

République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique
Université SAAD DAHLAB – BLIDA
FACULTE DES SCIENCES
DEPARTEMENT DE PHYSIQUE



Mémoire

Présenté par :

TOUATI MOHAMED IMEM

BELKACEMI RAFIK

Pour l'obtention du diplôme de **MASTER**

En : **PHYSIQUE**

Spécialité : **Physique médicale**

Option : **Radiothérapie**

Sujet :

**Suivi dosimétrique du personnel médical en
Cardiologie Interventionnelle du CHU de Mustapha**

Soutenue publiquement le : 26/11 /2012, devant le jury composé de :

Mr. M.BENTAIBA	Professeur, (USDB)	Président
Mme.G.MEDKOUR ISHAK BOUSHAKI	Professeur, (USTHB)	Directrice de Mémoire
Mme. D.MEBHAH	Chargée de Recherche, (CRNA)	Sous Directrice de Mémoire
Mr. B.HOCINI	Maitre assistant A, (USDB)	Examinateur
Mr. M.ARIB	Maitre de Recherche, (CRNA)	Examinateur

Remerciements

"Tout d'abord; nous remercions **Dieu** le tout puissant de nous avoir accordé la chance de poursuivre nos études au sein de l'université de Blida ”.

Nos plus profonds remerciements vont à Madame G. Medkour Ishak-Boushaki, de nous avoir accueillies parmi ses élèves, et d'avoir ainsi bien voulu partager avec nous sa passion pour la recherche. La rigueur du raisonnement, le refus de toute idée préconçue, la remise en question perpétuelle même de ce qui semble établi, demeure à nos yeux les points forts de son enseignement et de ses directions de recherche.

Nous souhaitons aussi à remercier Madame D.Mebhah, Chargée de Recherche au Centre de Recherche Nucléaire d'Alger (CRNA), pour son aide, son soutien et les conseils qu'elle nous'a prodigué au cours de ces trois mois de travail. On lui adresse notre gratitude pour son accueil, sa gentillesse, sa disponibilité, la confiance qu'elle nous 'a témoignée.

On tient à remercier Monsieur M.Bentaiba, professeur à l'université de Saad Dahleb de Blida qui nous'a fait le privilège de tenir le rôle de président du jury.

On remercie également Monsieur B. HOCINI, chargé de recherche à l'université SAID DAHLAB de Blida qui a accepté d'examiner ce travail.

On tient à remercier également Monsieur M. Arib, d'avoir mis à notre disposition les moyens d'irradiation et de lecture au niveau de son laboratoire (LSED) et pour avoir accepté de faire partie du jury.

On exprime nos sincères remerciements à Madame Z. MOKRANI- LOUNIS, Directrice de Recherche au Centre de Recherche Nucléaire d'Alger (CRNA), pour son aide précieuse.

Nos remerciements iront à Madame F. Abdelaziz pour son aide précieuse et sa gentillesse. Merci à Madame Fouzia, et à toutes les personnes de CRNA qui nous ont aidés directement ou indirectement à la réalisation de ce travail.

On adresse toute notre sympathie à tous le personnel du service de Coronarographie CHU- Mustapha, Chef de service Monsieur M.BenDaoud, cardiologues, infirmières pour leur gentillesse et leur collaboration à la réalisation de ce travail.

On tient finalement à remercier notre familles qui nous 'a soutenu et encouragé et pour leur confiance.

Merci à tous ceux qu'on a malencontreusement oubliés !

*L'homme qui n'est plus capable de s'émerveiller
a pratiquement cessé de vivre
« Albert Einstein »*

On dédie ce travail
à nos chers parents, à nos sœurs et à nos frères
et à tous ceux qui ont cru en nous en témoignage
de nos reconnaissance

LISTE DES FIGURES.....	i1
LISTE DES TABLES.....	i4
LISTE DES ABREVIATIONS	i5
INTRODUCTION GENERALE	1

CHAPITRE I

Utilisation des rayons X et implication en radioprotection

I.1. Introduction.....	4
I.2. Interaction des rayonnements électromagnétiques avec la matière.....	5
I.2.1. Description microscopique des interactions des photons avec la matière..	5
1- L'effet photoélectrique.....	5
2- L'effet Compton ou diffusion incohérente.....	6
3- L'effet création de paire ou matérialisation.....	6
I.2.2. Coefficient d'interaction des particules non chargées avec la matière.....	7
I.2.2.1. Coefficient d'atténuation massique.....	7
I.2.2.2. Coefficient massique de transfert d'énergie.....	7
I.2.2.3. Coefficient massique d'absorption en énergie.....	8
I.3. Effets biologiques des rayonnements ionisants sur les tissus humains.....	8
I.3.1. Effets déterministes (précoces ou immédiats).....	8
I.3.2. Effets stochastiques (tardifs ou à long terme).....	9
I.4. Grandeurs et unités dosimétriques et de radioprotection.....	9
I.4.1. Grandeurs primaires.....	9
a- KERMA (k_a).....	9
b- La fluence (Φ).....	10
c- La dose absorbée.....	10
I.4.2. Grandeurs de protection.....	10
a- La dose équivalente à l'organe.....	11

b- La dose effective.....	11
c- La dose effective engagée.....	13
I.4.3. Grandeurs Opérationnelles.....	13
a- Equivalent de dose individuel.....	14
b- Equivalent de dose ambiant.....	14
c- Equivalent de dose directionnel.....	15
I.4.4. Relation entre les différentes grandeurs.....	15
I.5. Dosimétrie individuelle externe.....	16
I.5.1 Dosimétrie du corps entier.....	16
I.5.2. Dosimétrie des extrémités.....	16
I.5.3. Méthode d'estimation des doses externes.....	16
I.5.4. Types de dosimètres.....	16
a- Le dosimètre photographique.....	16
b- Le Stylo dosimètre à lecture directe.....	17
c- Le dosimètre électronique.....	17
I.5.5. Caractéristique des dosimètres utilisés pour la surveillance individuelle.....	17
I.6- Surveillance radiologique du lieu de travail.....	18

CHAPITRE II

Application des rayons X en cardiologie

II.1. Introduction.....	20
II.2. Application des rayons X en cardiologie.....	20
II.2.1 Angiographie coronaire ou coronarographie.....	20
II.2.2. Angioplastie	21
II.3. Description d'une unité de radiologie.....	21
II.3.1. Génération des rayons X.....	22
II.3.1.1. Principe de génération des rayons X.....	22
II.3.2 Spectre des rayons X.....	23
a- Le spectre continu.....	23
b- Le spectre discret.....	24

II.3.3. Description succincte d'une unité de radiologie.....	24
II. 4. Système réglementaire de radioprotection pour le milieu hospitalier.....	26
II.4.1. Organisation de la radioprotection.....	26
II.4.2. Protection contre l'irradiation externe dans les services de radiologie.....	27
II.4.3. Limites de dose pour les personnes professionnellement exposées [Réglementation nationale].....	28
II.4.4. Radioprotection en cardiologie.....	28

CHAPITRE III

Application de la thermoluminescence à la dosimétrie

III.1. Introduction.....	31
III.2. Phénomènes de luminescence.....	31
III.2.1. Fluorescence et phosphorescence.....	31
III.2.2. Luminescence cristallin.....	32
III.2.2.1. Cristal parfait.....	32
III.2.2.2. Cristal réel.....	33
III.2.3. Cristal thermoluminescent.....	34
III. 3. Application de la thermoluminescence à la dosimétrie des rayonnements ionisants.....	36
III.3.1. Caractéristique de certains matériaux thermoluminescents.....	36
III.3.2. Processus de thermoluminescence dans le LiF:Mg,Ti.....	36
III.4. Caractéristique générale des détecteurs TL.....	37
III.4.1. Stabilité de l'information ou fading.....	37
III.4.2. Sensibilité et seuil de détection.....	38
III.4.3. Reproductibilité.....	38
III.4.4. Réponse en dose.....	38
III.4.5. La dépendance énergétique.....	39

III.5. Différentes applications de la thermoluminescence à la dosimétrie.....	40
III.5.1. Applications à la radioprotection.....	40
III.5.2. Applications en médecine.....	40
III.6. Avantage et inconvénient.....	40

CHAPITRE IV

IV.I.L'unité de Cardiologie Interventionnelle du CHU de Mustapha

IV.I.1. Présentation de l'unité de cardiologie interventionnelle.....	42
IV.I.2. Equipement médical.....	44
IV.I.3. Radioprotection en cardiologie interventionnelle.....	44
IV.I.4. Les aspects de la radioprotection dans l'unité de coronarographie du CHU de Mustapha.....	45

IV.II. Moyens expérimentaux utilisés pour la surveillance radiologique

IV.II.1. Lecteurs utilisés pour la lecture des dosimètres.....	48
1. Lecteur HARSHAW 4000.....	48
2. Lecteur HARSHAW 6600.....	50
IV.II.2. Caractéristiques des dosimètres utilisés.....	51
IV.II.2.1. Caractéristiques des dosimètres d'extrémités.....	52
A. dosimètres bagues métalliques.....	52
B. Caractéristiques du dosimètre d'extrémités métalliques.....	53
B.1. La sélection des détecteurs: tests de reproductibilité et d'homogénéité.....	53
B.2. Réponse en dose.....	54
B.3. Seuil de détection des dosimètres.....	55
B.4. Réponse énergétique.....	55
B.5. Réponse angulaire.....	56
B.6. Effet de la perte d'information ou fading.....	56
C. dosimètre bagues en plastique.....	57

D. Caractéristiques du dosimètre d'extrémités HARSHAW	58
D.1. Homogénéité.....	58
D.2. Reproductibilité.....	58
D.3. Linéarité.....	58
D.4. Seuil de détection.....	59
D.5. La réponse énergétique.....	59
D.6. La réponse angulaire.....	60
IV.II.2.2. Caractéristiques des dosimètres corps entier.....	60
A. Dosimètre corps entier.....	60
B. Caractéristiques du dosimètre corps entier.....	61
IV.II.2.3. La caractérisation des dosimètres d'ambiance (α-AL₂O₃: C).....	62
A. Dosimètre d'ambiance.....	62
B. Les caractéristiques générales des dosimètres d'ambiance.....	63
B.1 L'homogénéité du lot des détecteurs (α -AL ₂ O ₃ : C).....	64
B.2. L'étalonnage des détecteurs (α -AL ₂ O ₃ : C).....	64
IV.II.3.Méthodologie adoptée.....	65
 <u>IV.III. Résultats de la surveillance radiologique au niveau du service de coronarographie du CHU de Mustapha et discussion</u>	
IV.III.1.Résultats de la surveillance radiologique des extrémités.....	66
A- Discussion des résultats de la surveillance radiologique des extrémités.....	72
IV.III.2 Résultats et interprétation de la surveillance radiologique corps entier.	73
A- Interprétation des résultats de la surveillance radiologique corps entier.....	77
IV.III.3. La comparaison des équivalents de doses extrémités-corps entier.....	78

LISTE DES FIGURES

Figure I.1: la première radiographie : main de Mme Röntgen.....	4
Figure I.2: Effet photoélectrique. E est l'énergie du photon incident, W l'énergie de liaison de l'électron et E_{cin} l'énergie cinétique de l'électron émis.....	5
Figure I.3: Effet Compton: diffusion d'un photon par un électron produisant un photon diffusé et éjection d'un électron.....	6
Figure. I.4 : effet de création de paire ou de matérialisation.....	6
Figure.I.5 : Domaine de prépondérance de chacun de ces effets en fonction de l'énergie et de Z de l'absorbeur.....	7
Figure. I.6: Représentation schématique du transfert d'énergie d'un photon au milieu traversé.....	10
Figure.I.7: Relation entre les différentes grandeurs.....	15
Figure. I.8: Dosimètre photographique, Stylodosimètre et dosimètre électronique.....	17
Figure. I.9 : La chambre d'ionisation « Babyline » et le détecteur Geiger-Müller pour la surveillance des lieux de travail.....	18
Figure II.1 : a) Cathéter dans l'artère bloquée b) Cathéter-ballon en place c) Plaque pressée contre la paroi de l'artère.....	21
Figure II.2 : schéma d'un tube à rayon X. HT : haute tension d'accélération.....	22
Figure II.3 : Spectre d'un tube à rayons X.....	23
Figure. II.4 : rayonnement de freinage.....	23
Figure II.5: spectre continu d'un tube à rayons X.....	23
Figure II.6: niveaux énergétiques de l'atome de tungstène et énergies des raies d'émission (en keV). Les flèches verticales indiquent les transitions électroniques. Les raies sont classées en série d'après la couche d'arrivée (K, L, \dots) indiquée par la couche de départ.....	24
Figure II.7 : Représentation schématique d'une unité de RX composée de l'arceau du détecteur, du générateur de RX et de la table selon le principe de régulation avec dose constante à l'entrée du détecteur.....	25
Figure II.8 : Principales sources d'exposition du personnel dans une unité de radiologie... 25	25
Figure II.9 : Impact de l'angle d'irradiation du faisceau primaire sur la dose à l'entrée du corps du patient pour une même dose à la sortie du patient.....	26
Figure II.10: Trèfle, le symbole international (trèfle) des rayonnements ionisants.....	28
Figure II.11 : Tablier et caches thyroïde en plomb.....	29
Figure II.12 : Ecran plafonnier et Bas-volet ou jupette.....	29
Figure II.13: Lunettes plombées et écran mobile.....	30
Figure III.1 : schéma énergétique d'une fluorescence (a) et d'une phosphorescence (b).....	32
Figure III.2: schéma de bandes d'énergie d'un cristal parfait.....	32
Figure III.3 : Différents défauts ponctuels dans un réseau cristallin.....	33
Figure III.4: Exemples d'associations de défauts ponctuels: défaut de Schottky (Lacune de ions) et défaut de Frenkel (déplacement d'un ion).....	34
Figure III.5 : Schéma de bandes d'un cristal réel.....	34
Figure III.6 : Modèle simple de bande d'énergie pour la thermoluminescence.....	35
Figure III.7 : Création artificielle d'un piège dans le LiF.....	37
Figure III.8 : courbe de thermoluminescence du LiF : Mg,Ti (TLD100).....	37
Figure III.9 : Réponse en dose de LiF ;Mg ;Ti pour une irradiation aux photons	38

