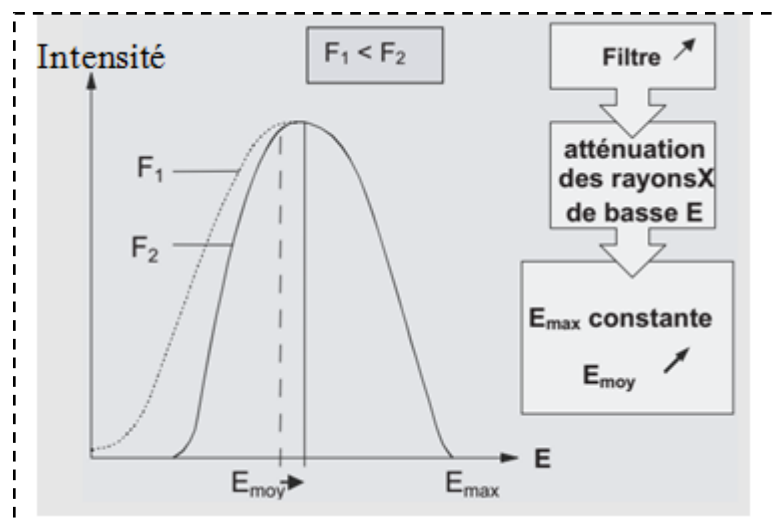


Figure I. 11: influence de la filtration sur l'intensité des rayons X, F_1 : la filtration totale initiale, F_2 : la filtration totale finale [JIM07]

I.5.3.L'intensité électrique

L'intensité du courant électrique détermine le flux des électrons émis par le filament, donc le flux de rayons X produits par l'anode. Elle est exprimée en milliampères (mA). Plus elle est élevée, plus le flux de rayons X est important. L'intensité ne modifie pas l'énergie maximale ; le spectre en énergie est seulement dilaté (Figure I.12).

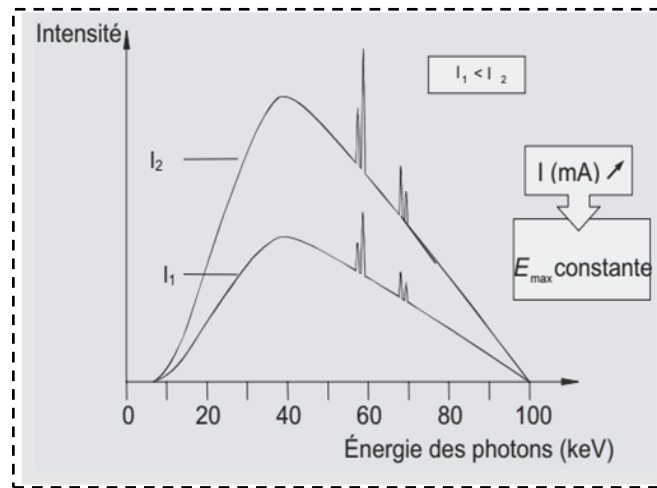


Figure I. 12: influence de l'Intensité du courant sur l'intensité des rayons X ; I_1 : l'intensité initial, I_2 : l'intensité finale [JIM07]

I.6. APPAREIL DE PRODUCTION DES RAYONS X

Un courant électrique circule dans un filament crée des électrons par effet Joule à haute température. Ce filament constitue la cathode du tube à rayons X ; il est porté à un potentiel négatif. Les électrons formés sont accélérés par une haute tension appliquée entre la cathode et une cible, ou anode parfois aussi appelée anticathode qui est portée à un potentiel fortement positif pour attirer les électrons. Pour favoriser la production de rayonnement de freinage, l'anode est constituée d'un matériau de numéro atomique élevé résistant à la chaleur. Le tungstène, de numéro atomique 74 (et de symbole chimique W) répond bien à ces deux exigences et constitue très souvent la cible des tubes à rayons X. Selon les applications envisagées, celle-ci peut être également en molybdène, or, cuivre, fer, pour favoriser la production de rayonnement caractéristique.

Le spectre de rayonnement à la sortie de l'anode est l'addition du rayonnement de freinage et du rayonnement caractéristique. L'ensemble est placé dans une ampoule en verre dans laquelle est réalisé un vide poussé pour éviter la dispersion des électrons (Figure I.13).

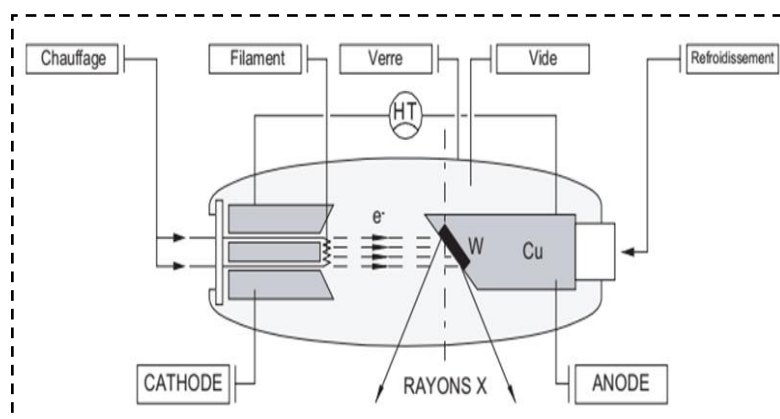


Figure I. 13: principe du tube à rayon X [JIM07]

La grande majorité des interactions créées par les électrons dans la cible (ionisations et excitations) conduit à un dépôt d'énergie sous forme de chaleur issue de la collision des électrons accélérés avec les

électrons composant l'anode; environ 99.5% de l'énergie des électrons incidents est convertie en chaleur. Celle-ci est donc souvent enchâssée dans du cuivre pour assurer la diffusion de la chaleur et nécessite un refroidissement par air, huile ou eau. Cet échauffement important de l'anode limite le nombre de rayons X car le rendement de la cible en rayonnement de freinage reste toujours limité et inférieure à (2 %). La surface d'impact des électrons étant relativement petite, la dissipation de chaleur sur l'anode est très faible. Lorsqu'un électron parvient à proximité d'un des noyaux de l'anode, la force Coulombienne le dévie conduisant ainsi à une perte significative de son énergie cinétique et à un changement de sa trajectoire. L'anode est le plus souvent inclinée par rapport à la direction des électrons et les rayons X sont émis préférentiellement dans un cône dont l'axe dépend de la pente de l'anode. Les rayons X sortent par une fenêtre en matériau léger (béryllium ou aluminium) aménagée dans la gaine plombée qui entoure le tube (voir figure I.13).

Cette fenêtre va arrêter une partie des rayons X, en particulier ceux qui auront une énergie faible. De plus, pour limiter le faisceau à sa partie utile, un collimateur est placé après la fenêtre de sortie. Les divers matériaux traversés par le faisceau qui sort du tube constituent la *filtration inhérente*.

Concernant le tube RX utilisé dans le présent travail du Laboratoire d'Etalonnage Secondaire (LSED) au CRNA pour la caractérisation de notre système dosimétrique du cristallin, la filtration inhérente initiale donnée par le constructeur est de 2mm en béryllium (Be).

Il est possible, de transformer le spectre en énergie du faisceau, en interposant une filtration supplémentaire à la sortie de tube : c'est la filtration additionnelle. De ce fait, les filtrations additionnelles ainsi que les filtres atténuateurs pour la caractérisation des faisceaux RX qu'on va utiliser dans notre travail pour les différentes qualités (N40, N60, N80, N100, N120, N150, N200, N250) du Laboratoire d'Etalonnage Secondaire de Dosimétrie (LESD) du centre de recherche nucléaire d'Alger sont résumés dans le tableau III.2 donné dans le chapitre dispositifs et moyens expérimentaux.

1.7. LES MODES D'INTERACTIONS DES PHOTONS DE FAIBLE ET MOYENNE ENERGIE AVEC LA MATIERE

Le comportement des photons est radicalement différent de celui des particules chargées. L'interaction n'est pas obligatoire, mais elle est soumise au hasard car, les photons parcourent de grandes distances entre deux collisions. En traversant un milieu, un photon peut ou non interagir ; donc dans le cas d'un faisceau photonique intercepté par un milieu matériel, un certain nombre des photons du faisceau traversent ce milieu sans avoir interagi.

Diverses modalités d'interaction sont possibles, chacune caractérisée par une probabilité lui correspondant et qui dépend de l'énergie du photon et de la nature du milieu. Des différentes interactions théoriques possibles, les plus importantes sont au nombre de trois, deux avec les électrons et la troisième avec le noyau.

I.7.1.L'effet photoélectrique

L'effet photoélectrique a été expliqué par Einstein en 1905 [BER07], l'effet photoélectrique est un processus d'absorption totale d'un photon d'énergie $E_\gamma = h\nu$ par un électron atomique, lequel acquiert une énergie cinétique T_e qui représente l'énergie suffisante pour être éjecté de son atome (relation I.3). La figure I.14 illustre ce processus.

$$T_e = E_\gamma - W_e = h\nu - W_e \quad (I.3)$$

Où W_e est l'énergie de liaison électronique ; elle est comprise entre 0.01 et 100 keV selon l'atome cible et la couche occupée par l'électron atomique [REY07 ; BER07 ; FIS80].

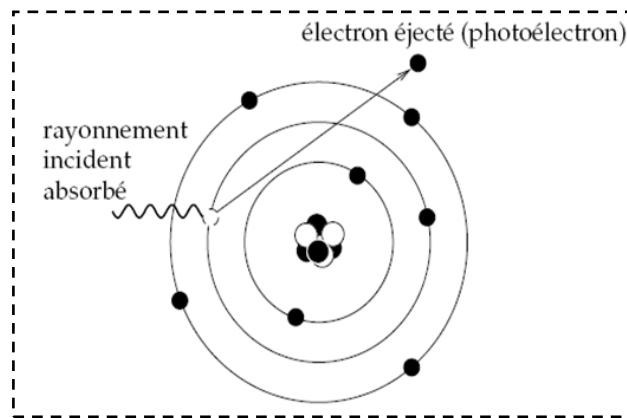


Figure I. 14: effet photoélectrique [REY07]

La formalisation théorique de la section efficace d'interaction photoélectrique est assez compliquée à cause de l'électron orbital lié à l'atome. Il n'existe, à l'heure actuelle, aucune formule simple décrivant de manière précise cette section sur une plage étendue d'énergies des photons. Cependant, des expressions analytiques satisfaisantes basées sur des résultats expérimentaux, ont été présentées par Evans [EVA55] et Hubbell [HUB69]. L'interaction par effet photoélectrique est décrite par la section efficace atomique τ_a donnée par l'expression (I.4) [HER17].

$$\tau_a \cong k \frac{Z^n}{(h\nu)^m} \quad (I.4)$$

Où k est une constante, $h\nu$ l'énergie du photon, n et m des paramètres qui dépendent légèrement de l'énergie. Dans le domaine des moyenne et basse énergies ($h\nu \leq 100\text{keV}$), τ_a est donnée par l'expression (I.5) [HER17]. La section efficace atomique est d'autant plus grande que Z est plus élevé, ce qui favorise le phénomène à basse énergie et dans les milieux lourds.

$$\tau_a \propto \frac{Z^4}{(h\nu)^3} \quad (I.5)$$

I.7.2. L'effet Compton

Cet effet a été prédit par Einstein et calculé en 1922 par Compton [BER07]. Le processus se réalise par la rencontre du photon incident d'énergie $E = h\nu_0$ avec un électron orbital périphérique dit peut lier, le photon est diffusé d'un angle θ par rapport à sa direction originale et cède une partie de son-énergie

à un électron du cortège électronique. L'électron cible est extrait du cortège avec une énergie cinétique T_e et dans une direction déterminée avec un angle ϕ (Voir figure I.15). L'énergie du photon incident $E = h\nu_0$, se distribue sur le photon diffusé avec une énergie $E_\gamma = h\nu$ et sur l'électron de Compton éjecté avec T_e (énergie cinétique). Au cours de ce processus, il y a conservation d'énergie et de la quantité de mouvement (Relation I. 6). En négligeant l'énergie de liaison atomique de l'électron, l'énergie cinétique de l'électron diffusé est donnée par la relation I.7:

$$T_e \approx E - E_\gamma = h\nu_0 - h\nu \quad (I.6)$$

$$T_e \approx \frac{E}{1 + \frac{1}{\varepsilon(1 - \cos\theta)}} \quad (I.7)$$

Avec : $\varepsilon = \frac{E}{m_e c^2}$ représente le rapport entre l'énergie du photon incident et celle de la masse de l'électron. Dans le cas d'un photon d'énergie de 511 keV, $\varepsilon = 1$.

L'énergie acquise par l'électron est maximale lorsque $\cos\theta = -1$ c'est-à-dire $\theta = \pi$ (rétrodiffusion).

L'énergie du photon diffusé est donc inférieure à l'énergie du photon initiale : $E_\gamma = E - T_e$;

Corrélativement, il y a accroissement de la longueur d'onde du photon diffusé : $\lambda > \lambda_0$. Par conséquent, la relation entre la longueur d'onde du photon incident λ_0 et celle du photon diffusé est donnée par la relation (I.8).

$$\lambda - \lambda_0 = \frac{h}{m_e c} (1 - \cos\theta) \quad (I.8)$$

La probabilité de l'effet Compton, que l'on caractérise par la section efficace Compton est fonction de l'énergie de photon incident $E = h\nu_0$ et de la nature du milieu [FIS80 ; REY07].

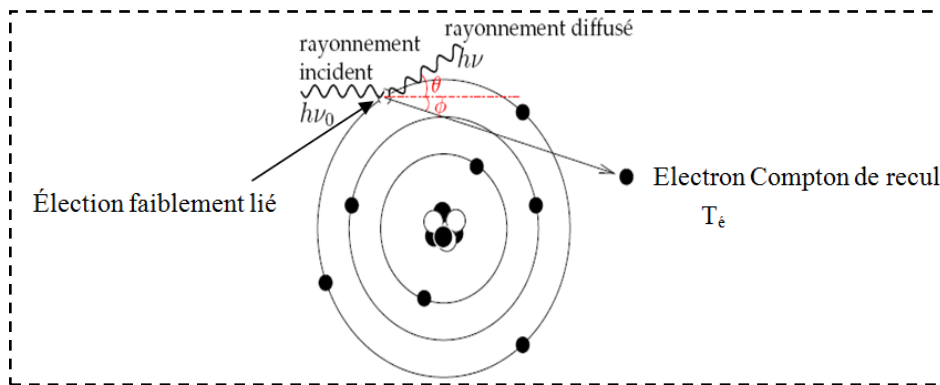


Figure I. 15: effet Compton [REY07]

La section efficace Compton (σ_c) entre un photon et un électron libre est établie par *Klein et Nishina* [REY07] donnée par l'équation (I.9).

$$\sigma_e = 2\pi r_e^2 \left\{ \frac{1+\varepsilon}{\varepsilon^2} \left[\frac{2(1+\varepsilon)}{1+2\varepsilon} - \frac{\ln(1+2\varepsilon)}{2\varepsilon} \right] + \frac{\ln(1+2\varepsilon)}{2\varepsilon} - \frac{1+3\varepsilon}{(1+2\varepsilon)^2} \right\} \left(\frac{\text{cm}^2}{\text{electron}} \right) \quad (I.9)$$

Avec : $r_e = \frac{e^2}{4\pi\varepsilon_0 m_0 c^2} = 2.818 \cdot 10^{-13} \text{cm}$ est le rayon classique de l'électron

Pour des photons d'énergie faible, l'électron orbital a une probabilité d'interaction réduite avec un photon incident par effet Compton. Pour des énergies supérieures à 1MeV, la section efficace décroît graduellement et devient inversement proportionnelle à l'énergie des photons ($\sigma_e \propto (h\nu_0)^{-1}$). Puisque la théorie de Klein-Nishina suppose des électrons non liés, la section efficace électronique est indépendante du numéro atomique Z.

Pour un milieu de numéro atomique Z, nous pouvons admettre que chaque électron contribue à la section efficace totale de la même manière, la section efficace Compton par atome devient donc :

$$\sigma_{compton} = Z \sigma_e \quad (I.10)$$

Cette fonction décroît avec l'énergie plus lentement que celle qui représente la section efficace de l'effet photoélectrique, elle est par ailleurs proportionnelle à Z/A [REY07], donc dépend peu du milieu. Pour minimiser la diffusion Compton au profit de l'effet photoélectrique, il convient donc d'utiliser préférentiellement un matériau à Z élevé comme dans le cas du Plomb (Z=82) utilisé dans la plupart des équipements de protection utilisés en radiologie interventionnelle afin d'absorber les rayonnements (tablier en plomb, et les cache thyroïde etc...).

I.7.3. Diffusion Rayleigh

La diffusion Rayleigh est aussi appelée diffusion cohérente car il s'agit d'un choc élastique d'un photon avec un électron fortement lié à l'atome. Dans ce cas, l'électron reste lié à l'atome puisque l'énergie de liaison de l'électron est élevée. Ainsi, dans une diffusion Rayleigh, une importante quantité de mouvement peut être échangée entre le photon incident et l'atome cible.

À la fin, le photon se trouve dévié de sa trajectoire initiale, ce qui confère à l'effet Rayleigh son importance (figure I.16). Ce type d'interaction est fréquent pour des milieux de numéro atomique élevé et pour des photons d'énergie faible.

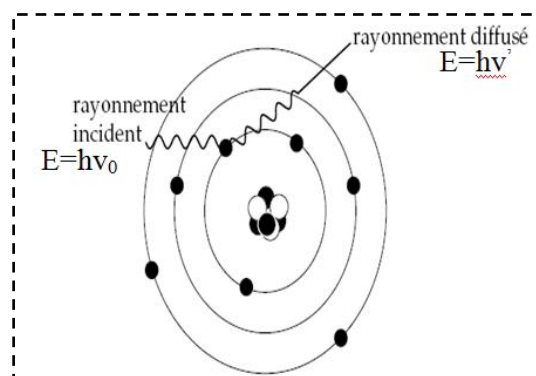


Figure I. 16: diffusion Rayleigh

La probabilité de cet effet [JOH83], diminue rapidement lorsque l'énergie du photon augmente jusqu'à devenir négligeable dans les matériaux légers pour des énergies de l'ordre de 100 keV. D'une manière plus générale, cette probabilité varie sensiblement avec Z^2 . Puisque la diffusion des photons se

produit principalement vers l'avant, celle-ci a pour effet principal d'augmenter la largeur angulaire du faisceau incident.

Dans le domaine d'énergie qui nous concerne (rayons X de basse et moyenne énergie, produits par des tensions accélératrices inférieures à 500 kV), la section efficace totale est donnée par la relation I.11.

$$\sigma_{totale} = \sigma_{Photo} + \sigma_{Comp} + \sigma_R \quad (I.11)$$

σ_{Photo} , σ_{Comp} , σ_R sont respectivement les sections efficaces de l'effet photoélectrique, de l'effet Compton et de l'effet Rayleigh.

Par ailleurs, dans le domaine d'énergie qui nous intéresse tel que les rayons X de basse et moyenne énergie), le processus de production de paires ne peut avoir lieu puisque il faut que l'énergie du photon doit être supérieure à 1.022MeV.

I.8. LA CONTRIBUTION DES TROIS EFFETS D'INTERACTION DES PHOTONS ET LE DOMAINE DE PREPONDERANCE

L'importance relative des trois types d'interactions, affectant l'énergie du photon incident dans la gamme d'énergie comprise entre 10 keV et 10 MeV, est illustrée dans la figure I.17. Ainsi, pour certains matériaux tels que le Plomb, le Tungstène et le PMMA utilisés souvent comme écrans de protection contre les rayonnements soit en radiologie interventionnelle ou ailleurs, on se base sur ces trois effets. Pour le plomb par exemple, l'effet photoélectrique l'emporte sur les autres au-dessous de 500 keV. Pour les éléments légers (Carbone, Oxygène, Azote), l'absorption photoélectrique, est négligeables devant l'effet Compton de 50 keV à 20 MeV.

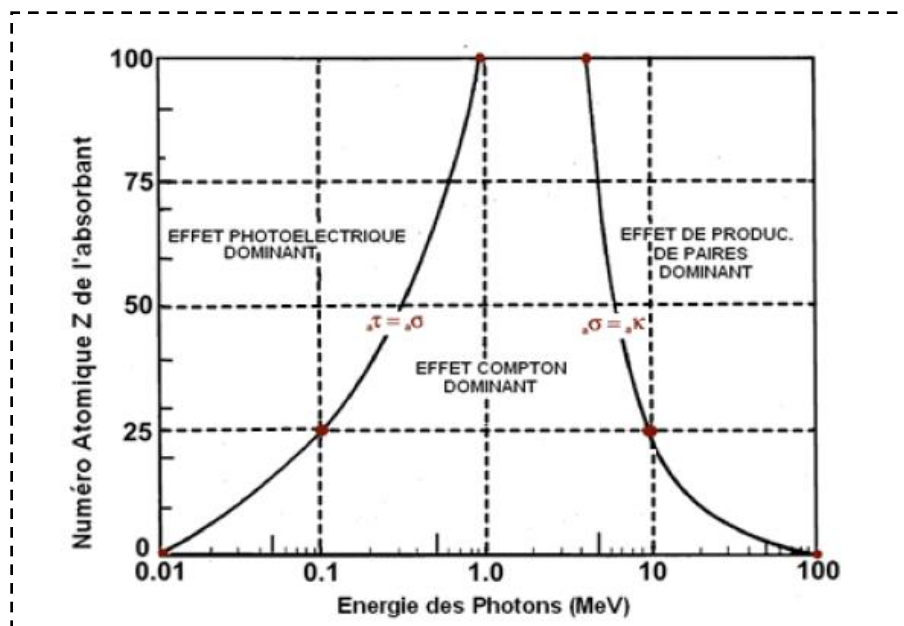


Figure I. 17: zones de prédominance des interactions photons –matière en fonction de l'énergie des photons et du numéro atomique [ISO05 ; HER17]

CHAPITRE II

LA DOSIMETRIE DU CRISTALLIN EN RADIOLOGIE INTERVENTIONNELLE

CHAPITRE II. LA DOSIMETRIE DU CRISTALLIN EN RADIOLOGIE INTERVENTIONNELLE

=====:

Dans ce chapitre, nous présentons la problématique de la dosimétrie du cristallin en radiologie interventionnelle et ce, en faisant suite à la recommandation de l'abaissement de la limite réglementaire de la dose au cristallin. De ce fait, nous donnerons, d'abord, un aperçu sur les effets biologiques des rayonnements ionisants et les risques liés à l'irradiation du cristallin puis nous aborderons les paramètres techniques intervenant sur la dose au cristallin et les moyens de protection à utiliser et on terminera ce chapitre par la description des détecteurs Radiothermoluminescents et les caractéristiques des détecteurs LiF : Mg ; Ti (TLD-700) utilisés dans notre travail en dosimétrie du cristallin.

II.1. EFFETS BIOLOGIQUE DES RAYONNEMENTS IONISANTS SUR LE CRISTALLIN

II.1.1. GENERALITES SUR LES EFFETS BIOLOGIQUE DES RAYONNEMENTS IONISANTS

Les effets biologiques observables au niveau d'un organisme résultent des lésions moléculaires dues à l'ionisation par les rayonnements ionisants traversant la matière. Ainsi, les rayonnements ionisants ont une action sur les constituants de cette cellule en l'occurrence l'ADN en faisant appel à deux mécanismes fondamentaux :

- ❖ Une attaque directe par un transfert d'énergie entre un électron mis en mouvement par l'absorption d'un rayonnement (ionisation) et un atome de macromolécule (ADN ou autre constituant de la cellule), à l'origine de sa recombinaison, modifiant la structure chimique primaire de la molécule. C'est l'effet direct des rayonnements qui est dominant pour des rayonnements à Transfert Energétique Linéaire (TEL) élevé. De ce fait, la création des ions qui séparent physiquement l'un des deux ou bien les deux squelettes de l'ADN (sucre-phosphate) ou encore qui brisent les paires de base de l'ADN (Figure II.2).
- ❖ Le second mécanisme est une réaction physicochimique qui consiste dans l'ionisation des molécules d'eau, représentant 80% du contenu cellulaire et d'oxygène intracellulaires, entraînant la formation de radicaux libres qui sont des molécules extrêmement réactives en raison de la présence d'électrons libres (ions), créés par la séparation des molécules d'eau, ce qu'on appelle la radiolyse de l'eau par la transformation de H_2O en H_2O_2 , avec la présence de OH (substances oxydantes), H (substances réductrices) et e^- aqueux. Ces réactions sont responsables, par leurs recombinaisons à la formation de substance toxique qui est l'eau oxygénée (H_2O_2) (Figure II.1) qui peuvent induire des réactions chimiques nocives au sein des cellules. Par conséquent, et suite à ces changements chimiques, les cellules peuvent subir divers changements structurels qui entraînent leur mort ou transformer leur fonction. Les effets directs et indirects des rayonnements ionisants peuvent affecter

toutes les molécules et tous les compartiments de la cellule. Cependant on considère plus particulièrement les effets causés à la molécule d'ADN (Figure II.2), en raison de son importance biologique et des conséquences lourdes sur la vie de la cellule.

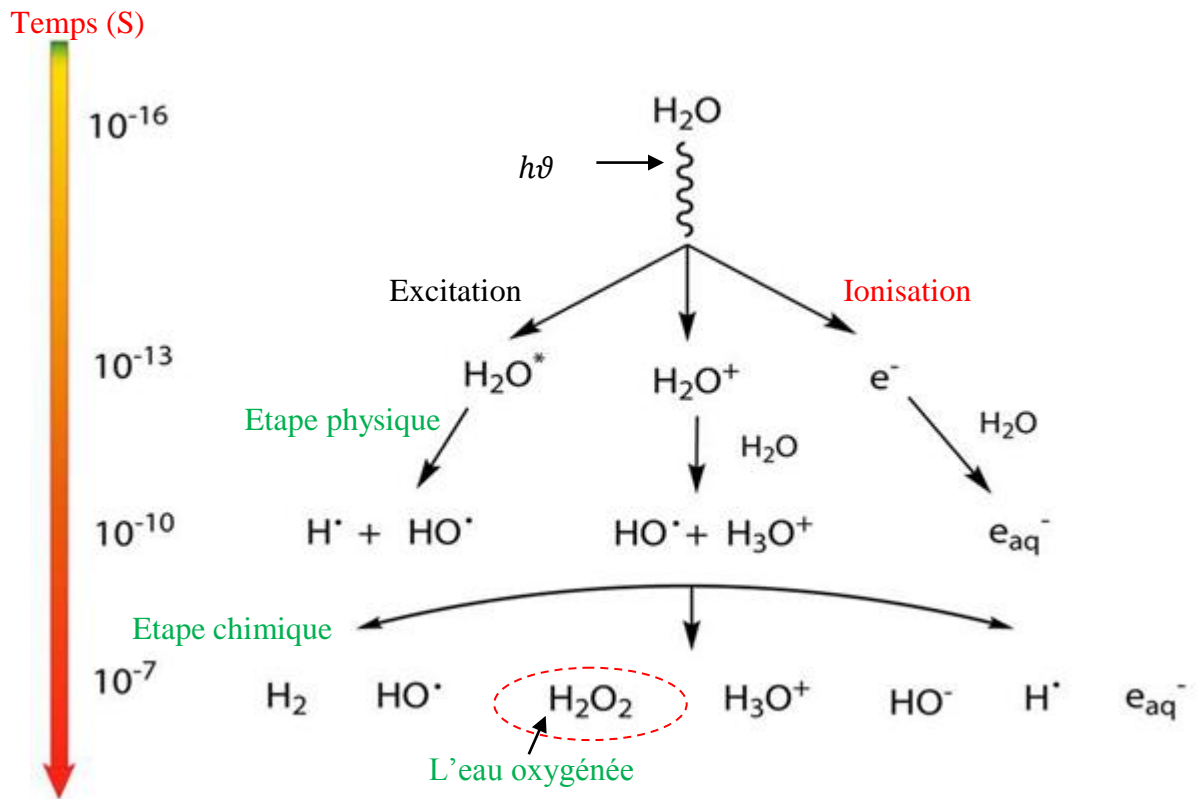


Figure II. 1: différentes espèces réactives résultants de la radiolyse de l'eau [LEC11 ; MEZ19]

II.1.2. EFFETS DES RAYONNEMENTS IONISANTS SUR L'ADN

Comme il à été déjà cité ci-dessus, les rayonnements ionisants peuvent interagir directement ou indirectement avec l'ADN en réagissant avec les différents éléments qui la composent. Les principaux produits finaux de ces réactions sont des cassures de la chaîne polynucléotidique: cassures simple et double brin (CSB et CDB) (Figure II.2),

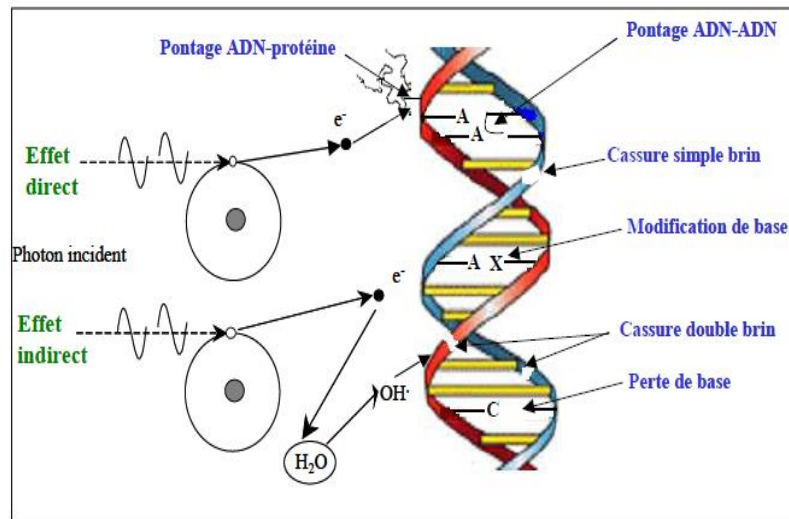


Figure II. 2: représentation schématique des lésions de l'ADN induites par les effets directs et indirects des rayonnements ionisants [PRO06]

L'ADN lésée peut être réparé par l'activation immédiate de deux grandes fonctions cellulaires: la régulation du cycle cellulaire et la réparation de l'ADN [WAR88]. Cependant si la réparation s'avère fidele, il n'y a pas de conséquence ultérieure alors que si l'ADN n'est pas réparée correctement, la mutation peut être létale (entraînant la mort cellulaire) ou non létale. Dans ce dernier cas, si la cellule mutée n'est pas éliminée par le système immunitaire, elle peut être à l'origine de cancers pour l'individu ou d'anomalies héréditaires pour sa descendance comme il est illustré sur la figure II.3. Les effets de l'irradiation sur l'ADN peuvent avoir des conséquences rapides (quelques heures pour les aplasies tissulaires) ou a long terme (plusieurs années pour les cancers) [TUB89].

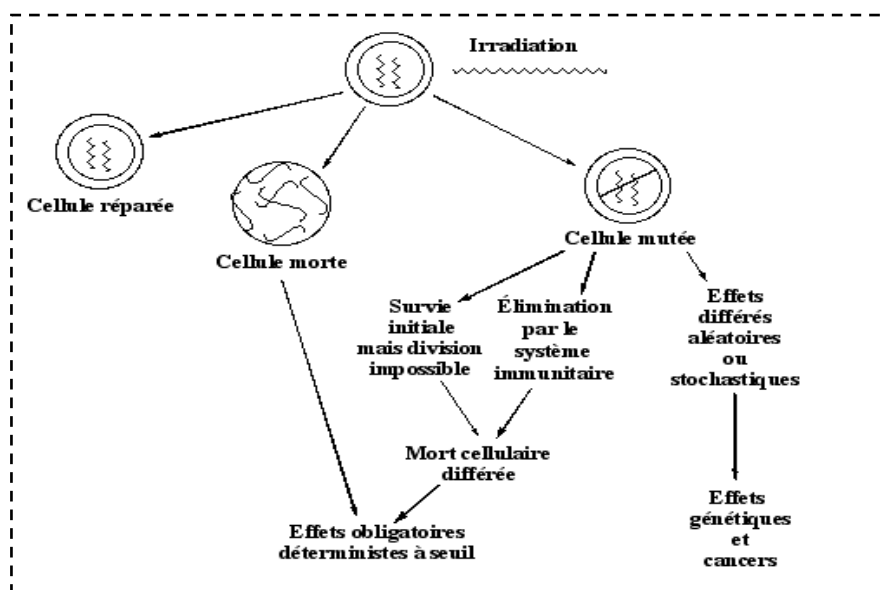


Figure II. 3: conséquence cellulaires de l'irradiation [PRO06]

Les effets biologiques des rayonnements ionisants sont conventionnellement classés en deux grandes catégories : les effets tissulaires (déterministes) et les effets stochastiques [GOO09].

II.1.2.1. Effets stochastiques ou aléatoire

Les effets stochastiques apparaissent de façon aléatoire et ils ont des conséquences probabilistes à long terme, chez un individu ou chez sa descendance. Ils sont associés à la transformation des cellules plus qu'à leur destruction et sont fondamentalement différents des effets déterministes.

Dans ces effets, c'est la probabilité qui augmente avec la dose et non pas la sévérité de l'effet. Le délai d'apparition après l'exposition, est étalé dans le temps à plusieurs années ou plusieurs décennies. Cette catégorie inclut principalement les cancers et les anomalies congénitales après exposition in utero (fœtale). Les effets stochastiques vont dépendre de nombreux facteurs à savoir : la dose ; la nature du rayonnement ; la voie d'exposition ; le débit d'exposition (dose aiguë, fractionnée, chronique) et la partie du corps irradiée (corps entier, sensibilité, latence selon l'organe), ainsi que les facteurs individuels (sexe, âge). Quelque soit le niveau d'exposition, il est communément admis qu'il existe une probabilité non nulle d'apparition d'effets stochastiques.

II.1.2.2. Effets déterministes

Les effets déterministes sont des effets qui apparaissent avec certitude dès le franchissement d'un seuil de dose d'environ 0.2 à 0.3 Gy. Leur gravité augmente avec la dose et dépend du débit de dose. Ils apparaissent dans les jours ou mois suivant l'exposition. Ils sont d'autant plus précoces que la vitesse de renouvellement cellulaire du tissu lésé est élevée et la dose élevée d'exposition. Il s'agit principalement de brûlures de la peau pouvant évoluer en nécrose, cataractes des yeux, dommage aux organes recevant de fortes expositions, atteintes vasculaires et décès des individus provoqués par une défaillance importante du système hématopoïétique, à la destruction des cellules de l'intestin ou à des dommages dans le système nerveux central après une très forte dose à fort débit. Les effets sont différents selon que l'exposition est globale (l'organisme entier) ou partielle (une partie de l'organisme). Après une exposition du corps entier à une dose au-delà de 5 Gy, le décès est quasi certain. De plus, l'effet déterministe subi n'empêche pas de subir aussi en complément un effet stochastique à long terme.

Par ailleurs, une comparaison peut être faite entre ces deux effets biologiques sur l'ADN qui sont résumés dans le tableau II.1.

Tableau II. 1: comparatif des effets déterministes et stochastiques

Effets déterministes	Effets stochastiques
Cause : Destruction massive des cellules	Cause : lésions non réparées de l'ADN
Obligatoire	Aléatoires
Pathologies diverses	Cancers et effets génétiques
Dose seuil d'apparition : 0.2-0.3Gy	Pas de seuil d'apparition
Manifestation précoce	Manifestation tardive
Gravité Dépendante de la dose	Gravité indépendante de la dose
Clairement décrits	Non spécifiques

II.2. LES RISQUES RADIO-INDUITS DU CRISTALLIN DE L'ŒIL

II.2.1. Cristallin

L'œil est l'organe de la vision. Il est de faible volume (6.5 cm^3), pèse 7 grammes, et il a la forme d'une sphère d'environ 24 mm de diamètre, complété vers l'avant par une autre demi-sphère de 8 mm de rayon qui est la cornée (Figure II.4(a)). La paroi du globe oculaire est formée de 3 tuniques :

- ❖ La tunique fibreuse, externe, membrane fibreuse, résistante, elle entoure et protège l'œil à l'extérieur tout en maintenant sa forme.
- ❖ La tunique uvéale, dite aussi uvée, se compose de trois éléments : l'iris en avant, le corps ciliaire et la choroïde en arrière.
- ❖ La tunique nerveuse se compose de la rétine.

Ces tuniques enferment des milieux transparents, indispensables à la vision qui sont au nombre de trois et forment une lentille convergente.

- ❖ **L'humeur aqueuse** : c'est un liquide transparent qui remplit l'espace entre la cornée et le cristallin, liquide continuellement renouvelé et qui, avec le corps vitré, maintient la pression oculaire.
- ❖ **Le corps vitré** : c'est une masse gélatineuse transparente, contenant 99% d'eau et représentant 60% du volume oculaire. Le corps vitré maintient la rétine contre les parois de l'œil.
- ❖ **Le cristallin** : c'est la lentille de l'œil qui permet grâce à son élasticité de focaliser la lumière sur la rétine en modifiant ses courbures lors de l'accommodation (Figure II.4(c)). Le cristallin contient 65% d'eau, ce qui explique son indice de réfraction de la lumière ($n = C_{\text{milieu 1}} / C_{\text{milieu 2}}$) élevé d'ordre de 1.33 [BEL01]. De plus, le cristallin est composé de quatre parties : le noyau central, qui occupe la moitié du volume autour duquel se trouve le cortex formé de fibres cristalliniennes, le tout est enveloppé dans une capsule qui se subdivise en deux parties : la capsule antérieure et la capsule postérieure (Figure II.4. (a)(b)).

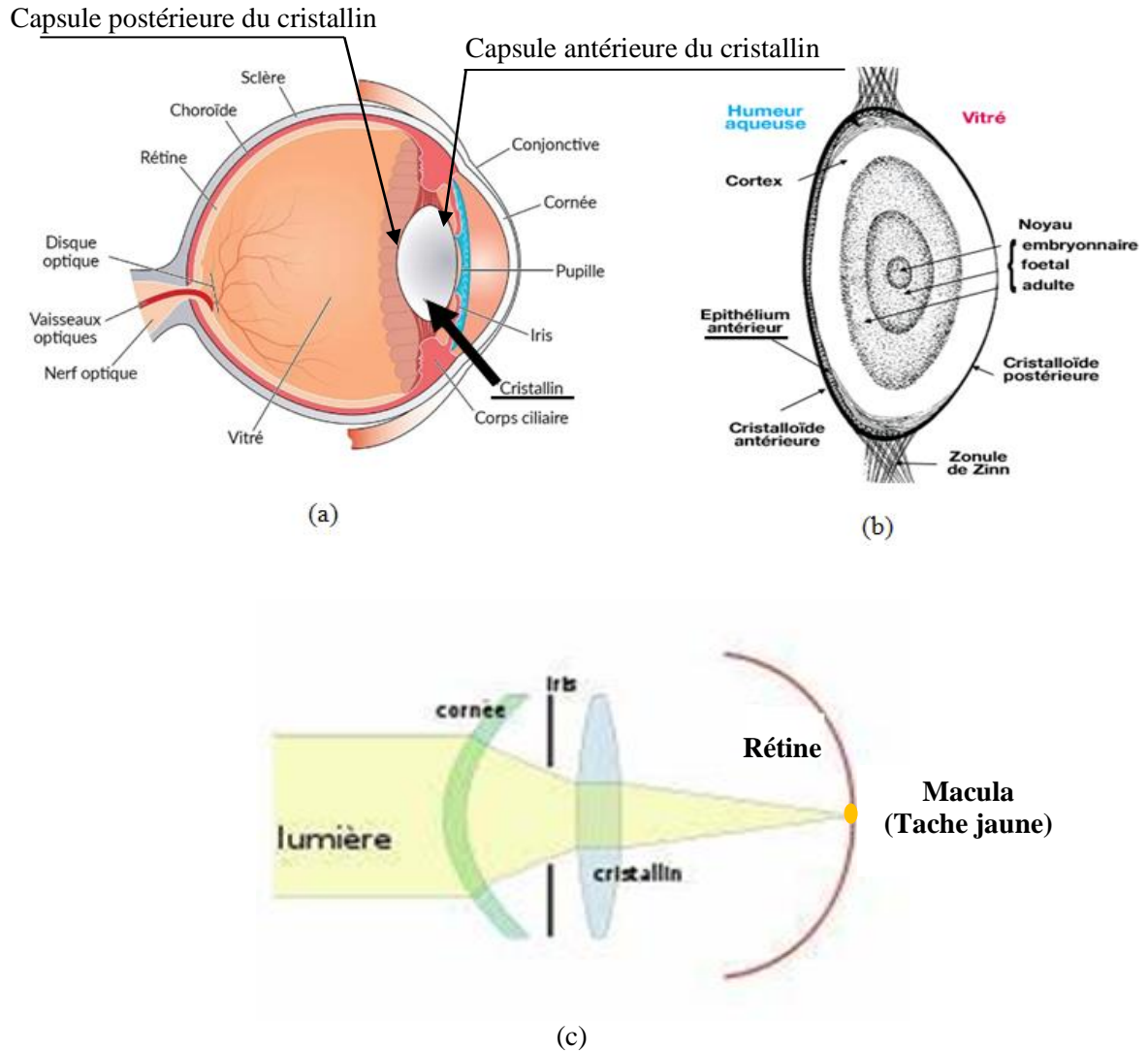


Figure II. 4 : l'anatomie de l'oeil, (a): la position du cristallin dans l'oeil;(b): Coupe sagittale du cristallin; (c): le rôle du cristallin dans la réfraction de la lumière

Dans ce présent travail, on s'intéresse plus particulièrement au cristallin (Figure II.4(b)) qui est une lentille transparente biconvexe vascularisée et constituant l'objectif de l'œil, elle est située entre l'iris et le corps vitré, le cristallin est contrôlé par le muscle ciliaire. Il est contenu dans une capsule élastique et déformable. Il permet de focaliser sur des objets en fonction de leur éloignement. La diminution de l'élasticité du cristallin et de la capsule sont responsables de la presbytie (tache jaune) par contre si le cristallin s'opacifie pour des raisons très diverses, c'est la cataracte. Par ailleurs, l'épaisseur du cristallin au repos (sans accommodation) varie entre 3.5 mm et 5 mm. Cette dernière augmente au cours de la vie, d'environ 0.02 mm par an [DUB01]. Le diamètre du cristallin est de 6.5 mm à la naissance, et de 9 mm à l'adolescence. Les courbures du cristallin se modifient progressivement avec le temps [KOR84]. De même, l'épaisseur du cristallin est modifiée par le muscle ciliaire auquel est suspendu par un ligament fibreux. Elle est souvent fixée autour d'une valeur moyenne de 3.6 mm, mais elle augmente continuellement avec le temps comme elle varie également au cours de l'accommodation.

Dans la dosimétrie du cristallin, la grandeur opérationnelle $H_p(3)$ (Annexe A) définie à une profondeur de 3 mm qui représente la profondeur de l'épithélium radiosensible de l'œil (Figure II.5(b)). Cet épithélium tapisse l'intérieur de la surface capsulaire antérieure ainsi que la région équatoriale du cristallin qui joue également un rôle important dans le transport des cations à travers la capsule (figure II.5 (b)) [WAS09]. Par conséquent, un modèle analytique spécial reproduisant cette structure interne de l'œil a été réalisé par R. Behrens et G. Dietze [BEH11] et ce, dans le but d'une utilisation dans le calcul des coefficients de conversions en terme de la grandeur opérationnelle $H_p(3)$ recommandée par l'ICRU [ICR92 ; ICR93] pour la surveillance radiologique du cristallin [ISO15].

II.2.2 Radiosensibilité et la cataracte radio-induite du cristallin de l'œil

La radiosensibilité cellulaire se définit comme la probabilité de perte de la capacité de la prolifération et de développement normal des cellules soumises à un rayonnement ionisant. Par conséquent, les facteurs influençant la radiosensibilité peuvent être liés à la nature de rayonnements (particules, dose, fractionnement, etc.) et aux facteurs individuels (âge, sexe, patrimoine génétique, etc.) ainsi on identifie la radiosensibilité intrinsèque comme la perte de la capacité de prolifération pour une lignée cellulaire donnée et dans des conditions bien définies. Par ailleurs, la radiosensibilité intrinsèque est intimement liée à la capacité de réparation des lésions de l'ADN, d'où l'intérêt d'établir un lien de la radiosensibilité entre l'approche cellulaire et l'approche tissulaire qui est dominée par les modulations des capacités de réparation des cassures du double-brin de l'ADN.

Le cristallin est l'un des organes les plus radiosensibles. Une modification peut être décelée lorsqu'une dose cumulée entre 0.2 et 0.5 Gy est atteinte. En comparaison avec d'autres pathologies oculaires qui sont détectables qu'à partir d'une dose cumulée de 5 à 20 Gy [ICR12].

En effet, la principale pathologie liée à l'irradiation du cristallin est la cataracte dite radio-induite qui est considérée comme une réaction tissulaires déterministe [ICR07, UNS11] cela sous-entend également qu'une modification dans le cristallin apparaît à partir d'un certain seuil. Ainsi, la grandeur utilisée pour décrire ces réactions tissulaires est la dose absorbée, et son unité de mesure est le Gray [Gy] (Annexe A).

A ce titre, l'opacification cristallinienne induite par une exposition aux radiations ionisantes est le résultat d'un certain nombre d'altérations métaboliques et cellulaires perturbant les équilibres tissulaires du cristallin [BEL01]. La cataracte radio-induite est une complication tardive quasi constante lorsque l'irradiation cible le cristallin et cela entraîne une baisse d'acuité visuelle de loin car elle atteint le noyau cristallinien [BEL01] (Figure II.4 (b)). Par ailleurs, cette cataracte radio-induite est généralement formée en sous-capsulaire postérieure (PSC) du cristallin donnée dans la figure II.5 (a). Contrairement aux cataractes corticales ou nucléaires liées à l'âge, qui provoquent principalement une modification de l'acuité visuelle, une cataracte radio-induite (PSC) est plus susceptible d'entraîner des modifications de l'acuité visuelle et de la sensibilité au contraste [STI06].

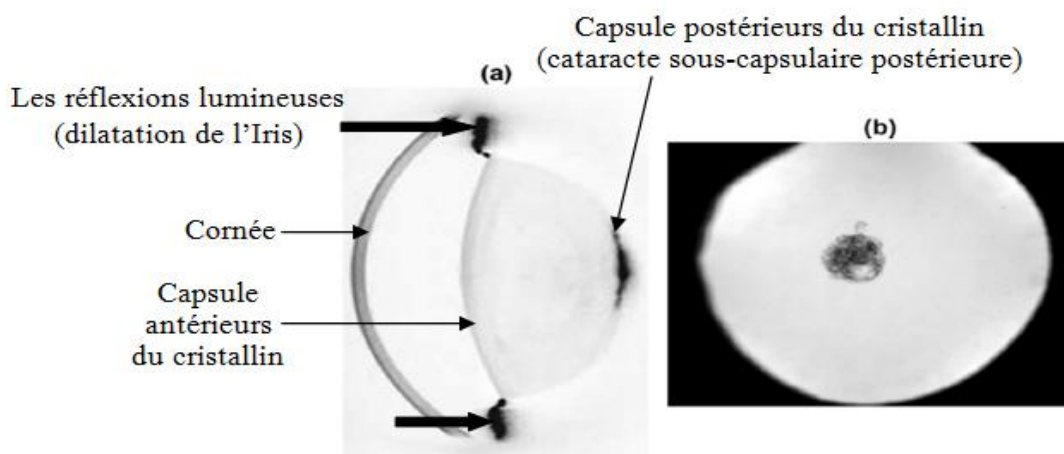


Figure II. 5: (a): une cataracte sous-capsule postérieure (PSC) de la lentille radio-induite; (b): Photographie en rétro- éclairage de la cataracte sous capsule postérieure (PSC) le long de l'axe visuel postérieur [STI06 ; COU13]

Ces données récentes et les incertitudes mécanistiques concernant le développement de la cataracte ont mis en évidence la nécessité d'une réévaluation détaillée de la radiosensibilité du cristallin.

Sur cette base, des valeurs seuils concernant l'apparition d'opacifications détectables et de la cataracte radio-induite ont été publiées par l'ICRP 103 en 2007[ICR07] et reprises dans leur publication n°118 de 2012 [ICR12] dans laquelle suggère un lien de causalité entre l'opacification du cristallin et l'exposition à des radiations ionisants et ce, à partir d'un seuil compris entre 0.5-2Gy pour une irradiation unique et à partir d'un seuil cumulé de 5Gy pour des irradiations répétées de faible dose (fractionnée /prolongée) . La cataracte radio-induite survient suite au dépassement d'une dose seuil pour une irradiation unique de 5Gy ou pour une irradiation prolongée dépassant les 8Gy comme elles sont illustrés dans le tableau II.2.ci-après [ICR12]. Notons que ces valeurs de seuil concernent l'ancienne limite de dose équivalente du cristallin de 150 mSv/an.

Tableau II. 2: valeurs de dose seuil pour le cristallin selon l'ICRP103 et l'ICRP118 [ICR07; ICR12]

Type de lésion	Mode d'irradiation	Dose seuil (dose absorbée)(Gy) ICRP103(2007)	Dose seuil (dose absorbée)(Gy) ICRP118(2012)
Opacification Détectable*	Irradiation unique	0.5-2	0.5
	Irradiation fractionnée/prolongée	5	0.5
Cataracte (Les altérations de la fonction du cristallin)*	Irradiation unique	5	0.5
	Irradiation fractionnée/prolongée	>8	0.5

* : [WAS09 ; COU13]

Dans sa publication n°118, l'ICRP mentionne qu'actuellement, les preuves épidémiologiques indiquent que le seuil concernant les irradiations fractionnées et prolongées ne serait pas plus élevé que

celui des irradiations uniques et elle a fixé la valeur seuil de la dose absorbée au cristallin (opacification détectable et cataracte) à 0.5 Gy pour les irradiations uniques ou fractionnées /prolongées (Tableau II.2) [ICR12].

Cependant, malgré la documentation fournie et des études épidémiologiques effectués [WOR07 ; CHO08, CIR10, REH11, VAN10 ; CAR15], la relation entre la dose et le développement de la cataracte reste entourée d'incertitudes. Certains arguments laissent tout de même penser que la cataracte radio-induite n'apparaît pas à partir d'un seuil et elle serait donc considérée comme un effet stochastique. Ainsi, la relation entre la dose et le risque d'induction d'une cataracte radio-induite n'évolue pas de manière strictement similaire aux autres réactions tissulaires. A ce titre, certaines études mentionnent que la formation d'une cataracte peut être due à une lésion primaire sur une cellule épithéliale (région sous capsulaire antérieure paramédiane du cristallin) qui en se divisant, elle donnera naissance à un groupe de cellules défectueuses et pourra même éventuellement conduire à une opacification détectable et ce selon l'IAEA et ICRP 118 [IEA13; ICR12]. Le mécanisme direct qui confirmerait cette théorie n'a cependant pas été mis en évidence actuellement. Aussi, il existe également une influence génétique dans la radiosensibilité du cristallin. Enfin, notons également que le temps de latence pour l'apparition d'une cataracte radio-induite est inversement proportionnel à la dose [ICR12].

II.3. LA PROBLEMATIQUE DOSIMETRIQUE DU CRISTALLIN EN RADIOLOGIE INTERVENTIONNELLE

Les professionnels de la santé travaillant en radiologie interventionnelle, présents dans la salle pendant l'intervention qui est sous contrôle radiologique, peuvent être fortement exposés aux radiations, s'ils se trouvent à proximité du patient. La durée de l'intervention qui peut être plus ou moins longue en fonction de divers paramètres qui vont être abordés dans ce présent travail, ont également une influence sur la dose reçue par les praticiens et en particulier l'opérateur qui est toujours à proximité du patient à savoir l'anesthésiste et le radiologue interventionnel. Le développement de la technologie d'imagerie ainsi que le nombre d'actes en radiologie interventionnelle (cardiologie, neuroradiologie, orthopédie ect..) ainsi que leur complexité augmente considérablement les risques d'exposition à des doses d'irradiation cumulées importantes. Cette exposition externe du corps entier, des extrémités et en particulier la tête (thyroïde, cristallin) qui est reliée directement aux rayonnements diffusés et au rayonnement primaire peuvent être responsable de pathologies radio-induites (effets déterministe et effets stochastiques). A ce titre, des études dosimétriques dans de nombreux pays dans le monde tel que la Finlande [MRE11], la France [JAC13] et l'Amérique latine [VAN13] ont démontrés que les cardiologues et les radiologues interventionnels sont exposés à des risques de la même ampleur que ceux observés chez une population exposée à des faibles doses pour lesquels des cataractes précoces du cristallin ont été détectées [JAC10]. De même, d'autres études réalisées aux États-Unis [JUN04],

en Amérique latine [VAN10] et en Malaisie [CIR10] ont prouvé la présence des lésions oculaires associées à une exposition aux rayonnements ionisants chez les cardiologues et les radiologues interventionnels.

D'autre part, des cas de cataracte radio-induite ont été rapportés chez des interventionnistes ayant effectué des interventions en angiographiques pendant plusieurs années avec des doses équivalentes au cristallin approchant la limite annuelle de 150 mSv lors d'interventions (Figure II. 6) [VAN98b, VAN10; HID06]. De même, des études récentes ont montré qu'avec des charges de travail interventionnelles typiques, la dose de rayonnement au cristallin peut dépasser le seuil actuel de réactions tissulaires (0.5Gy) après plusieurs années de travail si les dispositifs de radioprotection ne sont pas utilisés et les principes de radioprotection ne sont pas suivis [KIM08 ; VAN08 ; CUI13]. Aussi, plusieurs enquêtes auprès de cardiologues et de personnel de soutien travaillant dans des laboratoires de cathétérisme, menées avec la coordination fournie par l'Agence internationale de l'énergie atomique (AIEA) en Amérique latine et en Asie, ont révélé une prévalence élevée d'opacité du cristallin du type associé à l'exposition professionnelle aux rayonnements [CIR10 ; VAN10].



Figure II. 6: cataracte sous- capsulaire postérieure dans l'œil d'un interventionniste qui utilisait un ancien système à rayons X et subissait un rayonnement à diffusion élevée en raison de mauvaises conditions de travail [VAN98b;COU13]

Enfin, une étude réalisée avec des données des années 1984 à 1988, où les interventions cardiaques et les équipements radioscopiques étaient moins sophistiqués qu'ils ne le sont actuellement, ont déterminé que la dose équivalente annuelle à la tête des cardiologues était d'environ 20 à 30 mSv [REN92].

II.3.1. Recommandation d'abaissement de la limite réglementaire de la dose au cristallin

La recommandation de l'ICRP de l'abaissement de seuil d'apparition d'opacifications détectables et de cataracte radio-induite (Tableau II.2) nous a amené à dire que la radiosensibilité du cristallin a été jusqu'alors sous-estimée. Par conséquent, pour l'exposition professionnelle, l'ICRP (2012) a préconisé une nouvelle limite réglementaire de dose pour le cristallin de 20 mSv /an, avec possibilité de la moyennner sur 5 ans, sans dépasser 50 mSv par an [ICR12]. Cette modification s'inscrit dans la volonté

de l'ICRP de réduire l'exposition aux rayonnements ionisants et ce, en notant ces dernières années l'augmentation des examens réalisés en radiologie interventionnelle d'une part et la constatation d'une fréquence accrue d'opacités du cristallin liées aux rayonnements qui a été signalée concernant les praticiens d'autre part [CHO08 ; HAS04 ; WOR07 ; VAN10].

Ce changement de limite de dose au cristallin touche en particulier les professionnels de la santé travaillant en radiologie interventionnelle puisque ces derniers sont susceptibles de dépasser la nouvelle limite de dose au cristallin de 20mSv/an [PRI16]. A ce titre, une étude de l'ORAMED a démontré que 24% des opérateurs sont susceptibles de dépasser la nouvelle limite de 20mSv/an [VAN12].

De ce fait, ce sujet est devenu une préoccupation pour de nombreuses organisations professionnelles internationales telle que ORAMED(2012) (Optimisation de la radioprotection du personnel médical), Union européenne, l'AIEA [IAE13 ; IAE14] et la norme IEC 62387(2020) [IEC20] qui se sont efforcées à analyser les implications de l'exposition professionnelle aux rayonnements ionisants des travailleurs et ce, pour fournir une évaluation de l'impact de la mise en œuvre de la nouvelle limite de dose [BOU12 ; BRO13 ; BRO15a].

Enfin, et concernant cette nouvelle limite réglementaire du cristallin aucun pays au monde y compris l'Algérie n'a adopté cette limite à l'exception de la suisse qui l'a adoptée depuis janvier 2019 en donnant suite à la directive /2013/79/Euratom en 2013 approuvée par l'Union européenne et ce, par manque de la méthodologie et d'outil de mesure de la dose au cristallin en Hp(3). Cet état de fait, qui va faire l'objet de notre travail.

II.3.2. Surveillance radiologique du cristallin en radiologie interventionnelle

Comme on l'a précisé précédemment, l'ICRP N° 103 et ICRP N°118 [ICR07 ; ICR12] a préconisé des recommandations plus récentes sur la limite de dose au cristallin et ce, pour éviter les effets tissulaires. Aussi, des exigences équivalentes à ces recommandations ont été données par l'AIEA dans ses normes de sécurité de base (Basic Safety Standards (BSS)) [IAE11]. Ces recommandations de l'ICRP et de l'AIEA constituent la base de la norme ISO 15382 (2015) [ISO15] pour la surveillance du cristallin. De ce fait, la surveillance dosimétrique du cristallin est obligatoire, dans certains pays y compris l'Algérie et ce lorsque la dose est susceptible de dépasser $(3/10)^{\text{ème}}$ de la limite annuelle [VAN12]. Cette dernière a été appuyée par la norme ISO 15382(2015). En revanche, la norme ISO 15382 recommande aussi un niveau de surveillance concernant le cristallin à savoir : une surveillance doit être entreprise devant toute probabilité de recevoir une dose au cristallin supérieure à 15 mSv au cours d'une seule année ou bien une dose supérieure à 6 mSv par an au cours des années consécutives [ISO15].

Par conséquent, et avec ces nouvelles recommandations, de nombreux professionnels sont potentiellement impliqués, ce qui induit un questionnement lié à la méthode optimale à adopter

concernant la surveillance dosimétrique du cristallin. Cependant, l'IAEA annonce que la méthode la plus adaptée pour la mesure de l'équivalent de dose au cristallin est de mesurer la dose individuelle à 3 mm de profondeur et ce, par l'utilisation d'un dosimètre calibré correctement en terme de Hp(3) et porté le plus près possible du cristallin [IAE13]. Actuellement, de tels dosimètres ne sont pas disponibles en Algérie et ce, par manque d'outils et de méthodologie de mesure et que la grandeur opérationnelle Hp(3) n'est pas encore développée. Par conséquent, dans ce présent travail on s'intéresse au développement de la grandeur opérationnelle Hp(3) au niveau LSED du Centre de Recherche Nucléaire d'Alger (CRNA), à la conception et à la caractérisation ainsi que aux tests de performance d'un dosimètre du cristallin à base de TLD-700 en terme de Hp(3) selon les recommandations des normes interventionnelles telle que ORAMED 2012, ISO4037-1(2019), ISO4037-3 (2019) et IEC62387 -2(2020) et ce, en utilisant le nouveau fantôme cylindrique en tissu à quatre éléments ICRU (Figure III.1) dans le but d'adopter la nouvelle limite de 20mSv/ans.

Par ailleurs, une première étude pilote de poste travail à savoir : le poste de travail d'anesthésiste et de chirurgien a été réalisé au niveau du service d'orthopédie du centre Hospitalo- Universitaire de Douera et ce, en utilisant notre dosimètre du cristallin avec une méthodologie bien propre à ce présent travail qui consiste à porter le dosimètre proche du cristallin et en adoptant plusieurs positions (Figure III.3(d)).

II.4. LES PARAMETRES TECHNIQUES INTERVENANTS SUR LA DOSE AU CRISTALLIN ET LES MOYENS DE PROTECTIONS

II.4.1. Les paramètres techniques intervenant sur la dose au cristallin

Les éléments principaux intervenants dans l'exposition du cristallin des opérateurs en RI/CI peuvent être résumés en trois à savoir : le patient qui représente l'élément principal de l'exposition, l'émetteur : tube RX ainsi que le récepteur : amplificateur de brillance et/ou détecteur plan (Figure II.7).

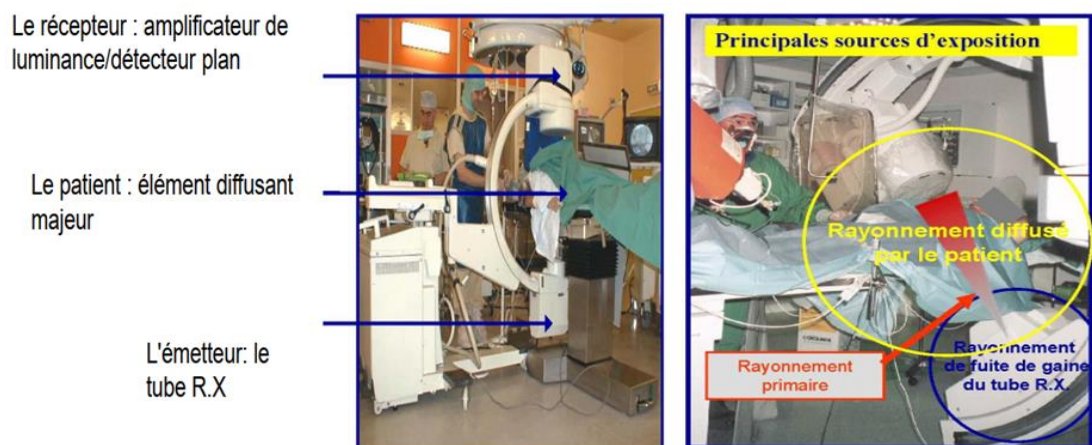


Figure II. 7: les éléments principaux intervenant sur l'exposition des opérateurs en radiologie interventionnelle

En effet, la radioscopie est la technique la plus utilisée en radiologie interventionnelle permettant de visualiser les images radiologiques d'une façon dynamique à l'aide d'appareils produisant des rayons

X. De ce fait, la dose délivrée par cet appareil est influencée par plusieurs facteurs techniques et physiques comme ils sont illustrés dans la figure II.8.

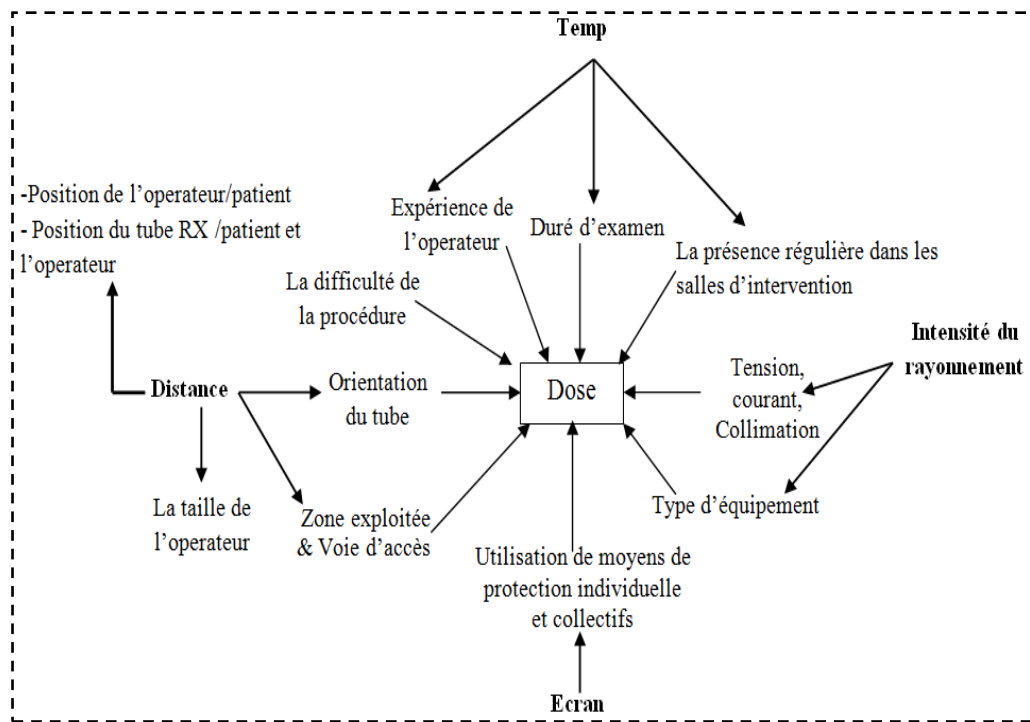


Figure II. 8: les paramètres techniques d'influence sur la dose au cristallin chez les praticiens en radiologie interventionnelle

Les différents modes et paramètres d'acquisition, telles que la tension (énergie des RX), l'intensité du courant, la filtration du faisceau ou la taille du champ ont une influence importante sur la dose au patient et donc sur la dose des opérateurs en particulier pour le cristallin. D'autres facteurs, tels que : la corpulence du patient, la distance de l'opérateur par rapport au patient ainsi que la distance tube RX –patient , l'expérience de l'opérateur a travers le gain de temps et la position par rapport à la source de radiations, le contexte et le matériel à disposition, la durée de l'intervention et le nombre d'images effectuées au cours de l'intervention ont tous une incidence sur la dose reçue par les professionnels de la santé [GEO09 ; BOK08] et bien d'autres paramètres qui sont illustrés dans la figure II.9 ci dessus. Dans ce présent travail on s'intéresse à certains paramètres techniques clés influençant la dose reçue par l'opérateur tels que la corpulence du patient, la tension ainsi que le courant, la taille du champ utilisé , la distance entre tube RX- patient et aussi la distance entre le patient- opérateur qui vont être traités dans la partie expérimentale .

II.4.1.1. Temps d'exposition et mode d'acquisition des images

Le temps d'exposition aux rayonnements ionisants est un facteur très important à prendre en considération lorsque l'on s'intéresse à la dose reçue par l'opérateur. Il peut varier fortement selon le type d'examen et sa complexité. En RI, surtout pour la fluoroscopie, il est possible de réaliser des images selon deux modes principaux : Le mode « scopie » qui permet de réaliser des images dynamiques alors que le mode « graphie » permet de réaliser des images statiques. Ces deux modes de

visualisation d'image ont pour fonction le repérage, le guidage et le contrôle de l'intervention permettant le traitement ou le diagnostic de nombreuses pathologies.

De plus, la dose d'irradiation délivrée pour la réalisation d'image en mode « graphie » est plus élevée que celle délivrée en mode « scopie ». Cela s'explique par le fait que les images réalisées en mode graphie sont d'une qualité nettement supérieure et requièrent l'utilisation de paramètres d'acquisition entraînant des doses plus élevées. Ainsi, la dose par image délivrée en mode graphie, de l'ordre de $1\mu\text{Gy}$, est de dix à cent fois plus élevée que la dose délivrée en mode scopie, de l'ordre de 0.01 à $0.1\mu\text{Gy}$ par image en mode scopie et ce, en fonction des paramètres sélectionnées [SIN19].

Par conséquent, dans les majorités des interventions et en particulier en cardiologie interventionnelle les deux modes d'acquisition d'image (graphie, scopie) sont utilisés et ceci provoque l'augmentation de l'irradiation des opérateurs. Cependant, Il faut tenir compte que les images en mode « graphie » n'ont pas besoin d'être réalisées simultanément à la manipulation des instruments d'intervention ce qui laisse aux opérateurs la possibilité de s'éloigner de patient qui est la principale source de rayonnements diffusés ou de se positionner derrière un écran de protection.

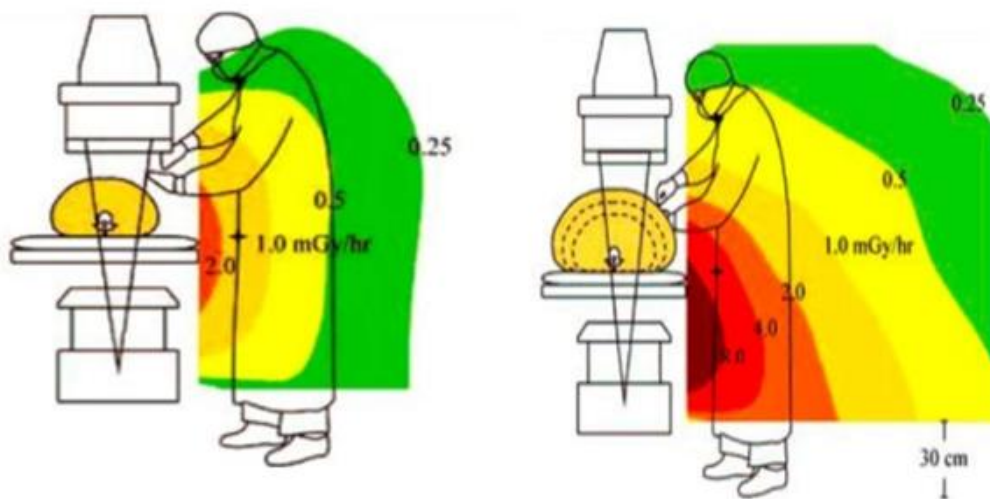
II.4.1.2. Haute tension (kV) et l'intensité des rayonnements

La haute tension est un paramètre très important dans la dose délivrée au patient donc à l'opérateur en RI/CI. De ce fait, et d'après J.M. Bordy et al. [BOR11a], la haute tension la plus fréquemment utilisée en IC / IR se situe entre 60 et 110 kV bien qu'elle puisse atteindre 150 kV [BOR11a]. Par ailleurs, l'intensité du courant du tube (mA) est directement lié aux quantités des rayons X et elle est particulièrement élevée et est de l'ordre de 100 à 1000 mA [BOL15]. Ces paramètres sont réglés automatiquement par un système permettant de maintenir un niveau de bruit de fond et une dose au détecteur constants tout au long de l'examen, et ce indépendamment des déplacements du faisceau. La conséquence d'utilisation des faibles tensions est la forte atténuation des rayonnements par le patient ce qui provoque l'augmentation de temps d'irradiation (mAs) et l'absorption de nombreux photon de basse énergie et la dose au patient devient importante. Par contre, dans le cas d'utilisation de haute tension les rayonnements sont peu atténués par le patient et le temps d'irradiation devient très court, mais en ce qui concerne l'absorption de photons de haute énergie, elle est considérée très faible et donc la dose au patient est très faible. Par conséquent, le contraste des images obtenues en utilisant une haute tension est moins bon que ce lui en mode graphie. Enfin, dans les deux cas : faibles tensions et haute tension, on note l'existence des rayonnements diffusés.

II.4.1.3. Volume exposé

L'influence de l'épaisseur du patient sur l'augmentation de l'exposition des praticiens on RI et/ou CI par le rayonnement diffusé a été démontré par plusieurs travaux de recherche réalisés parmi eux : Vano et al. [VAN06], Carlos Ubeda et al. [UBE10] et bien d'autres auteurs. Ainsi, en 2006 les travaux de

Schueler, et al. [SCH06] ont mis en évidence les isodoses autour du patient en RI/CI et ce, par rapport à la corpulence du patient. Cependant, un débit de dose pour une épaisseur de 24cm par unité de surface a été trouvé de l'ordre de $18\text{cGy}/\text{cm}^2/\text{min}$. Par contre, pour une épaisseur de 34cm le débit de dose par unité de surface est de l'ordre de $116\text{cGy}/\text{cm}^2/\text{min}$ ce qui constitue un débit plus important d'un facteur 6 par rapport à celui trouvé pour l'épaisseur 24cm. La figure II.9 (a, b) confirme bien ces résultats en illustrant une zone rouge plus importante pour l'épaisseur 34cm. Ainsi, dans le présent travail on s'est intéressé à ce facteur à travers une étude de l'effet de l'épaisseur d'un fantôme plaque en PMMA équivalent patient sur la variation du débit d'équivalent de dose ambiant $\dot{H}^*(10)$ dans lequel éventuellement travaillent les praticiens en RI/CI.

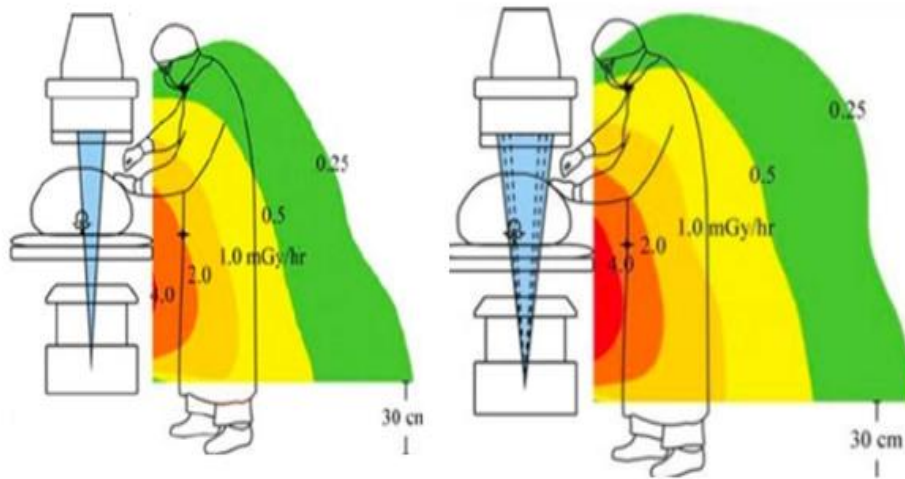


(a) Patient de diamètre 24cm ($180\text{cGy}/\text{cm}^2/\text{min}$) (b) : Patient de diamètre 34cm ($1160\text{cGy}/\text{cm}^2/\text{min}$)

Figure II.9: les isodoses en fonction de la corpulence du patient [SCH06]

II.4.1.4. Collimation ou la taille du champ d'irradiation

Réduire la taille du champ d'irradiation, au moyen de la collimation du faisceau permet de diminuer le PDS (produit dose- surface) du rayonnement diffusé. De ce fait, l'opérateur peut choisir d'agrandir les images, mais cette opération demande une augmentation de la dose pour garder une qualité d'image constante. Un exemple de la réduction de la taille du champ est représenté dans la figure II. 10 obtenue par simulation [SCH06]. A cet effet, on voit bien sur la figure II.10(a) que pour un champ d'irradiation de 14cm de diamètre un débit de dose délivré par cm^2 d'ordre de $310\text{cGy}/\text{min}$ qui est plus faible par rapport à un champ d'irradiation de diamètre de 28cm qui est d'ordre de $460\text{cGy}/\text{cm}^2/\text{min}$ [SCH06]. De ce fait, les isodoses ou le zonage autour de l'opérateur est moins important pour un champ d'irradiation plus faible.



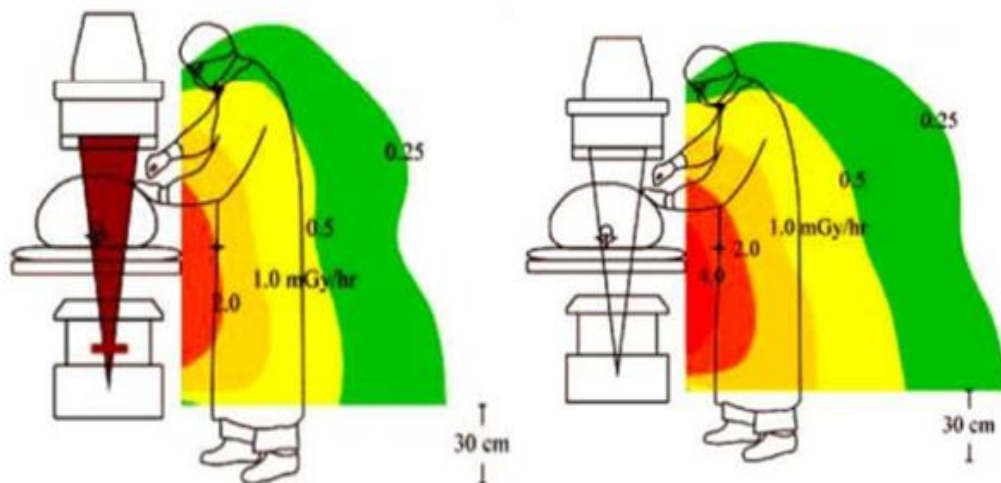
(a) : champ d'irradiation de diamètre 14cm (310cGy/cm²/min) (b) : champ d'irradiation de diamètre 28cm (460cGy/cm²/min)

Figure II. 10 : l'effet de la taille du champ d'irradiation sur la dose au patient et l'opérateur [SCH06]

II.4.1.5. Filtration

La filtration entraîne une déformation du spectre vers les composantes les plus énergétiques. Elle est composée d'une filtration fixe et d'une filtration additionnelle.

La filtration inhérente du tube est due aux divers éléments (verre de l'ampoule, huile, fenêtre, etc.). Par contre, la filtration additionnelle comprend : les filtres en aluminium, en cuivre, en plomb et en étain qui permettant de réduire la dose à la peau grâce au durcissement du faisceau [GHO19]. Un exemple de l'effet de la filtration additionnelle sur le débit de dose autour de l'opérateur en RI/CI est représenté sur a figure II.11 ci –dessous. Par conséquent, le zonage autour de l'opérateur est plus important en absence de filtration additionnelle (Figure II.11(b)).



(a) : Avec filtre de 0.5mm de Cu (160cGy/cm²/min) (b) : Sans filtration de Cu (460cGy/cm²/min)

Figure II.11: les isodoses en fonction de la filtration [SCH06]

Enfin, la durée d'utilisation des rayons X, corrélée à l'expérience de l'opérateur et à la difficulté de l'examen, reste le facteur le plus influant [ARO04].

II.4.2. Equipements de protection

En radioprotection, il est important que la dose soit la plus faible possible. Les blocs opératoires en radiologie interventionnelle doivent comporter divers équipements de protection plus particulièrement pour la protection du cristallin de l'œil. A ce titre, il existe différents équipements destinés à protéger l'opérateur des rayonnements ionisants. On distingue l'équipement personnel tels que : tablier plombé, protège thyroïde, lunettes plombées pour le cristallin ainsi que des équipements collectifs en salle d'intervention comme les écrans latéraux.

Concernant l'équipement de protection collectif en salle d'intervention pour la protection du cristallin, selon ORAMED (2012), seulement 1% des opérateurs utilisent l'écran suspendu et 24% n'en utilisent aucun équipement [VAN12].

Ainsi, la réglementation Algérienne dans l'article 28[DEC05] concernant le port de dispositif et équipement de protection individuel ne spécifie pas les épaisseurs recommandées pour les tabliers plombés ou autres équipements destinés pour la protection des professionnels en particulier qui se trouve dans une salle de radiologie et/ou cardiologie interventionnelle. Par conséquent, c'est à l'expert en radioprotection de chaque service que revient le rôle de définir les différents moyens de radioprotection à utiliser.

II.4.2.1. Equipements individuels de protection du cristallin

Il existe différents moyens de protection oculaire qui protègent des rayonnements diffusés : des sur-lunettes, des lunettes, des visières plombées qui permettent le port de lunettes (Figure II.12). Les recommandations actuelles sur les moyens de protections oculaires se rejoignent toutes dans la réduction de la dose au cristallin. Le port de lunettes plombées est indiqué pour limiter la dose au cristallin. Selon une étude d'ORAMED en 2012 seul 31% des opérateurs en radiologie interventionnelle en portent systématiquement leurs lunettes plombées [VAN12]. Cependant, en Algérie l'utilisation de la protection oculaire est inexistante et ce par manque de sensibilisation sur la radioprotection du cristallin et la non adoption de la nouvelle limite recommandée par ICRP depuis 2012.

Selon la publication 120 de l'ICRP, l'atténuation de 97% des rayonnements diffusés par des lunettes plombées de 0.5mm d'épaisseur d'équivalent Pb ne constitue pas un bon indicateur vis-à-vis de leur efficacité, car la surface couverte par les verres ainsi que la protection latérale jouent un rôle déterminant dans l'absorption des rayons (Figure II.12(b)) [ICR13]. Ainsi, pour une protection optimale, les lunettes plombées devraient être munies d'une protection latérale et/ou offrir une couverture suffisante. Par conséquent, Sturchio et al. [STU13] ont mené une étude visant à tester

l'efficacité de différentes paires de lunettes plombées et celle-ci a démontré une efficacité allant de 44% à 90% selon le modèle de lunettes testé ainsi que la géométrie d'irradiation. Les lunettes plombées offrent des verres adaptables à la vue de chacun, ce qui permet plus de confort pour un opérateur ayant des problèmes de vue. C'est une alternative aux sur-lunettes, moins confortables qui s'ajoutent par-dessus des lunettes de vue (Figure II.12(a)). Les visières plombées, quant à elles, sont en général munies d'une épaisseur de 0.1 mm d'équivalent plomb (Pb) (Figure II.12(c)). Elles ont l'avantage de couvrir une très large surface du visage, permettant ainsi une bonne couverture de la partie latérale du visage. Il serait intéressant donc de comparer leur efficacité avec les lunettes et sur-lunettes plombées [STU13].

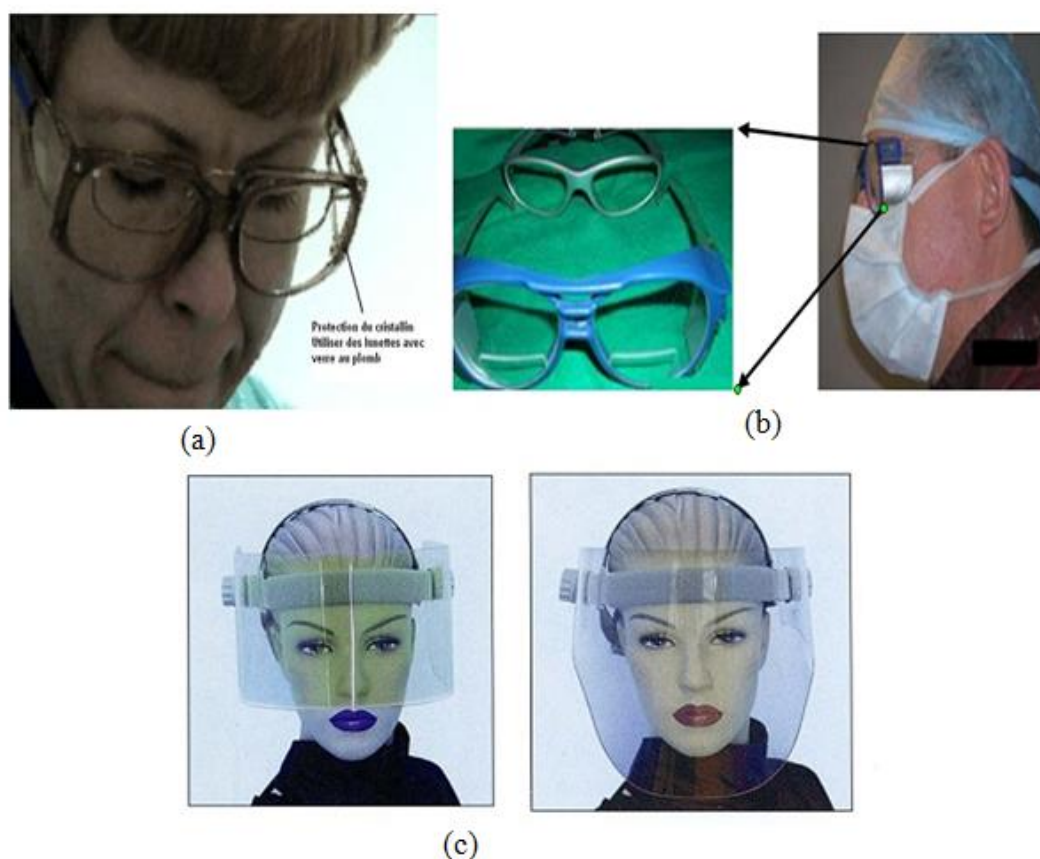


Figure II. 12: équipement de protection individuelle du cristallin, (a): sur-lunette; (b): lunette plombées avec protection latérales ; (c) : visières de radioprotection

Le choix des lunettes selon l'étude de Sturchio et al. [STU13], se base sur la surface couverte par les lunettes plombées qui joue un rôle important dans la protection du cristallin. Cette dernière, met également en évidence que l'efficacité des lunettes plombées est fortement influencée par l'orientation de la tête de l'opérateur. De plus, l'IAEA (2013) [IAE13], dans son rapport mentionne également que la surface couverte par les lunettes plombée est un facteur important ainsi que les conditions d'irradiations et l'orientation de la source de rayonnement par rapport à l'opérateur doivent être prises en compte dans le choix des lunettes de protection du cristallin [IAE13].

II.4.2.2. Equipements de protection collective du cristallin

Les praticiens exposés aux rayons X (RX) en radiologie interventionnelle sont également équipés de matériels de protections collectives telles que les barrières mobiles, les rideaux plombés et les installations mobiles, les paravents plafonniers, les bas volets qui vont contribuer à diminuer la dose reçue par les parties du corps non-protégées par le tablier tels que le cache-thyroïde et les lunettes plombées.

Par ailleurs, le rapport ORAMED a mis en évidence une réduction de la dose aux yeux d'un facteur 1.3 à 1.6 ainsi qu'une réduction de la dose aux doigts se situant entre 1.9 et 2.3 lors d'utilisation des écrans latéraux plombés comme les plafonniers. Le bénéfice de ces écrans est majoré lorsque le tube se trouve au dessus de la table d'intervention [VAN12].

II.5. LA DOSIMETRIE ET MOYENS D'EVALUATION DE LA DOSE AU CRISTALLIN

Dans la dosimétrie individuelle du cristallin, on s'intéresse à un petit appareil de détection de rayonnement appelé dosimètre qui doit être porté par la personne pendant son travail qui sert à mesurer les doses de rayonnement ionisant du cristallin.

Aussi, la dosimétrie individuelle du cristallin, utilise des dosimètres « passifs » ou à lecture différée à base des détecteurs thermoluminescents (TLD) et elle utilise la technologie Optically Stimulated Luminescence (OSL). De plus, on appelle Thermoluminescence (TL) ou luminescence thermostimulée, toute émission lumineuse activée thermiquement par élévation de température. Le type des détecteurs qui nous intéresse dans ce présent travail est les détecteurs thermoluminescents (TLD) utilisés fréquemment en dosimétrie individuelle. Dans le commerce, les détecteurs thermoluminescents disponibles sont sous forme de TLD 100, TLD 600 et TLD 700 selon leurs compositions qui sont à partir du lithium naturel ou encore du lithium enrichi (^6Li ou ^7Li) (Tableau II.3).

Par ailleurs, le matériau détecteur sélectionné pour notre dosimètre du cristallin (Figure III.2) est le fluorure de lithium LiF dopé en Magnésium et en Titane (Mg, Ti) connu sous le nom de TLD-700 qui se présente sous forme de pastille, de dimension $3.2 \times 3.2 \times 0.89 \text{ mm}^3$, de poids 23.5 mg.

Tableau II. 3: les caractéristiques du matériau Thermoluminescent LiF: Mg; Ti (TLD-100, 600,700) [HAL16]

Appellation commerciale	^6Li (%)	^7Li (%)	Harshaw*	Utilisation principale
TLD100 (Li_{nat} : Mg, Ti)	7.5	92.5		Dosimétrie du personnel médical
TLD600 (^6Li :Mg, Ti)	95.6	4.4	300 ppm Mg, 11ppm Ti	Dosimétrie des Neutrons
TLD 700 (^7Li :Mg, Ti)	0.01	99.99	300 ppm Mg, 11ppm Ti	Dosimétrie des Gamma (γ , X et β)

* : la société de production de TLD

Cependant, la valeur de numéro atomique effectif (Z_{effe}) de notre détecteur le $\text{LiF} : \text{Ti} ; \text{Mg}$ est de 8.20 [MAY37 ; TAY12 ; SAL15] qui est équivalent tissu ($Z_{\text{effe}} \text{ tissu} = 7.92$), il est évident que notre matériau détecteur présentera une dépendance énergétique, équivalente à celle du tissu, avec les énergies utilisées en radiologie interventionnelle.

Dans un cristal parfait, les électrons occupent un certain nombre de niveaux d'énergies qui constituent : ce qu'on appelle une bande d'énergie. Ces niveaux d'énergies sont répartis dans des bandes permises appelées bande de conduction et bande de valence. Ces deux dernières étant séparées par une bande interdite dans laquelle les électrons ne peuvent occuper aucun niveau énergétique (Figure II.13(a)).

A la température absolue proche de 0 K, l'énergie des électrons est minimale, la bande de conduction est vide d'électrons, contrairement à la bande de valence. A cette température, un électron ne peut atteindre spontanément la bande de conduction. Cependant, une irradiation externe dépose de l'énergie dans le cristal et un électron peut recevoir alors une énergie au moins égale à $W_1 - W_2$ (Figure II.13(b)) qui est suffisante pour passer à la bande de conduction.

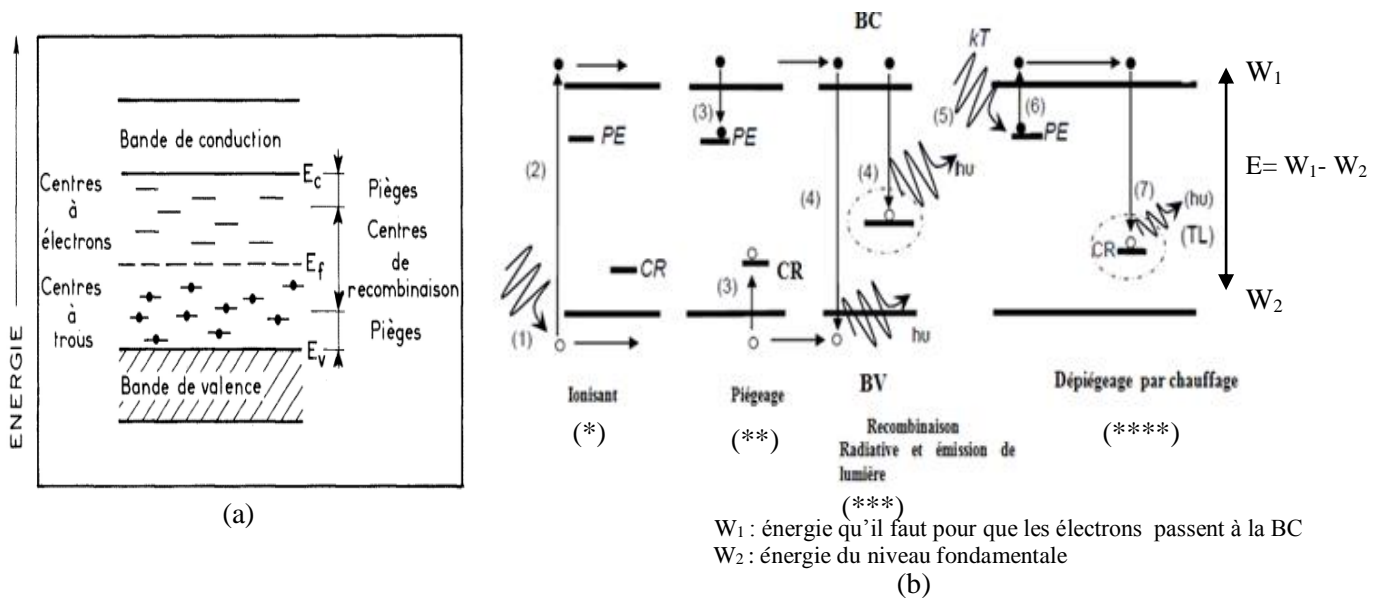


Figure II.13: (a): Niveaux d'énergie d'un isolant à l'équilibre (T=0K) [DUF86 ; MCK95], (b) : Diagramme d'énergie du phénomène de thermoluminescence [HAL16]

En pratique, un cristal naturel ou synthétique n'est jamais parfait, et présente des défauts (présence d'autres éléments chimiques, dislocations, lacunes atomiques, etc.). Ces imperfections ou activateurs conduisent à l'apparition de pièges sous forme de niveaux d'énergies situées dans la bande interdite. Certains de ces défauts se situent au voisinage de la bande de valence et constituent donc des pièges pour les trous positifs appelé les centres de recombinaisons (CR) créés par l'éjection d'un électron sous l'effet d'un rayonnement incident (Figure II.13(b)) et des pièges sont situés au voisinage de la bande de conduction considérés comme des pièges pour les électrons libres éjectés de la bande de valence à la bande de conduction (Figure II.13(b)) appelé des niveaux de pièges à électrons (PE).

De ce, fait, si un rayonnement dépose de l'énergie dans le cristal, les électrons de la bande de valence (BV) sont transférés vers la bande de conduction (BC) où ils se déplacent librement, tandis que les trous créés circulent dans la bande de valence (Figure II.13(*)). Au cours de ces déplacements plusieurs éventualités peuvent se produire :

Une partie des charges (électrons, trous) sera piégées, les électrons dans les niveaux de pièges (PE) et les trous dans les centres de recombinaisons (CR) (Figure II.13 (**)).

Le reste des électrons retournera à l'état fondamental en se recombinant avec des trous libres ou pièges (Figure II.13 (***)). Si cette recombinaison est radiative, on observera une fluorescence (émission). La deuxième étape consiste à dé piégés des électrons en chauffant le matériau (Figure II.13 (***)*) avec une vitesse de chauffe constante. Les électrons dépiégés en passant par la bande de conduction se recombinant avec les trous piégés dans les centres de recombinaison. Cette recombinaison entraine une émission de photons ($h\nu$), ce cycle complet donne lieu au phénomène de radiothermoluminescence (RTL) ou d'une façon plus courante thermoluminescence. Le diagramme énergétique de la figure II.13(b) illustre ce phénomène de thermoluminescence.

Ces matériaux thermoluminescents sont caractérisés par des pics d'émission lumineuse qui apparaissent à des températures de chauffage différentes selon les niveaux d'énergies des pièges de la bande interdite. Ces différents pics représentent la courbe de thermoluminescence propre à chaque matériau (en anglais Glow curves) correspondant à l'évacuation des pièges de plus en plus profonds (énergie de liaison de plus en plus importante) (Figure II.14).