Figure III.10 : Réponse des détecteurs TL en fonction de l'énergie des photons.....	39
Figure .IV.1 : La salle de commande et la salle d'examen des patients du service de la cardiologie interventionnelle du CHU-Mustapha.....	43
Figure .IV.2 : L'appareil à rayon X (Innova 2100) utilisé en cardiologie interventionnelle.....	44
Figure .IV.3 : Schéma du dosimètre bague métallique.....	48
Figure .IV.4 : schéma et photo de porte pastille en PMMA utilisé pour les irradiations des détecteurs.....	49
Figure .IV.5 : Lecteur HARSHAW 4000 disponible au laboratoire de dosimétrie (CRNA).....	50
Figure .IV.6 : Schéma du cycle de chauffage des détecteurs thermoluminecents TLD 100.....	51
Figure .IV.7 : Schéma du système TLD comprenant le lecteur Harshaw 6600 et le support de gestion	52
Figure .IV.8 : Irradiation des dosimètres à l'aide de la source de Cs-137	53
Figure .IV.9 : La courbe d'étalonnage des dosimètres bagues sur la gamme 1mSv à 1000mSv.....	54
Figure .IV.10 : La courbe de réponse énergétique des dosimètres bagues pour les différentes qualités RX et du Cs-137.....	56
Figure .IV.11 : Le dosimètre Harshaw DXT-RAD.....	57
Figure .IV.12 : dispositif manuel pour insérer et retirer le détecteur et le capuchon.....	57
Figure .IV.13 : Le dosimètre bague DXT-RAD et le support utilisé pour la lecture des détecteurs	58
Figure .IV.14 : Réponse en dose du dosimètre HARSHAW DXT-RAD.....	59
Figure .IV.15 : La Réponse énergétique du Dosimètre Harshaw DXT-RAD.....	59
Figure .IV.16 : La Réponse Angulaire du Dosimètre HARSHAW DXT-RAD.....	60
Figure .IV.17 : carte dosimétrique corps entier.....	60
Figure .IV.18 : Le support de la carte TLD et l'ouvre-porte manuel.....	61
Figure .IV.19 : la réponse énergétique des photons pour les quatre éléments L1, L2, L3, et L4.....	62
Figure .IV.20 : Schéma du dosimètre d'ambiance.....	63
Figure .IV.21 : La courbe d'étalonnage en termes de Kerma à l'air libre pour α - Al_2O_3 : C.....	64
Figure .IV.22 : Equivalents de dose mesurés au niveau des extrémités par le dosimètre bague métallique et dosimètre bague en plastique et leur rapport, pour les quatre cardiologues du service de Coronarographie durant la première période de la surveillance.....	67
Figure .IV.23 : Equivalents de dose bimensuels enregistrés au niveau des extrémités (bague métallique et la bague en plastique et leur rapport) pour les quatre cardiologues du service de Coronarographie durant la deuxième période de la surveillance.....	68
Figure .IV.24 : Equivalents de dose bimensuels enregistrés au niveau des extrémités (bague métallique et la bague en plastique et leur rapport) pour les quatre cardiologues du service de Coronarographie durant la troisième période de la surveillance.....	69
Figure .IV.25 : Equivalents de dose bimensuels enregistrés au niveau des extrémités (bague métallique et la bague en plastique et leur rapport) pour les quatre cardiologues du service de Coronarographie durant la quatrième période de la surveillance.....	70

LISTE DES TABLEAUX

Tableau .I.1 : Type de rayonnement et gamme d'énergie de facteur de pondération radiologique w_R	11
Tableau .I.2 : Les valeurs des facteurs de pondération tissulaires en fonction de critères biologiques relatifs aux organes critiques	12
Tableau .I.3 : Nouvelles valeurs des facteurs de pondération pour certains tissus.....	13
Tableau .I.4 : Les limites de doses recommandées par l'CIPR.....	13
Tableau .I.5 : les caractéristique des instruments de surveillance en radioprotection des lieux de travail les plus utilisés en cardiologie interventionnelle	19
Tableau III.1 : Phénomènes de luminescence.....	31
Tableau III.2 : Caractéristiques de certains matériaux utilisés en dosimétrie par thermoluminescence.....	36
Tableau IV.1 : Les recommandations de la norme ISO 12794 [6] pour un bon fonctionnement des dosimètres bagues.....	49
Tableau .IV.2 : Les paramètres de lecture des détecteurs TLD 100 et $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3 : \text{C}$	52
Tableau IV.3 : Les paramètres de lecture des détecteurs avec le Harshaw 6600.....	53
Tableau IV.4 : Tableau récapitulatif des caractéristiques du dosimètre d'ambiance ($\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3 : \text{C}$).....	63
Tableau IV. 5 : Résultats des quatre périodes de surveillance radiologique des extrémités au niveau du service de Coronarographie.....	66
Tableau IV.6 : Paramètres d'examens de cardiologie interventionnelle utilisés durant cette étude.....	72
Tableau IV.7: Résultats des quatre périodes de la surveillance radiologique du corps entier pour les quatre cardiologues au niveau du service de Coronarographie.....	74
Tableau IV.8 : les résultats des équivalents des doses ($H_p(0.07)$ et $H_p(10)$) pour le corps entier et le $H_p(0.07)$ pour les extrémités (bague métallique + bague en plastique) durant les quatre périodes pour l'ensemble des cardiologues.....	78
Tableau IV.9 : les débits d'équivalents de dose ambiants des différents locaux surveillés du service de cardiologie interventionnelle du CHU-Mustapha.....	87

Introduction Générale

Introduction Générale

En cardiologie interventionnelle, on associe une technique d'imagerie radiologique (utilisant des rayons X) à un geste invasif à visée diagnostique et/ou thérapeutique. L'intervention, effectuée sous anesthésie locale est guidée et contrôlée par l'image radiologique.

La cardiologie interventionnelle a fait son apparition au milieu des années 1960 pour le traitement des pathologies cardio-vasculaires. Elle a contribué aux développements les plus significatifs dans le domaine médical. En effet, les cardiologues interventionnels ont mis au point deux techniques largement utilisées dans le diagnostic et le traitement des maladies coronariennes : l'angiographie et l'angioplastie.

L'angiographie coronaire est utilisée en cardiologie pour visualiser les artères coronaires (artères du cœur). Cette technique d'imagerie permet le dépistage des anomalies de circulation sanguine causées par un obstacle et à l'origine des infarctus.

L'angioplastie coronarienne est une intervention utilisée pour réparer une artère du cœur qui est rétrécie ou bloquée.

Les deux examens, la coronarographie et l'angioplastie, sont pratiqués en utilisant un appareil de radioscopie à rayon X.

L'utilisation des rayonnements ionisants dans le domaine médical n'est pas sans risque pour la santé du patient et de l'opérateur si les règles de radioprotection ne sont pas respectées. Une utilisation optimale des rayonnements, dans le milieu hospitalier, correspond à une réduction maximale de la dose reçue par le patient et le personnel médical tout en garantissant le succès de l'acte médical pratiqué (le respect du principe ALARA : As Low As Reasonably Achievable).

En cardiologie interventionnelle, l'exposition aux rayonnements ionisants (Rayons X) dépend du type et de la durée de l'examen médical et du type de rayonnements (le rayonnement primaire et le rayonnement diffusé). De nombreuses études ont attiré l'attention sur la forte dose que reçoit le cardiologue durant la pratique de l'un des examens médicaux cités précédemment: l'angiographie ou l'angioplastie [1, 2, 3, 4, 5, 6]. De ces études nous retiendrons que les parties du corps, de l'opérateur, les plus exposées aux rayonnements sont les extrémités et le cristallin(les yeux) et que les doses reçues par ces organes peuvent énormément réduites si certaines règles de radioprotection sont respectées.

Il est important de noter que dans la majorité des pays européens une formation en radioprotection des cardiologues interventionnels est obligatoire.

Dans ce travail, nous nous sommes proposé d'effectuer une surveillance radiologique du personnel médical de l'unité de Coronarographie du service de cardiologie du CHU MUSTAPHA afin d'évaluer le risque potentiel auquel est exposé ce personnel.

Il faut souligner que les cardiologues interventionnels de cette unité n'ont pas bénéficié auparavant d'un suivi radiologique. Cette étude est la première.

Après une évaluation primaire, basée sur le nombre important des malades traités et la durée des procédures médicales pratiquées, de la situation radiologique au niveau du service nous avons opté pour un suivi dosimétrique individuel et global des opérateurs (corps entier + extrémités) tout en accordant une attention particulière à l'exposition des extrémités.

A cette fin, nous avons muni chaque médecin de trois cartes dosimétriques corps entier et de deux dosimètres bagues. Les dosimètres corps entier sont à porter au niveau de la poitrine (sur le tablier et sous le tablier en plomb) et au niveau de la ceinture. Les dosimètres utilisés sont à base de détecteurs thermoluminescent connus sous le nom commercial de TLD 100 (LiF :Mg :Ti)

Deux types de dosimètres bagues sont destinés à la surveillance complémentaire des extrémités (mains) : le premier dosimètre bague est un dosimètre DXTRAD fourni par la compagnie HARSHAW, le deuxième dosimètre bague a été développé au niveau du laboratoire de dosimétrie du CRNA.

Les dosimètres des extrémités ont été caractérisés et étalonnés, en termes d'équivalent de dose $H_p(0.07)$ conformément aux normes pour les extrémités ISO-12794, ISO-4037, IEC 62387-1. La réponse énergétique, la réponse angulaire, la réponse en dose, le fading et le seuil de détection ont été déterminés en utilisant les moyens d'irradiation disponibles au niveau du Laboratoire Secondaire d'Etalons en Dosimétrie (LSED) du Centre de Recherche Nucléaire d'Alger (CRNA).

Pour parfaire notre étude, une surveillance radiologique du lieu de travail à l'aide d'un dosimètre d'ambiance, développé par le laboratoire de dosimétrie du CRNA, a été aussi entreprise.

Le présent manuscrit est structuré en quatre chapitres :

Dans le premier chapitre, nous exposons les plus importants aspects physiques des rayonnements utilisés en radiologie en l'occurrence les rayons X: leur production, leur mode d'interaction et les effets biologiques induits par ces rayonnements. Dans le même chapitre nous rappelons les grandeurs utilisées en dosimétrie des rayonnements ionisants et en radioprotection.

Le deuxième chapitre, est consacré à l'application des rayons X en cardiologie, les aspects de la radioprotection liés à la cardiologie interventionnelle et aux normes de la radioprotection.

L'Application de la radiothermoluminescence à la dosimétrie est décrite dans le troisième chapitre.

Dans le quatrième chapitre nous présentons d'abord les résultats d'études de caractérisation et d'étalonnage de trois types de dosimètres réalisées antérieurement par le laboratoire de dosimétrie du CRNA et utilisés pour l'évaluation des équivalent de dose du personnel et de l'ambiance.

Les résultats de la surveillance radiologique du personnel (Médecins résidents) et de la surveillance d'ambiance des lieux de travail du service de Coronarographie obtenus sont discutés et comparés aux limites de dose admissibles.

CHAPITRE I

*Utilisation des rayons X et implication en
radioprotection*

I.1. Introduction :

Les rayonnements ionisants ont des applications dans de nombreux domaines tels que la santé, l'industrie ou la recherche. Leur utilisation impose cependant des précautions particulières liées aux risques encourus à court et à long terme. Dans ce qui suit sont présentés sous forme de rappels les différents aspects liés au sujet traité dans ce mémoire.

En 1895 la plupart des physiciens s'intéressent aux rayons cathodiques découverts par Hittorf et étudiés par Crookes. Röntgen n'est pas une exception, en novembre 1895 il observe qu'un écran en carton recouvert de cristaux de platinocyanure de baryum, situé près d'un tube à rayons cathodiques branché à haute tension devient fluorescent. Ce phénomène disparaît dès qu'il coupe le courant. Le même phénomène se produit à nouveau lorsqu'il fait reculer l'écran de plusieurs centimètres. Röntgen a déduit donc que cet effet ne peut pas être dû aux rayons cathodiques eux-mêmes. Il a poursuivi une série d'expériences en interposant différents objets entre le tube et l'écran, parmi ces objets il a utilisé une feuille de papier, de carton, d'aluminium, du bois, du verre,... il constate que la fluorescence persiste mais une mince feuille de plomb ou de platine fait disparaître complètement cette fluorescence. Ne sachant comment appeler ces rayons invisibles et pénétrants, Röntgen les nomme "rayons X". Röntgen persiste dans ses études dont le but est de découvrir les caractéristiques et la nature de ces rayons [7], [8].

Après une série d'expériences effectuées dans son laboratoire, Röntgen tira de nombreuses conclusions :

- ✓ Les rayons X sont absorbés par la matière, leur absorption est en fonction de la masse atomique des atomes absorbants.
- ✓ Les rayons X sont diffusés par la matière, c'est le rayonnement de fluorescence.
- ✓ Les rayons X impressionnent une plaque photographique.

La découverte de Röntgen donna naissance à la radiologie. La première radiographie réalisée fut celle de la main de Madame Röntgen, munie de son alliance (figure I.1) [9].



Figure I.1: la première radiographie : main de Mme Röntgen

I.2. Interaction des rayonnements électromagnétiques avec la matière :

Lorsqu'un faisceau de photons pénètre dans un milieu matériel, on constate une diminution progressive de son intensité. Cette diminution du faisceau est due essentiellement à l'interaction des photons avec les électrons du milieu. Dans un tel processus, l'énergie perdue se retrouve sous deux formes: une partie E_A est absorbée par le milieu, une partie E_D est diffusée dans une direction différente de la direction du faisceau initial. Les phénomènes d'atténuation et d'absorption sont à l'origine des applications des photons (rayons X) en radiodiagnostic et en radiothérapie [10].

I.2.1. Description microscopique des interactions des photons avec la matière :

L'absorption des photons par la matière se fait essentiellement par trois mécanismes distincts dont l'importance relative dépend de :

- La nature du matériau absorbant.
- L'énergie du photon incident.

Ces trois mécanismes sont :

- L'effet photoélectrique (photo-absorption).
- L'effet Compton (diffusion incohérente).
- L'effet de création de paire (matérialisation).

1. **L'effet photoélectrique :** est un processus par lequel le photon incident cède toute son énergie à un électron des couches profondes résultant en une absorption totale du photon et ionisation de l'atome. L'excédent d'énergie, se retrouve sous forme d'énergie cinétique E_{cin} de l'électron éjecté, est égale à l'énergie du photon incident moins l'énergie de liaison de l'électron éjecté (figure I.2). Une réorganisation du cortège électronique de l'atome ionisé produit une émission de rayons X secondaires, de fluorescence ou d'un électron Auger. Le photon de fluorescence est émis lorsqu'un électron des couches supérieures prend la place laissée vacante par l'électron éjecté. Parfois, pour des milieux de Z petit, le photon de fluorescence produit un nouvel effet photoélectrique avec émission d'un électron ou effet Auger [11], [12].

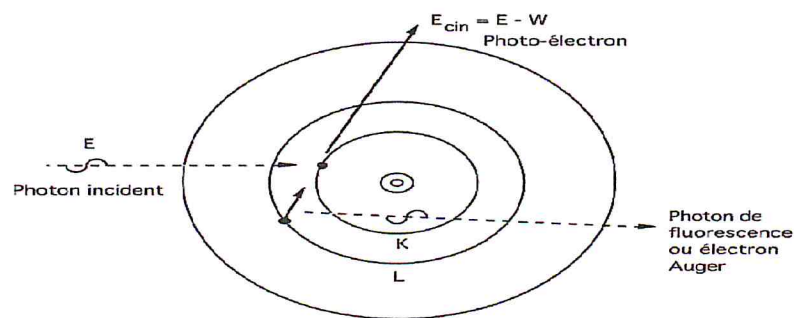


Figure I.2: Effet photoélectrique. E est l'énergie du photon incident, W l'énergie de liaison de l'électron et E_{cin} l'énergie cinétique de l'électron émis [10].

2. **L'effet Compton ou diffusion incohérente :** Le photon incident interagit avec un électron des couches périphériques en lui cédant une partie de son énergie. La

diffusion du photon incident produit un photon d'énergie plus faible diffusé dans une direction différente de la direction initiale et ionisation de l'atome (figure. I.3) [11], [13].

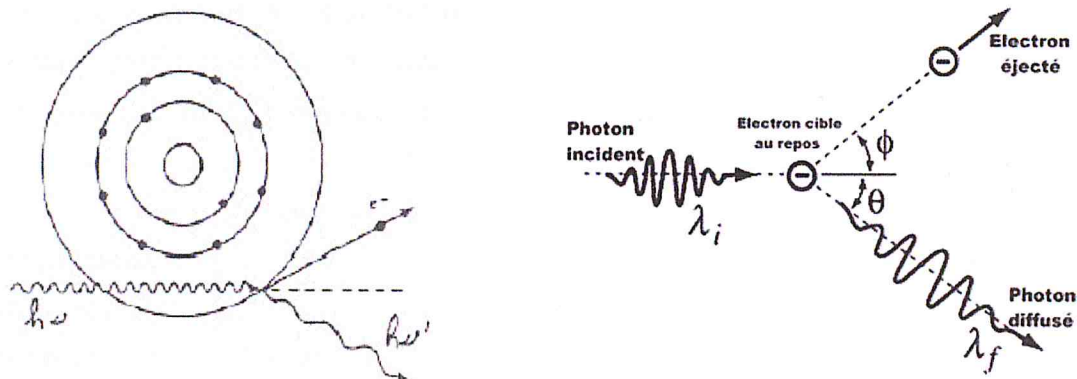


Figure I.3: Effet Compton : diffusion d'un photon par un électron produisant un photon diffusé et éjection d'un électron [10].

L'énergie du photon incident $h\nu$ est répartie sous la forme d'énergie cinétique E_{e^-} apportée à l'électron et d'énergie $h\nu'$ du photon diffusé, l'énergie de liaison de l'électron des couches périphériques est négligée:

$$h\nu = E_{e^-} + h\nu'$$

L'énergie du photon diffusé en fonction de l'angle de diffusion θ et de l'énergie initiale du photon est donnée par :

$$h\nu' = \frac{h\nu}{1 + (1 - \cos\theta)h\nu/m_e c^2}, \text{ avec } m_e c^2 = 511 \text{ keV}$$

3. **Création de paire ou matérialisation** est un processus par lequel le photon incident se matérialise au voisinage du champ électromagnétique d'un noyau par la création d'une paire électron positon (e^- , e^+) :

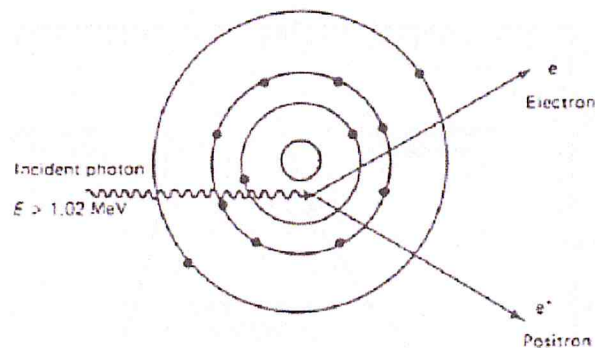


Figure I.4 : effet de création de paire ou de matérialisation

Le seuil de la réaction de création de paire est de 1,022 MeV, l'énergie du photon doit être supérieure à $2 \times 0,511 \text{ MeV}$ [12], [15].

La figure I.5 montre l'importance relative de chacun des trois effets avec le domaine de prépondérance en fonction de l'énergie du photon (E) et du numéro atomique du milieu absorbant (Z).

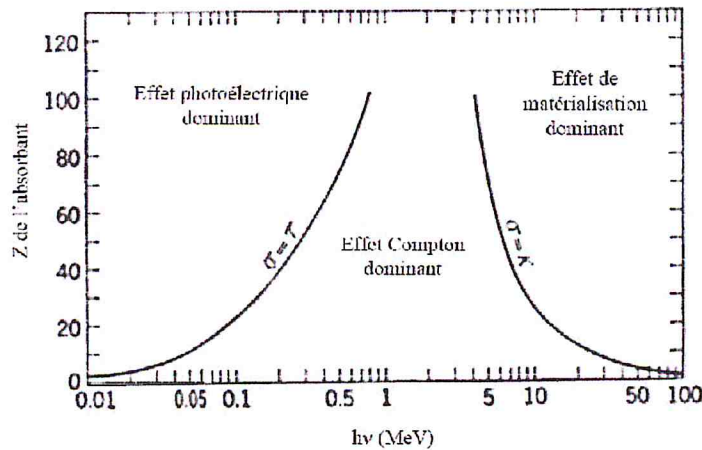


Figure I.5 : Domaine de prépondérance de chacun de ces effets en fonction de l'énergie et de Z de l'absorbant.

I.2.2. Coefficient d'atténuation des photons dans la matière :

I.2.2.1. Coefficient d'atténuation massique :

Les coefficients d'atténuation, linéaires ou massiques traduisent la probabilité d'interaction des photons avec le milieu traversé, sont dépendants de l'état physico-chimique du milieu. Le coefficient d'atténuation linéaire global est la somme des coefficients d'atténuation liés à l'effet photoélectrique, l'effet Compton et l'effet de création de paires :

$$\mu = \mu_{PE} + \mu_C + \mu_{PP} \quad (\text{m}^2)$$

μ varie en fonction du numéro atomique Z du milieu et de l'énergie E des photons. Le coefficient d'atténuation massique (μ/ρ) (avec ρ masse volumique du milieu traversé) dépend très peu du Z pour les énergies où l'effet Compton est prépondérant, il s'exprime comme :

$$\mu/\rho = \mu_{PE}/\rho + \mu_C/\rho + \mu_{PP}/\rho \quad (\text{m}^2 \cdot \text{kg}^{-1})$$

I.2.2.2. Coefficient massique de transfert d'énergie :

Le coefficient de transfert massique en énergie d'un matériau (μ_{tr}/ρ) pour des particules ionisantes non chargées est le quotient de dE_{tr}/E_n par $\rho \cdot dl$ où E est l'énergie de chaque particule (à l'exclusion de l'énergie au repos), N est le nombre de particules et dE_{tr}/E_n est la fraction d'énergie des particules incidentes transformée en énergie cinétique de

particules chargées par interactions dans une épaisseur dl du matériau de masse volumique ρ [12], [13].

$$\mu_{tr}/\rho = dE_{tr}/(E_n \cdot \rho \cdot dl) \quad (\text{m}^2 \cdot \text{kg}^{-1})$$

I.2.2.3. Coefficient massique d'absorption en énergie:

Une fraction de l'énergie cinétique emportée par les particules chargées mises en mouvement lors des interactions des photons primaires avec le matériau ne sera pas absorbée localement, des électrons secondaires peuvent être émis avec une énergie élevée et ils perdront alors une partie de leur énergie par rayonnement de freinage [12]. Le coefficient d'absorption massique en énergie pour des particules non chargées est le produit du coefficient de transfert massique en énergie par $(1-g)$, où g est la fraction de l'énergie des particules secondaires chargées perdue sous forme de rayonnement de freinage dans le matériau.

$$\mu_{en}/\rho = (\mu_{tr}/\rho) (1-g) \quad (\text{m}^2 \cdot \text{kg}^{-1})$$

I.3. Effets biologiques des rayonnements ionisants sur les tissus humains:

L'irradiation d'un tissu humain peut provoquer l'altération ou la mort des cellules. On distingue deux types d'effets biologiques des rayonnements ionisants : les effets déterministes et les effets stochastiques.

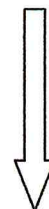
I.3.1. Effets déterministes (précoces ou immédiats):

Une forte irradiation par des rayonnements ionisants provoque des effets immédiats sur les organismes vivants comme des brûlures plus ou moins importantes, dans les semaines ou dans les six mois suivant l'irradiation [14]. Les effets résultants de ces lésions dépendent de la dose reçue, de l'étendue de l'irradiation et de la nature de l'organe ou du tissu irradié. [16], [17], [18]. Ces effets apparaissent toujours à partir d'une dose seuil (0.1 Sievert délivrée en une seule fois) au-delà de laquelle, la gravité de l'effet est proportionnelle à la dose. Parfois, une réversibilité est possible si les lésions ne sont pas trop importantes.