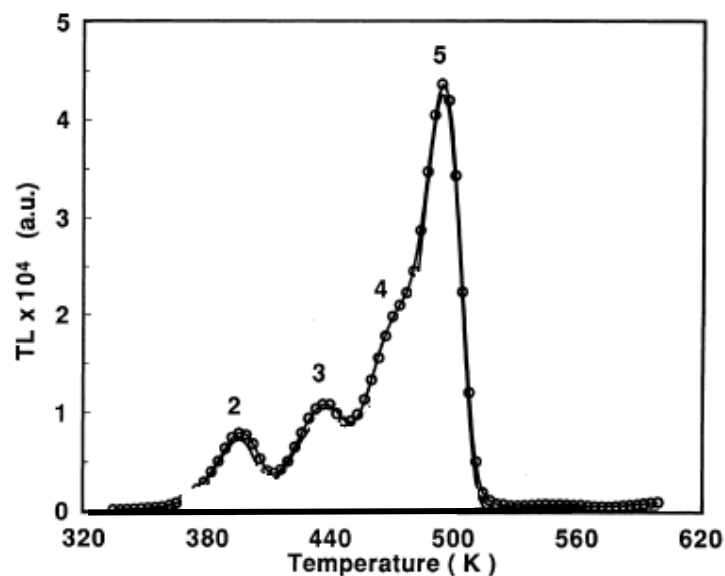


Figure II.14 : les pics de thermoluminescence du LiF : Mg; Ti (TLD-700) [HAL16]

Le Fluorure de Lithium est un matériau ionique constitué par l'alternance de deux ions : le fluorure (F⁻) et lithium (Li⁺). Il se cristallise dans la structure cubique à faces centrées (Figure II.15),

son paramètre de maille est de l'ordre de 4.02Å [CUR63]. Chaque ion de lithium (Li+) est entouré par quatre anions de fluorure (F-). Alors ces derniers forment un octaèdre [HAL16].

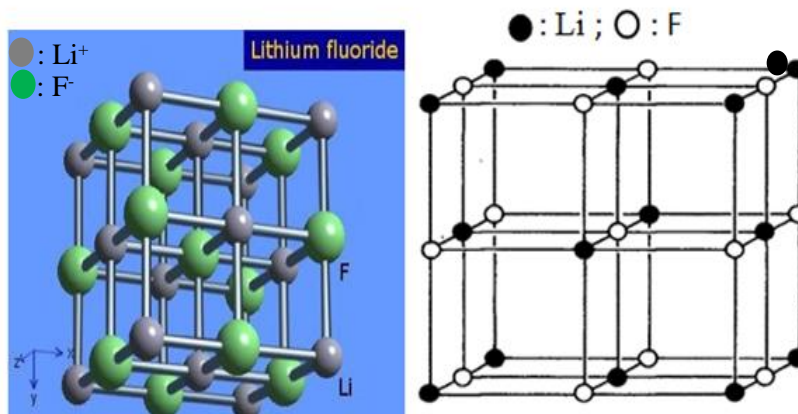


Figure II. 15: structure cristallographique du fluorure de Lithium [HAL16]

Aussi, le LiF pur donne une très faible réponse en TL. Les différents expérimentateurs ont montré que des impuretés sont nécessaires pour avoir une bonne sensibilité [CAM68 ; DAN67] et elles assurent la conductibilité électrique. Aussi, les impuretés introduites dans les cristaux Thermoluminescents jouent un rôle très important dans la création des pièges à électrons et à trous positifs.

Le dopant magnésium (Mg) dans notre détecteur est le dopant le plus important responsable des centres de piégeage [MCK95]. Les ions Mg^{2+} pénètrent dans le réseau LiF en tant que substitués du Li^+ et ils ont tendance à former des dipôles avec des lacunes de Li^+ . Ces dipôles constituent les pièges à électrons pour les pics à basse température. La concentration de magnésium dans LiF:Mg ;Ti varie généralement entre 0.01% et 0.02% [BIL02].

En ce qui concerne le rôle de l'autre dopant, le Ti agit également comme activateur de luminescence dans le matériel, mais il semble probable qu'il soit également impliqués dans le processus de piégeage [BIL02]. Le Titane joue un rôle particulièrement important dans l'émission lumineuse et il forme avec F le centre lumineux [ROS71 ; CHS72]. La concentration de Titane dans LiF:Mg ;Ti varie généralement entre 10ppm-15ppm[[BIL02].

La figure II.14 ci-dessus illustre l'allure du spectre de Radiothermoluminescence enregistré pour le LiF dopé au Magnésium (Mg) et au Titane (Ti) (TLD700) choisi dans ce présent travail.

Le spectre de Radiothermoluminescence présente une série de pics correspondants à des pièges situés à des niveaux énergétiques différents. Les pièges les plus profonds ou les plus stables sont excités aux températures les plus élevées. Les différents pics et les températures correspondantes sont mentionnés dans le tableau II.4

Tableau II. 4: position des principaux pics de thermoluminescence et les températures correspondantes
[ARO04 ; HAL16]

Les pics	Température des pics (°C)
2	110
3	117
4	200
5	225

L'identification des pics montre que les pics TL (2, 3, 4) correspondent aussi aux pièges à faible température qui sont généralement instables qui disparaissent simplement par chauffage tandis que le pic TL 5 correspondent aux pics dosimétrique à température élevée (225°). Ce dernier est le pic principal généralement utilisé pour la dosimétrie, il est en effet très stable et correspond aux pièges d'énergies élevées [SEG97].

CHAPITRE III
MOYENS EXPERIMENTAUX ET
METHODOLOGIE

CHAPITRE III. MOYENS EXPERIMENTAUX ET METHODOLOGIE

=====

Dans de nombreux pays, dont l'Algérie, l'équivalent de dose au cristallin Hp (3) n'a jamais été mis en œuvre en métrologie mais seuls les équivalents de dose corps entier Hp (10) et le Hp (0,07) de la peau sont utilisés dans le programme de surveillance dosimétrique des travailleurs [DEC05]. Par conséquent, il apparaît essentiel de développer une méthodologie de mesure et d'estimer avec précision la dose équivalente au cristallin et ce en utilisant un système dosimétrique développé, caractérisé et qualifié en terme de la grandeur opérationnelle Hp(3). Ce chapitre est consacré à la description des moyens expérimentaux utilisés ainsi que la méthodologie adoptée à savoir : le développement de la grandeur opérationnelle Hp(3), la caractérisation, les tests de performances et l'étude pilote de post de travail.

III.1. DISPOSITIF ET MOYENS EXPERIMENTAUX

III.1.1. Développement de la grandeur opérationnelle Hp(3) et le choix du fantôme

En l'an 2013, dans un communiqué, l'ICRU a précisé que la grandeur opérationnelle Hp(3) est la quantité recommandée pour contrôler la dose au cristallin. Ainsi donc, elle répond à la question du choix de fantôme à utiliser [BEH15]. En effet, et dans ce présent travail on s'intéresse à cette grandeur pour laquelle on a utilisé un formalisme qui a été élaboré au cours du projet ORAMED (Optimisation de Radioprotection pour le personnel Médical) [VAN12; GUA11; BOR11b ; BEH12a] dans lequel il a été décidé de proposer un fantôme cylindrique (fantôme1) en PolyMéthAcrylate de méthyle (PMMA) à quatre éléments (76.2% d'oxygène, 11.1% de carbone, 10.1% d'hydrogène et 2.6% d'azote) de dimension de 20 cm de diamètre et 20 cm de hauteur avec des parois de 0,5 cm d'épaisseur rempli d'eau (voir la figure III.1) par rapport auquel la quantité opérationnelle Hp(3) va être mesurée. De ce fait, les coefficients de conversions de kerma à l'air libre (Ka) à l'équivalent de dose Hp(3) ont été déterminés et ce, pour procéder par la suite à la conception et la caractérisation du dosimètre qui va être développé.

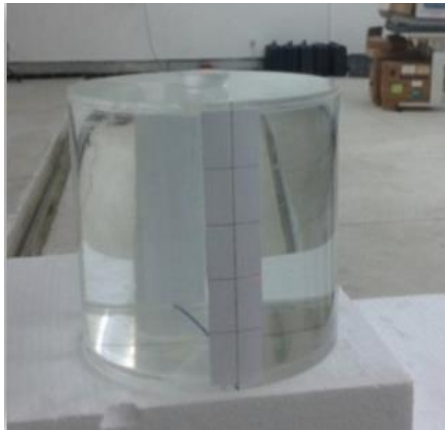


Figure III. 1: le fantôme ORAMED en PMMA recommandé pour le développement de la grandeur opérationnelle $H_p(3)$ réalisé au niveau du laboratoire de dosimétrie des rayonnements ionisant (CRNA)

III.1.2. Description et conception du système dosimétrique

Le système dosimétrique du cristallin qui a été développé dans ce présent travail est composé d'un détecteur de type thermoluminescent : le fluorure de lithium LiF qui est un "parfait" matériau équivalent-tissu de numéro atomique effectif $Z_{\text{eff}}=8.14$ ($Z_{\text{Tissu}}=7.92$) dopé au Magnésium et Titane (LiF : Mg,Ti) connu sous le nom de TLD-700 :LiF: Mg,Ti (TLD-700) placé sous 2.5 mm de Téflon (Poly-tétrafluoro-éthylène : PTFE) équivalent à 3 mm de tissu humain (Figure III.2) [LAR19a ; LAR21] . Le choix du filtre en Téflon se base sur le numéro atomique effectif (Z_{eff}) qui est d'ordre de Z_{eff} de 8.05 (pour $n = 2.94$) [SALI15 ; TAL12] considéré comme un équivalent tissu ($Z_{\text{effe tissu}}=7.92$). L'ensemble est fixé sur un support en plastic jaune comme il est présenté sur la figure III.2 ci -après.

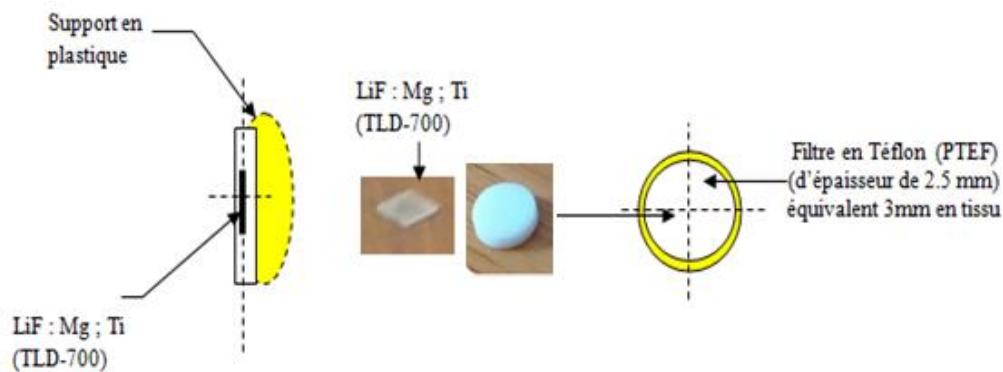


Figure III. 2: les composants du système dosimétrique du cristallin

Notre système dosimétrique du cristallin se présente sous deux forme : un dosimètre frontal placé sur un bandant et d'un autre dosimètre latéral tel que il est présenté dans la figure III.3 (a ; b) [LAR19a ; LAR19b ; LAR21]. Par ailleurs, il y a lieu de signaler que ce dosimètre du cristallin va être mis à la disposition des praticiens en radiologie interventionnelle pour une première surveillance radiologique du cristallin. A cet effet, nos dosimètres ont été positionnés sur un support en lunettes qui est plus pratique et plus proche de notre objectif (le cristallin) pour une utilisation pendant les périodes de surveillance du cristallin comme il est illustré dans la figure III.3(d). Cependant, le dosimètre

frontal est positionné sur le point milieu entre les yeux, par contre pour le dosimètre latéral, on a choisi deux (02) positions : l'une à 3cm de la position frontal représentant le cristallin et l'autre est à 6cm. Le choix de ces deux positions est basé sur la meilleure estimation de la dose au cristallin et ce, pour trouver la position la plus adéquate du port du dosimètre pendant la surveillance dosimétrique [LAR21].

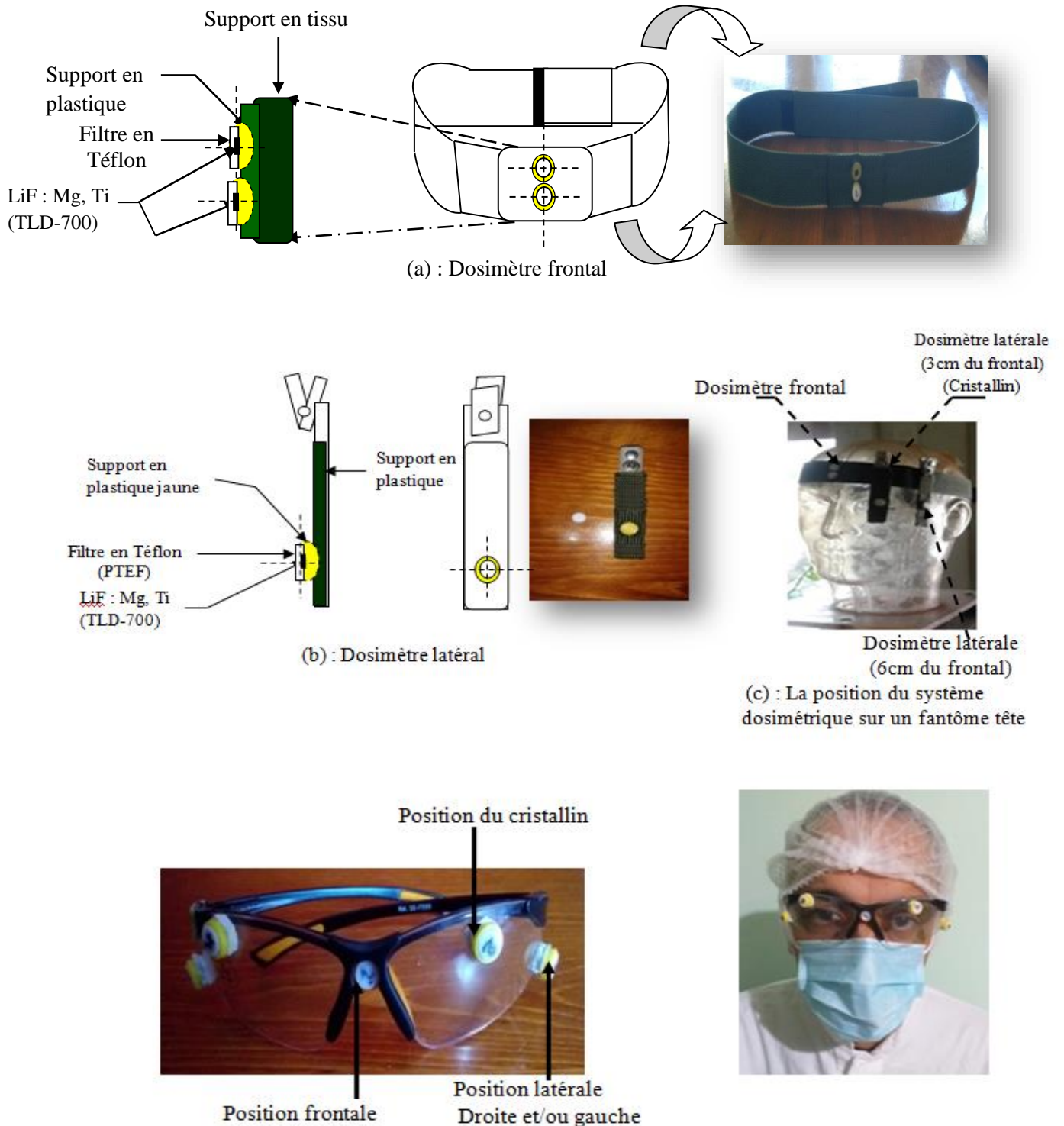


Figure III. 3: les composantes du système dosimétrique du cristallin, (a): Dosimètre frontal; (b): Dosimètre latéral; (c): Position du système dosimétrique sur un fantôme tête [LAR19a; LAR19b]; (d) : Emplacement des dosimètres sur le support en lunette et la façon de le porter par les operateurs en radiologie interventionnelle [LAR21].

III.1.3. Moyens d'irradiation

L'ensemble des irradiations photoniques (RX et la source du Cs-137) ont été faites auprès du Laboratoire d'Etalonnage Secondaire en Dosimétrie (LSED) au CRNA en utilisant :

- ❖ Faisceau de Cs-137,
- ❖ Faisceau de RX avec ses différentes qualités (N-40, N-60, N-80, N-100, N-120, N-150, N-200, N-250) [ISO19a].

a. Faisceau de photons de Cs-137

Les caractéristiques de l'unité de Cs-137 (Figure III.4) utilisée dans le cadre de ce travail sont comme suit :

- ❖ Appareil de type OB34/1 et de marque BUCHLER.
- ❖ Faisceau de photons de type gamma, émis par une source du radionucléide Cs-137 placée dans un container en plomb enveloppé d'acier.
- ❖ Energie moyenne 662keV.
- ❖ Demi-vie de 30 ans.

L'ouverture du champ de cette unité n'est pas variable ; elle est fixée par un système de collimation.



Figure III. 4: la source de Cs-137 utilisée pour les irradiations des dosimètres

Les caractéristiques de la source du Cs-137 utilisée pour les irradiations ainsi que le facteur de conversion du kerma en termes de $H_p(3)$ pour une incidence normale sont illustrées dans le tableau III.1 et ce, selon Behrens ; 2012 [BEH12b].

Tableau III. 1: les caractéristiques de la source du Cs-137 et le facteur de conversion en $H_p(3)$ utilisé [BEH12b]

Qualité de rayonnement	Radionucléides	E (KeV)	$h^*_{pk}(3,R,0)$ (Sv/Gy)
S-Cs	^{137}Cs	662	1.18

$h^*_{pk}(3,R,0)$: Le coefficient de conversion du kerma à l'air libre en équivalent de dose du cristallin $H_p(3)$ pour la série de rayonnements R à l'incidence 0° donné par R. Behrens 2012 [BEH12b]

b. Faisceau de photon des RX

Pour l'étude de la dépendance énergétique et angulaire ainsi que la linéarité en termes de la grandeur opérationnelle Hp(3), un tube RX industriel de marque PHILIPS modèle MG320 disponible au niveau de Laboratoire Secondaire d'étalon en Dosimétrie (LSED) du Centre de Recherche Nucléaire d'Alger (CRNA) (voir figure III.5) a été utilisé et dont les caractéristiques sont résumées dans ce qui suit.

- ❖ Tension nominale réglable de 10kV à 320kV.
- ❖ Courant débité réglable de 0.1mA à 15mA.
- ❖ Filtration inhérente initiale donnée par le constructeur : 2mm d'épaisseur de béryllium
- ❖ Filtrations additionnelles ainsi que les filtres atténuateurs pour la caractérisation des faisceaux RX utilisés pour les différentes qualités sont illustrés dans le tableau III.2 ainsi que les facteurs de conversion du kerma en Hp(3) pour l'incidence normale selon Rolf Behrens ; 2012[BEH12b].

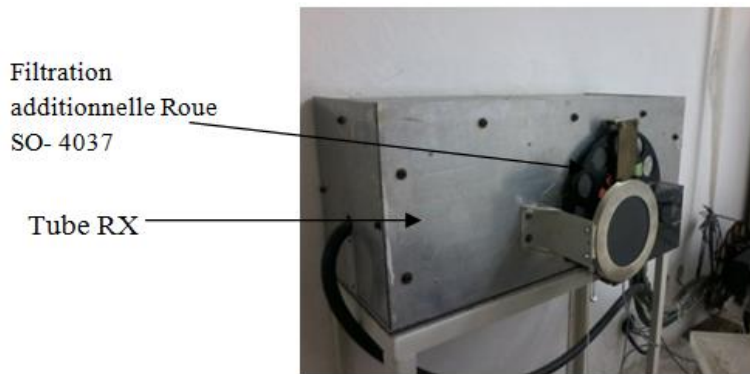


Figure III. 5: le tube RX industriel de marque PHILIPS modèle MG320 du Laboratoire Secondaire d'étalonnage en Dosimétrie (LSED) (CRNA) utilisé pour les irradiations

Tableau III. 2: les caractéristiques des qualités RX utilisées disponible au niveau du LSED (CRNA)

La qualité	Tension (kV)	Positon Roue SO-4037	Facteur de conversion $h^*_{pk}(3, R, 0)$ (Sv/Gy)	Filtration additionnelle				CDA **(mm)	
				Al (mm)	Cu (mm)	Sn (mm)	Pb (mm)	Al (mm)	Cu (mm)
N-40	40	01	1.28	3.8	0.213			2.69	
N-60	60	02	1.54	3.8	0.616				0.23
N-80	80	03	1.66	3.8	1.98				0.57
N-100	100	04	1.63	3.8	5.0				1.12
N-120	120	05	1.58	3.8	4.964	1.016			1.75
N-150	150	06	1.52	3.8		2.621			2.60
N-200	200	07	1.42	3.8	1.98	3.219	1.06 5		4.5
N-250	250	08	1.36	3.8		2.142	1.54 5		5.31

*: le coefficient de conversion du kerma à l'air libre en équivalent de dose du cristallin $H_p(3)$ donné par R. Behrens 2012 [BEH12b]

** : CDA : Couche de Demi-Atténuation

III.1.4. Moyens techniques

a. Un fantôme plaque (PMMA)

Le fantôme est un objet spécifique utilisé pour simuler la diffusion et l'absorption des rayonnements dans le corps humain ou des parties du corps [ISO00]. Ainsi, dans ce présent travail on a utilisé un fantôme plaques (fantôme 2) en PMMA de dimension (30×30cm) d'épaisseur d'un centimètre (01cm) chacune avec une densité 1.19 g/cm^3 pour simuler l'abdomen avec différentes épaisseurs du patient comme il est illustré sur la figure III.6 ci-dessous.

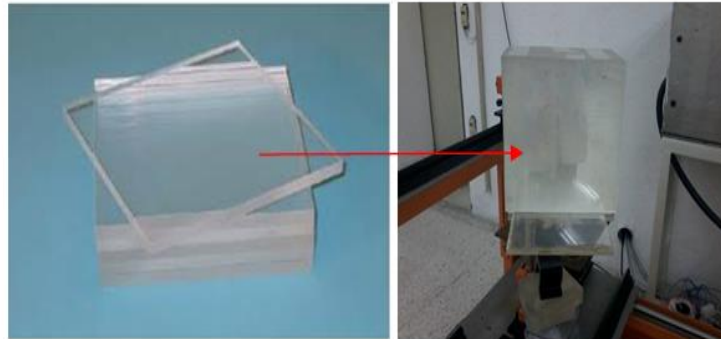


Figure III. 6: le fantôme plaque en PMMA équivalent l'abdomen du patient

b. Un radiamètre

Un radia-mètre, de type compteur proportionnel FH40 (Figure III.7) a été utilisé ; il nous a permis de mesurer le débit d'équivalent de dose d'ambiance $H^*(10)$, son amplification permet de descendre significativement jusqu'au niveau de l'irradiation naturelle : de 10 nSv /h à 10 mSv/h.



Figure III. 7: le radiomètre de type FH40 utilisé pour la mesure de débit d'équivalent de dose d'ambiance $H^*(10)$

c. Porte pastille

Pour l'étude de la reproductibilité des détecteurs (TLD-700), on a utilisé des portes pastilles en plexiglas (PMMA) d'épaisseur 4mm (voir figure III.8).

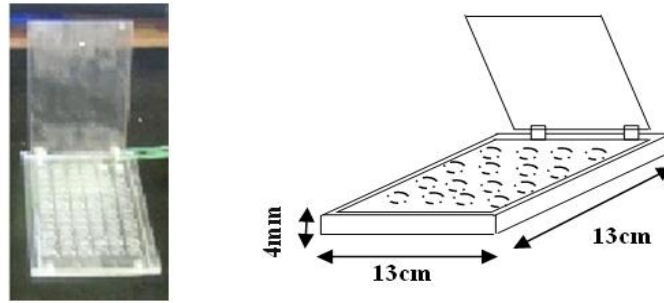


Figure III. 8: photo et Schéma de porte pastille en PMMA utilisé pour les irradiations des détecteurs

d. Le système de lecture et de régénération

Après irradiation des détecteurs, l'information est recueillie par une simple lecture au moyen du lecteur TLD de type universel Harshaw modèle 3500 (figure III.9). Ce lecteur conçu spécialement pour les détecteurs thermoluminescents comporte :

- ❖ Une plaquette métallique montée sur un support mobile destinée à porter les pastilles TLD à la température voulue par contact thermique ;
- ❖ Un thermocouple placé sous cette plaquette, destiné à contrôler la température,
- ❖ Un tube photomultiplicateur destiné à collecter la lumière émise par la pastille lors du chauffage,
- ❖ Un dispositif du traitement du signal qui converti la lumière émise en impulsion électrique.
- ❖ Un logiciel de lecture WINREMS (Windows based Radiation Evaluation and Management System) installé sur PC connecté au lecteur.

Dans le but de vérifier à chaque fois le taux de détection avant et durant la lecture des détecteurs, la stabilité du lecteur est contrôlée à l'aide de la source lumineuse de référence interne du lecteur à TLD (ReferenceLight) .



Figure III. 9: lecteur HARSHAW 3500 disponible au LSED(CRNA)

Le lecteur peut fonctionner en deux modes : en mode de calibration par rapport à la grandeur choisie et en mode chauffage. Dans notre cas on ne s'intéresse qu'au mode de chauffage par palier (méthode intégrale de la lumière) pour atteindre une meilleure précision et un cycle de lecture plus régulier.

Ce mode est généralement basé sur la sommation de la lumière émise par les pics stables, et par excitation thermique appropriée avec un cycle de chauffage reproductible à une vitesse de chauffage qui varie de 0 à 30 °C/s.

Le mode de chauffage par paliers peut se résumer comme suit : le préchauffage qui vide les pièges de basse température et s'effectue à une température comprise entre la température d'ambiance et 220° ; il peut durer jusqu'à 99 secondes [MED90]. La lecture, correspondant à l'intégration du signal de luminescence émise par les pics stables de la lecture qui commence à partir de la température de préchauffage jusqu'à la température maximum 300°C et dans un temps $t_{lecture}$ et en suivant la loi linéaire suivante (équation III.1):

$$t_{lecture} = \frac{(T_{max}-T_{min})}{V(\frac{C^{\circ}}{S})} \quad (III.1)$$

Avec :

T_{max} : La température maximale choisie

T_{min} : La température minimale de préchauffage

$V(\frac{C^{\circ}}{S})$: La vitesse de chauffage

Au cours du cycle de lecture, on utilise l'azote comme gaz inerte afin de réduire la lecture de dose nulle (bruit de fond) ainsi que le signal parasite causé par d'autres phénomènes liés au fonctionnement du lecteur de TLD.

Les paramètres de lecture dépendent du matériau détecteur utilisé ; ces paramètres doivent être choisis de telle façon à extraire au moins 95 % de l'information enregistrée par les détecteurs.

Le cycle de chauffage adopté, pour la mesure du signal généré, comme on l'a signalé auparavant est caractérisé par quatre paramètres (voir figure III.10) :

- ❖ La température de préchauffage T_p (C°),
- ❖ Le taux ou la vitesse de chauffage, qui est le taux avec lequel la température doit atteindre la valeur maximale V (°C/S),
- ❖ La température maximale pour extraire le maximum du signal.
- ❖ Le temps de lecture $t_{lecture}$

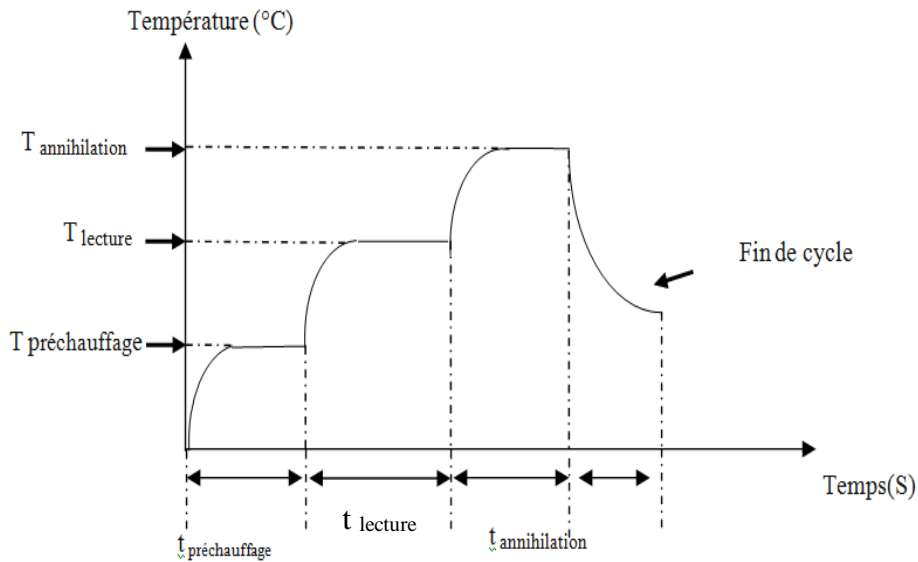


Figure III. 10: schéma du cycle de chauffage des détecteurs Thermoluminecents (TLD-700)

Le spectre de thermoluminescence est visualisé sur les 200 canaux du lecteur, où chaque canal représente 1.25°C pour un T_{max} de 300°C. Une région d'intérêt peut être sélectionnée par ROI1, ROI2, ROI3, ROI4 représentant la portion des 200 canaux de lecture dans laquelle le courant du photomultiplicateur peut être intégré. Dans notre travail, le signal électrique de nos lectures de détecteurs a été pris en considération sur les 200 canaux. En ce qui concerne les paramètres de lecture de nos différents détecteurs utilisés, ils sont résumés dans le tableau III.3 ci -dessous.

Tableau III. 3: les paramètres de lectures des détecteurs TLD-700

Les paramètres	LiF : Mg, Ti (TLD-700)
$T_{préchauffage}$ (C°)	50°C
$t_{préchauffage}$ (s)	20s
T_{max}	300°C
V (°C/S)	5°C/S
$t_{lecteur}$	50s
ROI1	[1-80]
ROI2	[81-104]
ROI3	[105-124]
ROI4	[125-200]

L'élimination de la luminescence résiduelle ainsi que le rétablissement de la sensibilité initiale des détecteurs (réarrangement des pièges) après l'irradiation et la lecture nécessitent une régénération. Cette dernière (régénération) s'effectue dans un four programmable suivant un cycle régulier de chauffage d'une (01) heure à température $T=25^{\circ}C$ puis une (01) heure à 400°C suivi d'un chauffage de deux (02) heures à 200°C est terminant par un chauffage d'une (01) heure à $T=25^{\circ}C$ et ce ,afin d'assurer la reproductibilité des détecteurs (Figure III.11)

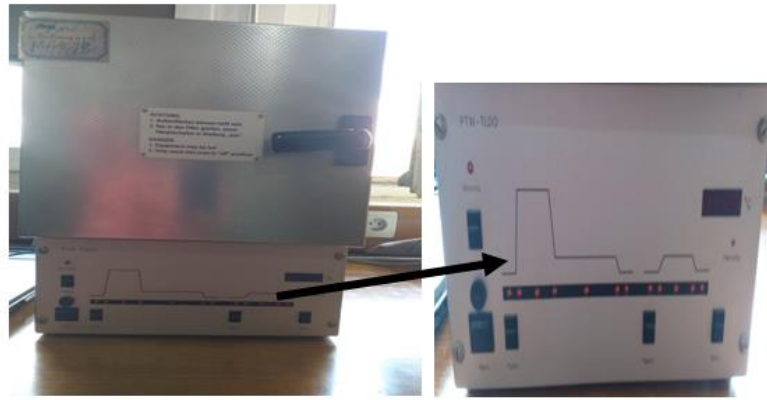


Figure III. 11: le four programmable utilisé pour la régénération des détecteurs du Laboratoire des rayonnements ionisants (CRNA)

e. Dispositif angulaire

Un dispositif angulaire a été utilisé pour l'étude de la réponse angulaire de nos dosimètres cristallins présentés sur la figure III.12 ci-dessous.

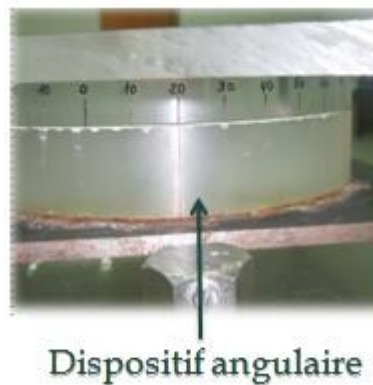


Figure III. 12: le dispositif expérimental utilisé pour l'étude angulaire

III.2. METHODOLOGIE ADOPTEE

L'utilisation de tout système dosimétrique pour la surveillance radiologique en particulier du cristallin, nécessite une étude de la reproductibilité des détecteurs utilisés, une calibration et caractérisation en terme de $H_p(3)$. Il est donc important que notre dosimètre développé fournisse les prescriptions de bon fonctionnement et les essais pour l'application en radiologie interventionnelle. De ce fait, la méthodologie adoptée dans notre travail selon les recommandations des normes internationales ISO-12794 (2000) [ISO00] ; IEC 62387(2020) [IEC20]; ORAMED 2012 [VAN12], ISO-4037 (2019) [ISO19b] est la suivante :

III.2.1. Réalisation du fantôme ORAMED

Un fantôme cylindrique de 20cm de diamètre et 20 cm de hauteur avec une épaisseur de paroi latérale de 0,5 cm. représentatif d'une tête humaine adulte recommandé par ORAMED en 2012 [VAN12] ; Bordy [BOR11b] ainsi que Gualdrini et al. [GUA11] (Figure III.1) a été réalisé au niveau du laboratoire des rayonnements ionisants (CRNA).

III.2.2. Détermination des coefficients de conversions en Hp(3)

Des coefficients de conversions de kerma à l'air libre (K_a) à l'équivalent de dose Hp(3) ont été déterminés pour le rayonnement de référence photonique Cs-137 et les différentes qualités de spectre étroits des RX [ISO19a]: N-40, N-60, N-80, N-100, N-120, N-150 disponible au niveau du Laboratoire Secondaire des Etalonnage en Dosimétrie (LSED) du Centre de Recherche Nucléaire d'Alger (CRNA), Algérie et ce, selon BEHRENS [BEH12b] et Bordy et al. [BOR11a] et ce, pour les incidences 0° ; $\pm 20^\circ$; $\pm 40^\circ$; $\pm 60^\circ$ et $\pm 75^\circ$.

III.2.3. Caractérisation

La caractérisation de notre système dosimétrique du cristallin est réalisée par l'adoption des recommandations des prescriptions de fonctionnement et des exigences de performance des normes ISO-12794 (2000) [ISO00] ; IEC 62387-2(2020) [IEC20], ORAMED 2012 [VAN 12] et ISO 4037-3 (2019) [ISO19b].

III.2.3.1. Etude de la reproductibilité et de la sensibilité des détecteurs

Une sélection des détecteurs à utiliser après une étude de la reproductibilité de la réponse de ces détecteurs a été réalisée pour une dose de 1cGy à 1m par série de mesures en répétant trois fois de suite l'étude dans les mêmes conditions d'irradiation et de lecture. Les normes ISO-12794 (2000) et IEC 62387(2020) [ISO00; IEC20] recommandent l'utilisation de la source de Cs-137 pour l'étude de la reproductibilité des détecteurs qui doit être inférieure ou égale à 10% tandis que pour les lots, une homogénéité de 15% est tolérée en dosimétrie du personnel pour le cristallin. Cette étude devra nous permettre de stabiliser le bruit de fond des détecteurs neufs et de travailler avec des lots de détecteurs présentant une sensibilité homogène. Par ailleurs, dans notre étude de caractérisation, on dispose de 81 détecteurs thermoluminescents neufs, de type TLD-700 (LiF : Mg, Ti). Ces détecteurs ont été codés de 1 à 40 pour le premier lot et de 1' à 22' pour le second lot et enfin de 1'' à 19'' pour le dernier lot puis ils sont placés dans un port détecteur pour irradiation, comme il est illustré dans la figure III.13 (a, b).

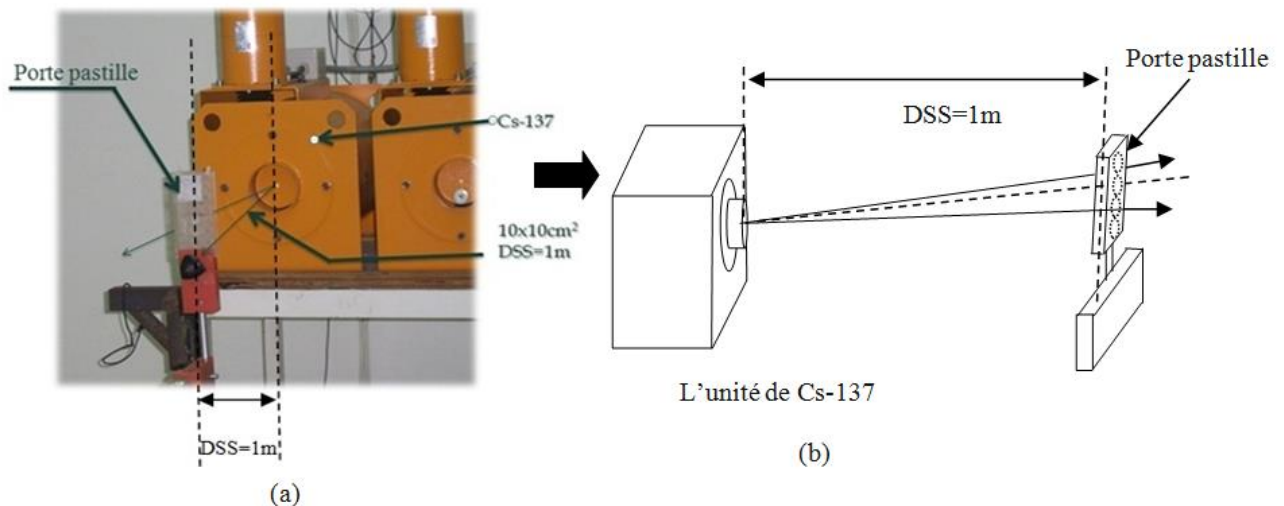


Figure III. 13:schéma synthétique de la géométrie et des conditions d'irradiation pour la source de Cs-137

La reproductibilité a été déterminée en calculant la déviation standard (σ_i) d'une mesure répétée trois fois dans les mêmes conditions sur la valeur moyenne des lectures (\bar{L}_i) définie comme suit:

$$R_i = \frac{\sigma_i}{\bar{L}_i} \quad (\text{III.2})$$

Le test de sensibilité est basé sur le calcul de la sensibilité individuelle des détecteurs qui s'effectue selon deux étapes :

- ❖ La détermination de la moyenne de lecture \bar{L}_i individuelle de chaque détecteur pour les trois irradiations.
- ❖ La détermination de la moyenne des moyennes de lectures de tous les détecteurs \bar{L} (lot total).

Quant à la sensibilité individuelle de chaque détecteur est calculée par la relation ci-après

$$S_i = \frac{\bar{L}_i}{\bar{L}} \quad (\text{III.3})$$

Avec :

\bar{L}_i : Les lectures moyennes individuelles des détecteurs sur les trois mesures effectuées

\bar{L} : La moyenne des moyennes des lectures sur les trois irradiations du lot total choisi.

L'homogénéité (H_i) des lots de détecteurs a été déterminée par le calcul de la déviation standard (σ_i) d'une mesure répétée trois fois dans les mêmes conditions sur la lecture moyenne des mesures du lot total (\bar{L}) choisi tel qu'il est traduit par la relation III.4.

$$H_i = \frac{\sigma_i}{\bar{L}} \quad (\text{III.4})$$

Avec :

σ_i : La déviation standard d'une mesure répétée trois fois dans les mêmes conditions

\bar{L} : La moyenne des moyennes des lectures sur les trois irradiations du lot total choisi.

III.2.3.2. Calibration du système dosimétrique et le choix de la source de référence

Un facteur de calibration N_0 qui nous permettra de convertir la lumière émise par les détecteurs en terme de charge (nC) en équivalent de dose Hp(3) (mSv) a été déterminé selon la norme IEC 62387-2(2020) [IEC20] qui a défini le facteur de calibration de référence, comme étant le rapport de la valeur conventionnellement vraie délivrée de référence d'une grandeur $C_{r,0}$ à la valeur indiquée ou la lecture de $G_{r,0}$ (\bar{L}) au point d'essai pour un rayonnement de référence, dans les conditions de référence comme il est donné par la relation III.5 .

$$N_0 = \frac{C_{r,0}}{G_{r,0}} \quad (\text{III.5})$$

Dans notre cas, le facteur de calibration peut être défini comme:

$$N_0 = \frac{Hp(3)_{référence}(mSv)}{(\bar{L}_i - BF) * S_i(nC)} = \left(\frac{Hp(3)_{référence}}{\bar{L}_c} \right) \frac{(mSv)}{(nC)} \quad (\text{III.6})$$

Avec :

$Hp(3)_{référence}$: La valeur conventionnelle vraie délivrée de référence.

\bar{L}_c : La lecture moyenne corrigée par rapport au bruit de fond et la sensibilité individuelle des détecteurs.

BF : Le bruit de fond des détecteurs utilisés

Dans le tableau III.4 ci-dessous, figure les conditions de référence et les conditions normales d'essai utilisées pour la calibration de notre système dosimétrique et ce, selon la norme IEC 62387-2(2020) [IEC20].

Tableau III. 4: les conditions de référence et les conditions normales d'essai utilisées pour la calibration du système dosimétrique [IEC20]

Grandeur à mesurer;	Condition de référence	Conditions normales d'essai
Equivalent de dose de référence $C_{r,0}$ pour : Hp(10), H*(10), Hp(3), H'(3)*, Hp(0.07), H'(0.07)*	3mSv 10mSv	1 mSv à 10 mSv 3 mSv à 30 mSv
Énergie des rayonnements photoniques Pour Hp(10), H*(10), Hp(3), H'(3), Hp(0,07) et H'(0,07)	S-Cs (ISO 4037) ^a	S-Cs (ISO 4037) ^a

^a : les systèmes dosimétriques destinés à mesurer à la fois le rayonnement photonique et bêta.

* : H'(3) et H' (0.07) (voir Annexe A)

Comme il est recommandé par la norme IEC 62387-2(2020) [IEC20], le choix de la source de référence pour la calibration de dosimètre du cristallin est basé sur la plus faible incertitude admissible donné par ce système. De ce fait, un facteur de calibration a été déterminé en procédant à l'irradiation des trois lots de six dosimètres frontaux chacun en terme de Hp(3) par la source de Cs-137(E=662keV), la qualité N80 ($\bar{E} = 65keV$) et la qualité N250 ($\bar{E} = 208keV$) du spectre étroit des RX, et ce, pour une valeur d'équivalent de dose de référence Hp(3)=3mSv (Tableau III.4).

La méthodologie de la calibration des dosimètres peut être décrite comme suit : des dosimètres frontaux sont positionnés sur le fantôme ORAMED cylindrique (Figure III.1) à une distance de 4m par rapport à la source de rayonnement et sont irradiés à une dose de référence de 3mSv. Dans le tableau III.5 ci-dessous s'illustre un résumé des paramètres d'irradiation et dans la figure III.14 représente le dispositif expérimental et la géométrie d'irradiation.

Tableau III. 5: les paramètres expérimentaux de la calibration

Source rayonnements	Débit de kerma \dot{K}_a^*	Distance (source- dosimètre) (m)	$h_{pk}(3,R,0)^{**}$ (Sv/Gy)	Temps d'irradiation	Dose délivrée Hp(3) (mSv)
Cs-137 E=662keV	1.81mGy/h	4	1.18	1h24min17s	3
N80 $\bar{E} = 65keV$ T=80kV	0.0150mGy/min	4	1.66	2h49s	3
N250 $\bar{E} = 208keV$ T=250kV	0.1063mGy/min	4	1.36	20min40s	3

* : Donner par LSED (CRNA)

** : Le coefficient de conversion du kerma à l'air libre en équivalent de dose du cristallin $H_p(3)$ pour la série de rayonnements R à une incidence $\alpha=0$ donné par R. Behrens 2012 [BEH12b]

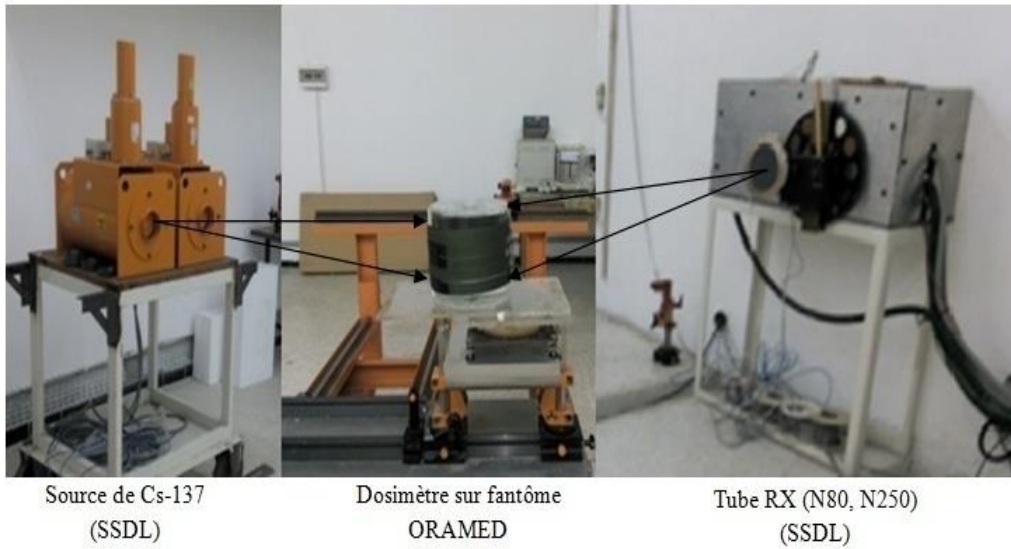


Figure III. 14: le dispositif expérimental et la géométrie de l'irradiation pour la calibration

Cependant, pour pouvoir choisir la source de référence de calibration pour notre système dosimétrique selon les exigences de la norme IEC 62387-2 [IEC20], une évaluation de l'incertitude élargie relative ($U_{relative}$) a été déterminée pour les différents facteurs de calibration. L'incertitude élargie selon la norme IEC 62387-2 [IEC20] est un intervalle, autour du résultat d'une mesure, dont on puisse s'attendre à ce qu'il comprenne une fraction élevée de la distribution des valeurs qui pourraient être attribuées raisonnablement à la grandeur à mesurer. Ce dernier (l'intervalle) est obtenu en calculant l'incertitude élargie de la moyenne des mesure avec la loi de *Student* (Equation III.7) et par la suite, on divise par rapport à la moyenne de la mesure (lecture) et ce, pour obtenir l'incertitude relative élargie selon la norme IEC62387-2 [IEC20] (Equation III.9).

$$U_{m,i} = \frac{t_{n-1}}{\sqrt{n}} * S \quad (III.7)$$

Où S est l'écart type pour le groupe spécifique de mesures

$$S = \sigma_{n-1} = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{n-1}^n (H_P(3)_{\text{évalué},i} - \overline{H_P(3)_{\text{évalué},i}})^2} \quad (\text{mSv}) \quad (III.8)$$

Ou t_{n-1} : facteur d'élargissement pour un niveau de confiance de 95 % (Voir l'annexe B) [IEC20] pour n mesures ou dosimètres.