D'une manière générale, les tissus dont les renouvellements rapides sont les plus sensibles aux rayonnements ionisants, les effets produits sont alors précoces. Les tissus suivants sont classés selon leur radiosensibilité décroissante [19] :

- les gonades
- l'épiderme
- la muqueuse intestinale
- le tissu conjonctif
- le tissu musculaire
- le tissu nerveux

+ radiosensibles



- radiosensibles

I.3.2. Effets stochastiques (tardifs ou à long terme) :

Les effets stochastiques, pour lesquels il n'existe pas de seuil d'apparition, se manifestent longtemps après l'irradiation (voire plusieurs années), ils peuvent être causés par une exposition chronique à des doses d'irradiation faibles. L'importance de l'effet n'est pas liée à la dose, mais c'est sa probabilité d'apparition qui dépend de la dose. Pour les effets stochastiques, l'hypothèse de la proportionnalité entre l'exposition et ses conséquences et l'hypothèse de l'absence de seuil vont dans le sens de la prudence [17], [18], [20].

Les effets biologiques résultants de la faible exposition aux rayonnements ionisants seront différents selon que la cellule touchée est une cellule ordinaire de l'organisme (cellule somatique) ou une cellule sexuelle (cellule reproductrice) [14].

I.4. Grandeurs et unités dosimétriques et de radioprotection :

Pour rendre compte globalement des interactions et des effets des rayonnements sur la matière, des grandeurs spécifiques sont utilisées. On distingue trois catégories:

- Les grandeurs primaires ou grandeurs physique et dosimétrique
- Les grandeurs de protection
- Les grandeurs opérationnelles

I.4.1. Grandeurs primaires :

Les grandeurs primaires sont liées à la nature physique des rayonnements et au milieu traversé. Les grandeurs sont utilisées dans le laboratoire d'étalonnage primaire comme des grandeurs de référence. Les principales grandeurs sont les suivantes :

a. KERMA (k_a) : [21]

Le Kerma représente l'énergie cinétique libérée dans le milieu par le rayonnement indirectement ionisant (photon, neutron). Il traduit le premier acte de transfert d'énergie, à savoir la mise en mouvement par collision des particules secondaires (Figure. I.6). Kerma est l'abréviation de «Kinetic Energy Released per unit Mass in the medium». Sur la Figure (I.6), il correspond à l'énergie transférée en (a) et se définit par la relation :

$$K = \frac{dE_{cin}}{dm}$$

Où E_{cin} représente la somme des énergies cinétiques initiales de toutes les particules chargées mises en mouvement par les rayonnements indirectement ionisants dans le volume de référence de masse dm . L'unité du Kerma est le Gray (Gy) qui représente un joule par kilogramme (J/kg).

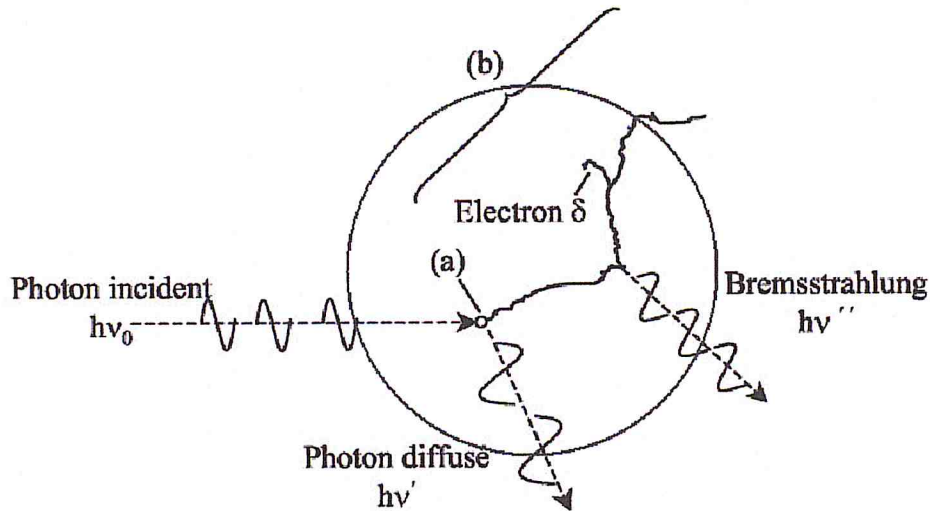


Figure I.6: Représentation schématique du transfert d'énergie d'un photon au milieu traversé.

b. La fluence (Φ) [22] :

Elle représente le nombre de particules dN par unité de surface dA , plus généralement employée pour des faisceaux de proton, neutron. Cette quantité sert à décrire un faisceau de rayonnements ionisants mono énergétique:

$$\Phi = \frac{dN}{dA}$$

L'unité de la fluence s'exprime en (particules / cm^2)

c. La dose absorbée [23] :

La dose absorbée est une grandeur fondamentale en dosimétrie, définie par la relation :

$$D = \frac{de}{dm}$$

Où de est l'énergie moyenne transmise par le rayonnement ionisant à la matière dans un élément de volume, et dm est la masse de la matière contenue dans l'élément de volume. On peut calculer l'énergie moyenne pour tout volume défini, la dose moyenne étant égale à l'énergie totale transmise dans ce volume divisée par la masse du volume. L'unité dans le système internationale est le joule par kilogramme (J/Kg) appelé gray (Gy).

I.4.2. Grandeurs de protection [24] :

Les grandeurs de protection, à savoir la dose équivalente à l'organe et la dose efficace, sont associées aux doses absorbées dans l'organisme résultant d'une exposition externe ou interne. Ces grandeurs sont utilisées pour indiquer les implications biologiques de l'exposition aux rayonnements à des niveaux de doses absorbées rencontrées en radioprotection dans les organes et les tissus. Ce type de grandeurs ne sont pas directement mesurables, mais c'est à

elles que s'appliquent les limites réglementaires, tant pour les doses reçues annuellement par les travailleurs que pour la délimitation des zones de travail.

- a. **La dose équivalente à l'organe** : $H_{T,R}$ est définie par la relation [23] :

$$H_{T,R} = D_{T,R} \cdot W_R$$

Où $D_{T,R}$ est la dose absorbée moyenne à l'organe ou au tissu T délivrée par le type de rayonnement R et W_R le facteur de pondération radiologique pour le type de rayonnement R. Lorsque le champ se compose de différents types de rayonnements ayant différentes valeurs de W_R la dose équivalente est donnée par la formule [23]:

$$H_T = \sum_R W_R \cdot D_{T,R}$$

L'unité de dose équivalente est le joule par kilogramme (J/Kg), appelé sievert (Sv) [23]

Les caractéristiques de w_R sont les suivantes :

Type de rayonnement et gamme d'énergie	Facteur de pondération radiologique w_R
Photons, toutes énergies	1
Electrons, toutes énergies	1
Neutrons, énergie : $E < 10 \text{ keV}$	5
$10 \text{ keV} < E < 100 \text{ keV}$	10
$100 \text{ keV} < E < 2 \text{ MeV}$	20
$2 \text{ MeV} < E < 20 \text{ MeV}$	10
$E > 20 \text{ MeV}$	5
Protons, autres que les protons de recul, d'énergie $> 2 \text{ MeV}$	5
Particules alpha, fragments de fission, ions lourds	20

Tableau I.1 : Type de rayonnement et le facteur de pondération radiologique associé w_R selon la gamme d'énergie [25].

- b. **La dose effective** : E est définie comme étant la somme des produits des doses équivalentes aux tissus par leurs facteurs de pondération tissulaires respectifs [23]:

$$E = \sum_T W_T \cdot H_T$$

Où H_T est la dose équivalente au tissu T et W_T le facteur de pondération tissulaire pour le tissu T.

$$E = \sum_T W_T \cdot \sum_R W_R \cdot D_{T,R}$$

L'unité de dose effective est le joule par kilogramme (J/ Kg), appelé sievert (Sv) [23], []. Les valeurs numériques des facteurs de pondération tissulaires sont fixées par la Commission Internationale de Protection Radiologique (CIPR) en fonction de critères biologiques relatifs aux organes critiques [25]

Tissu ou organe	Facteur de pondération tissulaire w_T
Gonades	0,20
Moelle osseuse	0,12
Colon	0,12
Poumon	0,12
Estomac	0,12
Vessie	0,05
Seins	0,05
Foie	0,05
Oesophage	0,05
Thyroïde	0,05
Peau	0,01
Surface de l'os	0,01
Reste du corps	0,05

Tableau I.2 : Les valeurs des facteurs de pondération tissulaires en fonction de critères biologiques relatifs aux organes critiques [25].

A la lumière d'études rétrospectives sur les effets biologiques des rayonnements ionisants, de nouvelles valeurs pour les facteurs de pondération de certains tissus ont été adoptées, citées dans la publication n°103 de la CIPR (tableau .I.3) [25].

TISSU OU ORGANE	Facteur de pondération pour les tissus valeur donnée en %
Moelle osseuse (rouge) , Colon, Poumon, Estomac, Sein, Autres tissus	12
Gonades	8
Vessie, Foie, Œsophage , Thyroïde	4
Surface des os , Cerveau* , Glandes salivaires* , Peau	1
Total	100

* Organes ajoutés par rapport à la CIPR 60

Tableau I.3 : Nouvelles valeurs des facteurs de pondération pour certains tissus [25]

La valeur numérique de la grandeur E est celle qui doit être reportée dans le fichier des résultats dosimétriques des personnes soumises à la surveillance radiologique. Les limites de doses recommandées par l’CIPR sont les suivantes [25] :

Grandeur de protection (domaine d'application)	Limites de dose	
	Activités professionnelles	Public
Dose efficace	100 mSv sur une période de 5 ans	1 mSv par an
Dose équivalente annuelle		
- au cristallin	150 mSv	15 mSv
- à la peau	500 mSv	50 mSv
- aux mains et aux pieds	500 mSv	

Tableau I.4 : Les limites de doses recommandées par l’CIPR

c. **La dose effective engagée** : $E(\tau)$ est définie par la relation:

$$E(\tau) = \sum W_T \cdot H_T(\tau)$$

Où $H_T(\tau)$ est la dose équivalente engagée au tissu T sur le temps d’intégration τ et W_T le facteur de pondération tissulaire pour le tissu T. Lorsque τ n’est pas spécifié, on considérera qu’il est de 50 ans pour les adultes et qu’il va jusqu’à l’âge de 70 ans dans le cas des incorporations par des enfants [23].

I.4.3. Grandeurs Opérationnelles:

Les grandeurs opérationnelles ont été introduites par l’ICRU [25], pour la surveillance du personnel exposé aux irradiations externes et les zones de travail:

- équivalent de dose personnelle, H_p ;
- équivalent de dose ambiante, H^* ;
- équivalent de dose directionnelle, H^{\prime} ;

Les grandeurs opérationnelles fournissent une bonne estimation des grandeurs de la radioprotection. Ces équivalents de dose ne peuvent, dans la plupart des cas, être mesurés et, par conséquent, doivent être estimés à partir des équivalents de dose déterminés en des endroits appropriés du fantôme adéquat. Par définition, une grandeur opérationnelle doit pouvoir être utilisée en métrologie et doit présenter, par conséquent, les caractéristiques suivantes [26], [27] :

- ✓ Être définie en un point d'un fantôme approprié,
- ✓ Être unique quel que soit le rayonnement, et additive pour plusieurs, rayonnements incidents,
- ✓ Être mesurable par les détecteurs existant et servir de grandeur de référence au cours des étalonnages,

Dans le concept de la surveillance dosimétrique, l'ICRU, définit dans son rapport 39 [28], des quantités opérationnelles pour la surveillance de zone ou de l'environnement et la surveillance individuelle $H_p(d)$, $H^*(d)$, $H^{\prime}(d, \Omega)$ représentant respectivement l'équivalent de dose individuelle, l'équivalent de dose ambiante et l'équivalent de dose directionnel.

a. Equivalent de dose individuel (personnel) :

L'équivalent de dose personnel, $H_p(d)$, est l'équivalent de dose dans un tissu mou à une profondeur appropriée (d) au dessous d'un point spécifique à la surface du corps [28], [29], [30]. L'unité dans SI et le joule/kilogramme (j/kg), le nom spécial est le Sievert(Sv). Les profondeurs recommandées (d) pour cette quantité sont :

- $d = 10\text{mm}$ pour la surveillance dosimétrique personnelle de l'organisme entier, $H_p(10)$ dans un tissu qui convient pour les rayonnements fortement pénétrants (photons, neutrons, $\beta > 14\text{MeV}$).
- $d = 0,07\text{mm}$, 3mm , pour les rayonnements faiblement pénétrants (photon, neutron, $\beta < 3\text{MeV}$) [27], ces profondeurs recommandées respectivement sont pour l'équivalent de dose à la peau, des extrémités noté $H_p(0,07)$ et au cristallin de l'œil $H_p(3)$.

Ces grandeurs peuvent être mesurées avec des dosimètres portés sur corps (tronc, extrémités, cristallin).

b. Equivalent de dose ambiant :

L'équivalent de dose ambiant, $H^*(d)$, en un point dans un champ de rayonnement est l'équivalent de dose qui serait produit par le champ unidirectionnel et expansé correspondant, dans la sphère ICRU, à une profondeur (d), sur le rayon qui fait face à la direction du champ unidirectionnel. L'unité dans SI et le joule / Kilogramme (j/kg). Le nom spécial est le Sievert [28], [29], [30].