$H_P(3)_i$: L'équivalent de dose du cristallin évalué pour chaque dosimètre i d'un lot de dosimètre

$\overline{H_P(3)_{\text{évalué},i}}$: L'équivalent de dose du cristallin moyen évalué pour un lot i de dosimètre choisi

D'où :

$$U_{relative} = \frac{U_{m,i}}{\overline{H_P(3)_{\text{évalué},i}}} \quad (III.9)$$

De ce fait, l'incertitude relative élargie du facteur de calibration (Relation III.6) peut être déterminé comme suit:

$$U_{N_0} = \frac{\Delta N_0}{N_0} = \sqrt{\left(\frac{\Delta H_p(3)_{référence}}{H_p(3)_{référence}}\right)^2 + \left(\frac{\Delta L_c}{L_c}\right)^2} \quad (\text{III.10})$$

Avec :

$\frac{\Delta H_p(3)_{référence}}{H_p(3)_{référence}}$: L'incertitude relative élargie sur l'équivalent de dose délivré de référence

$\frac{\Delta L_c}{L_c}$: L'incertitude relative élargie de lecture moyenne corrigée par rapport au bruit de fond et à la sensibilité individuelle des détecteurs.

En effet, l'équivalent de dose de référence $H_p(3)_{référence}$ qui doit être délivré pendant l'irradiation est en relation directe avec le débit de kerma (\dot{K}_a) de la source de rayonnement utilisée (Relation III.11), du facteur de conversion $h_{pk}(3, R, \alpha)$ en terme de Hp(3) ainsi que au temps d'irradiation (t_{irr}) et ce selon la relation III.12 ci-dessous.

$$\begin{cases} H_p(3)_{référence} = h_{pk}(3, R, \alpha) * K_a \\ K_a = \dot{K}_a * t_{irr} \end{cases} \quad (\text{III.11})$$

$$H_p(3)_{référence} = h_{pk}(3, R, \alpha) * \dot{K}_a * t_{irr} \quad (\text{III.12})$$

Ou $h_{pk}(3, R, \alpha)$: est le coefficient de conversion du kerma à l'air libre en équivalent de dose du cristallin $H_p(3)$ pour la série de rayonnements R à une incidence α donné par Behrens 2012

[BEH12b].

\dot{K}_a : Débit de kerma à l'air libre délivré par la source de rayonnements photonique choisie.

t_{irra} : Le temps d'irradiation

Par conséquent, l'incertitude élargie relative de l'équivalent de dose de référence délivré pour notre système dosimétrique (relation III.9) est déterminée par la loi de propagation d'incertitude appliquée sur la relation III.12 est donnée par l'équation III.13 ci-dessous.

$$\frac{\Delta H_p(3)_{référence}}{H_p(3)_{référence}} = \sqrt{\left(\frac{\Delta h_{pk}(3, R, \alpha)}{h_{pk}(3, R, \alpha)}\right)^2 + \left(\frac{\Delta t_{irr}}{t_{irr}}\right)^2 + \left(\frac{\Delta \dot{k}_a}{\dot{k}_a}\right)^2} \quad (\text{III.13})$$

D'où l'incertitude relative élargie du facteur de calibration est calculée par l'équation III.10 après avoir introduit la relation III.13, on aura :

$$U_{N_0} = \frac{\Delta N_0}{N_0} = \sqrt{\left(\frac{\Delta h_{pk}(3, R, \alpha)}{h_{pk}}\right)^2 + \left(\frac{\Delta t_{irr}}{t_{irr}}\right)^2 + \left(\frac{\Delta \dot{k}_a}{\dot{k}_a}\right)^2 + \left(\frac{\Delta L_c}{L_c}\right)^2} \quad (\text{III.14})$$

Où : $\left(\frac{\Delta h_{pk(3,R,\alpha)}}{h_{pk}}\right)$: L'incertitude relative élargie sur le facteur de conversion du kerma à l'air libre à

l'équivalent de dose du cristallin Hp(3) estimé à $\pm 2\%$ par la norme ISO4037-3(2019) [ISO19b].

$\left(\frac{\Delta t_{irr}}{t_{irr}}\right)$: L'incertitude relative élargie sur le temps d'irradiation estimé environ $\pm 1\%$ par le LSED

$\left(\frac{\Delta k_a}{k_a}\right)$: L'incertitude relative élargie sur le débit de kerma à l'air libre à 4m estimé à $\pm 0.84\%$ (Cs-137), $\pm 2.04\%$ (N250) et $\pm 1.60\%$ (N80) par LSED

$\left(\frac{\Delta L_c}{L_c}\right)$: L'incertitude relative élargie des lectures moyennes des dosimètres (6 dosimètre) corrigées par rapport au bruit de fond et à la sensibilité individuelle des détecteurs calculé par le rapport de l'incertitude élargie par la moyenne des lectures évaluées, selon la norme IEC 62387-2 [IEC20] par les équations III.7 ; III.9 et sont estimés de l'ordre de $\pm 2\%$ (N80, N250) à $\pm 4\%$ (Cs-137) [LAR21].

Une fois la lecture des dosimètres en terme de charge (nC) a été effectuée, l'équivalent de dose Hp(3) évalué par notre système dosimétrique peut être estimé en effectuant une correction des lectures par rapport à la sensibilité des détecteurs TLD utilisés et en introduisant le facteur de calibration déterminé pour la qualité de référence N80 du spectre étroit des RX. Pour cela, l'équivalent de dose au cristallin Hp(3) évalué peut être défini par la formule (III.15) ci-dessous.

$$H_p(3)_{\text{évalué},i} = (L_i - BF_i) * S_i * N_0 \quad (\text{mSv}) \quad (\text{III.15})$$

Avec :

L_i : La lecture individuelle des détecteurs utilisés (nC)

BF_i : Le Bruit de fond de chaque détecteur utilisé

s_i : La sensibilité individuelle des détecteurs utilisés.

N_0 : Le facteur de calibration du système dosimétrique.

III.2.3.3. Seuil de détection

La détermination du seuil de détection de notre système dosimétrique qui ne doit pas dépasser 0.2mSv selon les recommandations récente d'ORAMED [Van12] et 1mSv selon la norme ISO12794 [ISO00a] a été effectuée par la relation (III.16) [IEC91].

$$t(n, p) * \sigma + \overline{H_p(3)}_{\text{évalué}} \leq 0.2\text{mSv} \quad (\text{III.16})$$

Avec :

$t(n, p)$: représente le coefficient de student qui tient compte de nombre de mesure (n) ou de dosimètres et de la précision souhaitée, dans notre cas le nombre de mesure choisi est égal à 21 ce qui correspond à $t(n, p) = 2.09$ dans l'intervalle de confiance de 95% (Annexe B) [IEC20].

$\overline{H_p(3)}_{\text{évalué}}$: L'équivalent de dose moyenne évalué des dosimètres non irradiés en terme de Hp(3).

σ : représente la déviation standard des lectures de l'ensemble de dosimètre choisis.

III.2.3.4. Réponse énergétique

L'étude de la réponse énergétique de notre système dosimétrique du cristallin est basée sur les recommandations de la norme ISO12794 et ORAMED concernant la plage d'énergie moyenne obligatoire qui doit être entre 15keV à 3MeV et la gamme allant de 20keV-100keV proposé par ORAMED et ce, pour les rayonnements photoniques (Tableau III.9). De ce fait, l'étude de la dépendance énergétique de notre système dosimétrique du cristallin a été effectué pour le faisceau de RX « spectre étroit » des différentes qualités ainsi que la source photonique de Cs-137 (énergies : 33keV à 662keV) recommandé par les normes ISO4037-3[ISO19b], ISO-12794[ISO00] et IEC 62387-2 [IEC20] disponible au niveau de LSED tels que : N-40, N-60, N-80, N-100, N-120, N-150, N-200 et N-250 (Tableau III.6).

Pour les différentes énergies, nous avons procédé à l'irradiation du système dosimétrique en délivrant un équivalent de dose de référence de $H_p(3)=3mSv$, selon la norme IEC 62387-2 [IEC20] (Tableau III.4). Le temps d'irradiation a été déterminé pour chaque énergie en utilisant le facteur de conversion $h_{pk}(3, R, 0^\circ)$ (Sv/Gy) donné dans le tableau III.6.

Tableau III. 6: les conditions d'irradiation et les caractéristiques des différentes qualités RX ainsi que la source du Cs-137 utilisée

Qualité de rayonnement RX (ISO4037-3)	\bar{E} (keV)	Courant (mA)	$h_{kp}(3, R, 0)$ * (Sv/Gy)	\dot{K}_a (mGy/min)** (4m)	$H_p(3)$ délivrée (mSv)***
N40	33	5.00	1.28	0.017198409	3
N60	48	5.00	1.54	0.02857867	3
N80	65	5.00	1.66	0.015249832	3
N100	83	5.00	1.63	0.007184927	3
N120	100	5.00	1.58	0.007892838	3
N150	118	5.00	1.52	0.052432822	3
N200	164	5.00	1.42	0.018748745	3
N250	208	5.00	1.36	0.10916227	3
Cs-137	662	/	1.18	0.030166667	3

* : le coefficient de conversion du kerma à l'air libre en équivalent de dose du cristallin $H_p(3)$ pour la série de rayonnements R à une incidence 0° donné par R. Behrens 2012 [BEH12b].

** : l'incertitude sur le débit de kerma 5.2%. (k=2 facteur d'élargissement (95%)) (LSED)

*** : l'incertitude sur $H_p(3)$ délivrée est de 2.75%

Par ailleurs, pour la variation de la réponse énergétique dans la gamme étudiée allant de 33keV à 662keV (Tableau III.6), nous avons procédé en premier lieu à la détermination de l'équivalent de dose $H_p(3)$ évalué et qui représente la valeur de la grandeur d'intérêt obtenue en utilisant la relation III.15 pour chaque qualité des RX et la source de Cs-137. En deuxième lieu, la réponse énergétique définie par le rapport de la valeur évaluée par la valeur conventionnellement vraie délivré a été calculé par la relation III.17 [ISO00a ; IEC20] ci-dessous.

$$R = \frac{\overline{H_p(3)}_{\text{évalué},i}}{H_p(3)_{\text{délivré},i}} \quad (III.17)$$

La norme ISO12794 dans ses recommandations préconise que la réponse énergétique doit vérifier la relation (III.18) sur la gamme d'énergie [15keV-3MeV] [ISO00] avec une variation de $\pm 50\%$.

$$0.50 \leq \frac{\overline{Hp(3)}_{\text{évalué},i} \mp U_{m,i}}{Hp(3)_{\text{délivré}}} \leq 1.50 \quad (\text{III.18})$$

Avec :

$\overline{Hp(3)}_{\text{évalué},i}$: L'équivalent de dose moyen évalué pour les différentes énergies utilisées pour chaque lot de dosimètres.

$H_p(3)_{\text{délivré}}$: L'équivalent de dose délivré aux dosimètres pour les différentes énergies utilisées

$U_{m,i}$: L'incertitude élargie de la valeur moyenne de l'équivalent de dose au cristallin ($\overline{Hp(3)}_{\text{évalué},i}$) de chaque lot de dosimètres déterminé par la relation (III.15)

Par contre, l'ORAMED(2012) [VAN12] est plus exigeante et spécifique dans ses recommandations car elle préconise que la réponse énergétique doit vérifier la relation III.19 sur la même gamme d'énergie [15keV-3MeV] recommandé par ISO12794 avec une variation de $\pm 40\%$ [VAN12] et elle spécifié ses exigences à travers la relation III.20 sur la gamme d'énergie entre 20keV-100keV utilisée en radiologie et cardiologie interventionnelle (RI/CI) avec une variation de $\pm 30\%$. Vu l'absence d'une réglementation nationale dans ce domaine, on s'est référé à ces deux normes internationales (ISO 12794 ; ORAMED (2012)).

$$0.60 \leq \frac{\overline{Hp(3)}_{\text{évalué},i} \mp U_{m,i}}{Hp(3)_{\text{délivré}}} \leq 1.40 \quad (\text{III.19})$$

$$0.70 \leq \frac{\overline{Hp(3)}_{\text{évalué},i} \mp U_{m,i}}{Hp(3)_{\text{délivré}}} \leq 1.30 \quad (\text{III.20})$$

III.2.3.5. Réponse angulaire

La dépendance angulaire de la réponse de notre système dosimétrique (frontal) a été déterminée pour cinq angles d'incidence 0° , $\pm 20^\circ$, $\pm 40^\circ$, $\pm 60^\circ$, $\pm 75^\circ$ respectivement pour la qualité N-80 du spectre étroit des RX d'énergie moyenne (60 ± 5) keV [ISO00, VAN12] et ce, selon la norme ISO12794 et la recommandation de l'ORAMED. La valeur moyenne de l'équivalent de dose du cristallin évaluée aux angles d'incidence de $\pm 20^\circ$, $\pm 40^\circ$, $\pm 60^\circ$ ne doit pas différer de la valeur d'équivalent de dose évaluée correspondant à l'incidence normale prise comme référence de plus de $\pm 15\%$ ceci, peut se traduire par la relation III.21 pour les angles allons de 0° à 60° [ISO00 ; VAN12] et de $\pm 30\%$ (Relation III.22) pour les angles allons de 0° à 75° et ce, selon les recommandations d' ORAMED 2012 [VAN12]. Dans notre travail les deux recommandations ont été vérifiées.

$$0.85 \leq \frac{\overline{Hp(3)}_{\text{évalué},i}}{\overline{Hp(3)}_{\text{évalué},\text{référence}(0^\circ)}} \mp U_{\text{combinée}} \leq 1.15 \quad (\text{III.21})$$

$$0.70 \leq \frac{\overline{Hp(3)}_{\text{évalué},i}}{\overline{Hp(3)}_{\text{évalué},\text{référence}(0^\circ)}} \mp U_{\text{combinée}} \leq 1.30 \quad (\text{III.22})$$

Avec :

$U_{\text{combinée}}$: L'incertitude élargie combinée [IEC20] calculée par la relation III.23 (Annexe B)

$$U_{\text{Combinée}} = \frac{\overline{Hp(3)}_{\text{évalué},i}}{\overline{Hp(3)}_{\text{évalué},\text{référence}(0^\circ)}} \sqrt{\left[\frac{U_{\text{relative}}(\overline{Hp(3)}_{\text{évalué},i})}{\overline{Hp(3)}_{\text{évalué},i}} \right]^2 + \left[\frac{U_{\text{relative}}(\overline{Hp(3)}_{\text{évalué},\text{référence}(0^\circ)})}{\overline{Hp(3)}_{\text{évalué},\text{référence}(0^\circ)}} \right]^2} \quad (\text{III.23})$$

Avec : U_{relative} est l'incertitude relative élargie (voir la relation III.9)

La disposition du système dosimétrique et la géométrie des irradiations sont représentées dans la figure. III.15.

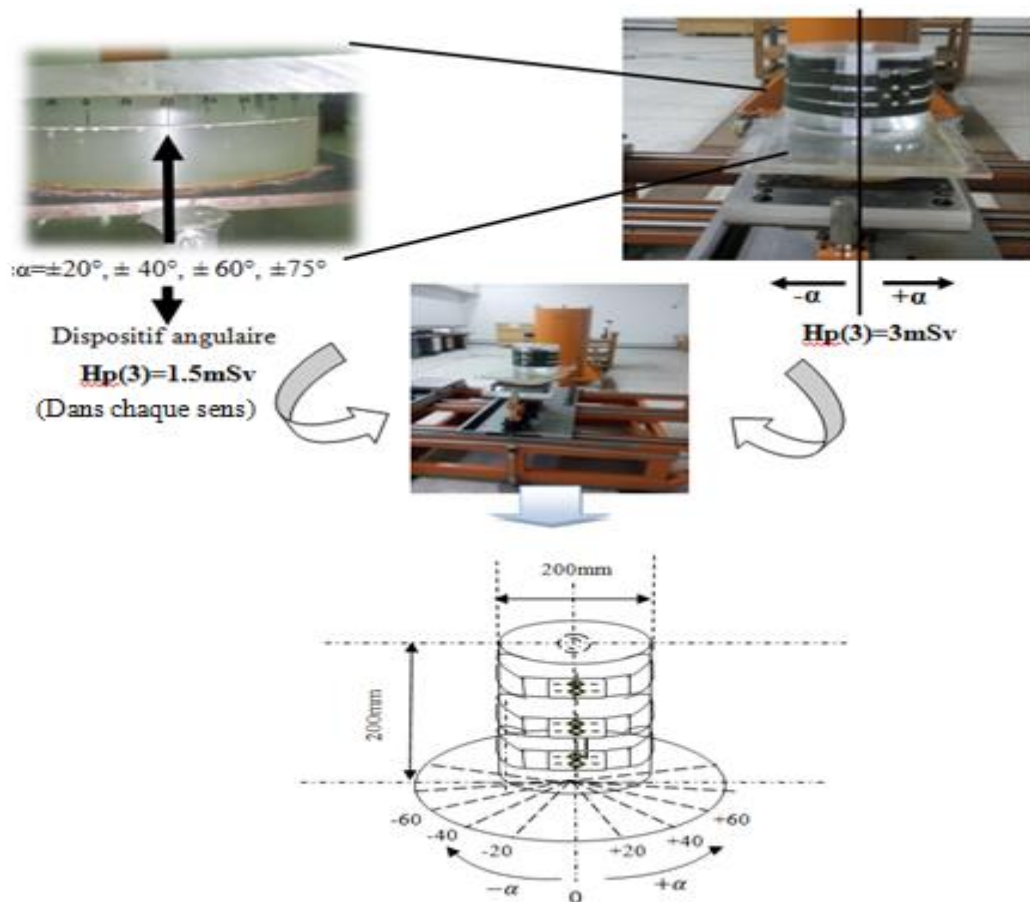


Figure III. 15: le dispositif expérimental angulaire d'irradiation à RX et la géométrie d'irradiation

Afin de communiquer à ces dosimètres frontaux un équivalent de dose $Hp(3) = 3\text{mSv}$ pour ces différents angles, les irradiations ont été effectuées sur le fantôme ORMED à l'aide du dispositif expérimental illustré dans la figure III.15. Par ailleurs, à chaque irradiation, trois dosimètres frontaux sont placés sur le fantôme comme le montre la figure III.15 et tous les dosimètres sont irradiés en termes de $Hp(3)$. Pour l'essai de la dépendance angulaire, les irradiations ont été réalisées en faisant

tourner l'ensemble dosimètre-fantôme par rapport à deux axes perpendiculaires parallèles à la direction de référence et passant par le point de référence du dosimètre central comme il est recommandé par l'ISO 4037-3[ISO19b]. A chaque angle, le temps d'irradiation (t) a été réalisé en deux étapes (- α (t/2) et + α (t/2)) (Tableau III.7) et ce, en délivrant une dose de 1.5mSv de chaque sens. Le temps d'irradiation a été déterminé pour chaque angle en utilisant le facteur de conversion $h_{pk}(3, R, \alpha)$ (Sv/Gy) illustré dans le tableau III.7.

Tableau III. 7: les conditions d'irradiation de l'étude angulaire du système dosimétrique frontal du cristallin

N-80 $\bar{E} = 65 keV$	Débit de kerma : (15.25 μ Gy/min \pm 1.60%)		Distance (S - D) : 4m	Courant (mA) :5.2mA Tension: 80kV
	$h_{pk}(3, R, \alpha)$ (Sv/Gy)		Temps d'irradiation (h, min,s)	Hp(3) délivré (mSv)
0°	1.66	[BEH12b]	1h58min30s	3mSv
$\pm 20^\circ$	1.659	[BOR11a]	59min17.38s	3mSv
$\pm 40^\circ$	1.61	[BEH12b] (Extrapolation)	61min5.65s	3mSv
$\pm 60^\circ$	1.54	[BEH12b]	63min52.23s	3mSv
	1.546	[BOR11a]	63min37.36	
$\pm 75^\circ$	1.42	[BOR11a] [BEH12b]	69 min 5.65s	3mSv

III.2.3.6. Réponse en dose

La réponse en dose du système dosimétrique a été étudiée pour deux sources de rayonnements à savoir : la qualité N80 ($\bar{E} = 65keV$) du spectre étroit des RX et la source du Cs-137 (E=662keV). Cependant, l'ensemble des équivalents de doses qui ont été utilisés noté (ω) sont respectivement : 0.2mSv, 0.5mSv, 1mSv, 3mSv, 6mSv et 10mSv pour la qualité N80 et 0.2 mSv, 0.84 mSv, 1 mSv, 1.67 mSv, 3 mSv, 6 mSv, 10 mSv et 16.67 mSv pour la source du Cs-137 et ce conformément aux conditions normales d'essais recommandées par la norme IEC 62387(2020) [IEC20], les propositions de ORAMED 2012 [VAN12] ainsi que les recommandations de ISO 12794 [ISO00]. Pour cette présente étude cinq (05) dosimètres frontaux ont été utilisés dans chaque irradiation.

Les irradiations ont été effectuées en terme de Hp(3) sur fantôme cylindrique ORAMED (Figure III.1) à différentes équivalent de doses à une distance de 04 mètre pour l'incidence normale. Les équivalents de doses communiqués correspondants sont déterminés en appliquant le facteur de conversion $h_{pk}(3,R,0^\circ)$ de 1.66 Sv/Gy pour la qualité N80 (Tableau III.7)et $h_{pk}(3,R,0^\circ) = 1.18$ Sv/Gy pour la source du Cs-137 (Tableau III.5) [BEH12b].

Par définition, une bonne linéarité de la réponse d'un dosimètre dans une gamme de dose spécifique, implique une précision maximale concernant les mesures dans cette gamme. De ce fait, la norme ISO12794 [ISO00] et ORAMED 2012 [VAN12] préconisent que sur la gamme des doses [1mSv-

1Sv], [0.2mSv-1Sv] respectivement, la réponse d'un système dosimétrique passif pour le cristallin ne doit pas varier de plus de 10 % et vérifiée la relation III.24.

$$0.90 \leq \frac{\overline{Hp(3)}_{\text{évalué},i} \mp U_{m,i}}{Hp(3)_{\text{délivré},i}} \leq 1.10 \quad (\text{III.24})$$

III.2.3.7. Effet de la perte d'information (fading)

La stabilité de l'information dans le temps, est une caractéristique importante dans le choix d'un dosimètre pour une utilisation bien spécifique, en particulier en radioprotection du personnel. L'utilisation des dosimètres cristallins pour la surveillance sur une période de temps allant de 15 à 30 jours nécessite une estimation de perte d'information et de la restitution de toute l'information enregistrée. A cet effet, il peut être estimé par la relation (III.25) [LAR10].

$$K_{\text{Fading}} = \frac{\overline{L(J)}}{\overline{L(J_0)}} \quad (\text{III.25})$$

$\overline{L(J)}$: représente les lectures moyennes du lot irradié à la dose durant la date d'évaluation J

$\overline{L(J_0)}$: représente les lectures moyennes du lot lus à la date d'irradiation J_0 .

L'étude de l'effet de fading a été réalisée en irradiant en terme de Hp (3), quatre lots de cinq (05) dosimètres chacun le même jour, à l'équivalent de dose de 10mSv en moyenne de la source photonique du Cs-137. Les lots des dosimètres cristallins ont été gardés à température ambiante, leurs lectures sont effectuées à des intervalles de temps différents. La lecture du premier lot a été effectuée le jour d'irradiation (J_0) par contre les trois autres lots ont été évalués à des intervalles de temps allant de J = 77 jours, 91 jours et 98 jours après irradiation. Le facteur k_{fading} a été calculé en comparant la lecture moyenne ($L(nC)$) des différents lots par rapports à la lecture moyenne du premier lot évalué le jour d'irradiation J_0 (Relation III.25).

Enfin, la Commission Internationale de Protection Radiologique (CIPR) a formulé une recommandation concernant l'incertitude en dosimétrie professionnelle. A cette effet, elle préconise que l'incertitude globale à un niveau de confiance de 95 % dans l'estimation de la dose autour de la limite de dose pertinente peut bien être à un facteur de 1,5 pour les photons en formant une courbe trompette (trump curve) [ICR97]. Cette courbe a été par la suite adoptées par l'Organisation internationale de normalisation pour le rayonnement photonique [ISO00 ; BEH10].

A ce titre, la courbe en trompette limite la réponse d'un système dosimétrique (Relation III.17). De ce fait, les résultats obtenus de la caractérisation de notre système dosimétrique du cristallin ont été analysés selon les recommandations de la norme ISO 14146[ISO19] en utilisant la courbe trompette qui a été tracée sur la base de la relation III.26 [ISO19].

$$\frac{1}{F} \left(1 - \frac{2Hp(3)_0}{Hp(3)_0 + Hp(3)_c} \right) \leq \frac{\overline{Hp(3)}_{\text{évalué},i}}{Hp(3)_{\text{délivré},i}} \leq F \left(1 + \frac{Hp(3)_0}{2Hp(3)_0 + Hp(3)_c} \right) \quad (\text{III.26})$$

Avec :

$H_p(3)_c$: est la grandeur conventionnelle vrais délivré,

$F=1,5$: une constante donné selon les recommandations du rapport ICRP publication 75 [ICR97]

$H_p(3)_0$: La limite inférieure de la plage de doses pour lequel le système a été approuvé, a été choisi égal à 0,3 mSv selon la norme ISO 14146 [ISO19 ; CLA18].

III.2.4. Exigences et tests de performances

Les exigences de performance pour le système dosimétrique du cristallin en terme de $H_p(3)$ ont été effectuées également selon la norme IEC 62387-2 (2020) et la méthodologie adoptée dans cette partie de notre travail est la suivante:

III.2.4.1. Détermination des coefficients de variation et vérification des tests de la non-linéarité

En vue d'étudier les fluctuations statistiques des valeurs évaluées par notre dosimètre du cristallin tout en satisfaisant les exigences de la norme IEC62387-2 [IEC20] on doit donc vérifier les exigences de performance résumées dans le tableau III.8 ci- dessous.

Tableau III. 8: les tests de performances et limites des exigences de performances de la norme IEC62387-2 sur le coefficient de variation pour les dosimètres mesurant $H_p(3)$ [IEC20]

Coefficient de variation	Domaine obligatoire de mesure	Les limites des exigences de performances de l'IEC62387-2 sur le coefficient de variation
	$H_p(3)_i < 0.3mSv$	15%
	$0.3mSv \leq H_p(3)_i < 3.3mSv$	$\left(16 - \frac{H_p(3)_i}{0.3} mSv\right) \%$
	$H_p(3)_i \geq 3.3mSv$	5%

$H_p(3)_i$: l'équivalent de dose du cristallin étudié

Les sources de rayonnements utilisées dans l'étude des coefficients de variation sont la qualité N80 et la source du Cs-137. Par ailleurs, On a choisi le nombre de dosimètre ($n=5$) pour l'étendue de mesure des équivalents de doses étudiées lors de la réponse en dose $H_p(3)_i = \omega = 0.2, 0.5, 1, 3, 6, 10$ et $0.2, 0.84, 1.67, 3, 6, 10$ et $16.67mSv$ respectivement pour lesquelles on a calculé l'équivalent de dose moyen $\bar{H}_p(3)_i$, l'écart type σ_i correspondant ainsi que le coefficient de variation γ tel qu'il est défini par la norme IEC 62387-2 [IEC20] et traduit par la relation III. 27 ci-dessous.

$$\gamma = \frac{\sigma_i}{\bar{H}_p(3)_i} = \frac{1}{\bar{H}_p(3)_i} \sqrt{\frac{1}{(n-1)} \sum_{i=1}^n (H_p(3)_{\text{évalué},i} - \bar{H}_p(3)_i)^2} \quad (\text{III.27})$$

Ou :

$H_p(3)_{\text{évalué},i}$: L'équivalent de dose du cristallin évalué pour chaque dosimètre i d'un lot de dosimètre

$\bar{H}_p(3)_{\text{évalué},i}$: L'équivalent de dose du cristallin évalué moyen pour un lot de dosimètre i choisi

L'étude du coefficient de variation doit être réalisée conjointement avec l'essai concernant la non-linéarité de la réponse à travers la vérification des deux tests.

Dans le but de pouvoir vérifier les tests de satisfactions aux exigences de la norme IEC62378-2 [IEC20] concernant la non-linéarité, on a pris $\omega-2$ équivalents de doses par rapport à l'ensemble des valeurs des doses (ω) choisi dans notre travail pour lesquels on a mis en évidence le 1^{er} test qui consiste à vérifier la relation (III.28) ci-dessous :

$$\gamma < C_1. \text{ Limite d'exigence de IEC 62378} - 2 \quad (\text{III.28})$$

Cependant, le deuxième test concernant les deux valeurs d'équivalent de dose qui sont écartées dans le test précédent qui ne doivent pas être adjacentes en vérifiant la relation (III.29) ci-dessous :

$$\gamma < C_2. \text{ Limite d'exigence de IEC 62378} - 2 \quad (\text{III.29})$$

Avec C_1 et C_2 sont des constantes tabulées données par la norme IEC62387-2 [IEC20] (voir l'Annexe C) et les limites d'exigences de performances de l'IEC62378-2 sur les coefficients de variation sont données dans le tableau III.8.

III.2.4.2. Étude de la réponse relative due à la non-linéarité

La réponse relative due à la non-linéarité pour le domaine de mesure obligatoire exigé par la norme IEC 62387-2 [IEC20] : $0.3\text{mSv} \leq H_p(3) \leq 1\text{Sv}$, la variation de la réponse due à la non-linéarité de l'équivalent de dose doit être de -13% à +18% et cela se traduit par la validation de l'inégalité (III.30) ci-dessous et ce, pour chaque groupe choisi de dosimètres (5 dosimètres).

$$r_{\min} - U_{C,\text{composée}} \leq \left(\frac{\bar{H}_p(3)_{\text{évalué},i}}{\bar{H}_p(3)_{\text{évalué},\text{référence}}} \mp U_{\text{combinée}} \right) \cdot \frac{H_p(3)_{\text{délivré},\text{référence}}}{H_p(3)_{\text{délivré},i}} \leq r_{\max} + U_{C,\text{composée}} \quad (\text{III.30})$$

Avec :

$r_{\min} = 0.71$, $r_{\max} = 1.67$ qui représente la valeur de la réponse relative maximale et minimale autorisée par la norme IEC62387-2.

$H_p(3)_{\text{délivré},i}$: La valeur conventionnelle vraie de l'équivalent de dose du cristallin délivré pour un groupe i de dosimètres.

$H_p(3)_{\text{délivré},\text{référence}}$: La valeur conventionnelle vraie de l'équivalent de dose du cristallin délivrée de référence.

$\bar{H}_p(3)_{\text{évalué},i}$: La valeur évaluée moyenne de l'équivalent de dose des dosimètres du groupe i .

$\bar{H}_p(3)_{\text{évalué},\text{référence}}$: La valeur évaluée moyenne d'équivalent de dose de référence des dosimètres du groupe i de référence.

$U_{\text{combinée}}$: L'incertitude élargie combinée de $\frac{\bar{H}_p(3)_{\text{évalué},i}}{\bar{H}_p(3)_{\text{évalué},\text{réf}}}$ calculé selon la norme IEC 62387-2 (2020) [IEC20] par la relation III.23 donnée précédemment.

$U_{C,\text{com}}$: L'incertitude relative élargie composée de $\frac{H_p(3)_{\text{délivré},\text{réf}}}{H_p(3)_{\text{délivré},i}}$ calculé selon la norme IEC 62387-2 (2020) [IEC20] par la relation III.31 ci-dessous.

$$U_{c,composée} = \sqrt{U_{c,rel,ref}^2 + U_{c,rel,i}^2} \quad (III.31)$$

Avec les incertitudes relatives élargies $U_{c,rel,ref}$ et $U_{c,rel,i}$ des valeurs conventionnelle vraies respectivement de $H_p(3)_{délivré,ref}$ et $H_p(3)_{délivré,i}$ pour les différentes qualités de rayonnement, qui doit être inférieure à 8% pour un intervalle de confiance de 95% déterminer par le laboratoire d'essai [IEC20]. Dans notre travail, les incertitudes relatives élargies $U_{c,rel,ref}$, $U_{c,rel,i}$ pour l'ensemble des qualités du spectre étroit des RX a été majoré à 5.2%.

Cependant, la norme IEC 62387-2 (2020) a défini la réponse relative « r » par le rapport de la réponse **R** (relation III.17) sur la réponse de référence **R₀** [IEC20] qui va être déterminée par la relation III.32 ci-dessous.

$$r = \frac{R}{R_0} \text{ avec } R_0 = \frac{\bar{H}_p(3)_{évalué,ref}}{H_p(3)_{délivré,ref}} \quad (III.32)$$

Avec :

R₀ : est la réponse pour une valeur d'équivalent de dose délivré de référence, ($H_p(3)_{délivré,ref}$), de la valeur moyenne de l'équivalent de dose évaluée ($\bar{H}_p(3)_{évalué,ref}$) dans les conditions de référence.

$\bar{H}_p(3)_{évalué,ref}$: est la valeur indiquée moyenne ou évaluée par le dosimètre dans les conditions de référence.

Par ailleurs, les sources de rayonnement utilisées dans cette étude sont les mêmes que celles utilisées dans le coefficient de variation et les tests de la non-linéarité à savoir : la qualité N80 et la source photonique du Cs-137.

De ce fait, la relation III.30 va nous permettre de vérifier l'exigence de la norme IEC62387-2 pour la réponse en dose relative due à la non linéarité.

III.2.4.3. Étude de la réponse relative due à la modification de l'énergie moyenne du rayonnement photonique et à l'angle d'incidence

L'étude de la réponse due à la modification de l'énergie moyenne du rayonnement photonique dans le domaine d'énergie obligatoire qui est de 30 keV à 1.25MeV qui ne doit pas dépasser les valeurs de $r_{min}=0.71$ à $r_{max}=1.67$ ce qui constitue l'exigence de performance pour la plage assignée (Tableau III.9). De plus, cette exigence se traduit alors par la validation de l'inégalité (III.30) pour chaque qualité de rayonnement utilisé (Tableau III.6) et ce, selon la norme IEC62387-2 [IEC20].

Dans ce présent travail, l'étude de la réponse relative due à la modification de l'énergie moyenne du rayonnement photonique à été réalisée pour l'ensemble des énergies étudiées [33keV-662keV] (Réponse énergétique) et ce, pour l'incidence normale (0°). Par contre, l'étude de la réponse relative due à la modification de l'angle d'incidence à été effectuée seulement pour l'énergie de 65keV (N80) avec les angulations $\pm 20^\circ$; $\pm 40^\circ$; $\pm 60^\circ$; $\pm 75^\circ$ dans l'étude de l'isotropie de notre système dosimétrique du cristallin (& III.2.3.5).

Ainsi, la qualité N80 (65keV) a été sélectionnée comme source de référence pour la calibration de notre système dosimétrique et que les normes ORAMED et ISO12794 préconisent cette énergie pour l'étude de la réponse angulaire de tous systèmes dosimétrique passifs pour le cristallin (Tableau III.9). De plus, cette énergie (65keV) est généralement la plus utilisée en radiologie interventionnelle.

Cependant, dans le tableau III.9 ci-dessous notre méthodologie adoptée concernant l'ensemble des prescriptions de bon fonctionnement et les exigences de performance de notre système dosimétrique du cristallin selon les normes internationales ISO 12794 [ISO00], IEC 62387-2[IEC20] ainsi que les propositions de ORAMED 2012 [VAN12] pour la cardiologie et le diagnostique a été résumé.

Tableau III. 9: les recommandations des prescriptions de bon fonctionnement et les exigences de performances pour le système dosimétrique du cristallin [ISO00; VAN12; IEC20]

Grandeurs d'influence	Les prescriptions de fonctionnement		Les limites des exigences de performances
	ORAMED 2012 Proposition Cardiologie/ diagnostique	ISO 12794(2000)	IEC 62387-2(2020)
Type de détecteur et type de dosimètre	Tous système passif pour Le cristallin	TLD, Extrémité et cristallin Hp(0.07) et Hp(3)	Tous systèmes dosimétriques passifs Cristallin Hp(3)
Energie du rayonnement photonique	15keV à 3Mev $0.6 \leq \text{Réponse} \leq 1.4$ 20keV à 100keV $0.7 \leq \text{Réponse} \leq 1.3$	15keV à 3Mev $0.5 \leq \text{Réponse} \leq 1.5$	<ul style="list-style-type: none"> • Plage d'énergie moyenne obligatoire : 30 keV à 250keV • Plage d'énergie moyenne maximale d'essai : 8keV à 7MeV • Réponse relative due à la modification l'énergie des rayonnements photoniques sur la plage obligatoire : 30keV-1.25MeV $r_{min} = 0.71 \leq r \leq 1.67 = r_{max}$
Angle d'incidence	Energie (60±5) keV $0.85 \leq \text{Réponse} \leq 1.15$ (0° à 60°) $0.7 \leq \text{Réponse} \leq 1.3$ (0° à 75°)	Energie (60±5) keV 0° à 60° $0.85 \leq \text{Réponse} \leq 1.15$	Réponse relative due à la modification de l'énergie des rayonnements photoniques et à l'angle d'incidence sur la plage obligatoire : 30keV-1.25MeV 0° à 60° $0.71 \leq r \leq 1.67$
Seuil de détection	0.2mSv	1mSv	/
Linéarité	0.2mSv à 1Sv $0.9 \leq \text{Réponse} \leq 1.1$	1mSv à 1Sv $0.9 \leq \text{Réponse} \leq 1.1$	La réponse relative due à la non –linéarité $0.3mSv \leq H_p(3) \leq 1Sv$ -13% à +18%
Coefficient de variation		Reproductibilité 10% Homogénéité 15%	$H_p(3)_i < 0.3mSv$: 15% $0.3mSv \leq H_p(3)_i < 3.3mSv$: $(16 - \frac{H_p(3)_i}{0.3} mSv) \%$ $H_p(3)_i \geq 3.3 mSv$: 5%

III.2.5. Étude pilote de poste de travail

III.2.5.1. Quantification de rayonnement diffusé et étude des paramètres techniques d'influence sur la dose du cristallin en radiologie interventionnelle

La quantification de l'impact des rayonnements ionisants sur les organes non protégés en particulier le cristallin se base dans ce présent travail sur la mesure des rayonnements diffusés à travers l'évaluation de débit d'équivalent de dose d'ambiance et ce, autour d'un fantôme plaque en PMMA équivalent patient on utilisant le tube RX industriel du laboratoire LSED (CRNA).

Cette étude a été effectuée pour deux qualités N-150 ($\bar{E}= 118\text{keV}$) et N100 ($\bar{E}= 83\text{keV}$) du spectre étroit des RX. De ce fait, l'évaluation de l'influence de quelques paramètres techniques sur la dose que doivent recevoir les opérateurs en radiologie interventionnelle a été réalisée à savoir :

- a. L'épaisseur du fantôme.
- b. La distance fantôme –opérateur (radiomètre).
- c. La distance tube rayon X- fantôme.
- d. L'orientation angulaire du tube par rapport au fantôme (type de procédures).

Le débit d'équivalent de dose d'ambiance $\dot{H}^*(10)$ a été mesuré pour l'incidence normale correspondant à la projection antérieur-postérieur (AP) en radiologie interventionnelle c'est-à-dire que le tube RX irradie le fantôme plaque perpendiculairement et que le radiamètre est positionné normalement au fantôme en faisant varier l'épaisseur du patient (10,18, 23cm), la distance entre le tube RX - le fantôme (50, 60, 80cm) ainsi que la distance entre le fantôme et le radiamètre qui représente l'opérateur en radiologie interventionnelle (50, 80, 100cm) (Figure III.16(a)).

Dans la partie d'étude angulaire (Figure III.16(b)) on s'est intéressé à l'influence des projections angulaires (30°, 45°, 60°, 90°) du tube RX sur la variation des débits d'équivalents de doses d'ambiance autour du fantôme équivalent l'abdomen du patient. A ce titre, la qualité N-100 de tension 100 kV et d'énergie moyenne $E_{\text{moy}}=83\text{keV}$ du spectre étroit des RX a été utilisée. Le choix de cette qualité des rayons X est basé sur le fait que la gamme de tension fréquemment utilisée en cardiologie et radiologie interventionnelle varie de 60 à 110 kV [BOR11a]. A cet effet, notre étude consiste en la mesure de débit d'équivalent de dose d'ambiance $\dot{H}^*(10)$ pour des angles choisis par rapport à leurs utilisations clinique à savoir : la projection antérieure- postérieur (AP), ainsi que la projection oblique antérieure droite (RAO) à des angles de 30°, 45°, 60° et la projection latérale droite RLAT à l'angle 90° (voir la figure III.17). Concernant les paramètres utilisés dans cette étude angulaire sont illustrés dans le tableau III.10 ci-dessous.

Il y a lieu de signaler qu'une rotation d'un angle de 90° est nécessaire pour notre montage en laboratoire pour simuler des cas cliniques en radiologie et cardiologie interventionnelle.

Tableau III. 10: résumé des paramètres de mesure pour la quantification du rayonnement diffusé

Tension (kV)	Distance tube RX-Fantôme (cm)	Distance Fantôme-Radiomètre (cm)	L'angulation (°)	L'épaisseur du fantôme (cm)
100	50	50	0(AP)*	10
	80		30(RAO30°)*	
150	60	80	45(RAO45°)*	18
		80	60(RAO60°)*	20
			100	

* : projections du faisceau en radiologie interventionnelle

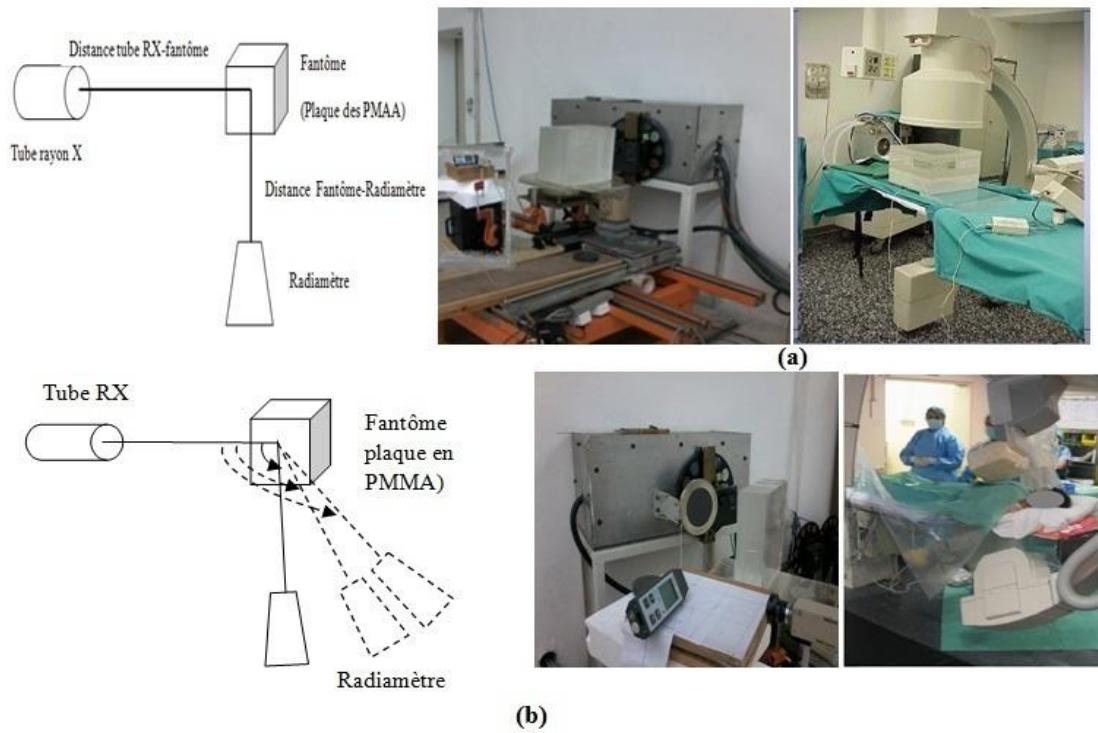


Figure III. 16: (a): dispositif de mesure pour l'incidence normale ; (b): l'incidence angulaire pour les qualités RX N100; N150

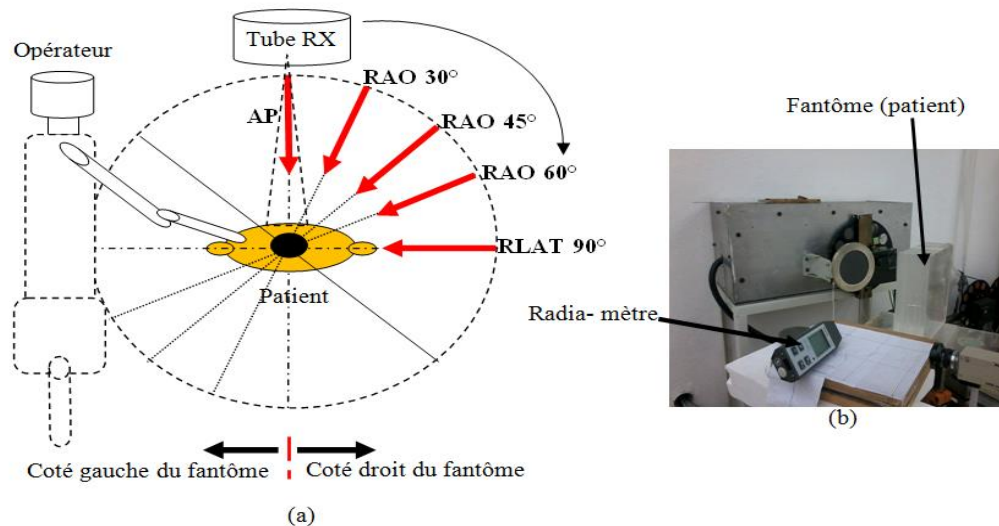


Figure III. 17: (a) : représentation schématique du dispositif expérimental de l'étude angulaire par rapport aux cas cliniques en RI et/ou CI. RAO : projection oblique antérieure droit (30°,45°,60°) ; RLAT : Latérale droit (90°) ; (b) : la géométrie d'irradiation en laboratoire LSED (CRNA)

III.2.5.2. Surveillance radiologique du cristallin au niveau du bloc opératoire du service d'orthopédie de CHU DOUERA(Hanafi).

Dans la réglementation Algérienne, la limite de dose pour le cristallin en situation d'exposition programmée est de 150mSv par an [DEC05]. La surveillance du cristallin est recommandée après une étude de poste de travail. Cette dernière doit fournir des informations sur le type de rayonnement auquel le travailleur est exposé.