- il convient pour les rayonnements fortement pénétrants (photon, neutron, $\beta > 14\text{MeV}$).
- La profondeur recommandée, d , pour la surveillance dosimétrique en terme de $H^*(d)$ est de 10mm , $H^*(d)$ peut alors s'écrire $H^*(10)$.

- Un instrument qui a une réponse isotrope et qui est étalonné en terme de H^* , mesurera H^* dans tous le champ de rayonnement à condition que celui-ci soit uniforme sur le volume qui sera occupé par l'instrument.
- La définition de $H^*(d)$ suppose un instrument conçu pour que la rétrodiffusion soit prise en compte

c. Equivalent de dose directionnel :

l'équivalent de dose directionnel $H'(d, \Omega)$ est l'équivalent de dose en un point dans un champ de rayonnement, est l'équivalent de dose qui serait produit par le champ expansé, correspondant dans la sphère ICRU à une profondeur d , sur un rayon dont la direction est spécifiée, Ω . L'unité dans SI et le joule/Kilogramme (j/kg). le nom spécial est le Sievert (Sv) [28], [29], [30]

- Il convient pour les rayonnements faiblement pénétrants (photon, neutron, $\beta < 3\text{Mev}$) [27]
- La profondeur recommandée, d , pour la surveillance dosimétrique en terme de $H'(d, \Omega)$ est 0,07mm, 3mm sur un rayon dont la direction Ω est spécifiée ; $H'(d, \Omega)$ peut s'écrire $H'(0,07, \Omega)$; $H'(3, \Omega)$ dans le cas ou $\Omega = 0$, cette grandeur peut s'écrire $H'(0,07)$, $H'(3)$.

I.4.4. Relation entre les différentes grandeurs :

Le schéma descriptif de la figure I.7 résume la relation entre les grandeurs physiques, les grandeurs dosimétriques, les grandeurs de protections (limitation) et les grandeurs opérationnelles.

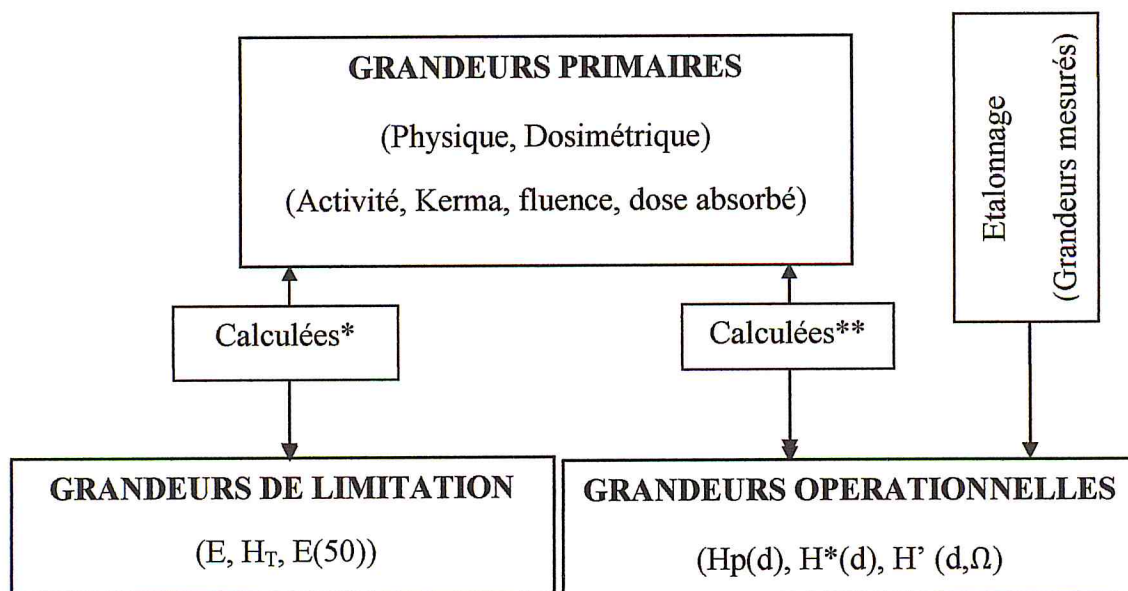


Figure I.7: Relation entre les différentes grandeurs

* : calculées en utilisant W_R et W_T ainsi qu'un fantôme anthropomorphe.

** : calculées en utilisant les facteurs de conversions h_K et des fantômes adéquats.

I.5. Dosimétrie individuelle externe :

I.5.1 Dosimétrie du corps entier :

Toute personne professionnellement exposée aux radiations doit être surveillée individuellement à l'aide d'un dosimètre du corps entier approprié pour l'irradiation externe. La dose d'irradiation externe doit être déterminée mensuellement. On détermine la dose en profondeur Hp(10) et la dose en surface Hp(0,07). Le dosimètre du corps entier doit être porté au niveau du tronc, sur la poitrine ou sur l'abdomen. Les femmes enceintes le porteront au niveau de l'abdomen. Lors du port d'un tablier de protection, le dosimètre sera porté sous le tablier.

Lors de travaux impliquant une forte irradiation (par exemple angiographie, cardiologie, radiologie interventionnelle), un second dosimètre sera porté sur le tablier de protection. Il doit être muni d'un signe distinctif et être porté uniquement lors de travaux avec le tablier de protection. L'expert de radioprotection détermine qui doit porter un second dosimètre. La dose sera calculée par le service de dosimétrie individuelle [31].

I.5.2. Dosimétrie des extrémités :

Lorsque la dose aux extrémités peut dépasser 25 mSv par an (par exemple lors d'examens agiographiques, de cardiologie, de radiologie interventionnelle, de médecine nucléaire), un dosimètre des extrémités ou dosimètre-bague est porté. L'expert de radioprotection détermine qui doit porter un dosimètre des extrémités. Le dosimètre des extrémités doit être porté, dans la mesure du possible, à l'endroit où la dose la plus élevée est attendue [31].

I.5.3. Méthode d'estimation des doses externes :

L'évaluation de l'exposition mensuelle se base sur un principe de l'enregistrement des équivalents de dose individuelles supérieur au $1 / 10^{\text{ème}}$ de la limite de dose réglementaire, les équivalents de dose inférieurs sont alors considérés comme nuls. Une telle approche conduit à une sous-estimation des doses reçues par le personnel exposé.

I.5.4. Types de dosimètres :

La détermination de l'équivalents de dose reçu se fait par l'utilisation de différents types de dosimètres tels que le dosimètre photographique, le stylo dosimètre, le dosimètre électronique ou un dosimètre basé sur la détection par luminescence thermiquement ou optiquement stimulée.

- a. **Le dosimètre photographique :** permet, non seulement de distinguer le type de rayonnement β , X, ou γ , mais également la contribution de deux-trois plages d'énergie du rayonnement X ou γ à la dose en fonction de la filtration utilisée. La détection des rayonnements ionisants s'effectue par la mesure de la densité optique (noircissement du film) du film suite au dépôt d'énergie par ces rayonnements dans les émulsions

photographiques. La densité optique est proportionnelle à la dose déposée, dans la gamme de 0,1 mSv à 18 Sv [33], [34], [35], [36].

- b. **Le Stylo dosimètre à lecture directe** : est composé d'une chambre d'ionisation relié à un condensateur, il donne moins d'informations que le dosimètre photographique. Il permet, à chaque instant, de connaître le niveau d'exposition aux rayonnements X ou γ absorbés. [33], [34]
- c. **Le dosimètre électronique** : utilise les semi-conducteurs comme détecteurs, tel le sulfure de cadmium (CdS) ou de silicium. De dimensions réduites (50mm x 70mm x 17mm) et doté d'un affichage de la dose intégrée et/ou le débit de dose, il remplace de plus en plus le stylo dosimètre. Un seuil de dose peut être préréglé pour déclencher lors du dépassement de celui-ci une alarme sonore et visuelle. La réponse en énergie de tels dosimètres est de $\pm 25\%$ de 60 keV à 6,2 MeV. Les dosimètres électroniques permettent de réaliser la dosimétrie opérationnelle dans le cas où la dose est susceptible de dépasser 500 μ Sv/semaine. [33]



Figure I.8: Dosimètre photographique, Stylodosimètre et dosimètre électronique, [33]

Le dosimètre thermoluminescent est largement utilisé pour la dosimétrie individuelle, également dans cette étude dosimétrique, il sera décrit dans le chapitre III.

I.5.5. Caractéristique des dosimètres utilisés pour la surveillance individuelle:

Les dosimètres individuels utilisés pour la surveillance des travailleurs peuvent être classés en deux catégories, passives et actives [38]:

- ✓ La dosimétrie active, généralement un dosimètre électronique, donne une information en temps réel, en dose intégrée ou débit de dose, perceptible directement par l'opérateur (affichage et/ou alarme), le seuil du débit doit être plus de 0,5 μ Sv/h.
- ✓ La dosimétrie passive permet de mesurer le niveau d'exposition externe de la personne qui le porte en temps différé.

En général, un dosimètre individuel, qu'il soit actif ou passif, d'extrémités ou corps entier doit répondre à certaines conditions telles que :

- ✓ Le milieu actif du dosimètre doit être équivalent tissu ;
- ✓ Le seuil de détection le plus bas possible ;
- ✓ Le dosimètre doit être adapté au type de rayonnement et d'énergie utilisé ;
- ✓ La gamme d'énergie d'utilisation doit être assez large ;
- ✓ L'incertitude sur la mesure de la grandeur à mesurer doit répondre aux normes en application;

I.6- Surveillance radiologique du lieu de travail :

L'objectif d'une surveillance radiologique du lieu de travail est d'évaluer, dans des conditions normales de travail, les doses susceptibles d'être délivrées au personnel, consécutives à des expositions externes et internes aux rayonnements ionisants [24]. La surveillance radiologique du lieu de travail permet donc de déterminer le niveau de l'équivalent de dose ambiant $H^*(10)$ dans les différentes zones de travail du service et la probabilité des expositions potentielles.

La surveillance des locaux de travail vis-à-vis de l'exposition aux rayonnements ionisants, peut être réalisée soit en temps réel soit en temps différé. Le matériel le plus utilisé pour la surveillance des locaux en temps réel, avec alarme dans certains cas, est du type chambre d'ionisation telle que la babyline (figure I.9) ou de type détecteur à gaz comme le Geiger-Muller avec des gammes d'énergie et des débits de dose spécifiques (tableau I.5) [32]

Pour ce qui est de la surveillance des lieux de travail en temps différé, on peut distinguer :

- Des dosimètres de même nature que ceux utilisés pour la surveillance individuelle
- Des appareils de prélèvement d'air à l'aide d'analyseurs fixes ou dans les zones de respiration des travailleurs à l'aide d'analyseurs d'air individuels [37].

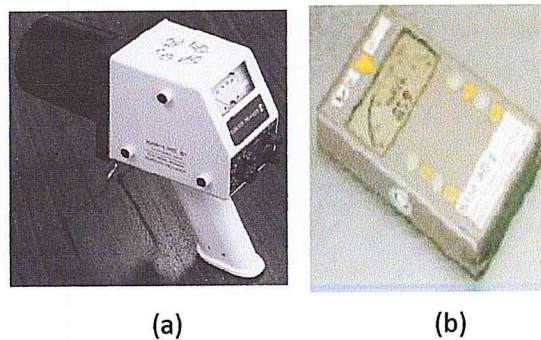


Figure. I.9 : La chambre d'ionisation « Babyline » et le détecteur Geiger-Müller pour la surveillance des lieux de travail

Tableau .I.5 : les caractéristique des instruments de surveillance en radioprotection des lieux de travail les plus utilisés en cardiologie interventionnelle

Type d'instrument	Gamme d'énergie	Débit de dose mesuré	Grandeur mesurée
Babyline (chambre d'ionisation)	10kev à 2Mev	0,1mGy/h à 1Gy/h	H*(10) et H'(0,07)
Geiger-Muller (détecteur à gaz)	60Kev à 1,3Mev	1µSv/h à 1Sv/h	H*(10)

CHAPITRE II

Application des rayons X en cardiologie

II.1. Introduction :

Les rayons X sont des rayonnements électromagnétiques de haute fréquence dont la longueur d'onde est comprise approximativement entre 5 pico mètres et 10 nanomètres [39]. L'énergie de ces photons va de quelques eV à plusieurs dizaines de MeV [39]. Plusieurs propriétés des rayons X sont utiles dans différents domaines tels que la médecine ou l'industrie, parmi ces propriétés, une propagation en lignes droites [39], [40] et un pouvoir ionisant faible donc un pouvoir de pénétration important pouvant atteindre plusieurs centaines de mètres dans l'air [39]. Ces rayonnements traversent facilement l'organisme, ils sont stoppés par quelques millimètres de plomb [39].

Les applications des rayons en médecine occupent une place importante que ce soit pour la thérapie (traitement des cancers) que pour l'imagerie médicale à savoir la radiologie conventionnelle ou numérisée et la tomodensitométrie. L'amélioration des performances des équipements de radiologie a énormément contribué au bon choix d'une stratégie thérapeutique aussi bien pour le diagnostic que pour l'acte interventionnel.

L'angiographie coronaire et l'angioplastie sont deux exemples de l'application médicale des rayons X en cardiologie et fait l'objet de l'étude des niveaux d'exposition d'une équipe de médecins présentée dans ce mémoire.

II.2. Application des rayons X en cardiologie :

La cardiologie fait de plus en plus appel aux rayons X aussi bien pour le diagnostic que pour la thérapie. L'angiographie coronaire et l'angioplastie sont des exemples intéressants:

II.2.1 Angiographie coronaire ou coronarographie : [41]

L'angiographie est une technique d'imagerie médicale dédiée à l'étude des vaisseaux sanguins qui ne sont pas visibles sur des radiographies standards. L'angiographie est un examen basé sur l'injection d'un produit de contraste lors d'une imagerie par rayons X. Sa signification littérale est "imagerie des vaisseaux". L'angiographie est un examen invasif.

L'angiographie permet de réaliser des examens à visée soit diagnostique, soit interventionnelle

- Les examens à visée diagnostique ont pour objectif d'identifier des pathologies vasculaires afin d'aider à un traitement ultérieur qu'il soit endo-vasculaire, chirurgicale ou médicamenteux. C'est aussi une source d'informations utilisée avant une intervention chirurgicale afin de repérer précisément le trajet des vaisseaux. Au niveau artériel, elle recherche des anomalies telles que des rétrécissements (sténoses) ou d'autres obstacles à l'écoulement du sang.
- Les examens à visée interventionnelle auront pour objectif de minimiser voire de supprimer la pathologie identifiée, grâce à l'introduction d'instruments spécifiques par le point de ponction. Par exemple une dilatation du vaisseau peut être pratiquée dans la partie rétrécie : on parle alors d'angioplastie.
L'angiographie coronaire est utilisée en cardiologie pour visualiser les artères coronaires (artères du cœur). Cette technique d'imagerie permet le dépistage des

anomalies de circulation sanguine causées par un obstacle et à l'origine des infarctus. Le coronarographe injecte directement dans les artères du cœur un produit radiologique de contraste iodé qui permet de visualiser l'éventuel obstacle par radiographie aux rayons X.

II.2.2. Angioplastie : [42]

L'angioplastie coronarienne est une intervention utilisée pour réparer une artère du cœur qui est rétrécie ou bloquée. Cette artère s'appelle l'artère coronaire. L'intervention est effectuée par une équipe de professionnels de la santé spécialement formés pour l'angioplastie coronarienne. Cette équipe s'appelle l'équipe de cathétérisme cardiaque.

L'angioplastie coronarienne sert à dégager une artère bloquée ou partiellement bloquée. C'est en poussant une substance grasseuse, appelée plaque, contre la paroi de l'artère que l'on effectue cette intervention, à l'aide d'un cathéter et d'un ballonnet gonflé (figure II.1). Cette ouverture facilite la circulation du sang dans le cœur. De cette façon, le cœur obtient plus d'oxygène et fonctionne mieux. Si le cœur reçoit suffisamment de sang et d'oxygène, les douleurs thoraciques diminueront.

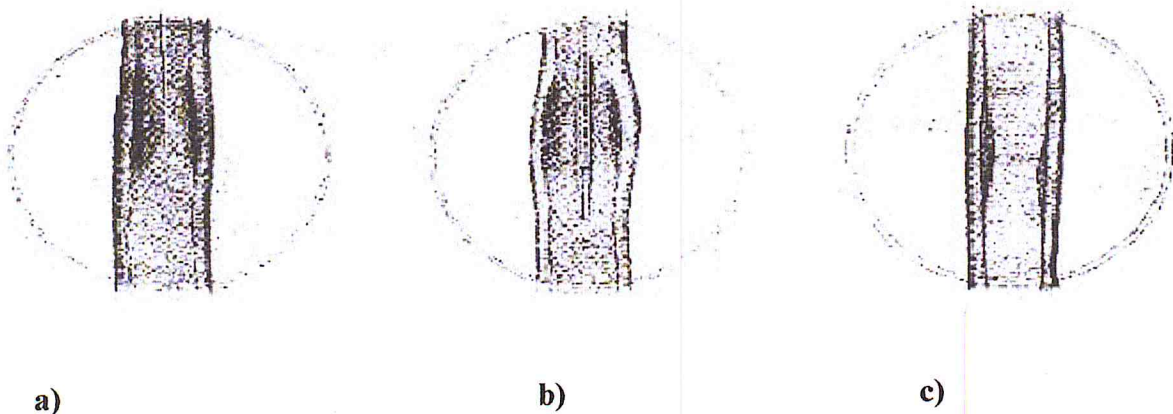


Figure II.1 : a) Cathéter dans l'artère bloquée b) Cathéter-ballon en place c) Plaque pressée contre la paroi de l'artère.

II.3. Description d'une unité de radiologie :

L'unité de radiologie est composée principalement d'un générateur de RX (ou tube RX), d'un détecteur lequel reçoit les rayons X à la sortie du corps du patient puis les converti en photons lumineux ou en charges électriques et d'un convertisseur analogique digital pour le traitement de l'image formée. La gamme d'énergie des RX intermédiaires utilisés en radiodiagnostic est généralement comprise entre 28 à 130 keV. La composition d'une unité de radiologie est décrite brièvement.

II.3.1. Génération des rayons X :

II.3.1.1. Principe de génération des rayons X :

Les tubes à rayon x sont des dispositifs permettant de produire des rayons X. Dans une enceinte de verre où règne un vide poussé, des électrons sont émis par un filament chauffé par effet joule (électrons thermiques) [43]. Ces électrons sont accélérés et dirigés vers une cible métallique par un champ électrique créé par une différence de potentiel élevée (généralement de 10 à 150 kV) [44]. Ces électrons entrent en collision avec la cible (anode). Les rayons X sont alors produits par deux mécanismes distincts :

1. les électrons, se déplaçant à une vitesse élevée, ont une énergie cinétique suffisante pour perturber les couches électroniques internes des atomes de la cible. Ces atomes, dans un état excité, vont alors émettre des rayons X en retournant à leur état fondamental.
2. le ralentissement des électrons dans la matière produit un rayonnement de freinage comportant des rayons X. Notez que dans le cas d'un tube à rayons X, on a à la fois un rayonnement continu (Bremsstrahlung) et un phénomène de fluorescence de la cible.

L'énergie cinétique des électrons incidents est déterminée par la tension d'accélération ΔU :

$$E_{cin} = e\Delta U$$

Dans la relation précédente, e correspond à la charge électrique de l'électron ($e = 1,6 \cdot 10^{-19} \text{C}$).

L'interaction des électrons rapides avec la matière se traduit globalement par un ralentissement des électrons et l'énergie cinétique perdue se manifeste sous différentes formes. Une fraction importante de cette énergie ($\approx 99\%$) est convertie en chaleur et augmente l'énergie interne de la substance. Le reste ($\approx 1\%$) est rayonné hors de la substance sous forme de photons X. La cible, formée de métal de numéro atomique élevé ($Z > 30$), la plupart du temps du tungstène (W), est enchâssée dans un bloc de cuivre pour faciliter son refroidissement. Selon la puissance du tube, une circulation forcée d'air ou d'eau assure l'évacuation de la chaleur [43].

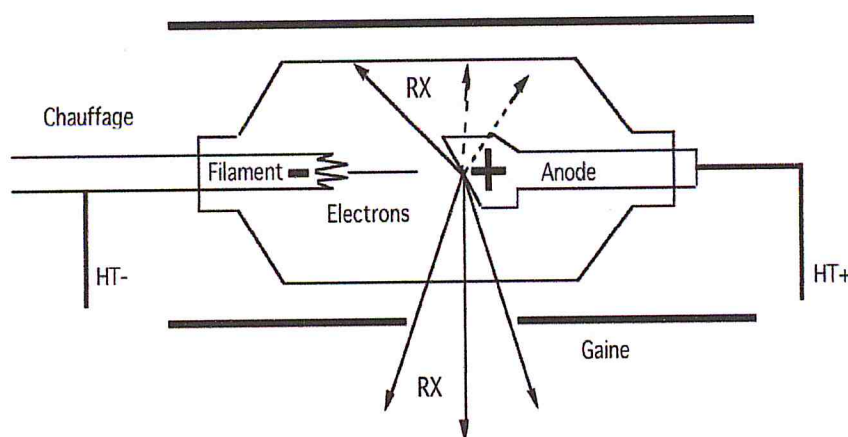


Figure II.2 : schéma d'un tube à rayons X. HT : haute tension d'accélération.

II.3.2 Spectre des rayons X :

Un spectre d'émission de rayons X consiste en la superposition d'un spectre continu et d'un spectre discret de raies [43].

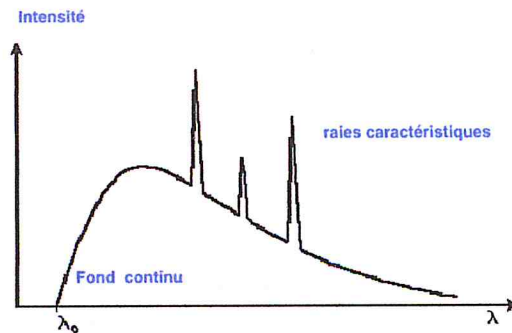


Figure II.3 : Spectre d'un tube à rayons X. [45]

a- Le spectre continu : interaction électron-noyau

Lorsqu'un électron d'énergie cinétique E_c arrive au voisinage d'un noyau atomique de la cible, sa trajectoire est déviée grâce à une force électrique F . l'accélération centripète qui en résulte provoque l'émission d'un rayonnement électromagnétique, pouvant prendre la forme d'un photon X d'énergie E prélevée sur l'énergie cinétique de l'électron (figure II.4). [43]

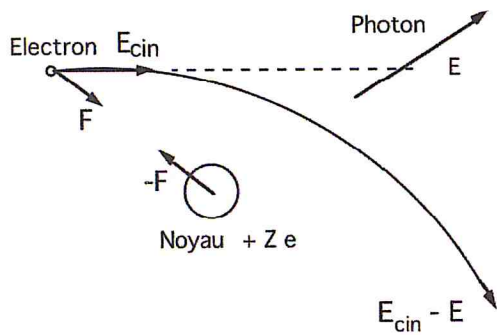


Figure. II.4 : rayonnement de freinage. [43]

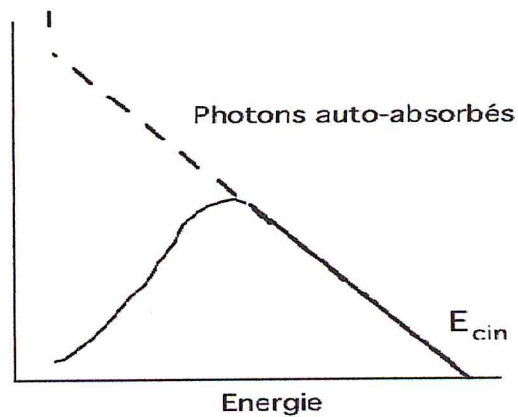


Figure. II.5: spectre continu d'un tube à rayons X. [43]

La limite supérieure du spectre continu correspond à l'énergie cinétique des électrons qui bombardent l'anode.

Dans ce processus, l'électron incident peut perdre toute son énergie cinétique E_{cin} en une fois, ce qui donne une limite supérieure à la fréquence du photon émis. Celle-ci dépend donc uniquement de la tension d'accélération et non du métal de la cible. Les photons émis peuvent avoir toutes les énergies comprises entre l'énergie cinétique nulle et E_{cin} , le spectre est donc continu et a l'allure de la figure(II.5). Le freinage dépend de la distance à laquelle l'électron se rapproche du noyau. [43]

et 12 cm; Pour chaque intervention, les données suivantes sont affichées: PDS ou PDS total ($Gy.cm^2$), du temps de Scopie (mn) et du nombre d'images.

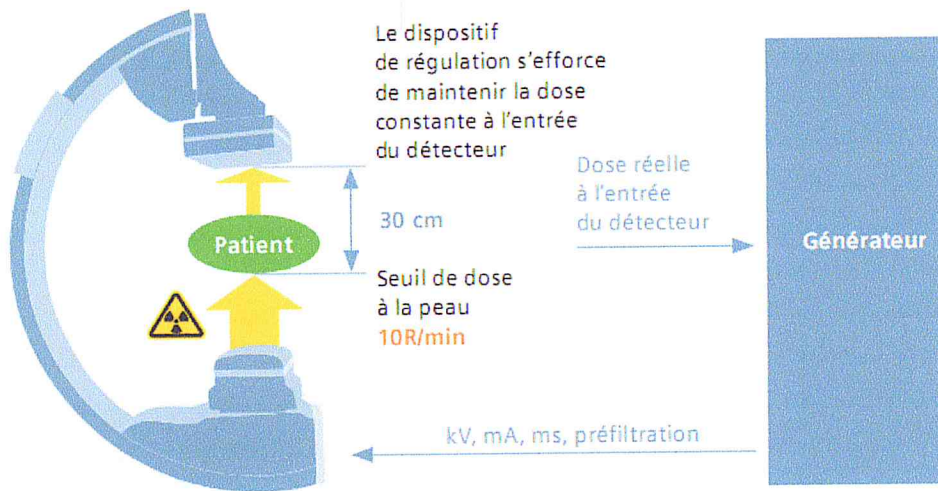


Figure II.7 : Représentation schématique d'une unité de RX composée de l'arceau du détecteur, du générateur de RX et de la table selon le principe de régulation avec dose constante à l'entrée du détecteur [46].