Pour chaque type de rayonnement, il y a trois principaux facteurs d'impact qui doivent être pris en compte dans le contrôle de la dose au cristallin : l'énergie et l'angle du rayonnement incident, la géométrie du champ de rayonnement qui peut changer au cours de la période de surveillance et l'utilisation d'équipements de protection individuelle [VAN12 ; BOR11a]. Cependant, il faut être conscient que les champs de rayonnements sur le lieu de travail ne sont pas toujours connus à l'avance. Cette étude est basée sur les recommandations de la norme ISO 15382 (2015) [ISO15]. La surveillance radiologique du cristallin a été réalisée au niveau de bloc opératoire du service d'orthopédie de CHU de DOUERA sur trois périodes de mesure mensuelle. Par ailleurs, il y a lieu de signaler que cette étude est la première en Algérie car notre dosimètre du cristallin est le premier dosimètre qui a été étalonné en terme de grandeurs opérationnelle Hp(3). De ce fait, dans cette présente étude pilote, la surveillance de la dose du cristallin est effectuée à l'aide de notre dosimètre du cristallin à base de TLD700 présenté dans la figure III.3(d). La dose mesurée par notre dosimètre cristallin par la suite est comparée à l'équivalent de dose Hp(10) corps entier enregistré par le service de dosimétrie en utilisant un dosimètre OSL porté sur le côté gauche du thorax sous un tablier de plomb de 0,5 cm d'épaisseur.

Dans la méthodologie adoptée, la connaissance de nombre de procédure ou la technique d'irradiation utilisée soit la radioscopie et/ou radiographie ainsi que le nombre de présence des opérateurs en bloc opératoire pendant la période de surveillance, représente des paramètres très importants lors de l'interprétation des résultats. De ce fait, pour l'étude du poste de travail, une fiche d'information a été

élaborée en collaboration avec le médecin de travail et après accord du chef de service d'orthopédie (CHU Douera). Cette dernière a été distribuée au personnel médical sélectionné à savoir : l'anesthésiste et le chirurgien afin de recueillir des informations sur la charge et l'organisation du travail dans ce service (voir annexe D).

L'information la plus importante est liée à la position de chaque opérateur vis-à-vis de la source de rayonnement et du patient qui représente la principale source d'exposition du personnel médical en raison des rayonnements diffusés. Certains paramètres physiques liés à l'équipement (tension, énergie...etc.), au nombre d'actes (radiographie ou fluoroscopie) et à l'utilisation ou non d'équipements de protection sont également rapportés.

Concernant, le planning de travail des opérateurs dans ce service d'orthopédie est établi pour des équipes composées d'un chirurgien, d'un anesthésiste, d'un radiologue et d'un instrumentiste, d'un ou deux assistants chirurgiens et résidents en orthopédie est établi chaque semaine et le chirurgien n'est programmé qu'une seule fois par semaine. Une unité mobile correspondant à un tube à rayons X dont la tension varie entre 40 kV (33 keV) à 80 kV (65 keV) avec une filtration de 2mm Al (aluminium) est utilisée dans ce service (Figure III.19).



Figure III. 18: le tube RX de type Radius DIM mobile utilisé dans le bloc opératoire du service d'orthopédie (Hanafi) du Centre Hospitalo-Universitaire (CHU) de Douera d'Alger

Par ailleurs, l'étude des fiches d'information remplies par les opérateurs choisis ont montré que les anesthésistes sont principalement placés du côté gauche ou du côté de la tête du patient et la position des chirurgiens dépend du type d'intervention (à la fois côté gauche et côté droit). Il est important de noter que la charge de travail des chirurgiens est généralement d'une à cinq interventions par jour. Tandis que, l'anesthésiste reste généralement dans la salle d'intervention uniquement quand il s'agit des sujets jeunes (enfants).

Ainsi, l'organisation de la radioprotection dans ce service, en l'absence de tout équipement de protection pour le cristallin est basée sur la réduction du temps et de la distance pour réduire

l'exposition du personnel. Enfin, il est important de noter que le personnel de ce service est surveillé trimestriellement par un dosimètre corps entier, à luminescence stimulée optiquement (OSL) afin d'évaluer l'équivalent de dose Hp(10) corps entier des photons.

Pendant la période d'utilisation, les dosimètres du cristallin sont rangés dans une boîte à l'intérieur de laquelle on a introduit un dosimètre témoin afin d'estimer le bruit de fond. Ce dernier est systématiquement retranché de chaque lecture de dose. Les lectures et la préparation des dosimètres du cristallin s'effectuent au niveau du laboratoire de dosimétrie des rayonnements ionisants du CRNA où des précautions particulières sont prises pour la manipulation des détecteurs TLD à l'aide d'une pince ou un aspirateur afin d'éviter toute perte de détecteurs ou toute influence extérieure sur les lectures.

CHAPITRE IV

**RESULTATS EXPERIMENTAUX ET
INTERPRETATIONS**

CHAPITRE IV. RESULTATS EXPERIMENTAUX ET INTERPRETATIONS

Dans ce chapitre nous allons présenter tous les résultats de la caractérisation et des tests de performances ainsi que ceux de l'étude pilote du poste de travail.

IV.1. RÉSULTATS DE LA CARACTÉRISATION ET LA CALIBRATION DES DOSIMETRES DU CRISTALLIN

IV.1.1. Résultats des tests de reproductibilités et d'homogénéités des détecteurs LiF:Mg ; Ti (TLD-700)

A titre indicatif, nous avons présenté dans le tableau IV.1 ci-dessous les résultats des trois irradiations successives de quelques détecteurs (Figure III.13). La première colonne de ce tableau reporte le code du détecteur. Dans les colonnes 2, 3 et 4 sont représentés les résultats de chaque irradiation qui correspondent à l'intensité lumineuse maximum émise, par chaque détecteur dans la région d'intérêt après chaque irradiation, à laquelle on a retranché le bruit de fond. Par contre, dans les colonnes 5, 6, 7 et 8 sont présentées les lectures moyennes, la déviation standard, la reproductibilité ainsi que la sensibilité individuelle des détecteurs enregistrée pour les trois lectures successives. Les détecteurs sont régénérés, irradiés et lus dans les mêmes conditions.

Tableau IV. 1: résultats des lectures de la reproductibilité et de la sensibilité de quelques détecteurs

N° TLD	L ₁ (nC)	L ₂ (nC)	L ₃ (nC)	L _{moyenne} (nC)	Ecart type	R _i %	S _i	L'homogénéité H _i
1	149.3	162.6	114.6	142.17	24.78	17.4%	1.25	21.7%
2	129.8	131.7	112.5	124.67	10.58	8.5%	1.09	9.3%
3	119.6	121.1	107.9	116.20	7.23	6.2%	1.02	6.3%
4	124.9	127.2	110.9	121.00	8.82	7.3%	1.06	7.7%
5	123.1	123.2	108.1	118.13	8.69	7.4%	1.04	7.6%
6	125.7	120.8	113.5	120.00	6.14	5.1%	1.05	5.4%
7	115.2	113	102.5	110.23	6.79	6.2%	0.97	5.9%
8	121.6	120.3	110.2	117.37	6.24	5.3%	1.03	5.5%
9	124.1	121.1	113.2	119.47	5.63	4.7%	1.05	4.9%
10	118.9	117.4	109.7	115.33	4.94	4.3%	1.01	4.3%
11	123.8	124.5	114.2	120.83	5.76	4.8%	1.06	5.0%
12	122.6	120.4	112.9	118.63	5.09	4.3%	1.04	4.5%
13	125.9	122.6	115.5	121.33	5.31	4.4%	1.06	4.7%
14	114.5	115.5	107.8	112.60	4.19	3.7%	0.99	3.7%

Les résultats présentés dans le tableau IV.1 montrent que certains détecteurs présentent une reproductibilité supérieure à 10% sur les trois lectures. En effet, et pour la suite de notre caractérisation, une première sélection consiste à éliminer automatiquement tous ces détecteurs. Dans la figure IV.1 (a ; b) sont présentés les résultats des lectures et des tests de la reproductibilité de

l'ensemble de nos détecteurs. Cette figure montre que tous les résultats des lectures moyennes des détecteurs de notre lot (Figure III.1(a)) sont compris entre 94.6 nC et 130.5 nC. Ces résultats nous indiquent que 98% des détecteurs de ce lot présentent une reproductibilité inférieure ou égale à 10% (Figure III.1(b)) à l'exception de deux détecteurs dont les codes sont 1 à 21 '' qui sont écartés dans la suite de notre travail.

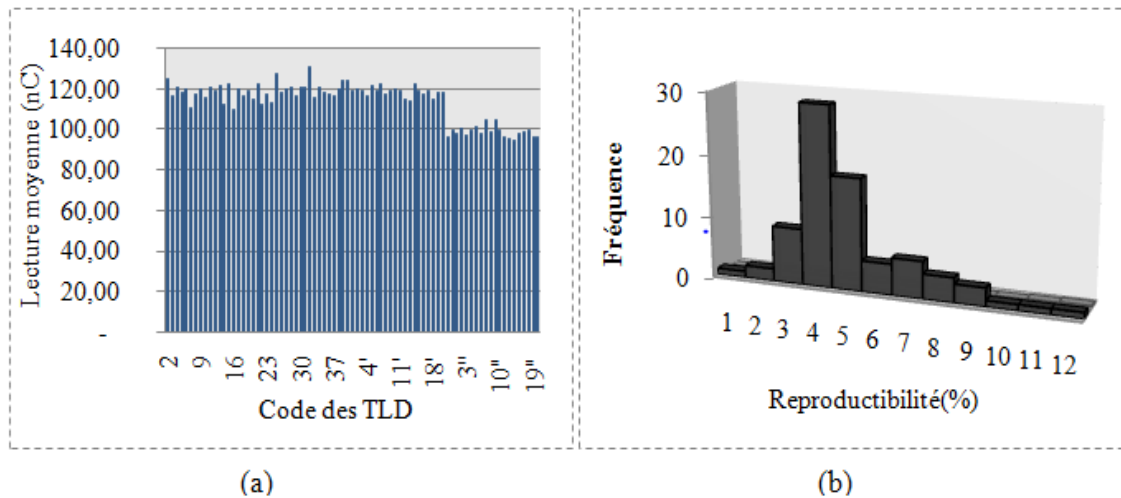


Figure IV. 1: (a): représentation graphique de la moyenne des trois lectures par détecteur ; (b) : distribution des détecteurs par rapport à leurs reproductibilité

Après une première sélection des détecteurs selon la reproductibilité, on doit vérifier la dispersion des sensibilités de ces derniers. Il est important de signaler que la sensibilité d'un détecteur, représente la fraction de l'énergie absorbé et réémise sous forme de photon lumineux ; La variation de la sensibilité est due : aux imperfections physiques du réseau cristallin qui influent sur la distribution des niveaux énergétiques du cristal et sa transparence ainsi que aux conditions de lecture.

Le test de sensibilité est basé sur le calcul de la sensibilité individuelle des détecteurs qui s'effectue selon deux étapes comme il est donné par la relation III.3. Le résultats obtenus de l'ensemble des détecteurs (81 détecteurs) qui ont été déterminés est représenté dans la figure IV.2 atteste que leurs sensibilité à la dose présente une variation de 0.83 à 1.12 avec une moyenne de 1.

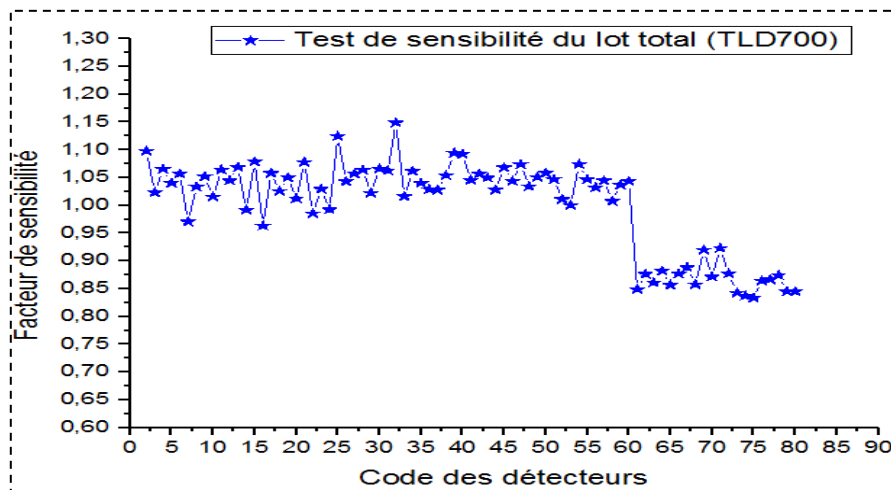


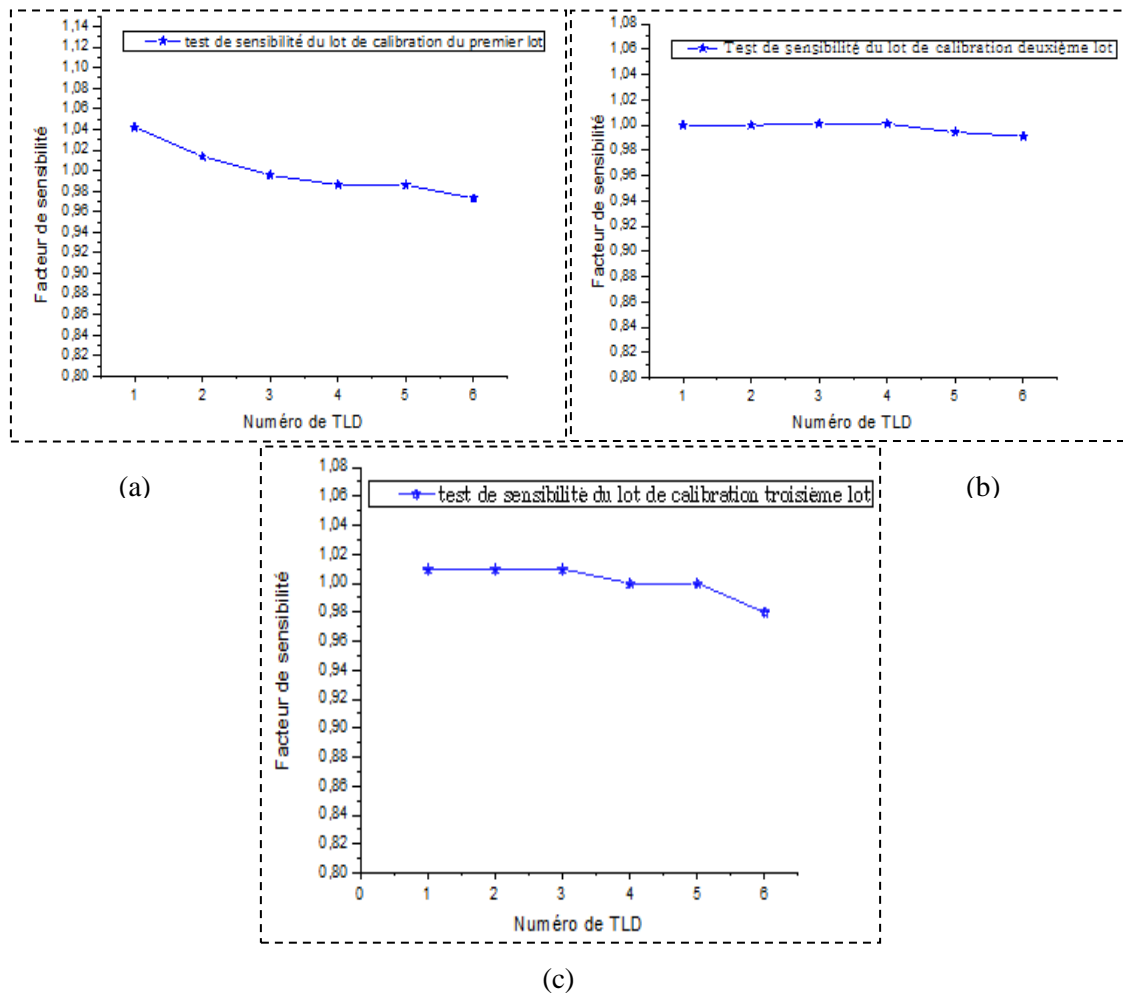
Figure IV. 2: représentation graphique du test de sensibilité pour l'ensemble des détecteurs (TLD-700) utilisés

Vue la fluctuation de la sensibilité des détecteurs du lot total, l'ensemble des détecteurs (TLD700) sont regroupés en premier lieu en quatre lots selon le calcul de la sensibilité individuelle.

Les trois premiers lots (a, b, c) constitués de six (06) détecteurs chacun, ils sont sélectionnés pour la calibration de système dosimétrique du cristallin en terme de Hp(3). Les détecteurs des trois lots choisis ont une sensibilité qui varie entre 0.96 - 1.04 et 1.00- 1.01 et entre 0.99-1.01 respectivement.

Quant au classement par lot, la sensibilité moyenne de chaque lot est, dans tous les cas, voisine de 1.0.

La figure IV.3 (a), IV.3 (b) et IV.3(c) représente le test de sensibilité de ces trois lots.



- (a) : représente le test de la sensibilité du premier lot
- (b) : représente le test de la sensibilité du deuxième lot
- (c) : représente le test de la sensibilité du troisième lot

Figure IV. 3: représentation graphique du test de sensibilité des trois lots de calibration

Concernant le quatrième lot (d), il contient le reste des détecteurs qui peuvent être utilisés pour la suite de la caractérisation de notre système dosimétrique dont la sensibilité varie entre 0.83 à 1.15.

Par ailleurs, les coefficients de variation ou l'homogénéité des lots (Relation III.4) de la lecture moyenne des détecteurs pour les trois lots (a), (b) et (c) et du 4eme lot (d) ont été trouvés de l'ordre de 2%, 4.18%, 4.50% et de 4% respectivement [LAR19a ; LAR21]. Ces coefficients sont en accord

avec la norme ISO-12794[ISO00] qui exige un coefficient de variation inférieur ou égal à 15%. Ceci permet donc de conclure que l'ensemble des détecteurs ainsi formés sont homogènes.

Par conséquent, et vu le nombre limité des détecteurs on a opté pour la correction de la sensibilité individuelle de chaque détecteur par rapport au lot et ce, pour la suite de la caractérisation.

IV.1.2. Résultats de calcul de facteur de calibration et le choix de la source photonique de référence

Comme il est recommandé par la norme IEC 62387-2(2020) [IEC20], le choix de la source de référence pour la calibration de dosimètre du cristallin est basé sur la plus faible incertitude admissible donnée par ce système. Cependant, les résultats de calcul de facteur de calibration pour les trois sources photoniques choisies et l'incertitude élargie relative associée sont résumés dans le tableau IV.2 ci-dessous.

Tableau IV. 2: résultats de calcul de facteur de calibration et les incertitudes associées [LAR21]

Rayonnement de référence	\bar{E} (keV)	Tension (kV)	$\dot{K}_a \mp U_{rel}(\%)$ ($\mu\text{Gy}/\text{min}$) (LSED)	$h_{pk}(3, R, 0) \mp U_{rel}(\%)(\text{Sv}/\text{Gy})$ (ISO4037-3)	$H_p(3) \mp U_{rel}^*(\%)$ (m Sv)	$N_0 \mp U_{rel}^{**}(\%)$ (mSv/nC)
N80	65	80	15.25±1.60	1.66± 2	3.00±2.75	0.07±3.40
N250	208	250	109.16± 2.04	1.36±2	3.00±3.03	0.06±3.63
Cs-137	662	/	0.03± 0.84	1.18±2	3.00±2.39	0.08±4.66

* : U_{rel} (voir la relation III.9) ; ** : U_{rel} (voir la relation III.14)

Comme on peut le constater sur le tableau IV.2 ci-dessus, l'incertitude élargie relative obtenue en utilisant la qualité N80 comme référence pour la calibration est la valeur la plus faible. Ainsi, la qualité N80 des RX du spectre étroit a été choisie comme la qualité la plus adaptée pour la calibration de notre système. En effet, l'utilisation de cette qualité (N80) comme référence répond bien aux exigences de la norme IEC 62387-2(2020) [IEC20] pour la gamme obligatoire de l'énergie moyenne des photons de 30 keV à 250 keV (Tableau III.9) ainsi qu'aux recommandations d'ORAMED [VAN12] pour le rayonnement de référence qui doit être conforme à la norme ISO4037-3 (Tableau III.4) [ISO19b].

Une fois la lecture des dosimètres en terme de charge (nC) a été effectuée, l'équivalent de dose $H_p(3)$ évalué par notre système dosimétrique peut être estimé en utilisant la relation (III.15) donnée dans la méthodologie suivie dans la calibration de notre système dosimétrique du cristallin et ce, en effectuant une correction des lectures par rapport à la sensibilité des détecteurs TLD utilisés, et en introduisant le facteur de calibration (N_0) du système dosimétrique en terme de la grandeur opérationnelle $H_p(3)$ détermine pour la qualité de référence N80 du spectre étroit des RX.

IV.1.3. Résultats de calcul du seuil de détection du système dosimétrique

Le seuil de détection représente la valeur minimale évaluée pour laquelle la valeur de lecture d'un dosimètre est significativement différente de la valeur de lecture d'un dosimètre non irradié. Le seuil de détection de notre système dosimétrique a été estimé par la relation (III.16) [IEC91].

Le résumé des résultats de l'équivalent de dose évalué pour la détermination du seuil de détection est illustré dans le tableau IV.3. Par conséquent, le seuil de détection est estimé à $0.15 \text{ mSv} \pm 9\%$ [LAR21]. Cette valeur de seuil est conforme à la prescription du bon fonctionnement recommandée par les instances internationales à savoir : ISO12794 [ISO00] et ORAMED 2012 [VAN12] (Tableau III.9) pour un système dosimétrique passif du cristallin qui recommande un seuil de 1 mSv et 0.2 mSv respectivement.

Tableau IV. 3 : résumé des résultats des lectures pour la détermination de seuil de détection [LAR21]

N°TLD	BF (nC)	Sensibilité (S _i) (TLD)	N ₀ (mSv/nC) (N80)	Hp(3) évalués (mSv)
2	1.29	1.09	0.07	0.09
4	1.76	1.06	0.07	0.12
5	1.76	1.04	0.07	0.12
6	1.76	1.05	0.07	0.12
7	2.06	0.97	0.07	0.13
8	1.11	1.03	0.07	0.08
9	1.19	1.05	0.07	0.08
11	1.18	1.06	0.07	0.08
12	1.12	1.04	0.07	0.08
13	1.68	1.06	0.07	0.12
14	1.38	0.99	0.07	0.09
15	1.33	1.07	0.07	0.09
16	2.39	0.96	0.07	0.15
17	1.32	1.05	0.07	0.09
19	1.38	1.05	0.07	0.10
21	1.75	1.07	0.07	0.12
22	1.59	0.98	0.07	0.10
23	1.97	1.03	0.07	0.13
25	1.79	1.12	0.07	0.13
26	1.45	1.04	0.07	0.10
27	1.66	1.05	0.07	0.12
			$\bar{H}_p(3)(mSv)$	0.11
			<i>Ecart type</i>	0.02
			$U_{relative}$	9%
Le seuil de détection				0.15mSv*

* : voir la relation III.16

IV.1.4. Résultats de la réponse énergétique

La réponse en énergie est l'une des principales caractéristique d'un système dosimétrique. Elle doit être définie expérimentalement pour estimer le domaine de sa validité et ce, selon les exigences de performances recommandées par les instances internationales.

Dans ce présent travail, les exigences de la commission électrotechnique internationale IEC 62387-1-2 [IEC20] et les propositions d'ORAMED [VAN12] ainsi que celle de la norme ISO12794 [ISO00] ont été suivies (voir Tableau III.9).

Le résumé des résultats expérimentaux de la réponse énergétique est rapporté dans le tableau IV.4 et représenté sur la figure IV.4.

Tableau IV. 4: résumé des résultats de la réponse énergétique du système dosimétrique frontal du cristallin sur la gamme d'énergie [33keV à 662keV] pour la calibration avec la qualité N80 du spectre étroit des RX

Qualité	\bar{E} (KeV)	$H_p(3)_{\text{délivré}}$ (mSv)	$R^* \mp U^{**}$
N-40	33	3	1.48±0.06
N-60	48		1.34±0.06
N-80	65		1.25±0.05
N-100	83		1.30±0.06
N-120	100		1.09±0.11
N-150	118		1.21±0.08
N-200	164		1.17±0.09
N-250	208		1.19±0.03
Cs-137	662		0.90±0.08

$$*: R = \frac{\bar{H}_p(3)_{\text{évalué};i}}{H_p(3)_{\text{délivré}}} ; **: U = \frac{U_{m,i}}{H_p(3)_{\text{délivré}}}$$

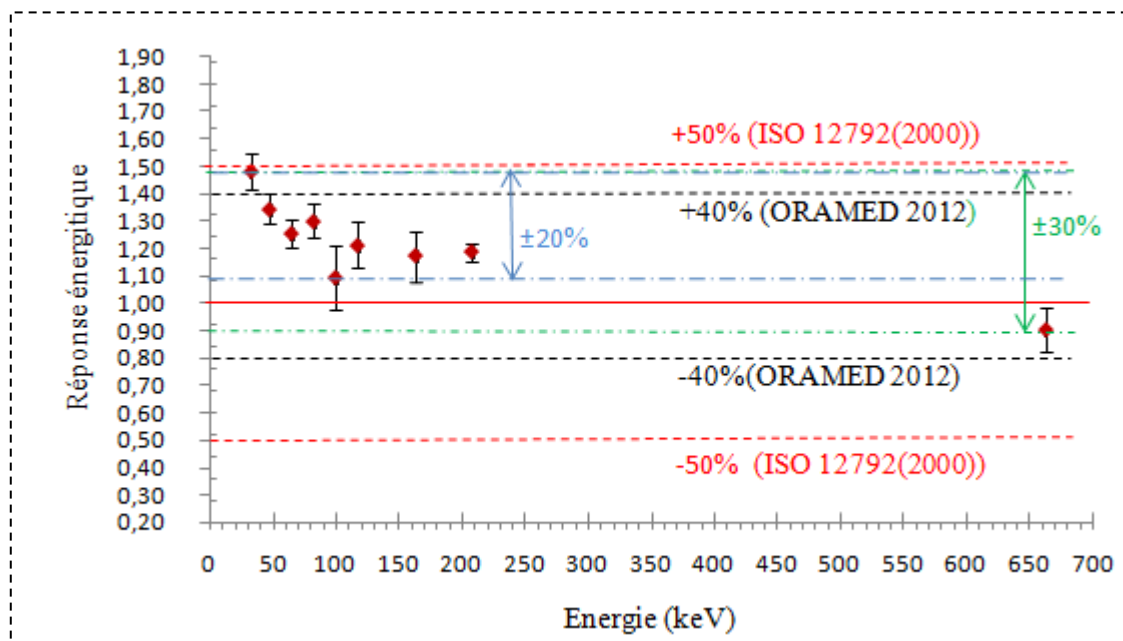


Figure IV. 4: la courbe des résultats de la réponse énergétique du système dosimétrique frontal sur la gamme d'énergie [33keV à 662keV] pour une calibration avec la qualité N80 du spectre étroit des RX

Comme on peut constater sur la courbe de la figure IV.4 , les résultats de la réponse énergétique de notre système dosimétrique frontal du cristallin présente une variation de $\pm 30\%$ dans la gamme d'énergie allant de 33 keV à 662 keV et une variation de $\pm 20\%$ sur la gamme allant de 33keV à 100keV utilisée en radiologie et cardiologie interventionnelle proposé par ORAMED [LAR21]. On peut donc conclure que la réponse énergétique de notre système dosimétrique frontal du cristallin en terme de $H_p(3)$ avec une calibration à l'énergie $E_{\text{moy}}=65\text{keV}$ (N80) est conforme à la norme ISO

12794(2000) et aux propositions d'ORAMED qui recommande une variation de $\pm 50\%$ et $\pm 40\%$ respectivement sur la gamme [15keV à 3MeV] et $\pm 30\%$ sur la gamme [20keV à 100keV].

IV.1.5. Résultats de la réponse angulaire

Les résultats expérimentaux de la réponse angulaire de notre système dosimétrique frontal sont illustrés dans le tableau IV.5 ci-dessous. L'équivalent de dose Hp(3) moyenne pour chaque lot de dosimètre a été évalué pour chaque direction.

Tableau IV. 5: résumé des résultats de la réponse angulaire et de la réponse normalisé à l'incidence normale du système dosimétrique frontal du cristallin pour la qualité N80 (65keV) du spectre étroit des RX.

$H_p(3)_{\text{délivré}} \mp U_{rel}^*(\%)$	Angulation (°)	$\overline{H_p}(3)_{\text{évalué}} \mp U_{rel}^*(\%)$ (mSv)	$r^{**} \mp U_{\text{combiné}}^{***}$	La variation
3 \mp 2.75%	0	3.6 \pm 9%	1.00 \pm 4%	4%
	± 20	3.7 \pm 11%	1.03 \pm 4%	4%
	± 40	3.9 \pm 13%	1.07 \pm 4%	4%
	± 60	4.0 \pm 4%	1.11 \pm 3%	3%
	± 75	3.9 \pm 5%	1.10 \pm 3%	3%

* U_{rel} (relation III.9) ; ** r (Relations III.32) ; *** $U_{\text{combiné}}$ (relation III.23)

Les résultats de la réponse relative à l'incidence normale (0°) de notre système dosimétrique frontal du cristallin pour les directions $\pm 20^\circ$, $\pm 40^\circ$, $\pm 60^\circ$ et $\pm 75^\circ$ sont représentés sur les figures IV.5. Comme on peut constater à travers les résultats illustré dans le tableau IV.5, la variation maximum de la réponse angulaire est d'ordre de $\pm 4\%$ pour les angulations allant de 0° à 60° de même pour les angulation proposés par ORAMED allant de 0° à 75° [LAR19a ; LAR19b ; LAR21]. De ce fait, Ces résultats étant inférieur à 15% tel que recommandé par ISO12794 [ISO00] et à 30% selon ORAMED [VAN12] respectivement.

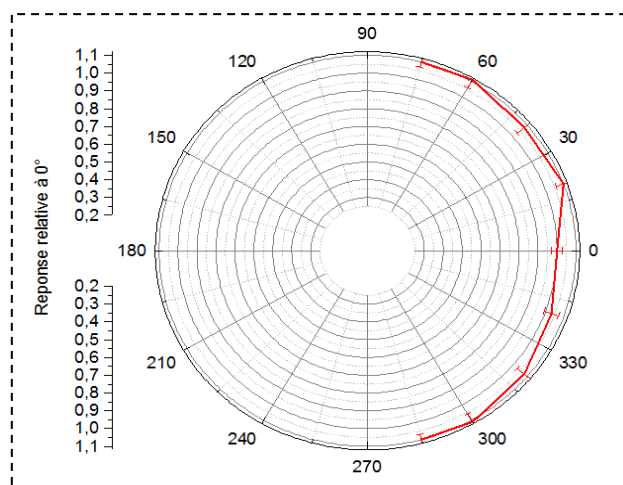


Figure IV. 5: résultats de la réponse angulaire relative à l'incidence normale du système dosimétrique frontal pour les angulation recommandées (0° , $\pm 20^\circ$, $\pm 40^\circ$, $\pm 60^\circ$; $\pm 75^\circ$)

IV.1.6. Résultats de la réponse en dose

Le résumé des résultats de la réponse en dose de notre système dosimétrique pour chaque équivalent de dose communiqué pour la qualité N80 est présenté dans le tableau IV.6 ci-dessous.

Tableau IV. 6: résumé des résultats de la réponse en dose des dosimètres du cristallin frontaux sur la gamme de dose allant de 0.2 mSv à 10mSv pour la qualité N80 du spectre étroit des RX

$H_p(3)_{\text{délivrée},i}$ (mSv)	$\overline{H_p(3)}_{\text{évaluée},i}$ (mSv)	$\pm U_{m,i}$	$R = \frac{\overline{H_p(3)}_{\text{évaluée},i}}{H_p(3)_{\text{délivrée},i}}$	$R - \frac{U_{m,i}}{H_p(3)_{\text{délivrée},i}}$	$R + \frac{U_{m,i}}{H_p(3)_{\text{délivrée},i}}$	Variation
0,20	0.18	0.02	0.90	0.80	1.00	±10%
0,50	0.67	0.03	1.34	1.29	1.39	±5%
1,00	1.30	0.05	1.30	1.26	1.35	±5%
3,00	3.76	0.15	1.25	1.20	1.30	±5%
6,00	7.84	0.38	1.31	1.24	1.37	±6%
10,00	9.07	0.50	0.91	0.86	0.96	±5%

Les résultats obtenus dans le tableau IV.6 attestent que la déviation maximale est de 10 %. De ce fait, la réponse de notre dosimètre du cristallin est conforme à la norme ISO12794 (voir tableau III.9) [ISO00] sur la gamme d'équivalent de dose allant de 0.2mSv à 10mSv.

Par contre, les résultats de la réponse en dose de notre système dosimétrique pour la source du Cs-137 sont résumés dans le tableau IV.7.

Tableau IV. 7: résumé des résultats de la réponse en dose des dosimètres du cristallin sur la gamme allant de 0.2 mSv à 16.67mSv pour la source photonique du Cs-137

$H_p(3)_{\text{délivrée},i}$ $\pm 2.39\%$ (mSv)	$\overline{H_p(3)}_{\text{évaluée},i}$ (mSv)	$\pm U_{m,i}$	$R = \frac{\overline{H_p(3)}_{\text{évaluée},i}}{H_p(3)_{\text{délivrée},i}}$	$R - \frac{U_{m,i}}{H_p(3)_{\text{délivrée},i}}$	$R + \frac{U_{m,i}}{H_p(3)_{\text{délivrée},i}}$	Variation
0,20	0.10	0.02	0.48	0.38	0.58	±10%
0,84	0.67	0.02	0.80	0.77	0.82	±2%
1,00	1.05	0.05	1.05	1.00	1.10	±5%
1,67	1.38	0.13	0.83	0.75	0.90	±8%
3,00	2.71	0.25	0.90	0.82	0.99	±8%
6,00	3.50	0.15	0.58	0.56	0.61	±3%
10,00	7.04	0.55	0.70	0.65	0.76	±6%
16,67	14.58	0.45	0.87	0.85	0.90	±3%

Les résultats obtenus dans le tableau IV.7 attestent que la réponse de notre système dosimétrique du cristallin est conforme à la norme dans la gamme d'équivalent de dose allant de 0.2mSv à 16.67mSv où la déviation maximale obtenue ne dépasse pas 10% [LAR19a ; LAR19b] pour la source du Cs-137. A cet effet, les résultats de la réponse en dose de notre système dosimétrique que ce soit pour la qualité N80 du spectre étroit des RX ou pour la source photonique du Cs-137, sont représentés dans la courbe de trompette (trumpet curves) de la figure IV.6 ci-après.

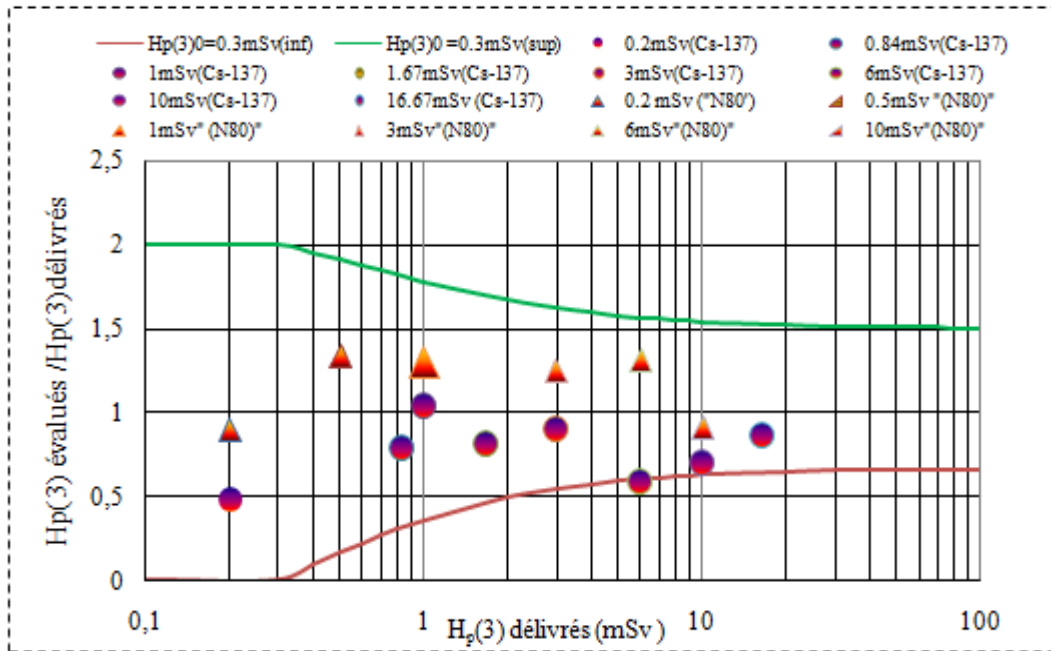


Figure IV. 6: courbe du résumé des résultats de la réponse en dose pour le système dosimétrique du cristallin pour la qualité N80 du spectre étroit des RX et la source du Cs-137

IV.1.7. Résultats de l'effet de la perte d'information (fading)

Les résultats de la perte d'information enregistrée pour notre dosimètre du cristallin sont présentés sur la figure IV.7 par la lecture moyenne normalisée à J_0 (jour d'irradiation) étalés sur 99 jours. Ces résultats montrent que sur une période de 2 à 3 mois, le signal thermoluminescent décroît d'environ 5% à 7%, Compte tenu, que les tests de sélection des détecteurs reposent sur une reproductibilité tolérée de 10% (Voir tableau IV.1), il est à noter que le fading de nos dosimètres de cristallin pour une période inférieure à trois (03) est insignifiante. La perte d'information de notre dosimètre pour la période recommandée de 15 à 30 jours ne pose pas de problème de point de vue fading [LAR19a ; LAR19b ; LAR21].

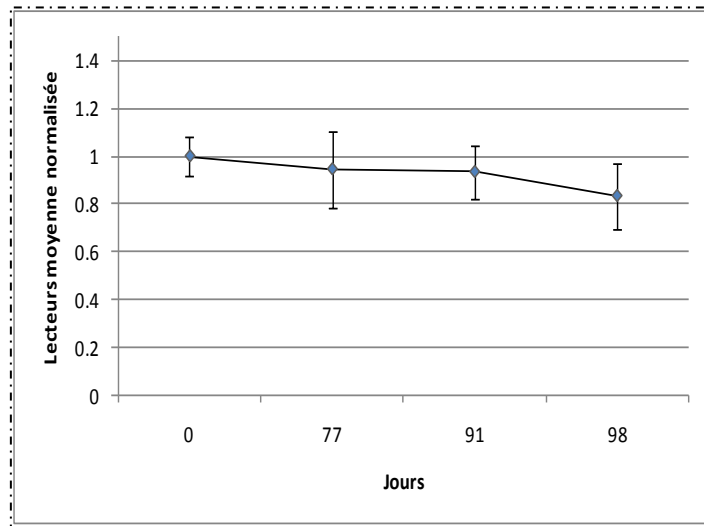
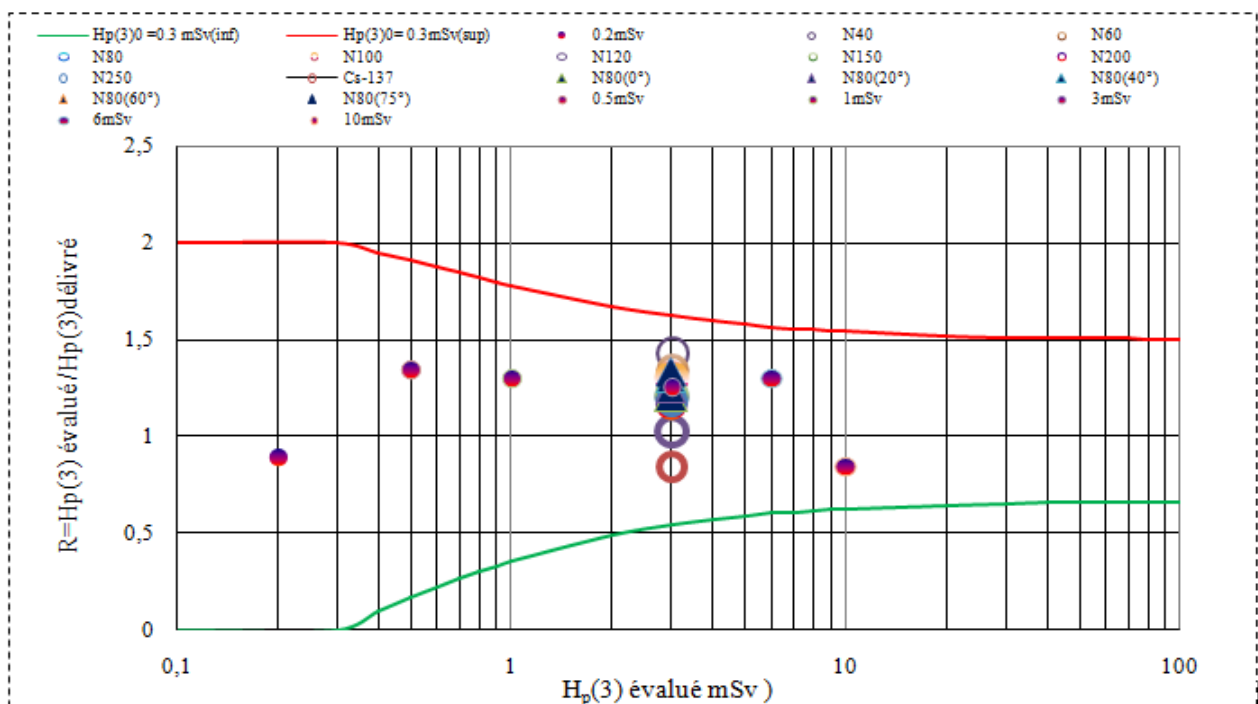


Figure IV. 7: représentation graphique des résultats de test de fading des dosimètres du cristallin

Enfin, les résultats de la caractérisation de notre système dosimétrique du cristallin à savoir : la réponse en dose, la réponse énergétique ainsi que la réponse angulaire qui ont été effectués selon les normes internationales IEC 62387-2 [IEC20], ISO 12794[ISO00] et les recommandations de l'ORAMED qui montrent un bon accord avec les exigences de ces dernières et ce, en utilisant une source référence N80 (65keV) du spectre étroit des RX sélectionnée dans ce présent travail. Cependant, la figure IV.8 ci-dessous montre que l'ensemble des résultats de la caractérisation de notre dosimètre du cristallin sont tous à l'intérieur de la courbe en trompette ce qui prouve la conformité de nos résultats.



IV.1.8. Conclusion

Les principaux résultats de la caractérisation et étalonnage du système dosimétrique du cristallin sont pour:

- le facteur de calibration de l'ordre de $0.07\text{mSv/nC} \pm 3.40\%$ pour la source d'irradiation de référence N80 ($\bar{E} = 65\text{keV}$).
- le seuil de détection qui est estimé à $0.15\text{ mSv} \pm 9\%$
- la réponse énergétique avec une variation de $\pm 30\%$ sur la gamme d'énergie allant de 33 à 662 keV et $\pm 20\%$ sur la gamme d'énergie 20keV-100keV.
- la linéarité avec une variation maximale de 10% sur la gamme de dose sur la gamme allant de 0.2 à 10 mSv et ce pour la qualité N80 de même pour la source d'irradiation Cs-137 une variation maximale est trouvé de $\pm 10\%$ sur la gamme allant de 0.2-16.67mSv.
- la réponse angulaire relative à l'incidence normale (0°) des angulations $\pm 20^\circ$, $\pm 40^\circ$, $\pm 60^\circ$ et $\pm 75^\circ$ avec une variation maximale de $\pm 4\%$.
- Un fading de 7 % sur une période de trois mois

L'ensemble de ces résultats sont en bon accord avec les prescriptions de bon fonctionnement de la norme ISO-12794(2000) et les recommandations de ORAMED (2012).

IV.2. RESULTATS DES TESTS DE PERFORMANCES DU SYSTEME DOSIMETRIQUE DU CRISTALLIN

Les résultats des tests exigences de performance de dosimètre du cristallin développé sont donnés dans cette deuxième partie avant son utilisation pour la surveillance du cristallin dans l'étude de poste de travail.

Les indicateurs et les exigences de performance clés, y compris le coefficient de variation et les tests de la non-linéarité, la réponse relative due à la non-linéarité et la réponse relative due à la modification de l'énergie moyenne du rayonnement photonique et à l'angle d'incidence, sont déterminés et comparés aux exigences de la norme IEC 62387[IEC20].

IV.2.1. Résultats de la détermination du Coefficient de variation et les tests de la non-linéarité

La linéarité traduit la variation de la réponse par rapport à la variation de l'équivalent de dose délivré. De ce fait, la détermination du coefficient de variation des valeurs indiquées par notre dosimètre du cristallin va être déterminé pour l'ensemble d'équivalent de dose choisi dans notre travail pour deux sources de rayonnement photonique à savoir : la qualité N80 ($\bar{E} = 65\text{keV}$) du spectre étroit des RX et la source du Cs-137($E=662\text{keV}$).

IV.2.1.1. Résultats de la détermination de coefficient de variation et de la vérification des tests la non- linéarité pour La qualité N80 ($\bar{E} = 65keV$) du spectre étroit des RX

Les résultats de calcul des coefficients de variation de l'ensemble des équivalents de doses étudié pour la qualité N80 du spectre étroit des RX à savoir : 0.2 ; 0.5 ; 1 ; 3 ; 6 ; 10 mSv ainsi que les limites exigés par la norme IEC 62387-2 [IEC20] (voir tableau III.9) a été effectué et il est illustré dans le tableau IV.8 ci- dessous.

Tableau IV. 8: résumé des résultats de calcul du coefficient de variation des équivalents de dose Hp(3) allant de 0.2mSv à 10mSv pour la qualité N80 du spectre étroit des RX

Equivalents de doses délivrées $Hp(3)_i$ (mSv)	0.2mSv	0.5mSv	1mSv	3mSv	6mSv	10mSv
Equivalents de doses évalués (mSv) (05 dosimètres)	0.16	0.69	1.24	3.65	7.65	8.40
	0.15	0.68	1.30	3.80	7.73	9.16
	0.19	0.67	1.32	3.93	8.23	9.05
	0.20	0.68	1.34	3.63	7.51	9.40
	0.19	0.64	1.31	3.77	8.10	9.36
Moyenne (mSv)	0.18	0.67	1.30	3.76	7.84	9.07
Ecartype	0.02	0.02	0.04	0.12	0.31	0.40
Coefficient de variation calculé*	12%	3%	3%	3%	4%	4%
Limite exigée par l' IEC 62387-2(2020) **	15%	14%	13%	6%	5%	5%

* : relation III.27 ; ** : tableau III.8

A travers ces résultats calculés, on peut constater que pour l'ensemble des équivalents de dose étudié ($\omega = 0.2 ; 0.5 ; 1 ; 3 ; 6 ; 10mSv$), le coefficient de variation en bon accord avec les limites exigés par la norme (voir tableau III.8) et cela est confirmé dans la figure IV. 9 ci dessous.

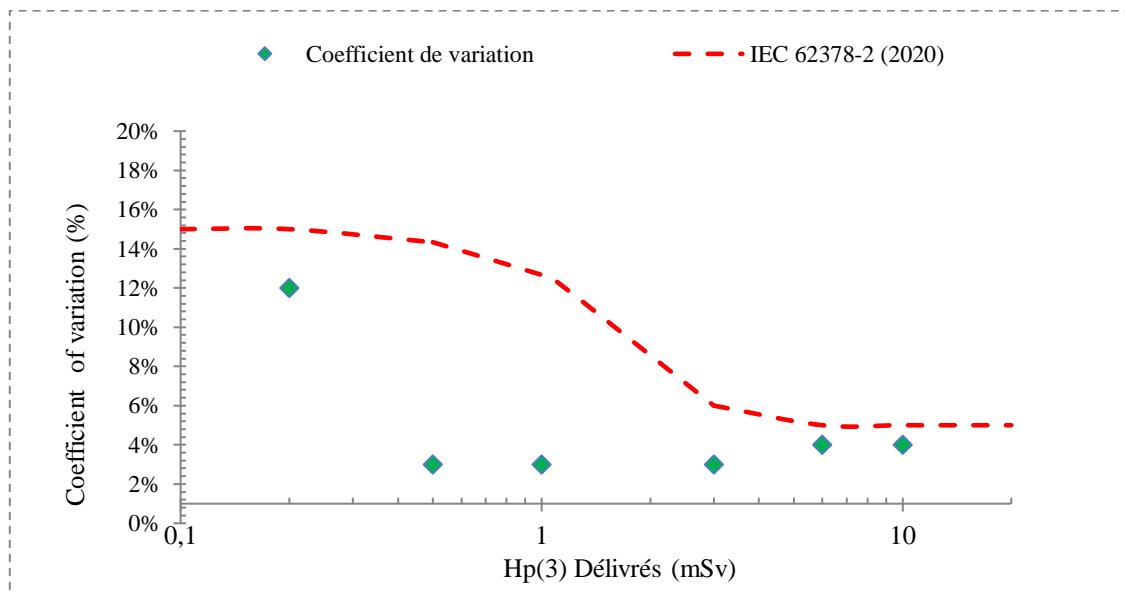


Figure IV. 9 : représentation graphique des résultats de calcul des coefficients de variation des équivalents de dose allant de 0.2mSv à 10mSV pour la qualité N80 du spectre étroit des RX

Par ailleurs et concernant les tests de la non-linéarité, on a pris $\omega - 2 = 4$ équivalent de dose (0.5 mSv, 1mSv, 6mSv et 10mSv) pour lesquels on a vérifié le 1^{er} test (Equation III.28). Le résumé de calculs de vérification de ce premier test du coefficient de variation pour ces quatre ($\omega = 4$) équivalents de dose choisi (0.5, 1, 6, 10 mSv) est illustré dans le tableau IV.9 et représente dans la figure IV.10.

Cependant, la valeur de C_1 pour le nombre $\omega = 4$ des équivalents de doses sélectionnés pour les cinq (05) dosimètres ($n=5$) chacune est de l'ordre de 1.00 donnée par la norme IEC 62378-2 [IEC20] (voir l'annexe C).

Tableau IV. 9: résultats de calcul du premier (1er) test d'exigence de performance de la non-linéarité des valeurs indiquées par le système dosimétrique du cristallin des équivalents de dose 0.5mSv, 1mSv, 6mSv, 10mSv pour la qualité N80 ($\bar{E} = 65\text{keV}$) du spectre étroit des RX

Equivalents de doses délivrés (mSv)	Exigences de IEC62378-2 sur le Coefficient de variation *	Coefficient de variation Calculé **	$\omega = 4 ; C_1=1$
			Limite d'exigence de IEC62378-2* C_1 (1 ^{er} test)
0.5	14%	3%	14%
1	15%	3%	12 %
6	5%	4%	5%
10	5%	4%	5%

* : tableau III.8 ; ** : relation III.27

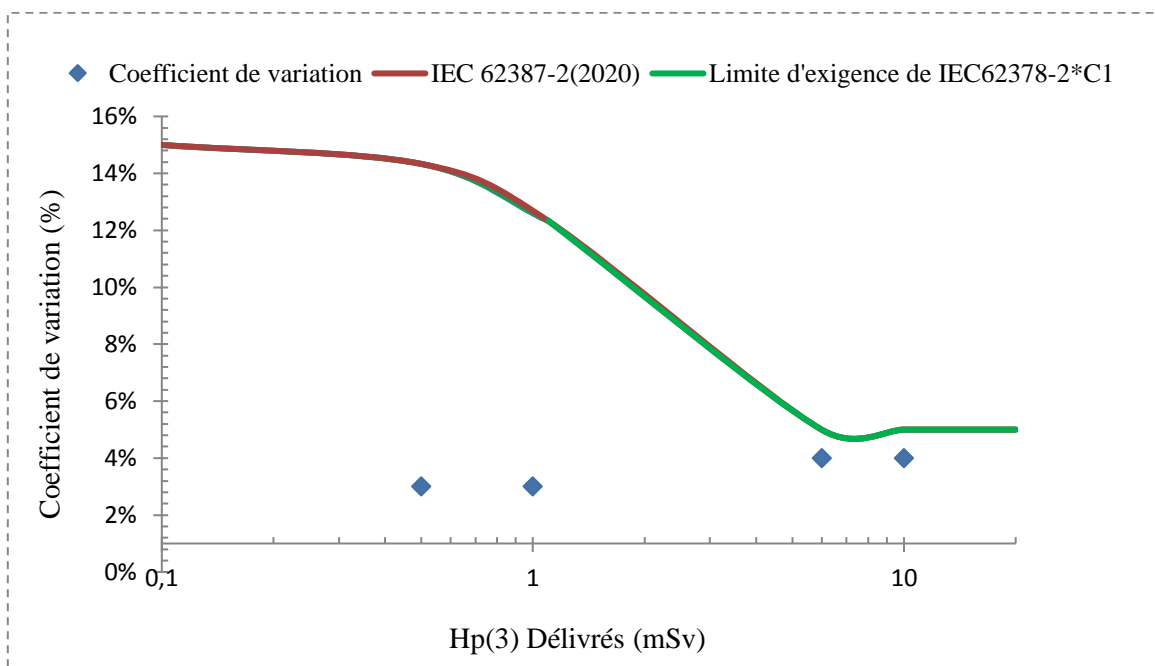


Figure IV. 10: courbe des résultats du (1er) test d'exigence de performance de coefficient de variation des valeurs indiquées par le système dosimétrique du cristallin des équivalents de dose $H_p(3)=0.5; 1 ; 6 ; 10$ mSv pour la qualité N80 ($\bar{E} = 65\text{keV}$) du spectre étroit des RX

Par conséquent, ces résultats confirment que notre dosimètre du cristallin satisfait le premier essai exigé par la norme IEC62387-2 [IEC20].

Concernant, le deuxième test (équation III.29) on s'est intéressé aux deux équivalents de dose ($\omega = 2$) qui ont été écarté dans le premier test à savoir : 0.2mSv et 3mSv dont le calcul de coefficient de variation ainsi que les exigences de la norme IEC 62387-2 [IEC20] sont illustrés dans le tableau IV.08. Cependant, la valeur de C_2 pour le nombre $\omega = 2$ d'équivalents de doses donnée dans la norme IEC 62387-2(2020) est d'ordre 1.499 (voir l'annexe C).

Quant aux résultats des calculs de vérification de ce 2eme test sont résumés dans le tableau IV.10 ci-dessous et illustrées dans la figure IV.11.

Tableau IV. 10: résultats de calcul du deuxième (2^{eme}) test d'exigence de performance de la non-linéarité des valeurs indiquées par le système dosimétrique du cristallin des dose équivalents : 0.2mSv et 3mSv pour la qualité N80 ($\bar{E}=65\text{keV}$) du spectre étroit des RX

Equivalents de doses délivrés (mSv)	Exigences de IEC62378-2 sur le coefficient de variation*	Coefficient de variation**	$\omega = 2 ; C_2=1.499$
			Limite d'exigence de IEC62378-2* C_2 (2 ^{eme} test)
0.2	15%	12%	22.5%
3	5%	3%	7.5%

* : tableau III.8 ; ** : relation III.27

La figure IV.11 montre que l'exigence de réussir le deuxième test recommandé par la norme IEC 62387-2 [IEC20] est vérifié pour notre système dosimétrique du cristallin.

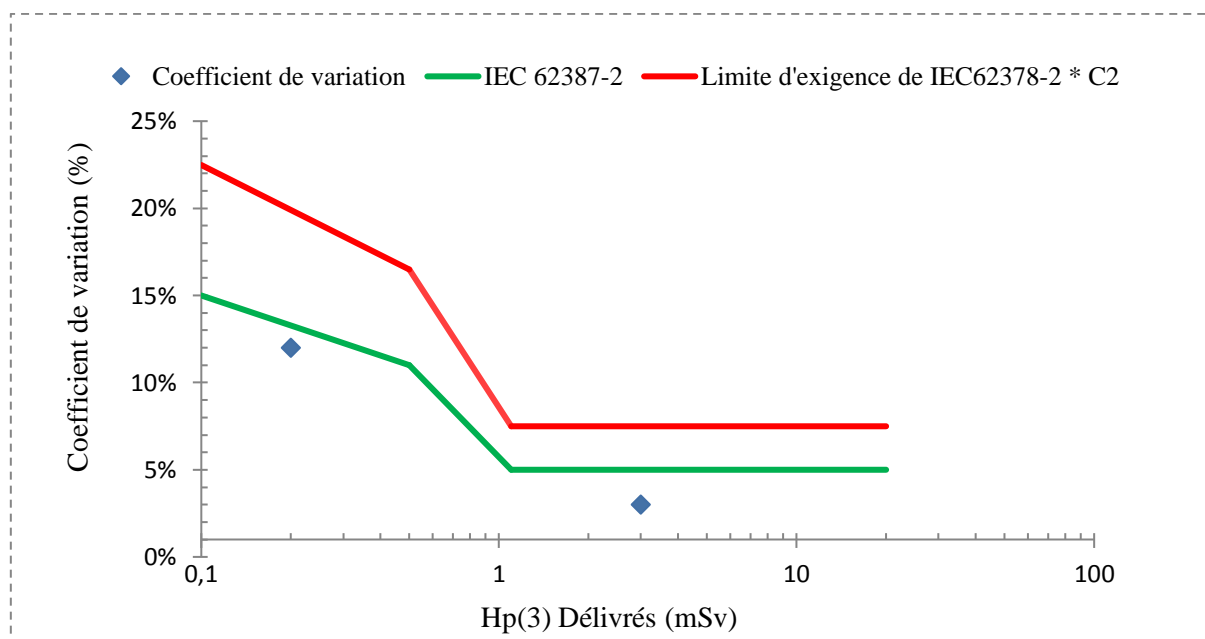


Figure IV. 11: courbe des résultats du deuxième (2eme) test d'exigence de performance de la non-linéarité des valeurs indiquées par le système dosimétrique du cristallin (0.2mSv et 3mSv) pour la qualité N80 ($\bar{E}=65\text{keV}$) du spectre étroit des RX

On conclut à travers les résultats de ces deux tests que l'exigence de performance de la norme IEC 62387-2 [IEC20] concernant la non-linéarité des valeurs indiquées par notre système dosimétrique du cristallin est satisfaite pour la qualité N80 ($\bar{E} = 65\text{keV}$).

IV.2.1.2. Résultats de la détermination de coefficient de variation et de la vérification des tests la non- linéarité pour la source Cs-137 ($E = 662\text{keV}$)

Le tableau IV.11 illustre le calcul des coefficients de variation ainsi que les limites exigées par la norme IEC 62387-2 [IEC20] (voir tableau III.8) pour l'ensemble des équivalents de dose étudiés à savoir : 0.2 ; 0.84 ; 1, 1.67 ; 3 ; 6 ; 10 ; 16.67 mSv on utilisant la source du Cs-137($E=662\text{keV}$).

Tableau IV. 11: résumé des résultats de calcul du coefficient de variation des équivalents de dose 0.2 ; 0.84 ; 1 ; 1.67 ; 3 ; 6 ; 10 et 16.67 mSv pour la source du Cs-137

Equivalents de doses délivrés (mSv)	0.2mSv	0.84mSv	1mSv	1.67mSv	3mSv	6mSv	10mSv	16.67mSv
Equivalents de doses évalués (mSv) (05 dosimètres)	0.12	0.64	1.10	1.39	2.55	3.66	6.82	14.24
	0.11	0.68	1.07	1.21	3.03	3.59	6.59	14.44
	0.08	0.67	1.04	1.36	2.58	3.41	6.78	14.20
	0.08	0.70	1.00	1.48	2.77	3.39	7.35	15.21
	0.10	0.68	1.02	1.44	2.63	3.44	7.65	14.83
Moyenne (mSv)	0.10	0.67	1.05	1.38	2.71	3.50	7.04	14.58
Ecartype	0.02	0.02	0.04	0.10	0.20	0.12	0.44	0.38
Coefficient de variation *	16%	3%	4%	7%	7%	3%	6%	3%
Limite exigée par l' IEC 62387-2(2020)*	15%	13%	13%	10%	6%	5%	5%	5%

* : relation III.27 ; ** : tableau III.8

On constate à travers les résultats résumés dans le tableau IV.11 et représenté sur la figure IV. 12 que les coefficients de variations calculés pour les équivalents de dose 0.2mSv, 3 et 10mSv évalué par notre système dosimétrique du cristallin ne sont pas en bon accord avec les exigences de la norme (tableau III.8).

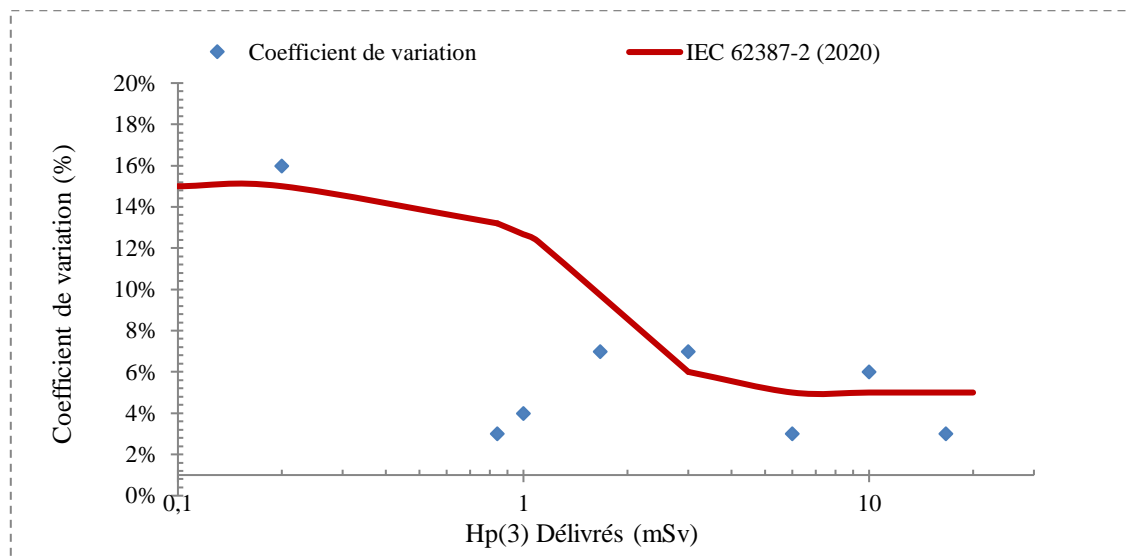


Figure IV. 12 : représentation des résultats de calcul des coefficients de variation des équivalents de dose 0.2 ; 0.84 ; 1 ; 1.67 ; 3 ; 6 ; 10 et 16.67 mSv pour la source du Cs-137

De même pour la source photonique du Cs-137, la vérification des tests de la non-linéarité de la réponse exigée par la norme IEC 62378-2 (2020) a été effectuée. De ce fait, six équivalent de dose ($\omega - 2 = 6$) à savoir : 0.84 mSv, 1mSv ; 1.67 mSv, 3 mSv, 6mSv et 16,67 mSv ont été prise pour le 1^{er} test (Equation III.28) . Par contre, deux équivalents de dose 0.2, 10mSv pour lesquels on a vérifié le deuxième (2^{eme}) test (Equation III.29). Cependant, les valeurs de C_1 et C_2 pour le nombre d'équivalent de dose $\omega = 6$ et $\omega = 2$ données dans la norme IEC 62387-2(2020) sont respectivement 1.058 ; 1.499 (voir l'annexe C). Les résultats de calcul du premier test sont résumés dans le tableau IV.12 et représenté par la figure IV.13 ci- dessous.

Tableau IV. 12: résultats de calcul du premier (1^{er}) test ($\omega = 6$) d'exigence de performance de la non-linéarité des valeurs indiquées par le système dosimétrique du cristallin des équivalents de dose Hp(3)= 0.84; 1 ; 1.67 ; 3 ; 6 ; 16.67 mSv pour la source du Cs-137 (E=662keV)

Equivalents de doses délivrés (mSv)	Exigences de IEC62378-2 sur le coefficient de variation*	Coefficient de variation calculé**	$\omega = 6 ; C_1=1.058$
			Limite exigé sur le coefficient de variation C_1 (1 ^{er} test)
0.84	13%	3%	14%
1	13%	4%	13%
1.67	10%	7%	11%
3	6%	7%	6%
6	5%	3%	5%
16.67	5%	3%	5%

* : tableau III.8 ; ** : relation III.27

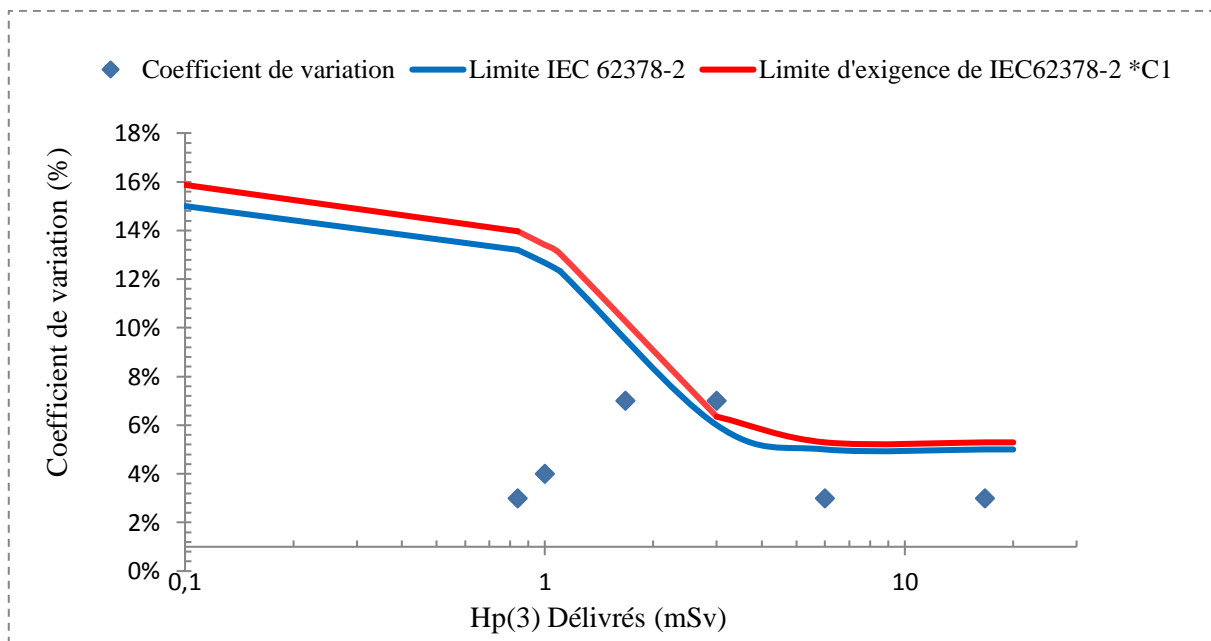


Figure IV. 13: courbe des résultats du premier (1er) test d'exigence de performance de la non-linéarité des valeurs indiquées par le système dosimétrique du cristallin des équivalents de dose Hp(3)= 0.84; 1 ; 1.67 ; 3 ; 6 ; 16.67 mSv pour la source du Cs-137 (E=662 keV)

Comme on peut le constater sur la figure IV.13 et dans le tableau IV.12 ci-dessus concernant le 1^{er} test, les fluctuations statistiques des valeurs indiquées par notre système dosimétrique du cristallin pour l'équivalent de dose Hp(3)=3mSv (dose de référence) ne réussissent pas ce premier test (Equation III.28) avec un coefficient de variation de 7% dépassant ainsi la limite exigée par la norme IEC 62387-2 [IEC20] calculé qui est de 6% (Tableau IV.12).

En ce qui concerne, le deuxième (2^{ème}) test (Equation III.29), les résultats de calcul de vérification de la satisfaction de l'exigence de la norme sur la non-linéarité pour les deux équivalents de doses du cristallin choisis non adjacents (0.2mSv, 10mSv) sont résumés dans le tableau IV.13 ci-dessous.

Tableau IV. 13 : résultats de calcul du deuxième (2^{ème}) test ($\omega = 2$) d'exigence de performance de la non-linéarité des valeurs indiquées par le système dosimétrique du cristallin des équivalents de dose $H_p(3) = 0.2, 10\text{mSv}$ pour la source du Cs-137

Equivalents de doses délivrés (mSv)	Exigences de IEC62378-2 sur le coefficient de variation*	Coefficient de variation Calculé**	$\omega = 2 ; C_2=1.499$
			Limite exigé sur le coefficient de variation. C_2 (2 ^{ème} test)
0.2	15%	16%	22%
10	5%	6%	7%

*: tableau III.8 ; **:relation III.27

Par ailleurs, la figure IV.14 représente les résultats de ce deuxième test qui met en évidence la réussite de l'exigence de performance de la non-linéarité des valeurs indiquées pour les équivalents de dose $H_p(3) = 0.2, 10\text{mSv}$ par notre système dosimétrique du cristallin et ce, en utilisant la source photonique du Cs-137.

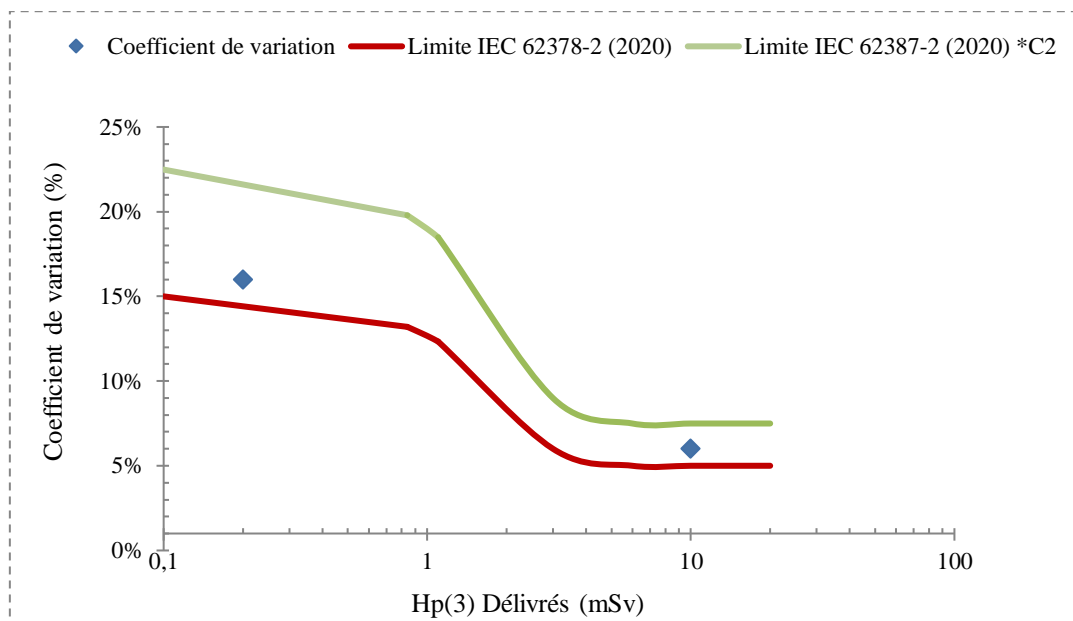


Figure IV. 14: courbe des deuxièmes (2^{ème}) tests d'exigence de performance de la non-linéarité des valeurs indiquées par le système dosimétrique du cristallin des équivalents de dose 0.2, 10mSv pour la source du Cs-137

A travers les résultats de ces deux tests d'exigence de performance de la norme IEC 62378-2 [IEC20] sur la non-linéarité de la réponse de nos dosimètres pour la source Cs-137 on peut conclure que l'exigence n'est pas satisfaite et ce, parce que le premier (1^{er}) test sur la non-linéarité n'est pas vérifié pour la dose de référence $H_p(3) = 3\text{mSv}$.

IV.2.2. Résultats de la réponse relative due à la non-linéarité

IV.2.2.1. La réponse relative due à la non-linéarité pour la qualité N80 ($\bar{E} = 65\text{keV}$)

La variation de la réponse due à une modification de l'équivalent de dose selon la norme IEC 62387-2 ne doit pas être supérieure aux valeurs résumées dans le tableau III.9 sur l'étendu de mesure des rayonnements photoniques de référence et cette dernière vérifier bien l'inégalité (III.30).

Le résumé de calcul d'incertitude et de la vérification de l'exigence de performance de la réponse relative due à la non-linéarité du notre dosimètre est illustré dans le tableau IV. 14 et aussi représenté dans la figure IV.15 et ce, pour les équivalents de doses 0.2, 0.5, 1, 3, 6 et 10mSv. A travers ces résultats on constate que l'exigence de performance de la réponse relative due à la non-linéarité sont en bon accord avec l'exigence de performance de la norme IEC 62387-2 [IEC20] qui est de -13% à +18% et ce, sur l'ensemble de l'étendue de mesure et vérifié bien l'inégalité III.30. Par ailleurs, l'équivalent de dose 0.2mSv n'appartient pas à l'étendue de mesure obligatoire de la grandeur d'influence de la norme IEC 62387-2 [IEC20] qui est entre $0.3\text{mSv} \leq H_p(3) \leq 1\text{Sv}$. Cependant selon la norme IEC 62387-2[IEC20], les résultats déterminés pour les équivalents de dose 0.2mSv peuvent être amélioré par l'augmentation de nombre de mesure ou de l'effectif d'échantillon afin de réduire la largeur de l'intervalle de confiance.

Tableau IV. 14 : résultats de vérification de l'exigence de performance de la réponse relative due à la non-linéarité pour la qualité N80 ($\bar{E} = 65keV$) du spectre étroit des RX sur la gamme d'équivalent de dose 0.2mSv-10mSv

$H_p(3)_{délivré,i}$ (mSv)	$\bar{H}_p(3)_{évalué,i}$ (mSv)	U_i	$R = \frac{\bar{H}_p(3)_{évalué,i}}{H_p(3)_{délivré,i}}$	$R_0 = \frac{\bar{H}_p(3)_{évalué,ref}}{H_p(3)_{délivré,ref}}$	$r * \pm \left(\frac{H_p(3)_{délivré,r}}{H_p(3)_{délivré,i}} \right) * U_{combinée} **$	$U_{c,comopée} ***$	1,67+ $U_{c,composée}$	0,71- $U_{c,composée}$
0.2	0.18	0.02	0.90		0.71±0.11	4%	1,71	0.67
0.5	0.67	0.03	1.34		1.07±0.06		1.71	0.67
1	1.30	0.05	1.30		1.04±0.06		1.71	0.67
3	3.76	0.15	1.25	1.25	1.00±0.06		1.71	0.67
6	7.84	0.38	1.31		1.04±0.07		1.71	0.67
10	9.07	0.50	0.91		0.72±0.03		1.71	0.67

* : relation III.32.

** : équation III.32 avec $U_{c,rel,r} = 2.75\%$, $U_{c,rel,i} = 2.75\%$ (Tableau IV.2);

*** : relation III.31

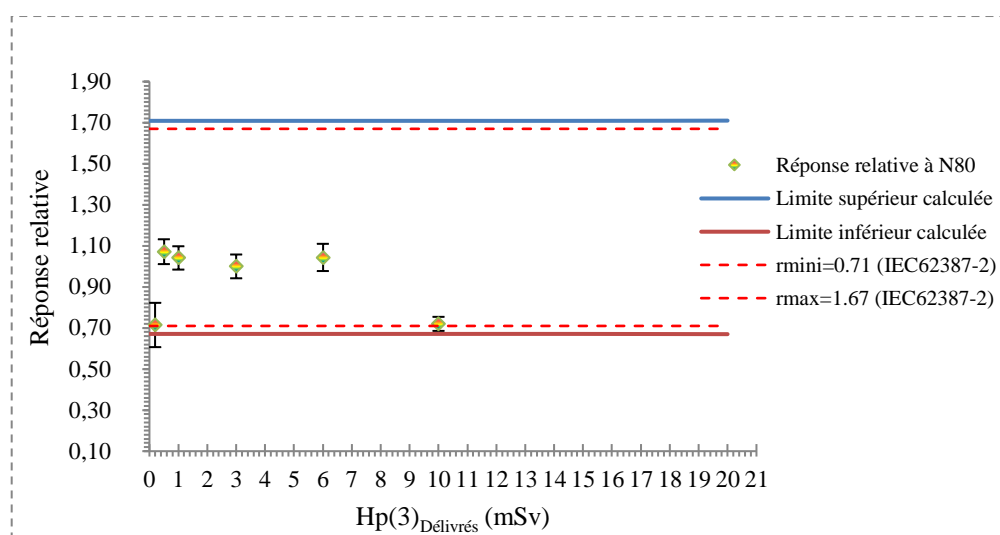


Figure IV. 15: courbe des résultats de la réponse relative due à la non-linéarité pour la qualité N80 ($\bar{E} = 65keV$) du spectre étroit des RX sur la gamme d'équivalent de dose 0.2mSv-10mSv

IV.2.2.2. Résultats de la réponse relative due a la non-linéarité pour la source photonique Cs-137(E=662kev)

De même pour la source photonique Cs-137, le calcul d'incertitude et la vérification de l'exigence de performance de la réponse relative due à la non-linéarité (l'inégalité III.30) de notre dosimètre a été effectuée pour les équivalents de dose du cristallin Hp(3) sélectionné à savoir : de 0.2, 0.84, 1, 1.67, 3, 6, 10, 16.67 mSv. Cependant, le tableau IV. 15 ci-dessous illustre le résumé des résultats de calcul sont représentés dans la figure IV.16 ci-dessous qui montre clairement que l'exigence de performance de la réponse relative due à la non-linéarité de la norme IEC 62387-2 [IEC20] n'est pas vérifiée pour deux équivalents de dose à savoir : 0.2mSv et 6mSv. Par contre, le reste des équivalents de dose vérifie bien l'exigence.

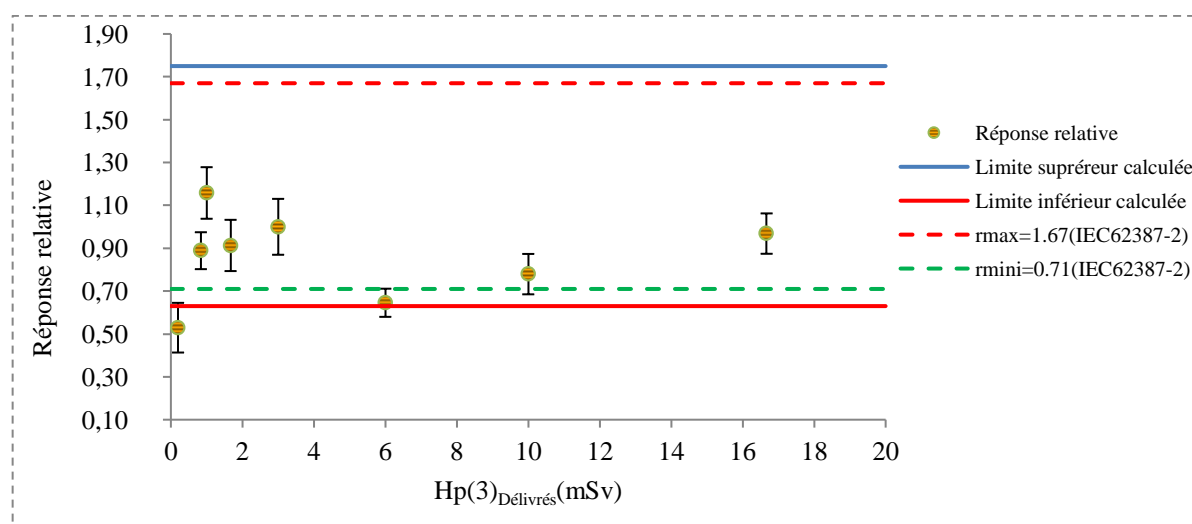


Figure IV.16 : courbe des résultats de la réponse relative due à la non-linéarité pour la source photonique Cs-137 (E=662keV) Sur la gamme d'équivalent de dose 0.2mSv-16.67mSv

Tableau IV. 15 : résultats de vérification de l'exigence de performance de la réponse relative due à la non-linéarité pour la source photonique Cs-137 (E=662keV) sur la gamme 0.2mSv-16.67mSv

$H_p(3)_{délivré,i}$ (mSv)	$\bar{H}_p(3)_{évalué,i}$ (mSv)	U_i	$R = \frac{\bar{H}_p(3)_{évalué,i}}{H_p(3)_{délivré,i}}$	$R_0 = \frac{\bar{H}_p(3)_{évalué,ref}}{H_p(3)_{délivré,ref}}$	$r^* = \frac{R}{R_0} \mp \left(\frac{H_p(3)_{délivré,r}}{H_p(3)_{délivré,i}} \right) * U_{combinée}^{**}$	$U_{c,composée}^{***}$	$1,67+ U_{c,com}$	$0,71- U_{c,com}$
0.2	0.10	0.02	0.48	0.90	0.53±0.12	3%	1.70	0.68
0.84	0.67	0.03	0.80		0.89±0.09		1.70	0.68
1	1.05	0.05	1.05		1.16±0.12		1.70	0.68
1.67	1.38	0.13	0.82		0.91±0.12		1.70	0.68
3	2.71	0.25	0.90		1.00±0.13		1.70	0.68
6	3.50	0.15	0.58		0.65±0.07		1.70	0.68
10	7.04	0.55	0.70		0.78±0.09		1.70	0.68
16.67	14.58	0.45	0.87		0.97±0.09		1.70	0.68

* : équation III.32

** : équation III.23 avec $U_{c,rel,r} = 2.39\%$, $U_{c,rel,i} = 2.39\%$ (Tableau IV.2)

*** : relation III.31

IV.2.3. Résultats de la réponse relative due à la modification de l'énergie moyenne du rayonnement photonique et a l'angle d'incidence

Dans ce présent travail, la variation de la réponse relative due à la modification de l'énergie moyenne des rayonnements photoniques et de l'angle d'incidence a été effectuée seulement pour l'incidence normale (0°) comme on la précisé dans la méthodologie suivie (chapitre III).

Par conséquent, les résultats du test de la réponse relative due à la modification de l'énergie moyenne du rayonnement pour l'incidence normale (0°) sont résumés dans le tableau IV.16 et représenté dans la figure IV.17 ci-dessous. De ce fait, à travers ces résultats on constate que pour chaque qualité de rayonnement, l'inégalité III.30 est valide, alors l'exigence de test de performance de la variation de la réponse relative due à la modification de l'énergie moyenne du rayonnement photonique sur la gamme d'énergie allant de 33keV à 662keV pour l'incidence normale (0°) pour notre dosimètre du cristallin est vérifiée .

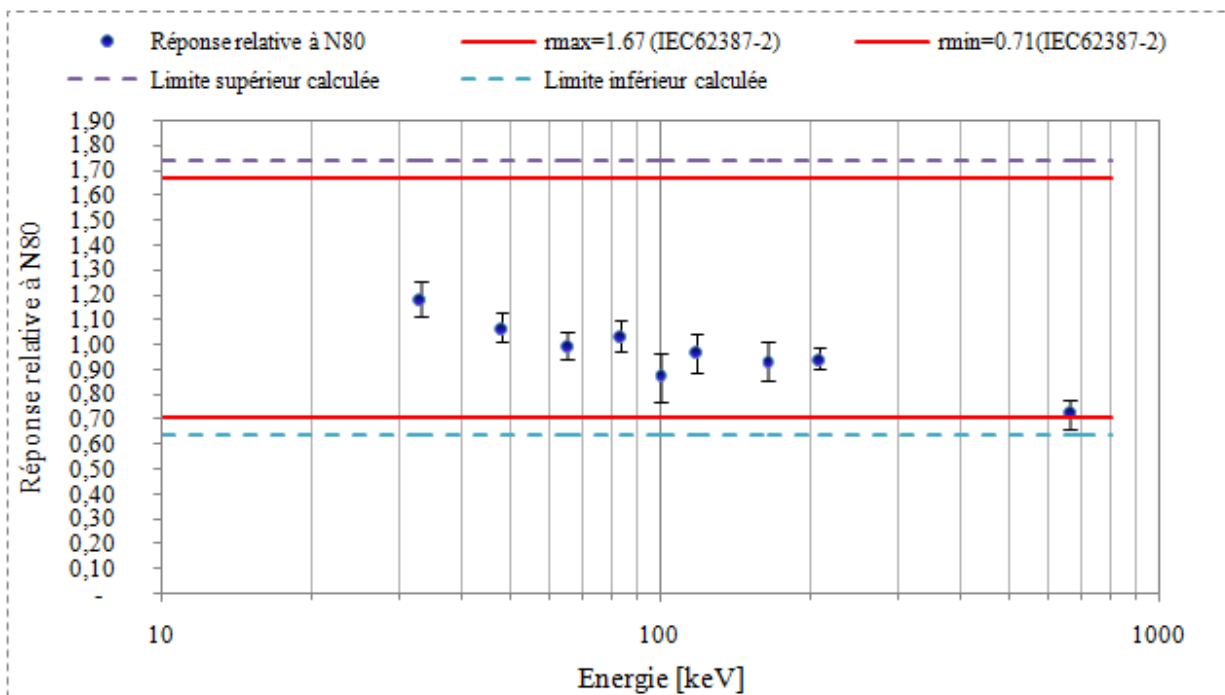


Figure IV. 17 : courbe des résultats de la réponse relative due à la modification de l'énergie moyenne des rayonnements photoniques pour l'incidence normale (0°) sur la gamme d'énergie 33keV-662keV.

Tableau IV. 16: rsultats de vérification de l'exigence de performance de la réponse relative due à la modification de l'énergie moyenne des rayonnements photoniques pour l'incidence normale (0°) sur la gamme d'énergie 33keV-662keV

Qualité de rayonnements	\bar{E} (keV)	$\bar{H}_p(3)_{\text{évalué},i} \mp U_{m,i}^*$ (mSv)	$R = \frac{\bar{H}_p(3)_{\text{évalué},i}}{H_p(3)_{\text{délivré},i}}$	$R_0 = \frac{\bar{H}_p(3)_{\text{évalué},ref}}{H_p(3)_{\text{délivré},ref}}$	$r_{\pm} = \left(\frac{H_p(3)_{\text{délivré},r}}{H_p(3)_{\text{délivré},i}} \right) * U_{\text{combinée}}^{**}$	$U_{c,composée}^{***}$ (%)	Limite supérieur calculé $1,67 + U_{c,com}$	Limite inférieur calculé $0,71 - U_{c,com}$	r_{max}	r_{min}
N-40	33	4.45±0.20	1.48	1.25	1.18±0.07	7%	1.74	0.64	1.67	0.71
N-60	48	4.03±0.17	1.34		1.07±0.06		1.74	0.64		
N-80	65	3.76±0.15	1.25		1.00±0.06		1.74	0.64		
N-100	83	3.90±0.18	1.30		1.04±0.06		1.74	0.64		
N-120	100	3.28±0.34	1.09		0.87±0.10		1.74	0.64		
N-150	118	3.64±0.25	1.21		0.97±0.08		1.74	0.64		
N-200	164	3.52±0.27	1.17		0.94±0.08		1.74	0.64		
N-250	208	3.56±0.09	1.19		0.95±0.04		1.74	0.64		
Cs-137	662	2.71±0.20	0.90		0.72±0.06		1.74	0.64		

* : relation III.9 ; ** : relation III.23 ; *** : relation III.31 ($U_{c,rel,r}$ et $U_{c,rel,i}$ sont majorés à 5.2% (LSED))

IV.3. RESULTATS DE L'ETUDE PILOTE DE POSTE DE TRAVAIL

IV3.1. Résultats de la quantification de rayonnement diffusé et étude des paramètres techniques d'influence sur la dose du cristallin en radiologie interventionnelle

IV.3.1.1. Étude normale

a. Résultats de l'effet de l'épaisseur du patient sur la variation de débit d'équivalent de dose d'ambiance autour du fantôme en PMMA

Dans le but de vérifier l'impact de l'épaisseur du patient sur la dose reçue par l'opérateur en radiologie et cardiologie interventionnelle ; notre étude consiste à évaluer le débit d'équivalent de dose d'ambiance $\dot{H}^*(10)$ en faisant varier l'épaisseur du fantôme plaque en PMMA de 10cm à 23cm, pour les deux tensions 100kV et 150kV. Ces mesures ont été réalisées pour une distance fixe entre le tube RX et le fantôme de 50 cm et ce, pour les distances de 50 cm entre le fantôme et le radiamètre représentant l'opérateur.

Le résumé des résultats de l'effet de l'épaisseur du fantôme sur la variation de débit d'équivalent de dose d'ambiance $\dot{H}^*(10)$ pour les deux tensions, 100kV, 150kV étudiées est illustré dans le tableau IV.17 et représenté sur la figure IV.18.

Tableau IV. 17: résumé des résultats de l'étude de l'effet d'épaisseur du fantôme sur la variation de débit d'équivalent de dose d'ambiance $\dot{H}^*(10)$ pour une distance tube RX-fantôme et une distance fantôme –radiamètre de 50cm pour les qualités N-100, N-150 concernant l'incidence normale.

Tension (kV)	Ep(cm)	D(RX-F)(cm)	D(F-Op)(cm)	$\dot{H}^*(10)(\mu\text{Sv/h}) \pm U^*_{\text{rel}}(\%)$
100	10	50	50	117.5±2%
	18			124.9 ± 2%
	23			127.2 ±1%
150	10	50	50	577.4± 2%
	18			682.6±2%
	23			739.2±1%

* : relation III.9

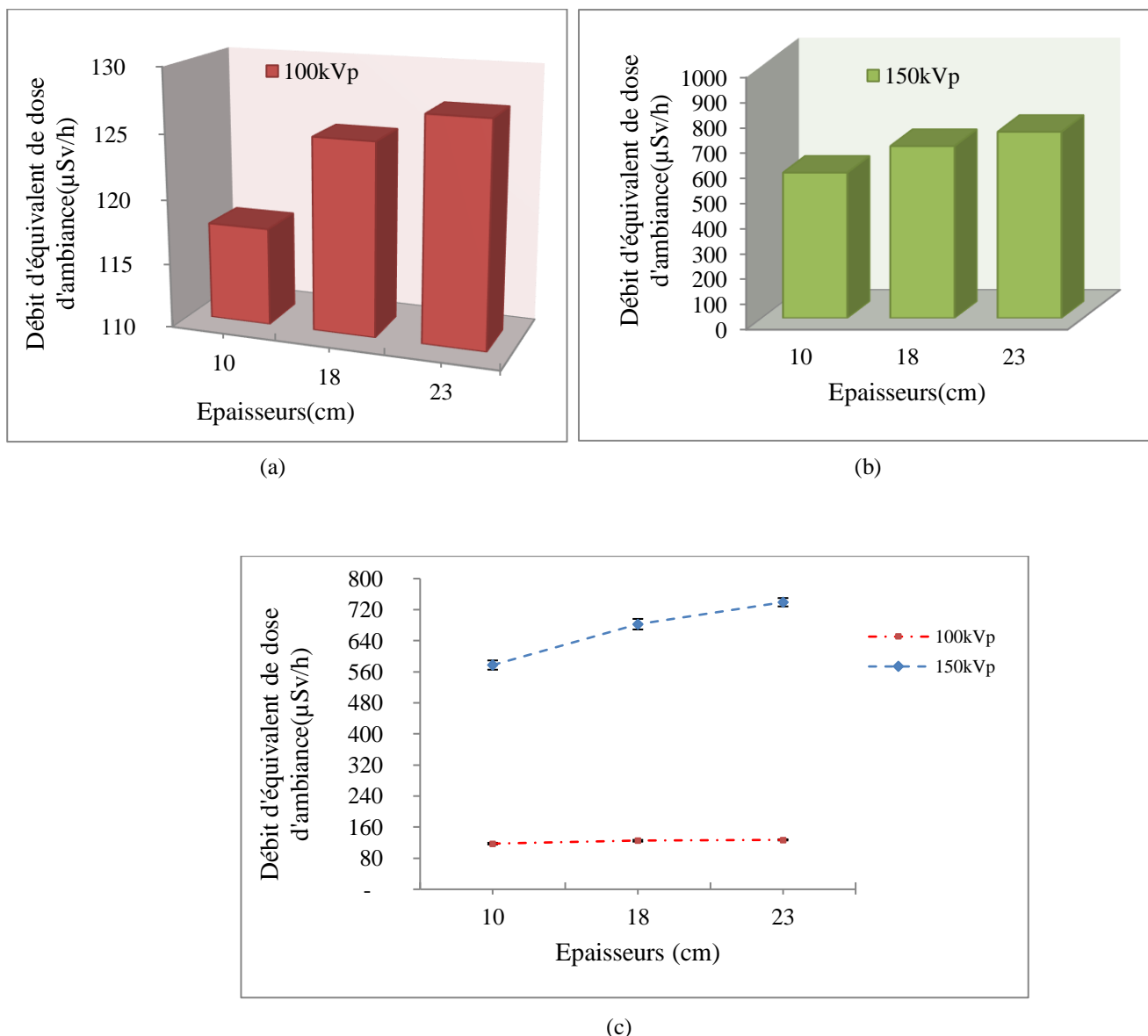


Figure IV. 18 : représentation des débits d'équivalent de dose d'ambiance en fonction de l'épaisseur du fantôme pour les tensions, (a) : 100 kV, (b) : 150kV ; (c) : comparaison entre les débits d'équivalent de dose d'ambiance pour les deux tensions pour la distance entre le tube RX- fantôme et entre le fantôme- radia-mètre de 50 cm.

On voit bien sûr les deux histogrammes de la figure IV. 18(a) (b) une croissance de débit d'équivalent de dose d'ambiance $\dot{H}^*(10)$ a été enregistré avec l'augmentation des épaisseurs du fantôme pour les deux tensions (100keV, 150keV). Cela nous permet de dire que plus l'épaisseur du patient ou le volume traversé par les RX est importante plus l'intensité des rayonnements diffusés reçus par les praticiens en radiologie interventionnelle est élevé. Cependant les débits d'équivalent de dose d'ambiance $\dot{H}^*(10)$ pour ces deux tensions sont illustrés dans la figure IV.18(c).