Le positionnement du tube à rayons X sous la table permet de réduire l'irradiation du personnel par les rayonnements primaires et diffusés tels que le montre la figure (II.8).

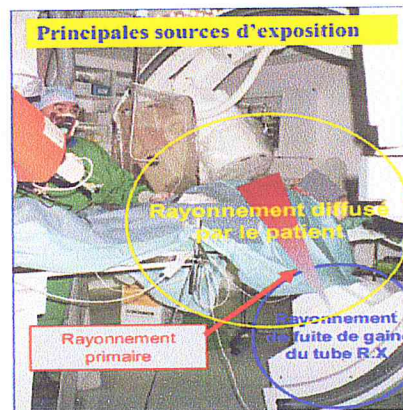


Figure II.8 : Principales sources d'exposition du personnel dans une unité de radiologie [47]

Les paramètres techniques intervenant sur la dose reçue par le personnel exposé sont [47]:

- la haute tension, la dose augmente avec le carré de la tension,
- l'intensité et le temps d'exposition, la dose est proportionnelle aux valeurs de ces paramètres,
- le volume exposé contribue à l'augmentation du faisceau diffusé donc à la dose,
- la distance pour laquelle la dose décroît inversement au carré,
- la filtration du faisceau réduit la composante de basse énergie donc la dose.

Un autre paramètre à considérer lors de l'utilisation d'un tube à rayons X en radiodiagnostic est l'incident sous laquelle se fait l'irradiation du patient par le faisceau primaire. La figure (II.9) montre l'impact de l'incidence d'irradiation à l'entrée du corps du patient pour une même dose à la sortie du patient, pour une incidence de 55°, l'accroissement de la dose d'entrée atteint 700% [46]. La variation de la dose à l'entrée a une incidence directe sur les niveaux d'exposition du personnel exposé, de plus la corpulence du patient est également un facteur d'influence des niveaux d'exposition lequel est le corps atténue et diffuse les rayonnements X émis par le tube.

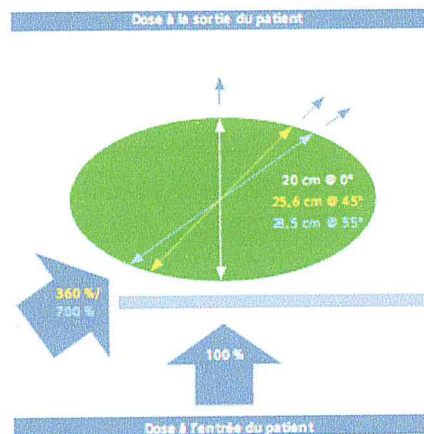


Figure II.9 : Impact de l'angle d'irradiation du faisceau primaire sur la dose à l'entrée du corps du patient pour une même dose à la sortie du patient [46].

La limitation de la taille du faisceau de RX à la surface utile et la réduction du temps d'intervention sous les rayonnements X sont deux recommandations pour la réduction du niveau d'exposition du personnel.

II. 4. Système réglementaire de radioprotection pour le milieu hospitalier :

La radioprotection est un ensemble de mesures destinées à assurer la protection de la population et des travailleurs contre les dangers des rayonnements ionisants, tout en permettant leur utilisation [48].

II.4.1. Organisation de la radioprotection :

Des "experts" ou "personnes compétentes" en radioprotection sont désignés pour chaque hôpital. Ils doivent suivre les cours de radioprotection spécifique et sont responsables de :

- Veiller au respect des normes de radioprotection par les employés avec les obligations pour les suivre;
- Participer à la formation des employés en ce qui concerne les mesures de radioprotection;
- Effectuer des contrôles radiologiques dans l'hôpital (ex: un contrôle hebdomadaire de contamination des surfaces de travail et des appareils pouvant être contaminés) [48], [49].

Dans la réglementation actuelle, les travailleurs professionnellement exposés sont divisés en deux catégories selon les zones de travail et les doses reçues suite à cette exposition professionnelle :

- La catégorie A des travailleurs dans des zones contrôlées d'accès réglementé, s'étendant aux lieux où l'exposition des travailleurs dans les conditions normales de travail est susceptible de dépasser 3/10 des limites fixées,
- La catégorie B des travailleurs dans des zones surveillées où l'exposition des travailleurs dans les conditions normales de travail est susceptible de dépasser 1/10 des limites annuelles fixées. Les limites de la catégorie B représentent seulement la frontière du changement de catégorie. Elles n'ont pas le caractère "d'interdiction de dépasser" qu'ont les limites de la catégorie A. [48], [50]

Les principes de radioprotection à respecter chaque fois la pratique nécessite une manipulation des sources de radiations ionisantes sont les suivants:

- Justification des pratiques: Aucune pratique impliquant des expositions aux rayonnements ionisants ne doit être adoptée à moins qu'elle n'apporte un avantage aux individus exposés ou à la société qui contrebalance le détriment qu'elle peut induire. [48]
- Optimisation: Le niveau des expositions, le nombre de personnes exposées et la probabilité de l'exposition doivent être aussi bas que possible compte tenu des facteurs économiques et sociaux. [48]
- Limitation: Même si une pratique est justifiée et optimisée, les expositions individuelles en fonctionnement normal doivent être limitées afin qu'aucune personne ne soit soumise à des risques inacceptables résultant de l'exposition aux rayonnements ionisants. [48]

II.4.2. Protection contre l'irradiation externe dans les services de radiologie :

Il existe principalement trois manières de se protéger contre une irradiation externe en respectant les trois facteurs suivants:

- Temps: limiter le temps d'irradiation. La répétition préalable d'un exercice ou pratique sous rayonnements lors d'une simulation sans exposition réelle permet de réduire l'irradiation de la personne en augmentant la rapidité des opérations et en éliminant systématiquement tout geste inutile.
- Distance: s'éloigner de la source. Le débit de dose diminue avec le carré de la distance à la source, la personne se tiendra toujours aussi éloigné que possible de celle-ci.
- Ecran: absorber le rayonnement par l'interposition d'un écran entre la source et la personne exposée. La nature de l'écran et son épaisseur dépendent de l'énergie du rayonnement

Les consignes de sécurité doivent être respectées telles que la signalisation des appareils à rayons X lesquels doivent être clairement signalés à l'aide d'étiquettes appropriées portant le symbole international (trèfle) des rayonnements ionisants (Figure II.10). La nature et l'épaisseur du blindage de la salle de radiologie sont adaptées à l'énergie des rayonnements et à la charge de travail.



Figure II.10: Trèfle, le symbole international (trèfle) des rayonnements ionisants [51]

Les personnels exposés aux rayonnements ionisants sont soumis à une surveillance dosimétrique. Les résultats du suivi dosimétrique sont communiqués au médecin du travail et à l'expert en radioprotection, qui doit en informer les personnes concernées [52]. Si une irradiation non négligeable d'un tissu (par exemple, le cristallin) ou d'une partie du corps spécifique (par exemple, les mains) est à craindre, la personne portera un ou plusieurs dosimètres supplémentaires permettant de contrôler les doses à ces endroits. [53]

II.4.3. Limites de dose pour les personnes professionnellement exposées [Réglementation nationale] :

En Algérie, la limite de dose efficace pour les personnes professionnellement exposées est fixée à 20 mSv par 12 mois consécutifs glissants. La limite de dose équivalente pour le cristallin est fixée à 150 mSv, à 500 mSv pour la peau et les extrémités pour 12 mois consécutifs glissants. Les extrémités concernent les mains, les avant-bras, les pieds et les chevilles. La limite de dose équivalente, à la surface de l'abdomen, des femmes enceintes exposées dans le cadre de leur profession est fixée à 1 mSv durant les neuf mois de la grossesse. Pour les apprenti(e)s et les étudiant(e)s âgés de 18 ans ou plus qui sont amenés à être exposés aux rayonnements ionisants, les limites de dose sont égales aux limites de dose fixées pour les personnes professionnellement exposées. Cette limite est réduite à 6 mSv pour les apprenti(e)s et les étudiant(e)s âgés de 16 à 18 ans.

II.4.4. Radioprotection en cardiologie :

En cardiologie interventionnelle, la surveillance radiologique du lieu de travail doit également permettre d'identifier l'existence des risques d'exposition externe consécutive aux rayonnements ionisants émis par le générateur de rayons X. Le plus souvent, le contrôle radiologique du lieu de travail est régi par des facteurs tels que :

- Le type de travail accompli

CHAPITRE III

Application de la thermoluminescence à la dosimétrie

III.1. Introduction :

La radiothermoluminescence ou ThermoLuminescence (TL) est une appliquée à la dosimétrie des rayonnements ionisants depuis plus de 60 ans, cependant sa découverte remonte au 17^{ième} siècle par Sir Robert Boyle [55], [56]. En 1950, la plupart des phosphores TL ont fait l'objet d'étude à des fins de dosimétrie [55], [56].

La thermoluminescence (TL) est la propriété que possèdent certains solides cristallins, préalablement irradiés, d'émettre de la lumière de manière proportionnelle à la dose absorbée lorsqu'ils sont chauffés [57].

Ce principe est appliqué depuis plusieurs dizaines d'années pour la dosimétrie dans différents domaines d'applications (médecine, surveillance radiologique, réacteur nucléaire, spatial, ect..) [57]. Dans le domaine de la radiothérapie, les détecteurs TL sont utilisés en routine pour la vérification de la dose délivrée lors des traitements par irradiation corporelle, ainsi que pour la dosimétrie de sources de curiethérapie en raison de leurs caractéristiques et de leur disponibilité sous des formes variées [57].

III.2. Phénomènes de luminescence :

La luminescence décrit le processus d'émission de radiations optiques d'un matériau à partir des causes autres que le chauffage jusqu'à l'incandescence. Les matériaux luminescents peuvent absorber de l'énergie, stocker une fraction de celle-ci, et convertir l'autre fraction en émission de radiation optique. Le terme luminescence est plus général et on peut le différencier à partir de l'effet spécifique rencontré (tableau III.1) [58].

L'effet de luminescence	Les moyens d'excitations
Photoluminescence	Photons (ultraviolet, visible, infrarouge)
Triboluminescence	Frottement, collision
Chimiluminescence	Energie chimique
Bioluminescence	Energie biochimique
Cathodoluminescence	Rayons cathodiques
Electroluminescence	Champ électrique
Radio luminescence	Rayonnement ionisant
Sonoluminescence	Onde sonore
Fluorescence (émission prompte) Phosphorescence Emission retardé Thermoluminescence (émission accélérée par chauffage)	} Variés

Tableau III.1 : Phénomènes de luminescence

III.2.1. Fluorescence et phosphorescence :

Dans l'intervalle de temps qui sépare l'excitation de l'émission lumineuse, il peut y avoir une phase intermédiaire, ce qui conduit à distinguer deux sortes de luminescence : la fluorescence et la phosphorescence [59]. L'excitation porte le système émetteur du niveau fondamental f au niveau excité e , la transition $f \rightarrow e$ peut être suivie éventuellement par la transition $e \rightarrow m$, ou m est un niveau métastable (la transition $m \rightarrow f$ est interdite) (figure III.1 a). Le retour à l'état

fondamental s'effectue soit spontanément : c'est la fluorescence, soit sous l'effet d'un apport d'énergie appelée énergie d'activation par la transition $m \rightarrow e$ suivie de la transition $e \rightarrow f$: c'est la phosphorescence (figure III.1 b). [58]

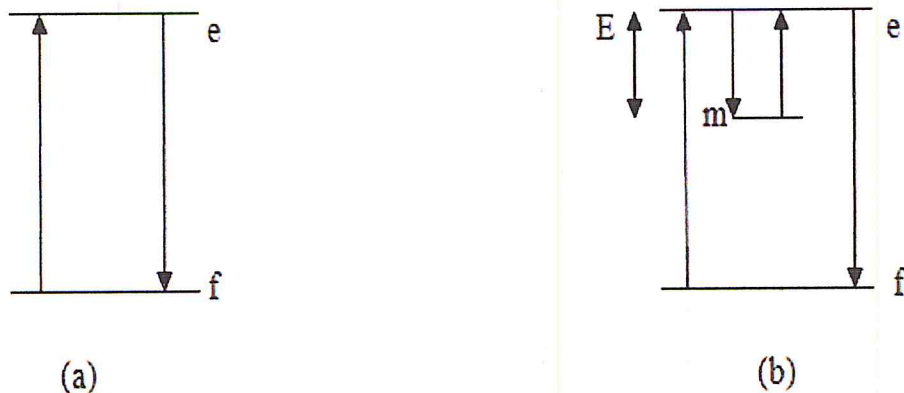


Figure III.1 : schéma énergétique d'une fluorescence (a) et d'une phosphorescence (b) [60]

La fluorescence correspond généralement à une émission rapide de lumière (10^{-11} à 10^{-8} seconde), la phosphorescence à des temps plus grands (10^{-4} à plusieurs secondes). [60]

III.2.2. Luminescence d'un cristallin :

L'émission de luminescence est liée à la présence de défauts qui perturbent la périodicité cristalline du solide et donne au cristal des propriétés d'emmagasiner l'énergie déposée par l'irradiation et de la restituer ultérieurement.