De ce fait, on peut en déduire à travers les résultats illustré dans la figure IV.18(c) que l'augmentation du niveau d'exposition est en fonction du la tension (100 à 150kV) et ce, parce que les niveaux de la

diffusion augmente quand l'énergie du faisceau augmente car le rapport des interactions de diffusion Compton aux interactions photoélectriques augmente en fonction de l'énergie du faisceau [BOO91].

b. Résultats de l'effet de la distance entre le tube RX et le fantôme sur la variation de débit d'équivalent de dose d'ambiance

L'étude de l'effet de la distance entre le tube RX et le patient sur le rayonnement diffusé en radiologie interventionnelle, des débits d'équivalents de doses d'ambiances $\dot{H}^*(10)$ ont été mesurés on utilisant les deux qualités N-100(T=100kV) et N-150 (T=150kV) du spectre étroit des RX et ce, pour les distances entre le tube RX et le fantôme de 50 et 80cm en utilisant une distance fixe de 50cm pour l'opérateur par rapport au fantôme pour l'ensemble des épaisseurs (10,18 et 23cm). Le résumé des résultats de cette étude sont illustrés dans les tableaux IV.18 ; IV.19 et représentés respectivement dans les figures IV.19 ; IV.20 ci-dessous.

Tableau IV. 18: résumé des résultats de l'effet de la distance entre le tube RX-fantôme sur la variation de débit d'équivalent de dose d'ambiance $\dot{H}^*(10)$ par rapport à la distance fantôme- radiamètre de 50cm pour l'ensemble des épaisseurs du fantôme concernant la tension 100kV

Tension (kV)	Ep(cm)	D(RX-F)(cm)	D(F-Op)(cm)	$\dot{H}^*(10)(\mu\text{Sv/h})\pm U_{\text{rel}}^*(\%)$
100	10	50	50	117.6± 2%
		80		71.4± 1%
	18	50		124.9± 2%
		80		87.4± 2%
	23	50		127.2± 1%
		80		97.7 ±1%

* : relation III.9

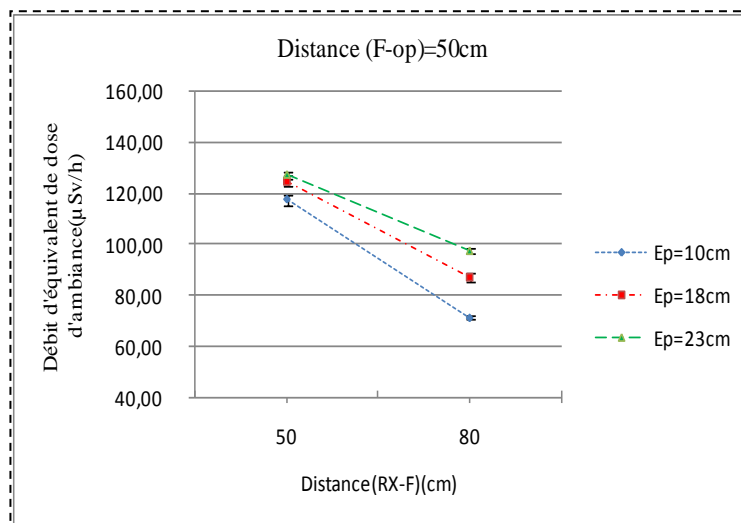


Figure IV. 19: représentation de la variation de débit d'équivalent de dose d'ambiance en fonction de la distance RX-fantôme pour la distance fantôme-radiamètre de 50cm pour l'ensemble des épaisseurs du fantôme concernant la tension 100kV

Tableau IV. 19: résumé des résultats de l'effet de la distance entre le tube RX-fantôme sur la variation de débit d'équivalent de dose d'ambiance $\dot{H}^*(10)$ par rapport à la distance fantôme- radiomètre de 50cm pour l'ensemble des épaisseurs du fantôme concernant la tension 150kV

Tension (kV)	Ep(cm)	D(RX-F)(cm)	D(F-Op)(cm)	$\dot{H}^*(10)(\mu\text{Sv/h}) \pm U_{\text{relative}}^*(\%)$
150	10	50	50	577.4±2%
		80		414.5± 2%
	18	50	50	682.6± 2%
		80		480.7±2%
	23	50	50	739.2± 1%
		80		500± 1%

* : relation III.9

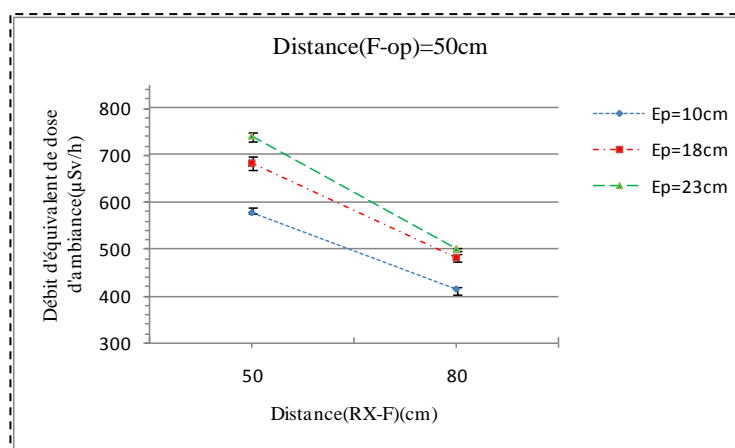


Figure IV. 20: représentation de la variation de débit d'équivalent de dose d'ambiance en fonction de la distance RX-fantôme pour la distance fantôme-radiomètre de 50cm pour l'ensemble des épaisseurs du fantôme concernant la tension 150kV

D'après les résultats illustrés dans les tableaux IV.19, IV.20 respectivement et représentés dans les figures IV.19, IV.20, on remarque que les débits d'équivalents de doses d'ambiances $\dot{H}^*(10)$ décroît avec l'augmentation de la distance entre le tube RX-fantôme de 50cm à 80cm pour la distance entre le fantôme et le radiomètre de 50cm. Par conséquent, La valeur la plus importante de débit l'équivalent de dose d'ambiance est celle enregistrée pour la distance tube RX-fantôme de 50cm et ce, pour l'ensemble des épaisseurs et en particulier celles mesurées pour l'épaisseur du fantôme de 23cm à une distance entre le fantôme- radiomètre de 50cm qui est d'ordre de 739,2 $\mu\text{Sv/h}$ lors d'utilisation de la qualité N150 (Tableau IV.19). Par conséquent, l'éloignement du tube RX du patient, en radiologie interventionnelle, permet d'optimiser une partie de la dose reçue par les opérateurs qui est due aux rayonnements diffusés, en diminuant la distance entre le patient et le récepteur (détecteur : amplificateur de brillance) tel qu'il est recommandé [BOO91].

c. Résultats de l'effet de la distance entre le fantôme et l'opérateur sur la variation de débit d'équivalent de dose d'ambiance

L'étude de poste de travail en radiologie et cardiologie interventionnelle se base aussi sur l'étude de la position de l'opérateur par rapport au patient (qui représente la principale source de rayonnement diffusé). De ce fait, dans cette partie de l'étude de poste travail on a choisi les distances de l'opérateur par rapport au fantôme de 50cm, 80cm et 100cm et ce pour une position perpendiculaire au centre du fantôme plaque équivalent patient en PMMA (Figure III.16(a)). Et concernant les trois épaisseurs du patient à savoir : 10cm, 18cm et 23cm des deux qualités des RX du spectre étroit N-100, N150. Par ailleurs, la distance entre le tube RX et le fantôme étant fixé à 50cm pour les deux qualités. Ainsi, le résumé des résultats de mesure de débit d'équivalent de dose ambiant est illustré dans le tableau IV.20.

Tableau IV. 20 : résultats des mesures de débit d'équivalent de dose ambiant $\dot{H}^*(10)$ de l'effet de la distance entre le fantôme –opérateur (50cm, 80cm, 100cm) sur le rayonnement diffusé par rapport à la distance tube RX- Fantôme de 50 cm pour l'ensemble des épaisseurs du fantôme concernant les deux tensions 100 et 150kV

Tension (kV)	Ep(cm)	Distance (Tube RX-Fantôme) (cm)	Distance (Fantôme-Opérateur) (cm)	$\dot{H}^*(10)$ ($\mu\text{Sv/h}$) $\pm U_{\text{relative}}(\%)$
N-100	10	50	50	117.6 \pm 2%
			80	45.8 \pm 1%
			100	30.8 \pm 2%
	18	50	50	124.9 \pm 1%
			80	51.6 \pm 1%
			100	31.9 \pm 1%
	23	50	50	127.2 \pm 1%
			80	55.9 \pm 2%
			100	33.7 \pm 1%
N-150	10	50	50	577.4 \pm 2%
			80	295.3 \pm 3%
			100	188.3 \pm 1%
	18	50	50	682.6 \pm 2%
			80	380 \pm 2%
			100	234.4 \pm 3%
		50	50	739.2 \pm 1%
			80	403.9 \pm 6%
			100	246.8 \pm 8%

* : relation III.9

Cependant, les deux figures IV.21 (a) et (b) représentent la variation de débit d'équivalent de dose ambiant par rapport à la variation de la distance entre le fantôme et l'opérateur (50,80, 100cm). Ainsi, et travers ces résultats on constate que le débit d'équivalent de dose d'ambiant mesuré diminue par rapport à l'augmentation de la distance entre le fantôme et l'opérateur autrement dit lorsque l'opérateur s'éloigne d'un mètre du fantôme le débit d'équivalent de dose d'ambiant diminue d'un facteur 4 pour la qualité N-100 et d'un facteur 3 pour la qualité N-150. Ces résultats nous confirment l'effet d'augmentation de la distance par rapport à la source de rayonnement sur la dose que va recevoir l'opérateur pendant ces heures de travail en RI et/ou CI.

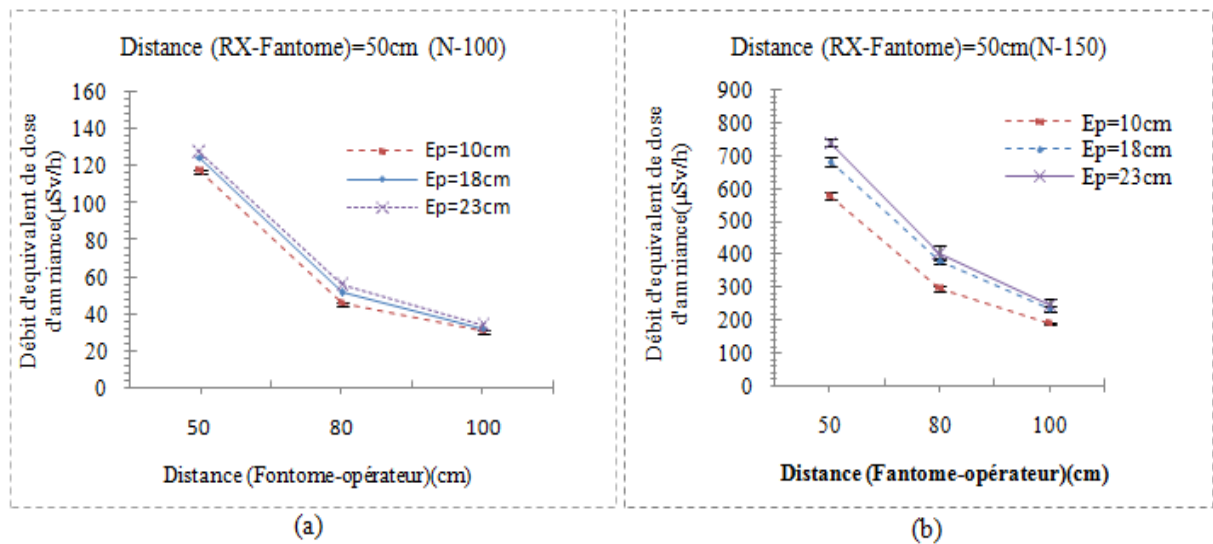


Figure IV. 21: représentation de la variation de débit d'équivalent de dose d'ambiance par rapport à la variation de la distance fantôme-opérateur pour la distance RX-fantôme fixe de 50cm pour l'ensemble des épaisseurs du fantôme concernant (a) : la tension 100kV ; (b) : la tension 150kV

IV.3.1.2. Étude angulaire

Il existe de nombreux facteurs qui peuvent influencer sur les doses du corps entier, du cristallin et des extrémités) du personnel médical pendant les procédures de radiologie et de cardiologie interventionnelle. Plusieurs auteurs tels que : Carinou et al. [CAR11], Koukorava et al. [KOU11] et Pasciak et al (2011) [PAS11] ont abordé dans leurs travaux de recherche cette influence et la variabilité de ces facteurs dans les cas cliniques. A ce titre, les résultats de notre étude sur l'influence de l'orientation angulaire du tube RX sur la variation des débits d'équivalents de doses d'ambiances $\dot{H}^*(10)$ sont traités dans ce qui suit.

a. Résultats de la variation de débit d'équivalent de dose d'ambiance par rapport aux angulations pour la qualité N-100($E_{moy}=83\text{KEV}$)

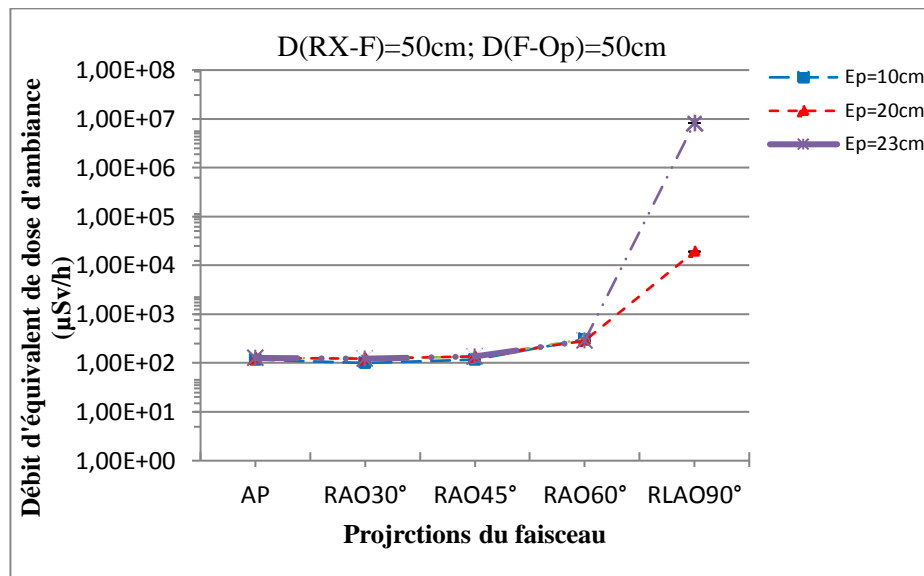
Le résumé des résultats de mesure de la variation de débit d'équivalent de dose d'ambiance $\dot{H}^*(10)$ par rapport aux angulations ($0^\circ, 30^\circ, 45^\circ, 60^\circ, 90^\circ$) selon les procédures RAO, AP, RLAT (voir la figure

III.17) et ce, pour des distances (RX-fantôme) de 50cm et 80cm et 50cm pour la distance fantôme – opérateur sont illustrés dans le tableau IV.21 et représentés sur la figure IV.22 (a, b).

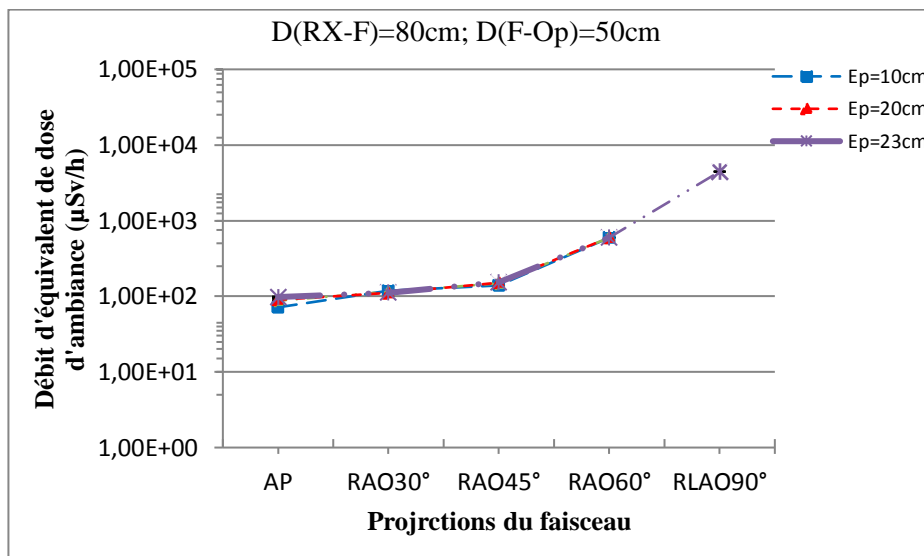
Tableau IV. 21: résumé des résultats de mesure de la variation de débit d'équivalent de dose d'ambiance pour les angulations (AP, RAO30°, RAO45°, RAO60°, RLATO 90°) avec les distances RX-fantôme de 50cm (a) et 80cm (b) par rapport aux distances fantôme-radia-mètre de 50cm, pour les épaisseurs du fantôme 10cm, 20cm, 23cm et ce, pour la tension 100kV

Qualité RX	Ep(cm) Epaisseur du fantôme	Distance (Tube RX-Fantôme) (cm)	Distance (Fantôme-Opérateur) (cm)	Les angulations (°)	$\dot{H}^*(10)$ ($\mu\text{Sv/h}$) $\pm U_{rel}^*$ (%)
N-100 ($E_{moy}=83\text{keV}$) ($T=100\text{kV}$)	10	50	50	AP	117.6 \pm 2%
				RAO30°	99.9 \pm 1%
				RAO45°	117 \pm 1%
				RAO60°	307.1 \pm 1%
	20	50	50	AP	124.9 \pm 2%
				RAO30°	123 \pm 1%
				RAO45°	135.9 \pm 3%
				RAO60°	298.3 \pm 1%
	23	50	50	RLAT90°	1913 \pm 1%
				AP	127.2 \pm 1%
				RAO30°	122.7 \pm 1%
				RAO45°	136.5 \pm 1%
	10	80	50	RAO60°	286.1 \pm 1%
				AP	71.4 \pm 1%
				RAO30°	117.5 \pm 1%
				RAO45°	138.3 \pm 1%
	20	80	50	RAO60°	593.2 \pm 2%
				AP	89.8 \pm 1%
				RAO30°	110.2 \pm 2%
				RAO45°	151.2 \pm 1%
23	80	50	RAO60°	597.1 \pm 2%	
			AP	97.7 \pm 1%	
			RAO30°	111 \pm 1%	
			RAO45°	152.8 \pm 1%	
			RAO60°	597.3 \pm 2%	
			AP	4451.9 \pm 1%	
			RLAT90°		

* : relation III.9



(a)



(b)

Figure IV. 22: représentation de la variation de débit d'équivalent de dose d'ambiance pour les angulations (AP, RAO30°, RAO45°, RAO60°, RLAT90), (a) : la distance RX-fantôme de 50cm, (b) : 80cm (b) par rapport aux distances fantôme-radiamètre de 50cm, pour les épaisseurs du fantôme 10cm, 20cm, 23cm et ce, pour la tension 100kV

A travers ces résultats de mesure on peut constater que le débit l'équivalent de dose d'ambiance $\dot{H}^*(10)$ enregistré à 50cm du fantôme pour les deux distances du tube RX et fantôme (50cm, 80cm) respectivement varie peu pour les faibles angulations à savoir : 30°, 45° et ce, pour les trois épaisseurs étudiés du fantôme (10cm, 20cm et 23cm) . Par contre, pour les projections angulations RAO 60°, RLAT 90° un débit l'équivalent de dose d'ambiance $\dot{H}^*(10)$ très important a été mesuré en particulier pour la projection RLAT90°et ce, pour l'épaisseur 20cm et 23cm pour la distance du tube RX-fantôme et fantôme –radia métré de 50cm respectivement. De plus, la figure IV.22 a mis en évidence ces variations

des débits d'équivalents de doses d'ambiances $\dot{H}^*(10)$ pour les deux projections angulaires RAO60° et RLAT90°. Ces valeurs sont de l'ordre de 19.130mSv/h pour l'épaisseur du fantôme 20cm et d'ordre de 8.259Sv/h pour l'épaisseur 23cm qui sont très élevés du point de vue radioprotection. Par conséquent, nos résultats de mesure de débit d'équivalent de dose d'ambiance pour le poste de l'opérateur positionné à 50 cm du fantôme équivalent patient démontent que la position des opérateurs en radiologie et cardiologie interventionnelle est très irradiante en particulier pour les parties non protégées à savoir : le cristallin et les extrémités.

IV.3.2. Résultats de la surveillance radiologique du cristallin au niveau du bloc opératoire du service de d'orthopédie (Hanafi) de CHU Douera

Les résultats de surveillance du cristallin obtenus pour les deux postes de travail tels que : l'anesthésiste et le chirurgien sont présentés et interprétés sur trois périodes mensuelles.

Il y a lieu de signaler que le nombre et le type des techniques d'irradiations pratiquées dans cette étude sont limités aux informations collectés à travers les fiches de renseignement (Annexe D) qui ont été remplies par les opérateurs ciblés par notre étude.

Le tableau IV.22 regroupe les résultats de l'équivalent de dose Hp(3) de la surveillance du cristallin obtenus mensuellement, pour chaque position de dosimètre à savoir : la position frontale, la position droite et/ou gauche du cristallin et la position latérale (Figure III.3(d)) et ce, pour trois périodes de surveillance. Aussi, le nombre de radioscopie et de radiographie ainsi que le nombre de positions des opérateurs à l'extérieur du bloc opératoire sont reportés respectivement pour les deux postes étudiés dans les colonnes 4 et 5 durant les périodes de notre suivi dosimétrique du cristallin dans ce même tableau. L'histogramme de la figure IV.23 illustre la distribution de ces équivalents de doses mensuels enregistrés pour les deux opérateurs à savoir l'anesthésiste et le chirurgien. En effet, sur le même histogramme de la figure IV.23, les équivalents de doses du cristallin enregistrées sont comparés à l'équivalent de dose corps entiers Hp(10) enregistré par le dosimètre OSL.

Par ailleurs, le service de dosimétrie n'ayant pas communiqué les valeurs d'équivalent de dose corps entiers Hp(10) en dessous du niveau d'enregistrement qui est de 0,2 mSv concernant les opérateurs retenus dans notre étude. Ce niveau d'enregistrement nous l'avons donc considéré uniquement à des fins de comparaison.

Tableau IV. 22: résultats des trois périodes de surveillance radiologique du cristallin au niveau du bloc opératoire du service d'orthopédie (Hanafi) du Centre Hospitalo-Universitaire (CHU) de Douera d'Alger [LAR21]

Position des dosimètres sur les lunettes	$H_p(3)(mSv) \pm U_{rel}^*(\%)$		Nombre d'acte de radioscopie (le nombre de position des operateurs à l'extérieur de la salle d'intervention)	Nombre de Radiographie (le nombre de position des operateurs à l'extérieur de la salle d'intervention)
	Poste de l'anesthésiste	Poste de chirurgien		
Frontale	0.17	0.15	163(113)	95(48)
Cristallin droit	0.21	0.42		
Latéral droit	0.38	0.31		
Cristallin Gauche	0.23	0.20		
Latéral Gauche	0.42	0.48		

*: $U_{rel}=2.75\%$ (Tableau IV.2)

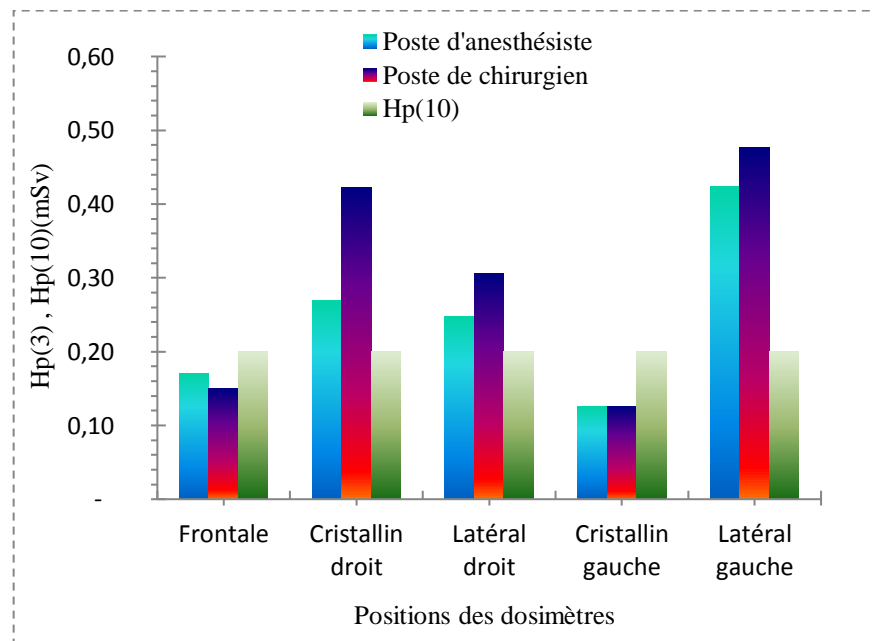


Figure IV. 23 : représentation graphique des équivalents de dose mensuels enregistrés au niveau du cristallin pour l'anesthésiste et le chirurgien au niveau du bloc opératoire du service d'orthopédie (Hanafi) de CHU Douera durant les trois périodes de surveillance comparées à l'équivalent de dose du corps entiers Hp(10) [LAR21].

Ainsi, les principaux résultats obtenus montrent que pour chaque position de dosimètre, aucune différence significative n'a été observée entre les deux postes sélectionnés et ce, pour la position frontale et la valeur Hp(10). Cependant, la valeur d'exposition la plus élevée a été enregistrée par le dosimètre latéral gauche, à savoir : $H_p(3) = 0.48 \text{ mSv}$, $H_p(3) = 0.42 \text{ mSv}$ pour le chirurgien et l'anesthésiste respectivement.

Les valeurs enregistrées par nos dosimètres du cristallin pour ces deux postes (anesthésiste/chirurgien) restent faibles par rapport à la limite trimestrielle (5 mSv) et par rapport au niveau d'investigation de

1,5 mSv (3/10 de la limite trimestrielle). On peut également noter que toutes les valeurs enregistrées des différentes positions ne dépassent pas le niveau d'enregistrement trimestriel qui est de 0,5 mSv (1/10 de la limite trimestrielle).

Par ailleurs, et en raison de la limitation de temps de présence de l'anesthésiste et le chirurgien en bloc opératoire lors de l'utilisation des RX , les valeurs de l'équivalent de dose Hp(3) enregistrées dans notre étude est faible et cela est confirmé par le nombre d'actes de radioscopies et de radiographie réalisés pour lesquels les opérateurs (chirurgien et l'anesthésiste) sont à l'extérieur de la salle d'intervention ou bloc opératoire à savoir : 113 acte de radioscopie contre 48 acte de radiographie (voir le tableau IV.23) . De ce faite, on peut dire que dans ce service une optimisation d'exposition des opérateurs a été effectuée en se basant sur l'augmentation de la distance par rapport à la source d'irradiation principale qui est le patient. Cependant, des recommandations peuvent être faites pour les deux postes de travail (anesthésiste et chirurgien) et qui consistent le port des moyens de protections individuelles : un tablier plombé avec une épaisseur de plomb adéquate et un cache thyroïde avec des lunettes plombée et ce, en plus des moyens de protection collectifs tels que : le paravent et les plafonniers plombés.

Enfin, et compte tenu de l'organisation du travail dans ce service d'une part et des résultats obtenus par notre étude pilote concernant la surveillance radiologique du cristallin de l'anesthésiste et de chirurgien des deux postes de travail sélectionnés d'autre part, le suivi dosimétrique du cristallin de ces deux derniers n'est pas obligatoire. Par contre, une évaluation mensuelle de la dose Hp(10) à l'aide d'un dosimètre personnel tel que la luminescence stimulée optiquement (OSL : Optically Stimulated Luminescence) est fortement recommandée associée à des consultations de contrôle d'ophtalmologie du cristallin.

CONCLUSION GENERALE

CONCLUSION GENERALE

=====

Dans ce présent travail nous avons procédé en premier lieu au développement de la grandeur opérationnelle destinée pour la mesure de l'équivalent de dose du cristallin, Hp(3), au niveau du Laboratoire d'Etalonnage Secondaire (LSED) du centre de recherche nucléaire d'Alger (CRNA). Ceci est effectué en réalisant le fantôme, recommandé par ORAMED (2012), en PMMA de 20cm de diamètre et 20cm de hauteur avec des parois de 0,5 cm à quatre éléments (76.2% d'oxygène, 11.1% de carbone, 10.1% d'hydrogène et 2.6% d'azote) remplie d'eau ainsi que à la détermination des coefficients de conversion $h_{pk}(3, R, \alpha)$ du kerma dans l'air en équivalent de dose Hp(3). En deuxième lieu, on a procédé à la conception et la calibration de notre système dosimétrique en terme de la grandeur opérationnelle Hp(3) qui a été réalisée en utilisant la source de référence N-80 ($\bar{E} = 65keV$) du spectre étroit des RX ISO-4037. Cette source de référence a été choisie sur la base d'un calcul d'incertitude relative élargie trouve lors de calcul de facteur de calibration qui est d'ordre 3.40% et qui est le plus bas selon la recommandation de la norme IEC 62387(2020) et ce, pour une dose de référence 3mSv.

Par ailleurs, la caractérisation de notre dosimètre du cristallin a été effectuée : à travers l'étude de la réponse énergétique, la réponse angulaire, la détermination du seuil de détection ainsi que le fading ou la perte d'information de notre détecteur. Ainsi, des tests d'exigences de performance ont été effectués en termes de grandeurs opérationnelles Hp(3) à savoir : La réponse relative due à la non-linéarité ; La réponse relative due à la modification de l'énergie moyenne du rayonnement photonique et à l'angle d'incidence; Le coefficient de variation de la réponse en dose et les tests de vérification de la non-linéarité et ce, pour vérifier leur conformité aux exigences spécifiées par les normes internationales ISO-12794 (2000) ; IEC 62387(2020), ORAMED (2012) et ISO 4037-3(2019).

L'ensemble des résultats de cette caractérisation ont été trouvés en bon accord avec les prescriptions de bon fonctionnement de la norme ISO-12794(2000) et les recommandations de l'ORAMED (2012).

De même, en ce qui concerne les résultats des tests et exigences de performances de la norme IEC62387-2 pour notre dosimètre ont été trouvé aussi en bon accord avec les exigences de la norme et ce, pour l'ensemble d'équivalent de dose choisi dans notre travail pour la source de rayonnement photonique N80 ($\bar{E} = 65keV$) par contre, pour la source de rayonnement photonique du Cs-137 s'avère non satisfaisant aux exigences de la même norme.

Dans le but de quantifier le rayonnement diffusé qui représente la principale source d'exposition en RI et/ou CI, une étude de poste de travail de l'opérateur a été faite afin d'évaluer les

débites de doses équivalents d'ambiance $\dot{H}^*(10)$ autour d'un tube RX industriel de marque PHILIPS modèle MG320 disponibles au niveau de Laboratoire Secondaire d'étalonnage en Dosimétrie (LSED) du Centre de Recherche Nucléaire d'Alger (CRNA) et ce, pour les deux qualités N100 ($\bar{E} = 83keV ; T = 100kV$) et N150 ($\bar{E} = 118keV ; T = 150kV$) du spectre étroit de RX. Aussi, cette étude a mis en évidence l'influence de quelques paramètres technique à savoir : la distance entre l'opérateur et le fantôme équivalent patient, la distance entre le tube RX et le fantôme, l'épaisseur du fantôme, l'orientation angulaire du tube selon le type de la procédure sur la variation de débit d'équivalent de dose d'ambiance $\dot{H}_p^*(10)$ donc sur la dose aux organes non protégés tels que les mains (extrémités) et le cristallin des praticiens en RI et/ou CI.

Par ailleurs, la surveillance radiologique du cristallin a été effectuée en utilisant notre dosimètre à base de TLD caractérisé et étalonné en terme de la grandeur opérationnelle Hp(3). Ainsi, les résultats de cette surveillance, du poste d'anesthésiste et de chirurgien en bloc opératoire du service d'orthopédie en radiologie interventionnelle (Hanafi) du Centre Hospitalo-Universitaire (CHU) de Douera d'Alger, ont conduit à conclure que : les équivalents de dose évalués par les dosimètres du cristallin le long des trois périodes de la présente étude pilote, montrent un niveau faible d'exposition du personnel au niveau de ces deux postes de travail où des valeurs des équivalents de dose Hp(3) mensuels restent faibles par rapport à la limite trimestrielle (5 mSv) et par rapport au niveau d'investigation de 1.5 mSv (3/10 de la limite trimestrielle). On peut également noter que toutes les valeurs enregistrées des différentes positions (frontale, cristallin, latéral droit et/ou gauche) ne dépassent pas le niveau d'enregistrement trimestriel de 0.5 mSv (1/10 de la limite trimestrielle).

Ainsi, une comparaison des équivalents de doses enregistrés au niveau du cristallin, par nos dosimètres cristallin, et ceux du corps entier, donnés par un dosimètre OSL pour le personnel de ce service pendant la même période de surveillance, ont montré que le rapport entre l'équivalent de dose enregistrés au niveau du cristallin Hp(3) et celui corps entier Hp(10) pour lequel un facteur 2 a été trouvé pour les deux postes : l'anesthésiste et le chirurgien et concernant uniquement la position latérale gauche. Enfin, et de faite, le suivi dosimétrique des ces deux derniers n'est pas obligatoire mais par contre, un suivi mensuelle de la dose du corps entier à l'aide d'un dosimètre personnel OSL avec des consultations régulières d'ophtalmologie sont fortement recommandées.

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- [**ARO04**] A. Aroua, J-F. Valley and F-R. Verdun. Investigation de la pratique radiologique en Suisse: fluoroscopie diagnostique et interventionnelle, Rapport 1104, Institut Universitaire de Radiophysique applique, Lausanne (2004).
- [**AUB97**] B. Aubert, D. Paul, R. Sabattier. Dosimétrie du personnel en milieu hospitalier. Radioprotection. Vol. 32, No. 2, pp. 163 – 179, (1997).
- [**BEH10**] R. Behrens. Uncertainties in external dosimetry: analytical vs. Monte Carlo method. Radiation Protection Dosimetry. Vol. 138, No. 4, pp. 346–352, (2010).
- [**BEH11**] R. Behrens and G Dietze. Dose conversion coefficients for photon exposure of the human eye lens. Phys. Med. Biol. Vol. 56, pp.415–437, (2011).
- [**BEH12a**] R. Behrens. On the operational quantity Hp(3) for eye lens dosimetry. Radiat. Prot. Dosim. Vol.32, pp.455–464, (2012).
- [**BEH12b**] R. Behrens. Air kerma to Hp(3) conversion coefficients for a new cylinder phantom for photon reference radiation qualities. Radiat. Prot. Dosim. Vol.151, No.3, pp. 450–455, (2012).
- [**BEH15**] R. Behrens. Monitoring the eye lens: how do the international organizations react? Radiat. Prot. Dosim. Vol. 164, No.1–2, pp.75–78, (2015).
- [**BEL01**] Y. Belkacémi, E.Touboul, J.B. Méric, P.Rat, J.M. Warnet. Cataracteradio-induite: aspects physiopathologiques, radiobiologiquesetcliniques. Cancer/ Radiother. Vol.5, pp.397-412, (2001).
- [**BER07**] D. Bertolloto, A. Epiney et G. Gaëtan. Détection et Contrôle du Flux Neutronique. Laboratoire de Physique des réacteurs et de comportement des Systèmes, EPFL-SB - IPEP- LRS. PH-D3-455, Version 3.1. (2007).
- [**BIL02**] P. Bilski. Lithium fluoride: from LiF:Mg,Ti to LiF:Mg,Cu,P . Radiation Protection Dosimetry .Vol. 100, Nos 1–4, pp. 199–206, (2002).
- [**BOH93**] J. Bohm. ICRU Report 47 – A breakthrough. Radiat. Prot. Dosim. Vol.46, No. 3, pp.147, (1993).
- [**BOK08**] C. Bokou1, A. Schreiner-Karoussou, R. Breisch and J. Beissel .Changing from image intensifier to flat detector technology for interventional cardiology procedures: A practical point of view. Radiation Protection Dosimetry. Vol. 129, No. 1 –3, pp. 83–86, (2008).
- [**BOL15**] C. Bolomey, F. Grégoire. Irradiation du personnel en neuroradiologie interventionnelle pédiatrique : focus sur le cristallin de l’opérateur. Mémoire de Bachelor : Haut Ecole de santé Vaud. (2015).
- [**BOO72**] L. F. Booth, T. L. Johnson, F. H. Attix. Lithium Fluoride Glow-peak Growth Due to Annealing .Health Physics. Vol. 23, No.2, pp. 137, (1972).

- [BOO91] J.M. Boone, D. C. Levin. Radiation Exposure to Angiographers under Different Fluoroscopic Imaging Conditions. *Radiology*. Vol. 180, No. 3, pp.861-865, (1991).
- [BOR11a] J.M. Bordy, J. Daures, M. Denozière, G. Gualdrini, M. Ginjaume, E. Carinou, F. Vanhavere. Proposals for the type tests criteria and calibration conditions of passive eye lens dosimeters to be used in interventional cardiology and radiology workplaces. *Radiat. Meas.* Vol. 46, pp. 1235-1238, (2011).
- [BOR11b] J.M. Bordy, G. Gualdrini, J. Daures and F. Mariotti. Principles for the design and calibration of radiation protection dosimeters for operational and protection quantities for eye dosimetry. *Radiat. Prot. Dosim.* Vol. 144, pp. 257-261, (2011).
- [BOU12] S. Bouffler, E. Ainsbury, P. Gilvin and J. Harrison. Radiation-induced cataracts: the health protection agency's response to the ICRP statement on tissue reactions and recommendation on the dose limit for the eye lens, *J. Radiol. Prot.* Vol. 32, pp. 479-488, (2012).
- [BRO13] J. Broughton, M.C. Cantone, M. Ginjaume, B. Shah, R. Czarwinski. Report of task group on the implications of the implementation of the ICRP recommendations for a revised dose limit to the lens of the eye. *J. Radiol. Prot.* Vol. 33, pp. 855-868, (2013).
- [BRO15a] J. Broughton, M.C. Cantone, M. Ginjaume and B. Shah. Implication of the implementation of the revised dose limit to the lens of the eye: the view of IRPA professionals *Ann. ICRP* 44, pp. 138-143, (2015a).
- [CAM68] J. R. Cameron, N. Suntharalingham, G. N. Kenney. *Thermoluminescent Dosimetry*. University of Wisconsin Press, Madison, (1968).
- [CAR15] E. Carinou, P. Ferrari, O. Ciraj Bjelac, M. Ginjaume, M. Sans Merce and U. O'Connor, Eye lens monitoring for interventional radiology personnel: dosimeters, calibration and practical aspects of Hp(3) monitoring. A 2015 review. *J. Radio. Prot.* R17-R34. (2015).
- [CHO 08] G. Chodick, N. Bekiroglu, M. Hauptmann, H. A. Bruce, D. M. Freedman, M. M. Doody, Li C. Cheung, S. L. Simon, R. M. Weinstock, A. Bouville, A. J. Sigurdson. Risk of cataract after exposure to low doses of ionizing radiation: a 20 year prospective cohort study among US radiologic technologists. *Am. J. Epidemiol.* Vol. 168, No.6, pp.620-631, (2008).
- [CHS72] R.W. Chsisty, H.R. Mayhugh, *J. Appl. Phys.* Vol. 43, pp.3216, (1972).
- [CHA75] M. W. Charles, N. Brown. Dimensions of the human eye relevant to radiation protection. *Phys. Med. Biol.* Vol. 20, No.2, pp. 202-18, (1975).
- [CIR10] O. Ciraj-Bjelac, M. M. Rehani, K. H. Sim, H. B. Liew, E. Vano, and N. J. Kleiman. Risk for radiation induced cataract for staff in interventional cardiology: is there reason for concern? *Catheter. Cardiovasc. Interv.* Vol. 76, pp. 826-834, (2010).
- [CLA18] I. Clairand, R. Behrens, M. Brodecki, E. Carinou, J. Domienik-Andrzejewska, M. Ginjaume, O. Hupe and M. Roig. EURADOS 2016. Intercomparison exercise of eye lens doseimeters. *Radiat. Prot. Dosim.* Vol. 182, pp. 317-322, (2018).

- [COU13] C. Cousins, D.L. Miller, G. Bernardi, M.M. Rehani, P. Schofield, E. Vano , A.J. Einstein, B. Geiger, P. Heintz, R. Padovani, K-H. Sim. Radiological Protection in Cardiology. ICRP Publication 120. Ann. ICRP 42(1), (2013).
- [CUR63] H. Curien. Les défauts ponctuels dans le fluorure de lithium. Le Journal De Physique. Tome 24, Juillet, Page 543, (1963).
- [DAN67] F. Daniels, Luminescence Dosimetry. Proceedings of International Conference on Luminescence Dosimetry. Stanford University, Stanford, California, (1967).
- [DEC05] Décret présidentiel n° 05-117(2005). Journal Officiel de la République Algérienne n° 27.
- [DUB01] M. SC. Dubbelman, V. D. Heijde, G. L. Weeber, and A. MSc HENK. The thickness of the human lens obtained from corrected Scheimpflug images. Optom. Vis. Sci. Vol. 78, No.6, pp.411, (2001).
- [DUF86] K.E. Duftschmid, U. Lauterbach, R.J. Pattison. Comparison of most widely used automated TLD readout systems. EURADOS - CENDOS: Aspects of individual monitoring. Radiat . Prot . Dosim . Vol.14, No.1, pp.33 – 39, (1986).
- [EAK14] J. S. Eakins, S. T. Baker , N. J. Gibbens , P. J. Gilvin, L. G. Hager and R. J. Tanner. Monte Carlo modeling of $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ and ^{85}Kr Beta Fields for Hp(3) measurements. Radiat. Prot. Dosim. Vol.158, pp.115-121, (2014).
- [EVA55] R.D. Evans. *The atomic nucleus*. ISBN-13: 9780898744149 (1955).
- [FIS80] C. FISHER(1980). Les Radioéléments et leurs utilisations». Collection du commissariat à l'énergie atomique
- [GEO09] J. L. Georges, B. Livarek, G.Gibault-Genty, J.P. Aziza, I.L. Hauteceur, H. Soleille, M.Al Kebsi . Reduction of radiation delivered to patients undergoing invasive coronary procedures. Effect of a programme for dose reduction based on radiation-protection training. Arch.Cardio. Dise. Vol.102, No 12, pp. 821-827, (2009).
- [GHO19] S.S.Ghotra,J.Sirois. Facteurs influençant les pratiques des TRM en matière de radioprotection du cristallin en radiologie interventionnelle. Mémoire de Bachelor : Haut Ecole de santé Vaud. (2019).
- [GIL13] P. J. Gilvin , S. T. Baker , N J. Gibbens , G. H. Roberts , R. J. Tanner , J. S. Eakins , L. G.Hager and T. J.Daniels . Type testing of a head band dosimeter for measuring eye lens dose in terms of Hp(3). Radiat. Prot. Dosim. Vol.157, pp. 430-436, (2013).
- [GOO09] D.T.Goodhead, M. Belli, A. J.Mill, D. A. Bance, L. A. Allens, S. C.Hall, . Direct Comparison between protons and alpha-particles of the same LET: I. Irradiation methods and inactivation of asynchronous V79, HeLa and C3H 10T1/2 cells. Int. J. Radiat. Biol. Vol. 61, pp. 611-624, (2009).
- [GRA66] R. M. Grant & R. J. Cameron. Effects of Pre-Irradiation Annealing on the

- Thermoluminescence and Dielectric Loss of LiF:Mg. J. Appl. Phys. Vol. 37, pp. 3791, (1966).
- [GUA11] G. Gualdrini ,F. Mariotti , S. Wach ,P. Bilski , M. Denoziere , J-M. Daures , P. Ferrari, F. Monteventi and E. Fautuzzi. . Eye lens dosimetry: task 2 within the ORAMED project. Radiat. Prot. Dosim. Vol.144, No.1-4, pp. 473-77, (2011).
- [HAL16] M. Halimi. Modélisation de la distribution des pièges dans LiF par Thermoluminescence. Thèse Doctorat, USTO-MB, (2016).
- [HAS 04] A.K. Junk; Z. Haskal; B.V. Worgul. Cataracts in Interventional Radiology: An Occupational Hazard? Inves. Oph. & Visu. Scie. Vol.45, pp. 388, (2004).
- [HER17] A. HERRATI. Contribution à l'étude de la dosimétrie des photons de basse et moyenne énergie. Thèse Doctorat, USTHB, (2017).
- [HID06] N. Hidajat, P. Wust, R. Felix, , R. J. Schroder. Radiation exposure to patient and staff in hepatic chemoembolization: risk estimation of cancer and deterministic effects. Cardiovasc. Intervent. Radiol, Vol. 29, pp.791–796 , (2006).
- [HUB69] J.H. Hubbell. Photon cross sections, attenuation coefficients, and energy absorption coefficients from 10 keV to 100 GeV. Report NSRDS-NBS29, U.S. National Bureau of Standards (1969).
- [IAE11] IAEA. International Atomic Energy Agency, Radiation Protection and Safety of Radiation Sources: International Basic Safety Standards, Interim Edition, IAEA (2011).
- [IAE13] IAEA. Implications for Occupational Radiation Protection of the New Dose Limit for the Lens of the Eye. TECDOC No. 1731(2013).
- [IAE14] IAEA. Radiation and Safety of Radiation Sources: International Basic Safety Standards (General Safety Requirements Part 3, N°.GSR Part3) (Vienna: IAEA) (2014).
- [ICR77] ICRP. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, ICRP Publication 26, Pergamon Press, Oxford (1977).
- [ICR91] ICRP. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, ICRP Publication 60, ICRP Oxford, Pergamon Press, (1991).
- [ICR96] ICRP. Conversion coefficients for use in radiological protection against external radiation. Technical Report Annals of the ICRP, ICRP Publication, Vol.26 (3/4), ICRP Oxford. Pergamon Press, (1996).
- [ICR97] ICRP. General principles for the radiation protection of workers. ICRP Publication 75 (Oxford: Pergamon Press) (1997).
- [ICR07] ICRP. The 2007 recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. Ann. ICRP 37 (2–4) (2007).

- [ICR12] ICRP. ICRP Statement on Tissue Reactions / Early and Late Effects of Radiation in Normal Tissues and Organs - Threshold Doses for Tissue Reactions in a Radiation Protection Context. Publication 118. Ann. ICRP 41(1/2) (2012).
- [ICR13] ICRP. Radiological Protection in Cardiology. ICRP Publication 120. Ann. ICRP 42(1) (2013).
- [ICR85] ICRU. Détermination des Equivalents de Dose dus aux Sources Externes de Rayonnement, rapport no 39 (1985).
- [ICR88] ICRU. Determination of Dose Equivalents of External Radiation Sources, Part 2, rapport 43(1988).
- [ICR92] ICRU. Measurement of Dose Equivalents from External Photon and Electron Radiation, Report 47 (Bethesda, MD: ICRU Publication) (1992).
- [ICR93a] ICRU. Quantities and Units in Radiation Dosimetry, Report 51 (Bethesda, MD: ICRU Publications) (1993).
- [ICR98] ICRU. Conversion Coefficients for Use in Radiological Protection against External Radiation. ICRU Report 57 (ICRU: Bethesda) (1998).
- [IEC91] IEC. Systèmes dosimétriques par thermoluminescence pour la surveillance individuelle et de l'environnement. IEC/CEI 62387-1 (Geneva, 1991).
- [IEC20] IEC. Radiation protection instrumentation – dosimetry systems with integrating passive detectors for individual, workplace and environmental monitoring of photon and beta radiation. IEC/CEI 62387-2 (Geneva, 2020).
- [ISO00] ISO. Nuclear Energy — Radiation Protection — Individual Thermoluminescence Dosimeters for Extremities and Eyes. International Standard .ISO 12794 (Geneva: ISO) (2000).
- [IEC05] IEC. Medical diagnostic X-ray equipment, Radiation conditions for use in the determination of characteristics, IEC 61267 (2005).
- [ISO15] ISO. Radiological protection — procedures for monitoring the dose to the lens of the eye, the skin and the extremities. ISO 15382. (Geneva: ISO)(2015).
- [ISO19] ISO. Radiation protection—criteria and performance limits for the periodic evaluation of processors of personal dosimeters for X and gamma radiation. ISO 14146. (Geneva: ISO) (2019).
- [ISO19a] ISO. X and gamma reference radiation for calibrating dosimeters and dose rate meters and for determining their response as a function of photon energy. Part 1: radiation characteristics and production methods. ISO 4037-1. ISO (2019).
- [ISO19b] ISO. X and gamma reference radiation for calibrating dosimeters and dose ratemeters and for determining their response as a function of photon energy-part 3: calibration of area and personal dosimeters and the measurement of their response as a function of energy and angle of incidence. ISO 4037-3. (Geneva: ISO) (2019).

- [JAC10] S. Jacob, M. Michel , C. Spaulding , S. Boveda , O. Bar , A. P. Brézin , M.Streho , C. Maccia , P. Scanff , D. Laurier , M.O. Bernier. Occupational cataracts and lens opacities in interventional cardiology (O’CLOC study): are X-Rays involved? BMC Public Health, 10:537 , (2010).
- [JAC13] S. Jacob, S. Boveda, O. Bar, A. Brézin, C. Maccia, D.Laurier, M.O.Bernier. International cardiologists and risk of radiation-induced cataract: resultants of a French multicentre observational study. Int. J. Cardiol.vol. 167, pp.1843-1847, (2013).
- [JIM07] C. Jimonet ; H. Métivier. Personne compétente en radioprotection. ; Principes de radioprotection – réglementation. ISBN : 978-2-86883-948-0. EDP Sciences (2007).
- [JOH83] H.E. Johns and J.R. Cunningham. The physics of radiology. 4th ed. (Charles C. Thomas, Springfield, III., U.S.A.) (1983).
- [JUN04] A. K. Junk, Z. Haskal, B. V.Worgul .Cataract in interventional radiology-an occupational hazard? Inve. Oph. Visual. Sci. Vol.45, pp. 388, (2004).
- [KIM08] K.P.Kim, D.L.Miller, S.Balter, R. A. Kleinerman, M. S. Linet, D. Kwon, and S. L. Simon. Occupational radiation doses to operators performing cardiac catheterization procedures. Health Phys. Vol. 94, pp. 211–227, (2008).
- [KOR84] J.F. Koretz, H. G. Handelman N. P. Brown. Analysis of human crystalline lens curvature as a function of accommodative state and age. Vision Res. Vol. 24, No. 10. pp. 1141-1151. (1984).
- [KOU11] C. Koukorava, E. Carinou, P. Ferrari, S. Krim, L. Struelens. Study of the parameters affecting operator doses in interventional radiology using Monte Carlo simulations. Radia. Meas. Vol. 46, pp. 1216-1222, (2011).
- [LAR10] K. Larabi. Les aspects physiques et de Radioprotections en Médecine Nucléaire : Extension des concepts à la Tomographie par émission de positron». Mémoire de magister, USTHB (2010).
- [LAR19a] K. Larabi-Harfouche, F. Dari, A.Herrati, G. Medkour- Boushak, and Z. Lounis-Mokrani, Characterization and qualification of a CRNA eye dosimeter. Perspect. Sci. Vol.12, 100402 (2019).
- [LAR19b] K. Larabi -Harfouche. Characterization and qualification of CRNA eye lens dosimeter. ICNTRM2017. Strasbourg (France), (2017).
- [LAR21] K. Larabi-Harfouche , F. Dari, A.Herrati, G. Medkour- Boushak, D. J. Ould-mouhoub-Bedak and Z. Lounis-Mokrani. «Performance testing of eye lens dosimeter and evaluation of personal radiological exposition at Douera orthopedic interventional service. Radiat. Prot. Dosim. , pp. 1–10 (2021).
- [LEC11] S. Le Caër. Water Radiolysis: Influence of Oxide Surfaces on H2 Production under Ionizing Radiation. Wat., Vol.3, No.1, pp. 235-253, (2011).
- [LIE08] F.X. Liebel. Applications cardiovasculaires de la radiologie interventionnelle chez les carnivores domestiques .Thèse de Doctorat. Université Paul-Sabatier de

Toulouse (2008).

- [LOU15] A. Lounis, O. Yamoune . Étude de l'Amplificateur de brillance d'un système de radiologies mobil pour bloc opératoire « Siemens Multimobil 5C ». Mémoire de Master. Spécialité : Electronique Biomédicale, UMMT, (2015).
- [MCK95] S. W. S. McKeever, M.Moscowitch, P. D.Townsend. Thermoluminescence Dosimetry Materials: Properties and Uses, Nuclear Technology Publishing. pp.210. (1995).
- [MER83] G.R. Jr. Merriam, B.V. Worgul .Experimental radiation cataract – Its clinical relevance, Bull. N.Y. Acad. Med. Vol. 59, No.2, pp. 372-392, (1983).
- [MED90] M.A. Medjahd. Etude d'un dosimètre d'extrémité au Fluorure de Lithium. Mémoire de fin d'étude. Centre de Radioprotection et de Sûreté. (1990).
- [MEZ19] M. Mezaguer –Lekouaghet. Etude des effets biologiques suite à une exposition interne à l'iode-131. Thèse de Doctorat. Ecole nationale supérieure de Kouba , Alger. (2019).
- [MIG17] L. Mignot. Sociogenèse d'une spécialité médicale. Le cas de la radiologie interventionnelle. Thèse de Doctorat. Université de Bordeaux. Paris. (2017).
- [MRE11] S. Mrena, T. Kivela , P. Kurttio ,A. Auvinen . Lens opacities among physicians occupationally exposed to ionizing radiation-a pilot study in Finland Scand. J. Work Environ. Health. Vol. 37, pp. 237-43, (2011).
- [PAC03] M. Pachoud. . Comparaison objective de systèmes d'imagerie conventionnelle et numérique en mammographie. Thèse de doctorat. Université de Lausanne, Suisse. (2003).
- [PAS11] S. A. Pasciak, A. Kyle Jones. Does “Spreading” Skin Dose by Rotating the C-arm during an Intervention Work?. J. Vasc. Interv. Radiol. Vol. 22, No2, pp.443–452, (2011).
- [PIR14] R. Pirchio, H. Sanchez, W. Domazet. Dosimetric studies of the eye lens using new dosimeter-surveys in interventional radiology departments. Radiat. Meas. Vol.63, pp.12-17. (2014).
- [PLO13] E, Ploux. Radioprotection en cardiologie interventionnelle: intérêt d'une cabine de radioprotection pour les procédures d'extraction de matériel de stimulation/défibrillation cardiaque. Thèse de Doctorat. Université Bordeaux 2 – Victor Segalen. (2013).
- [PRO06] C. Prouillac. Synthèse et évaluation de nouveaux composés organiques et phosphorés contre les effets des rayonnements ionisants. Etude de leur mécanisme d'action in vitro. Thèse de Doctorat. Université Paul Sabatier de TOULOUSE III, Toulouse. (2006).
- [REN92] L. Renaud. A 5-y follow-up of the radiation exposure to in-room personnel during cardiac catheterization. Health Phys. Vol. 62, pp. 10–15, (1992).

- [REY07] M. REY. Etude du Tomographe de Haute Résolution pour Petits Animaux ClearPET par la Méthode de Monte Carlo. Thèse de doctorat. Université de Lausanne, Suisse. (2007).
- [REH11] M. M. Rehani¹, P. D. Frush. Patient exposure tracking: the IAEA smart card project. *Radia. Prot. Dosim.* Vol. 147, No. 1–2, pp. 314–316, (2011).
- [ROS71] M. J. Rossiter, D. B. Rees-Evans, S. C. Ellis, and J. M. Griffiths. Titanium as a Luminescence Center in Thermoluminescent Lithium Fluoride. *J. Phys. D: App. Phys.* Vol. 4, No.8, pp. 1245, (1971).
- [SAL15] A. Di. Salvio. Méthode efficace d’assignation de tissus humains par tomодensitométrie à double énergie, Mémoire en vue de l’obtention du grade de Maître ès sciences. Université de Montréal, (2015).
- [SCH06] B. A. Schueler, T. J. Vrieze, H. Bjarnason, A.W. Stanson.. An Investigation of Operator Exposure in Interventional Radiology. *Radio.Graph.* Vol. 26, No.5, pp. 1533-1541, (2006).
- [SEG97] F.Z. Seghour, D. Medhah, A. Seghour. FA20 : un programme d’analyse des spectres de thermoluminescence par la méthode de déconvolution. *Radioprotection.* Vol. 33, N. 1, pp. 47 -62, (1997).
- [SIN19] S. Singh Ghotra, J. Sirois. Facteurs Influençant les pratiques des TRM en matière de radioprotection du cristallin en radiologie interventionnelle. Mémoire de Bachelor of science HES-SO en Technique en radiologie médicale, Haute École de Santé Vaud, (2019).
- [STI06] E. Stifter, S. Sacu, A.Thaler. Contrast acuity in cataracts of different morphology and association to self-reported visual function. *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.* Vol.47, pp.5412–5422, (2006).
- [STU13] G. Sturchio, R. Newcomb, R. Molella, P.Varkey, P. Hagen, B. Schueler. Protective Eyewear Selection for Interventional Fluoroscopy. *Health Physics.* Vol. 104, No.2S, pp. 11-16, (2013).
- [TAY12] M. L. Taylor. Robust calculation of effective atomic numbers: The Auto-Zeff software. *Med. Phys.* Vol.39, No.4, (2012).
- [TRA13] I. Traore. Etude et caractérisation des fonctions de réponse des détecteurs solides de traces nucléaire : Application à la dosimétrie radon et neutron. Thèse de Doctorat. Université de Strasbourg, France, (2013).
- [TUB89] M.Tubiana. The combination of radiotherapy and chemotherapy: a review. *Int J Radiat Biol.* Vol. 55, No.4, pp. 497-511, (1989).
- [UBE10] C. Ubeda, E. Vano, L. Gonzalez, P. Miranda, E. Valenzuela, F. Leyton and C. Oyarzun. Scatter and staff dose levels in paediatric interventional cardiology: a multicentre study. *Radiat. Prot. Dosim.* Vol. 140, No. 1, pp. 67–74, (2010).

- [UNS11] UNSCEAR 2011. Summary of Low-Dose Radiation Effects on Health UNSCEAR 2010 Report .Vol. Report of the United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (New York: (United Nations).
- [VAN98] E. Vano, L. González, F. Beneytez, F. Moreno. Lens injuries induced by occupational exposure in non-optimised interventional radiology laboratories. *Br. J. Radiol.* Vol. 71, pp. 728–733, (1998).
- [VAN06] E. Vano, L. Gonzalez1, J. M. Fernandez, C. Prieto and E. Guibelalde. Influence of patient thickness and operation modes on occupational and patient radiation doses in interventional cardiology. *Radiat. Prot. Dosim.* Vol. 118, No. 3, pp. 325–330, (2006).
- [VAN08] E.Vano, L. Gonzalez, M. Fernandez, Z. J. Haskal. Eye lens exposure to radiation in interventional suites: caution is warranted. *Radiology.* Vol. 248, pp. 945–953 (2008).
- [VAN10] E.Vano, N. J. Kleiman, A. Duran, M. M. Rehani, D. Echeverri, M. Cabrera. Radiation cataract risk in interventional cardiology personnel. *Radiat. Res.* Vol. **174**, No.4, pp. 490–495, (2010).
- [VAN12] F.Vanhavere, , E. Carinou, , G. Gualdrini, , I. Clairand, , M. Sans Merce, , M. Ginjaume, D. Nikodemova, , J. Jankowski, , J.-M. Bordy, A. Rimpler, , S. Wach, , P. Martin, , L. Struelens, S. Krim, C. Koukorava, , P. Ferrari, , F. Mariotti, , E. Fantuzzi, L. Donadille, C. Itié, , N. Ruiz, , A. Carnicer, , M. Fulop, J. Domienik, M. Brodecki, , J. Daures, I. Barth, P.Bilski. ORAMED: Optimization of Radiation Protection of Medical Staff. EURADOS Report 02, (2012).
- [VAN13] E. Vano, N. J. Kleiman, A.L Duran, M. Romano-Miller and M. M. Rehani. Radiation- associated lens opacities in catheterization personnel: results of a survey and direct assessments *J. Vasc. Interv.Radiol.* Vol.24, No.2, pp. 197-204, (2013).
- [WAR88] J.F. Ward. DNA damage produced by ionizing radiation in mammalian cells: identities, mechanisms of formation, and reparability. *Progress in nucleic acid research and molecular biology.* Vol. 35, pp. 95-125. (1988).
- [WAS09] S. Wassilieff . Cataracte et rayonnements ionisants. *Radioprotection.* Vol. 44, N° 4, pp. 505 – 517, (2009).
- [WOR07] B. V. Worgul; Y. I. Kundiyev; N. M. Sergiyenko; V. V. Chumak; P. M. Vitte; C. Medvedovsky; E. V. Bakhanova; A. K. Junk; O. Y. Kyrychenko; N. V. Musijachenko; S. A. Shylo; O. P. Vitte; S. Xu; X. Xue; R. E. Shore . Cataracts among Chernobyl cleanup workers: implications regarding permissible eye exposures. *Radiat. Res.* Vol. **167**, No.2, pp. 233–243 (2007).

ANNEXES

DOSIMETRIE ET GRANDEURS EN RADIOPROTECTION

A.1. DOSIMETRIE DES RAYONNEMENTS IONISANTS

La dosimétrie joue un rôle primordial dans la métrologie des rayonnements ionisants. Elle permet d'estimer les effets nocifs engendrés par les rayonnements ionisants sur les personnes professionnellement et non professionnellement exposées.

L'évaluation des effets observés en fonction des quantités de rayonnement reçues, est référée à des grandeurs et des unités de mesures définies par l'ICRU [ICR96, TRA13] et ce, suivant que l'on considère des sources, des champs de rayonnements, ou des cibles irradiées. La question qu'il faut se poser est de quelle dose parle-t-on en radioprotection ?

De ce fait, les grandeurs en radioprotection peuvent être classées en trois grandes catégories :

- ❖ Les grandeurs physiques ;
- ❖ Les grandeurs de protection ;
- ❖ Les grandeurs opérationnelles

A.1.1. LES GRANDEURS PHYSIQUES

Les grandeurs physiques sont des grandeurs accessibles quantitativement par le calcul ou par la mesure. On distingue parmi ces grandeurs : l'énergie, l'activité, le taux d'émission, la fluence. Ces dernières peuvent se classer en grandeurs radiométriques et dosimétriques.

A.1.1.a. Les grandeurs radiométriques

Elles servent à caractériser le champ de rayonnements, on peut citer le flux de particule (le taux d'émission : le nombre de particule émises, transférées ou reçues pendant un intervalle de temps), la fluence et le débit de fluence. La fluence Φ représente le nombre de particules incidents dN sur une sphère de section droite dS :

$$\Phi = \frac{dN}{dS} \quad (\text{A.1})$$

Cette fluence en un point s'exprime en nombre de particules par unité de surface.

Afin de caractériser le champ de rayonnement de façon énergétique, la fluence énergétique Ψ est alors définie comme l'énergie totale dE transportée par les dN particules divisée par la surface dS . Elle s'exprime à partir de la fluence des particules dans le cas des particules monoénergétiques d'énergie E , en $J.m^{-2}$.

$$\Psi = (dN/dS).E = \Phi.E \quad (\text{A.2})$$

Le débit de fluence $\dot{\Phi}$ est défini comme la dérivée de la fluence rapport au temps.

$$\dot{\Phi} = \frac{d\Phi}{dt} = \frac{d^2N}{dt ds} \quad (\text{A.3})$$

Le flux qui n'est pas à confondre avec la fluence, est défini comme le nombre de particules émises, reçues ou transférées par unité de temps.

$$\varphi = \frac{dN}{dt} \quad (\text{A.4})$$

A.1.1.b. Les grandeurs dosimétriques

Elles caractérisent l'effet physique des rayonnements sur la matière en termes d'énergie transférée ou reçue. Ces dernières sont des grandeurs macroscopiques définies de façon formelle par l'ICRU.

❖ Le kerma ou dose transférée

Le Kerma (Kinetic Energy Released in MATter) représente l'énergie cinétique initiale libérée dans le volume élémentaire de masse dm qui caractérise les faisceaux de photons. Le kerma K est défini par le quotient de dE_{tr} sur dm , où dE_{tr} est la somme des énergies cinétiques initiales de toutes les particules chargées libérées par les particules non chargées dans un élément de masse dm de matière. Il est défini par la formule (A.5).

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (\text{A.5})$$

L'unité de cette grandeur est le $[J.kg^{-1}]$, et a pour nom le Gray, symbolisé par $[Gy]$.

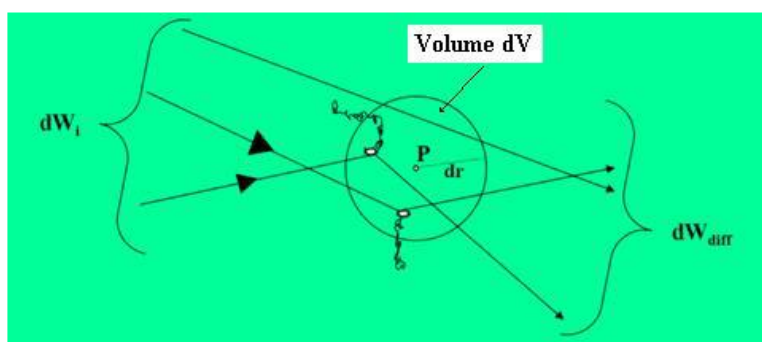


Figure A.1. kerma dans un élément de volume dV [HER17]

Avec : $dE_{tr} = dW_i - dW_{diff}$

dW_i : somme des énergies des photons incidents sur l'élément de volume dV (sphère de rayon dr centrée sur le point P)

dW_{diff} : somme des énergies des photons émergant de la sphère de volume dV

❖ La dose absorbée

La dose absorbée D est la quantité d'énergie absorbée dans un volume dV de masse dm . Elle est exprimée en Gray ($J.Kg^{-1}$). La dose absorbée est une grandeur macroscopique recommandée par la ICPR [ICR77 ; ICR91 ; ICR96]:

$$D = \frac{dE_{abs}}{dm} \quad (A.6)$$

dE_{abs} : Représente la totalité de l'énergie déposée à l'intérieur de l'élément de volume dV : Elle a pour origine l'énergie déposée par les électrons qui interagissent dans le volume élémentaire considéré.

$$dE_{abs} = dW_1 + dW_2 + dW_3$$

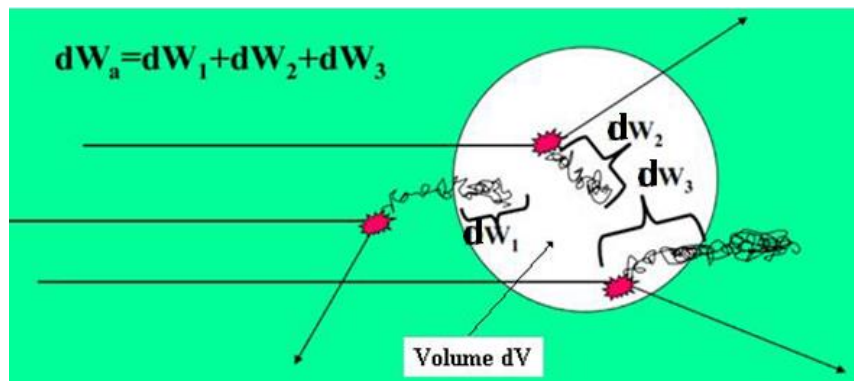


Figure A.2. dose absorbée dans un élément de volume dV [HER17]

Le débit de dose absorbée est défini comme étant le rapport entre la dose absorbée et le temps d'irradiation.

A.1.2. LES GRANDEURS DE PROTECTION

L'effet des rayonnements sur l'organisme ne dépend pas uniquement de la dose absorbée mais aussi de la nature du rayonnement et de la radiosensibilité des tissus ou organes exposés. Les grandeurs de protection sont élaborées sur la base d'un modèle anthropomorphique représentant un être humain. Ainsi, ces grandeurs de protection, à savoir la dose équivalente à l'organe (H_T) et la dose efficace (E), sont associées aux doses absorbées dans l'organisme résultant d'une exposition externe ou interne. Ce type de grandeurs ne sont pas directement mesurables, elles permettent d'établir des limites réglementaires d'exposition externe et interne des travailleurs et du public ainsi que de vérifier le respect de ces limites dans le cadre de radioprotection définie par la ICRP [ICR07], leurs unités et le sievert (Sv).

A.1.2.a. Dose équivalente

Tous les rayonnements ne produisent pas le même effet biologique pour une même dose absorbée ; Pour exprimer cet effet, l'ICRP [ICR07] a défini un facteur de pondération radiologique W_R dépendant de la nature et de l'énergie du rayonnement R et il varie de 1 à 20 en fonction de la nature et de l'énergie du rayonnement comme il est illustré dans le tableau A.1. De ce fait, la dose équivalente à l'organe a pour expression (A.7).

$$H_T = \sum_R W_R D_{T,R} \quad (A.7)$$

Avec $D_{T,R}$: est la dose absorbée moyenne dans l'organe ou tissu pour un rayonnement R .

Tableau A.1 : les valeurs recommandées pour les facteurs de pondération radiatifs [ICR07]

Type de rayonnement et gamme d'énergie		Facteur de pondération radiologique W_R
Photons, toutes énergies		1
Electrons (toutes énergie) et muons		1
Protons, et pions chargés		2
Particules alpha, fragments de fission, ions lourds		20
Neutrons	$E_n < 1MeV$	$2.5 + 18.2 e^{-\frac{\ln(E_n)^2}{6}}$
	$1MeV \leq E_n \leq 50MeV$	$5 + 17 e^{-\frac{\ln 2(E_n)^2}{6}}$
	$E_n > 50MeV$	$2.5 + 3.25 e^{-\frac{\ln 0.04(E_n)^2}{6}}$

Le facteur de pondération est une grandeur sans unité, alors $D_{T,R}$ et H_T ont les mêmes unités dans le système international : J /kg. On parle de Gray, lorsqu'il s'agit d'une dose absorbée, et du sievert dans le cas d'une dose équivalente.

A.1.2.b. La dose efficace (e) ou équivalent de dose efficace :

Chaque tissu ou organe, possède sa propre radiosensibilité. Ainsi pour une même dose équivalente (H_T) nous avons des risques et effets biologique différents en fonction du tissu ou de l'organe irradié. C'est pourquoi l'ICRP dans sa publication 103 [ICR07] a introduit une grandeur caractérisant l'effet des rayonnements sur les tissus et organe appelé la dose efficace E.

La dose efficace est la somme des produits des doses équivalentes dans les différents organes ou tissus, pondérées par le facteur tissulaire (W_T). Ce facteur tient compte la radiosensibilité propre de tissu ou organe considéré. La formule suivante traduit l'expression de la dose efficace.

$$E = \sum_T W_T \times H_T = \sum_T W_T \times W_R \times D_T \quad (A.8)$$

Le tableau A.2 suivant donne les valeurs de quelques facteurs de pondération tissulaire W_T , résultent de la dernière modification réalisée par l'ICRP [ICR07].

Tableau A.2: facteur de pondération tissulaire [ICR07]

Tissu ou organe	w_T donnée en %	$\sum_T w_T$
Moelle osseuse (rouge), côlon, poumons, estomac, sein, autres tissus ou organe*	0.12	0.72
Gonades	0.08	0.08
Vessie, œsophage, foie, thyroïde	0.04	0.16
Surface des os, cerveau, glandes salivaires, peau		0.04
	Total	1.00

* : tissu restant : surrénales, région extrathoracique (ET), vésicule biliaire, cœur, riens, ganglions lymphatique, muscle, muqueuse buccale, pancréas, prostate, Intestin grêle, rate, thymus, utérus/col de l'utérus.

A.1.3. LES GRANDEURS OPERATIONNELLES :

L'ICRU dans ses recommandations [ICR85 ; ICR88 ; ICR92 ; ICR93] a introduit le concept des « grandeurs opérationnelles » qui seront destinées à fournir des approximations raisonnables de la dose efficace et de la dose équivalente et cela en se basant sur les recommandations de l'ICRP publication n°60 [ICR91] et à permettre le respect de la réglementation.

Ces grandeurs sont donc des estimateurs « majorants » développées pour les besoins et l'étalonnage pratique de l'instrumentation affectée aux surveillances de l'environnement et des personnes. Depuis 1985, l'ICRU propose la mise en place d'une dosimétrie « pratique » avec des grandeurs opérationnelles modélisées et mesurables. A ce titre, elle recommande que les instruments de radioprotection soient étalonnés en termes de grandeurs opérationnelles. De ce fait, l'ICRU préconise $H_p(d)$ pour la dosimétrie individuelle mais aussi l'équivalent de dose directionnel $H'(d, \alpha)$ et équivalent de dose ambiant $H^*(d)$ pour la dosimétrie d'ambiance.

❖ Equivalent de dose personnels $H_p(d)$

L'ICRU 47 [ICR92] a défini $H_p(d)$ comme l'équivalent de dose dans le tissu mou sous un point spécifié du corps, à une profondeur appropriée (d) dans le champ de rayonnement réel. De plus et concernant les rayonnements fortement pénétrants, la profondeur recommandée est 10 mm ; $H_p(10)$. Par contre, pour les rayonnements faiblement pénétrants, la profondeur recommandée est 0,07 mm ; $H_p(0,07)$ représente alors H_{peau} . Une valeur de 3 mm qui représente la profondeur de l'épithélium radiosensible de l'œil [CHA75] admise pour la surveillance de la dose reçue au niveau du cristallin.

❖ Equivalent de dose directionnel, $H'(d)$

Equivalent de dose en un point dans un champ de rayonnement qui serait produit par le champ expansé correspondant dans la sphère de l'ICRU à une profondeur d , sur un rayon dans une direction donnée. L'unité de l'équivalent de dose directionnel est le sievert (Sv). La profondeur actuellement recommandée, d , pour le contrôle radiologique de l'environnement par rapport à la peau locale et au cristallin de l'œil est de 0,07 mm et 3 mm, respectivement, et $H'(d)$ peut alors s'écrire $H'(0,07)$ et $H'(3)$, respectivement.

❖ **Equivalent de dose ambiant, $H^*(d)$**

L'équivalent de dose en un point d'un champ de rayonnement, qui serait produit par le champ expansé et unidirectionnel correspondant dans la sphère de l'ICRU à une profondeur, d , sur le rayon qui fait face à la direction du champ unidirectionnel. La grande majorité des appareils de radioprotection permettant d'estimer les risques d'exposition externe sont étalonnés selon $H^*(10)$.

Toutes ces grandeurs sont basées sur le concept de l'équivalent de dose en un point donné dans la sphère ICRU composée d'oxygène (76.2 %), de carbone (11.1 %), d'hydrogène (10.1 %) et d'azote (2.6 %), de diamètre : 30 cm et de masse volumique : 1 g.cm^{-3} (fantôme pour la dosimétrie individuelle, sphère ICRU pour la dosimétrie d'ambiance).

La cohérence des grandeurs opérationnelles avec les grandeurs de protection a fait l'objet d'un groupe de travail ICRP/ICRU et de deux publications : la publication n°74 de l'ICRP [**ICR96**] ainsi que le rapport n°57 de l'ICRU [**ICR98**] portant sur les facteurs de conversions utilisés en protection radiologique pour l'irradiation externe. Enfin, le groupe de travail a indiqué en conclusion que dans la plupart des situations réellement rencontrées, les grandeurs opérationnelles constituent une bonne base pour les mesures de protection radiologique relativement à une exposition externe aux photons et aux électrons, avec une surestimation qui est typiquement de 20 %, ou plus, quelle que soit la géométrie d'irradiation [**HER17**].

A.2. L'UTILISATION DES GRANDEURS OPERATIONNELLES

L'utilisation des grandeurs opérationnelle en métrologie des rayonnements ionisants est basée sur les caractéristiques suivantes :

- ❖ Etre définie en un point d'un fantôme approprié équivalent tissu,
- ❖ Etre unique quel que soit le rayonnement, et additive pour plusieurs rayonnements incidents,
- ❖ Etre mesurable par les détecteurs existants et servir de grandeur de référence au cours des étalonnages,
- ❖ Etre suffisamment proche, tout en lui restant supérieure, de la grandeur limitative qu'elle représente ; cela, pour toute énergie et tout angle d'incidence du rayonnement afin que le non dépassement des limites qui lui sont appliquées garantisse celui des grandeurs limitatives.

Ces grandeurs destinées à la surveillance individuelle peuvent être mesurées avec un dosimètre porté à la surface du corps, recouvert de l'épaisseur adéquate d , de matériau équivalent au tissu. Par ailleurs, on doit réaliser la calibration dans des conditions simplifiées, sur le fantôme équivalent au tissu ICRU qui convient.

La ICRU dans sa publication n°47[ICR92] a aussi donné des recommandations plus pratiques quant au choix du fantôme à utiliser pour la dosimétrie individuelle corps entiers $H_p(10)$ et de la peau $H_p(0.07)$. L'ICRU a recommandé l'utilisation:

❖ D'un fantôme ISO plaque qui est un parallélépipède creux rempli d'eau avec des parois de PMMA (paroi avant de 2,5 mm d'épaisseur, autres parois de 10 mm d'épaisseur) et de dimensions extérieures de 30 cm × 30 cm × 15 cm en polyméthacrylate de méthyle (PMMA) [BOH19] (Figure A.3) dont les caractéristiques sont les suivantes :

- Une masse proche de celle de la sphère ICRU,
- Une surface de 30 × 30 cm², à la fois large pour permettre l'irradiation simultanée de plusieurs dosimètres et suffisamment petite, garantissant ainsi un champ de radiation uniforme pour les détecteurs, aux distances conventionnelles de la source d'étalonnage.
- Des caractéristiques du rayonnement rétrodiffusé raisonnablement proches de celles du tronc humain pour les photons.

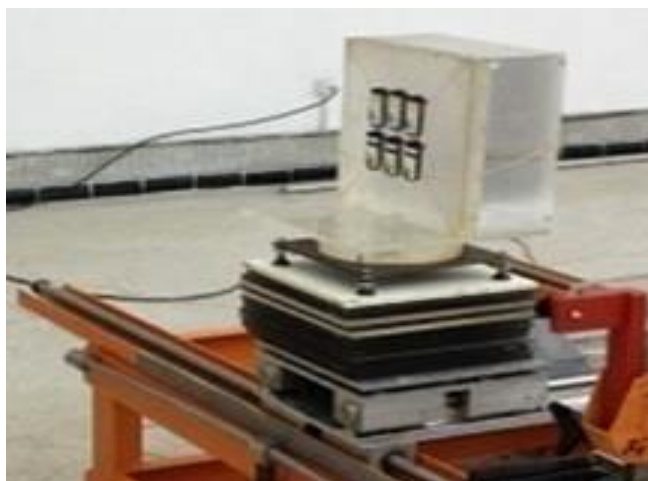


Figure A.3 : le fantôme 30x30x15 cm³ en PMMA

Concernant l'étalonnage des dosimètres aux extrémités pour une utilisation en radiologie interventionnelle et/ou en médecine nucléaire qui doit être placés sur les doigts. Pour cela, un fantôme ISO rondin sous forme d'un cylindre en PMMA de 19 mm de diamètre et 300 mm de longueur doit être utilisé (figure A.5).

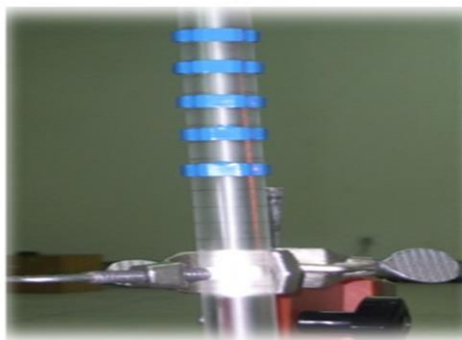


Figure A.5 : fantôme ISO rondin de 19x300 mm² en PMMA pour l'étalonnage des dosimètres des extrémités

Par contre, les dosimètres qui doivent être portés au poignet ou à la cheville pour la surveillance des avant bras doit être étalonnées. Pour se faire, un fantôme ISO colonne sous forme d'un cylindre creux à parois de PMMA rempli d'eau, de 73 mm de diamètre extérieur et de 300 mm de longueur [ISO19] doit être utilisé.

Par ailleurs, les diverses grandeurs utilisées dans le domaine de la radioprotection peuvent être résumée à travers le schéma de la figure A.6 ci- dessous.

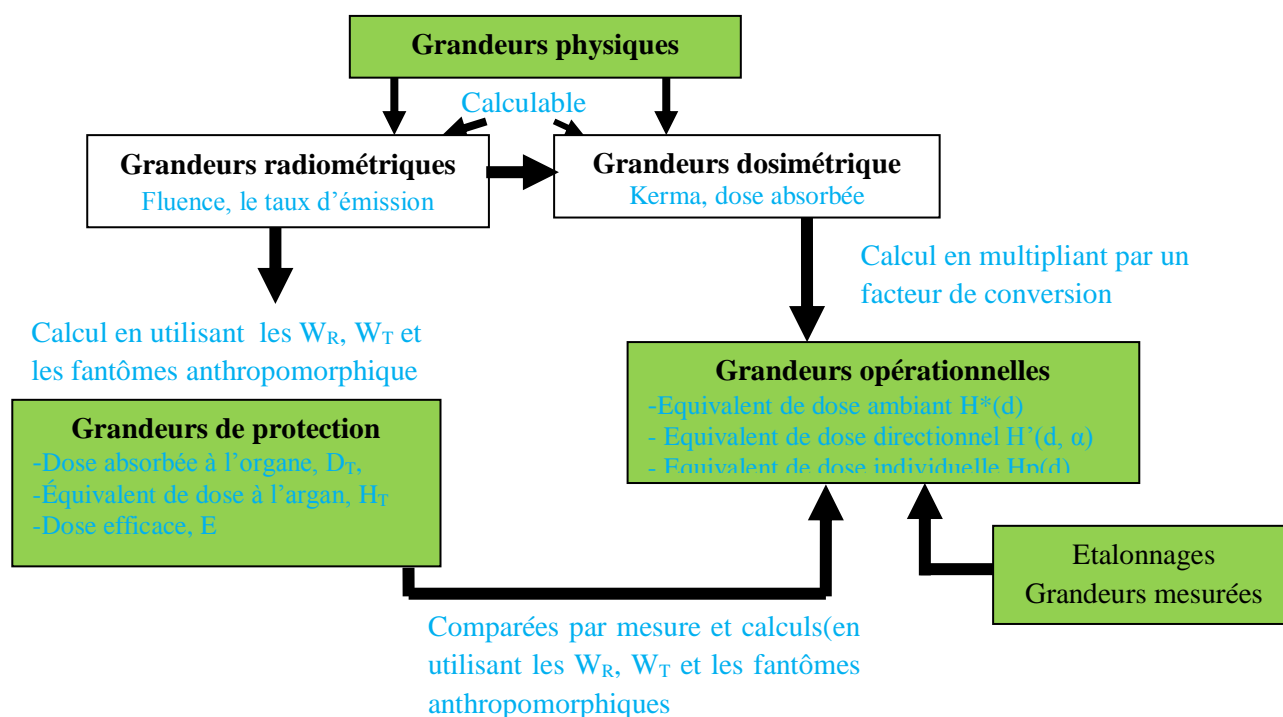


Figure A.6 : diverses grandeurs utilisées en radioprotection

Les grandeurs opérationnelles peuvent être reliées aux limites annuelles de la dose efficace et celle de l'équivalente de dose à la peau ainsi qu'à l'équivalent de dose au cristallin définies dans la réglementation internationale. Ainsi, les limites annuelles réglementaires concernant la surveillance individuelle sont résumées dans le tableau A. 2 ci-après

Tableau A.2: Limites annuelles des grandeurs de protection

Grandeurs de protection	Grandeur opérationnelles correspondantes	Limite annuelles (mSv)
Dose efficace	$H_p(10)$	20
Équivalent de dose :		
❖ Peau	$H_p(0.07)$	500
❖ Cristallin	$H_p(3)$	$20^*(150)^{**}$

* : ICRP 2012

** : limite annelle pour le cristallin adoptée en Algérie



IEC 62387

Edition 2.0 2020-01

INTERNATIONAL STANDARD

NORME INTERNATIONALE



Radiation protection instrumentation – Dosimetry systems with integrating passive detectors for individual, workplace and environmental monitoring of photon and beta radiation

Instrumentation pour la radioprotection – Systèmes dosimétriques avec détecteurs intégrés passifs pour le contrôle radiologique individuel, du lieu de travail et de l'environnement des rayonnements photoniques et bêta



(Normative : IEC 62387-2:2020)**B.1. INTERVALLE DE CONFIANCE POUR LA MOYENNE, \bar{x}**

L'intervalle de confiance pour la moyenne \bar{x} est :

$$(\bar{x} - U_m, \bar{x} + U_m) \quad (\text{B.1})$$

Où U_m est la demi-largeur de l'intervalle de confiance de x qui est l'incertitude élargie d'une valeur moyenne. Lors du calcul de x à partir de n mesurages, la demi-largeur de l'intervalle de confiance à un niveau de confiance de 95 % est donnée par :

$$U_m = \frac{t_{n-1}}{\sqrt{n}} \cdot s \quad (\text{B.2})$$

Où s est l'écart type pour le groupe spécifique de mesures, et t_{n-1} (facteur d'élargissement pour un niveau de confiance bilatéral de 95 %) est extrait du Tableau B.1 pour n mesurages ci-dessous.

Tableau B.1 : Valeur t de Student pour un intervalle de confiance bilatéral de 95%

n	t_{n-1}	$\frac{t_{n-1}}{\sqrt{n}}$
2	12.1	8.98
3	4.30	2.48
4	3.18	1.59
5	2.78	1.24
6	2.57	1.05
7	2.47	0.925
8	2.36	0.836
9	2.31	0.769
10	2.26	0.715
15	2.14	0.554
20	2.09	0.468
24	2.06	0.410
25	2.26	0.413

n	t_{n-1}	$\frac{t_{n-1}}{\sqrt{n}}$
30	2.05	0.373
40	2.02	0.320
60	2.00	0.258
120	1.98	0.181
∞	1.96	$1.96/\sqrt{n}$

B.2. INTERVALLE DE CONFIANCE POUR UNE GRANDEUR COMBINÉE

Soient les valeurs moyennes de w grandeurs \bar{x}_i ($i = 1..w$) et les demi-largeurs des intervalles de confiance correspondants U_i ($i = 1..w$) à indiquer; les intervalles U_i sont calculés selon la formule (B.2). Soit \bar{x}_i une grandeur combinée de ces w valeurs moyennes:

$$\bar{x} = f(\bar{x}_1, \bar{x}_2, \dots \dots \dots \bar{x}_w) \quad (\text{B.3})$$

Ainsi, la demi- largeur de l'intervalle de confiance $U_{\text{combinée}}$ pour la grandeur combinée \bar{x} représente l'incertitude élargie de \bar{x} est approximativement donnée par :

$$U_{\text{combinée}} = \sqrt{\sum_{i=1}^{\omega} \left(\frac{\delta \bar{x}}{\delta x_i} \cdot U_i \right)^2} \quad (\text{B.4})$$

Cela est uniquement valable si les w grandeurs suivent une loi normale. Néanmoins, pour les besoins de la norme, la formule (B.4) peut servir de calcul approché approprié. Les exemples suivants utilisent la formule (B.4).

Exemple 1 : $\bar{x} = \bar{x}_1 + \bar{x}_2$ d'où $U_{\text{combinée}} \approx \sqrt{U_1^2 + U_2^2}$

En générale $\bar{x} = \sum_{i=1}^n \bar{x}_i$ d'où $U_{\text{combinée}} \approx \sqrt{\sum_{i=1}^n U_i^2}$

Exemple 2 : $\bar{x} = \frac{\bar{G}_1}{\bar{G}_{r,0}}$ d'où $U_{\text{combinée}} \approx \frac{\bar{G}_1}{\bar{G}_{r,0}} \sqrt{\left(\frac{U_1}{\bar{G}_1} \right)^2 + \left(\frac{U_{r,0}}{\bar{G}_{r,0}} \right)^2}$

(Normative : IEC 62387-2:2020)

Tableau C.1 : Valeurs de C_1 et C_2 pour ω valeurs de dose différentes et n indications pour chaque valeur de dose

ω	Valeurs de C_1 pour n égal à							Valeurs de C_2 pour n égal à						
	4	7	10	15	20	25	∞	4	7	10	15	20	25	∞
5	1.000	1.007	1.009	1.009	1.009	1.009	1	1.499	1.400	1.344	1.290	1.255	1.231	1
6	1.058	1.051	1.046	1.039	1.035	1.032	1	1.572	1.454	1.389	1.326	1.287	1.261	1
8	1.147	1.117	1.100	1.084	1.074	1.067	1	1.687	1.536	1.458	1.383	1.336	1.304	1
10	1.215	1.166	1.141	1.117	1.102	1.092	1	1.772	1.597	1.508	1.423	1.372	1.335	1
12	1.269	1.205	1.173	1.143	1.124	1.112	1	1.840	1.645	1.548	1.455	1.399	1.360	1
14	1.315	1.238	1.200	1.164	1.142	1.128	1	1.895	1.684	1.578	1.480	1.421	1.379	1
16	1.351	1.265	1.222	1.182	1.158	1.142	1	1.940	1.716	1.605	1.502	1.440	1.396	1
18	1.388	1.289	1.242	1.211	1.171	1.153	1	1.980	1.743	1.628	1.409	1.453	1.409	1
20	1.418	1.311	1.259	1.233	1.183	1.164	1	2.015	1.767	1.646	1.394	1.466	1.421	1
25	1.483	1.355	1.295	1.240	1.210	1.186	1	2.081	1.812	1.683	1.563	1.445	1.444	1
50	1.683	1.494	1.407	1.328	1.283	1.252	1	2.275	1.945	1.789	1.646	1.561	1.504	1

 n : nombre de dosimètre ou de mesure répétée

FICHE D'INFORMATION

Date :

ETABLISSEMENT ET/OU SERVICE : Bloc opératoire d'orthopédie(Hanafi)**PERSONNEL CONCERNE**

Fonction :

Sexe : Homme Femme..... Nombre d'heurs de travail par jour :

Nombre d'heurs de travail par semaine : Ancienneté au poste :

CARACTERISTIQUES DES INTERVENTIONS REALISEES DANS LE SERVICE

Intervention scopie:.....temps.....

Intervention graphietemps.....

PARAMETRES DE LA SOURCE DE RAYONNEMENTS (RX)**(Protocole dosimétrique du patient)**

Type de l'équipement :

Tension (kV) : Courant (mA) :

Energie (keV) : Filtration :

Collimation : Poids du patient.....

SURVEILLANCE DE L'EXPOSITION

-Dosimètre passive poitrine (TLD, OSL)..... Périodicité (mensuelle, trimestrielle).....

-Dosimétrie passive d'extrémité (TLD) Type (poignet, bague)Périodicité (mensuelle, trimestrielle)

-Dosimétrie opérationnelle (oui, non)

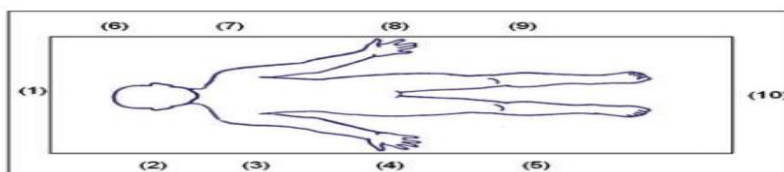
INCIDENTOui Non Type : Blocage d'appareil (scopie, graphie) Refaire plusieurs fois un cliché/ image scopie **MOYENS DE PROTECTION**

Tablier en plomb:.....0.5mmPb..... Cache thyroïde :.....0.5mmPb.....

Lunette :/..... Plafond :/.....

Rideau :/..... Gants :/.....

Donner : Type d'intervention, Orientation du tube RX (dessus, dessous, oblique (Angle(°)),
Indiquer : votre position à chaque intervention réalisée en encadrant le chiffre correspondant.



1^{er} Intervention :

Type d'intervention :
 Position : 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10
 Orientation du tube RX (dessus, dessous, oblique (Angle :...°))
 Distance du tube RX par rapport au patient.....
 Partie opérer
 Nombre de radiographie- scopie.....

2^{er} Intervention :

Type d'intervention:.....
 Position : 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10
 Orientation du tube RX (dessus, dessous, oblique (Angle :...°))
 Distance du tube RX par rapport au patient.....
 Partie opérer
 Nombre de radiographie- scopie.....

3^{er} Intervention :

Type de d'intervention :
 Position : 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10
 Orientation du tube RX (dessus, dessous, oblique (Angle :...°))
 Distance du tube RX par rapport au patient.....
 Partie opérer
 Nombre de radiographie- scopie.....

4^{er} Intervention :

Type d'intervention:.....
 Position : 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10
 Orientation du tube RX (dessus, dessous, oblique (Angle :...°))
 Distance du tube RX par rapport au patient.....
 Partie opérer
 Nombre de radiographie- scopie.....

5^{er} Intervention :

Type de procédure :
 Position : 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10
 Orientation du tube RX (dessus, dessous, oblique (Angle :...°))
 Distance du tube RX par rapport au patient.....
 Partie opérer
 Nombre de radiographie- scopie.....

Fiche d'engagement

**Service d'orthopédie pédiatrique (Hanafi) du Centre Hospitalo-Universitaire (CHU)
de Douera d'Alger**

« Bloc opératoire d'orthopédie »

.....période de mesure : .../.../20... à .../.../20...

Nom et prénom	Code du poste	Date de remise des dosimètres	Date de récupération	Signature
D ^r	CH ₁ :D ₁			
D ^r	CH ₂ :D ₂			
D ^r	CH ₃ :D ₃			
M ^r	A ₂ :D ₄			

CH_i : D_i: représente le i^{iem} poste de chirurgien portant le i^{iem} dosimètre
A_i : D_i: représente le i^{iem} poste d'anesthésiste portant le i^{iem} dosimètre

Le chef de service