III.2.2.1. Cristal parfait :

Le cristal parfait est un solide dont la structure est constituée de molécules ou d'atomes dans un réseau périodique [60]. La théorie des bandes décrit la structure électronique d'un cristal. Cette théorie stipule que la périodicité d'un réseau cristallin est à l'origine d'un diagramme énergétique comportant des bandes d'énergies permises et accessibles aux porteurs de charges et des bandes d'énergies interdites. La dernière bande d'énergie permise est appelée la bande de conduction (BC), la bande de valence (BV) est l'avant dernière bande d'énergie permise [60]. Les électrons de valence des atomes sont situés dans cette bande. Les deux bandes sont séparées par une bande interdite aux électrons (BI) d'énergie E_g , également appelée gap et représente l'énergie nécessaire à un électron de valence pour accéder à la bande de conduction (figure III.2).

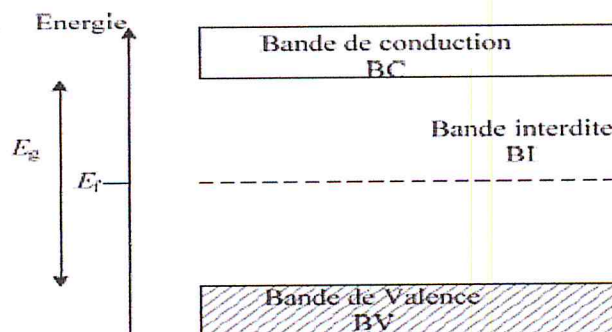


Figure III.2: schéma de bandes d'énergie d'un cristal parfait.

Le niveau de Fermi, d'énergie E_f , fixe le niveau énergétique maximal que les électrons peuvent atteindre à la température du zéro absolu (0°K) [60]. Le positionnement du niveau de Fermi dans le diagramme de bandes détermine dans quelle catégorie le matériau est classé : [60]

- Si le niveau de Fermi est situé dans la bande de conduction, il s'agit de matériaux conducteurs pour lesquels la bande de conduction est partiellement remplie d'électrons libres, jusqu'au niveau de Fermi.
- Si le niveau de Fermi est situé entre la bande de valence et la bande de conduction: on distingue alors les isolants dont la bande de conduction est vide et les semi-conducteurs pour lesquels cette même bande est pratiquement vide. Les isolants possèdent un gap élevé. Les semi-conducteurs sont des isolants ayant un gap d'énergie plus faible.

III.2.2.2. Cristal réel :

Le cristal réel est un réseau d'atomes dont la périodicité est perturbée par des défauts ponctuels si la perturbation est localisée au niveau d'un atome ou d'une maille élémentaire ou par des défauts étendus si les perturbations sont étendues au sein du réseau [60].

Les défauts ponctuels existent sous plusieurs formes: lacune, atomes interstitiels ou impuretés chimiques. La figure (III.3) montre les différents types de défauts ponctuels que l'on peut trouver dans un réseau cristallin constitué de deux types d'atomes A et B [60].

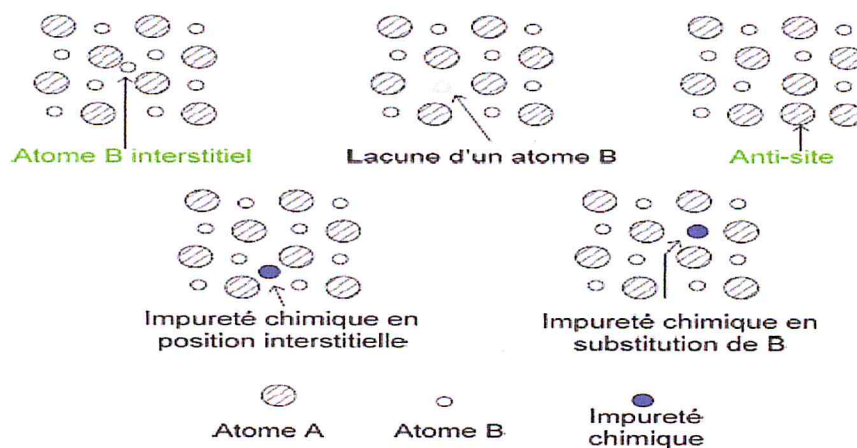


Figure III.3 : Différents défauts ponctuels dans un réseau cristallin.

Les associations de défauts ponctuels dans un réseau cristallin sont possibles on distingue deux types de défauts : défaut de Schottky et le défaut de Frenkel [60]. Le défaut de Schottky correspond à l'association d'une lacune anionique et d'une lacune cationique [60]. Le défaut de Frenkel correspond au déplacement d'une espèce du réseau cristallin de son site vers une position interstitielle [60].

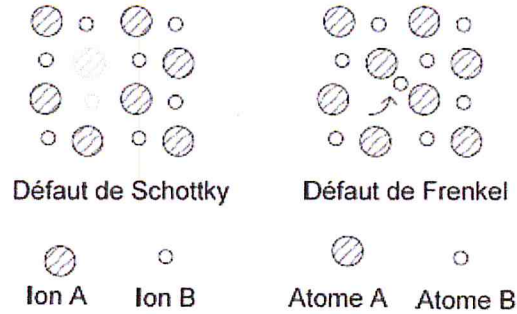


Figure III.4: Exemples d'associations de défauts ponctuels: défaut de Schottky (Lacune de 2 ions) et défaut de Frenkel (déplacement d'un ion).

Les perturbations induites par les défauts introduisent des changements dans les niveaux d'énergie permis d'un cristal se traduisant par présence d'un état électronique localisé dans la bande interdite. Si un niveau d'énergie possède une section efficace de capture des électrons très supérieure à celle des trous, $\sigma_e \gg \sigma_t$ ce niveau est appelé piège à électrons, dans le cas contraire le niveau est appelé piège à trous (Figure III.5). Si un piège est le siège de recombinaisons électron-trou, il s'agit alors d'un centre de recombinaison [60].

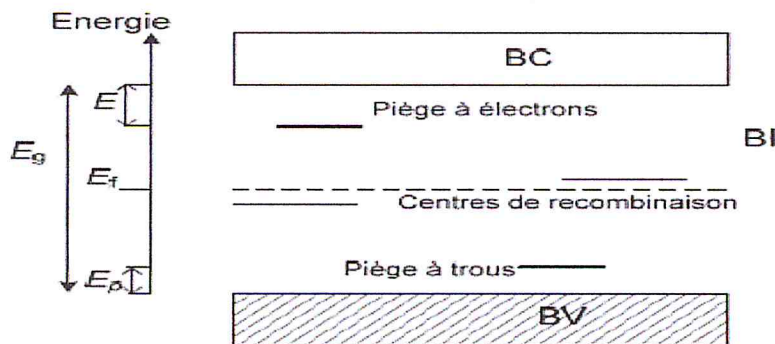


Figure III.5 : Schéma de bandes d'un cristal réel.

L'énergie E correspond à l'énergie nécessaire à apporter au cristal pour dé piéger un électron ou un trou vers la bande de conduction ou la bande de valence. Cette énergie est appelée énergie d'activation ou profondeur du Piège.

III.2.3. Cristal thermoluminescent :

Lorsqu'un cristal est soumis à un rayonnement ionisant lequel dépose une énergie supérieure à l'énergie du gap, il résulte la création d'une paire électron-trou: l'électron sera transféré vers la bande de conduction. Dans le cas d'un cristal réel, l'électron pourra être piégé dans les niveaux pièges situés dans la bande interdite. L'électron pourra se recombiner avec le trou piégé dans un centre de recombinaison. Le piège est caractérisé par un coefficient de piégeage β tel que $\beta = v \times \sigma$, v est la vitesse du porteur de charge (électron ou trou) et σ la section efficace de capture de ce porteur de charge [61]. Lors d'un apport d'énergie extérieur supérieur à l'énergie d'activation du piège, le porteur de charge piégé peut être dé-piégré, le temps de vie moyen τ de séjour dans un piège est défini par : [61]

$$\tau = s^{-1} \times \exp\left(\frac{E}{kT}\right) \quad \text{III.1}$$

avec s le facteur de fréquence, supposé constant (s^{-1}), E l'énergie d'activation du piège (eV), T la température absolue (°K) et k la constante de Boltzmann (eV.K⁻¹). La probabilité de dépiégeage α est définie par [61] :

$$\alpha = \frac{1}{\tau} = s \times \exp\left(-\frac{E}{kT}\right) \quad \text{III.2}$$

La probabilité qu'un porteur de charge se libère croît en augmentant la température. Ce processus de libération des porteurs piégés suite à une irradiation, par effet thermique est appelé thermoluminescence si la recombinaison est radiative [60]. La figure (III.6) illustre la configuration des bandes d'énergie pour un cristal TL à un niveau pièges et un centre de luminescence.

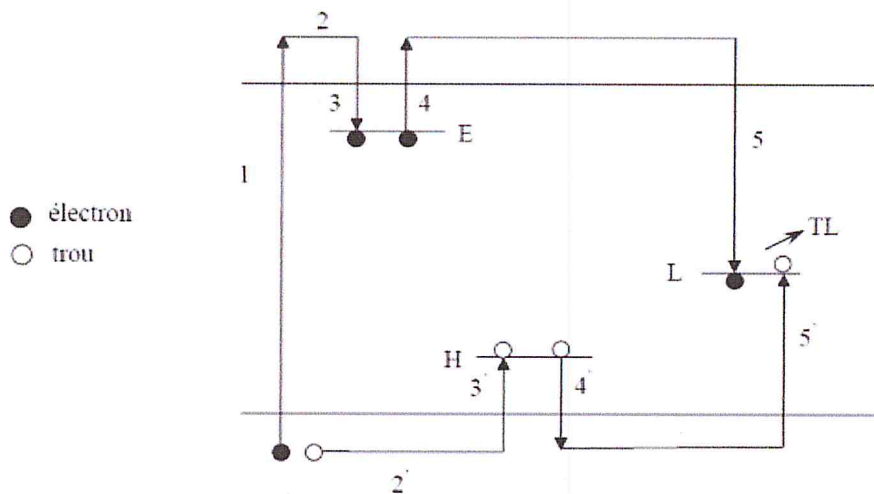


Figure.III.6 : Modèle simple de bande d'énergie pour la thermoluminescence.

Lorsqu'un porteur de charge est thermiquement instable, il tend rapidement vers l'état fondamental dans les conditions de température ambiante [58]. Dans le cas d'un piège unique, le spectre de thermoluminescence est constitué d'un pic unique dont l'intensité est donnée par la relation:

$$I = C.s.n_0.\exp\left[-\frac{E}{kT}\right] \left[\frac{(L-1).s}{\beta} \int_{T_0}^T \exp\left[-\frac{E}{kT}\right].dT + 1\right]^{-L/(L-1)} \quad \text{III.3}$$

C est le facteur de proportionnalité, n_0 est la densité de piège, β est la vitesse de chauffage et T_0 est la température initiale et L l'ordre de la cinétique. Dans la réalité, il existe plusieurs niveaux pièges, l'intensité de TL correspond alors à la somme des intensités lumineuses de chaque niveau piège [62].

III.3. Application de la thermoluminescence à la dosimétrie des rayonnements ionisants :

La thermoluminescence est utilisée depuis de nombreuses années en dosimétrie des rayonnements pour la surveillance radiologique du personnel aussi bien pour la mesure de la dose au corps entier (Hp(10) et Hp(0.07) que pour les extrémités (poignets, main, cristallin..) [63], [64], [65].

III.3.1. Caractéristique de certains matériaux thermoluminescents :

Les deux principaux matériaux thermoluminescents utilisés en dosimétrie sont le borate de lithium ($Z_{\text{eff}} = 7.4$) qui est un matériau équivalent-tissu "parfait" et le fluorure de lithium (LiF:Mg,Ti ou LiF:Mg,Cu,P) qui peut être considéré comme un matériau pratiquement équivalent-tissu. Le fluorure de lithium résiste à la corrosion, à l'usage et il est difficilement soluble dans l'eau ce qui constitue un avantage sur le borate de lithium.

Matériau Phosphorescent	Pic de thermoluminescence en °C	Emission maximale en nm	Niveau de saturation en rad	Les procédures d'anihilation
LiF:Mg,Ti	210	425	10^5	400°C, 1 heure 80°C, 24 heures
LiF:Mg,Ti,Na	220	400		généralement non nécessaire
LiF:Mg,Cu,P	232	310-410	$> 10^4$	250°C, 10 mn
Mg ₂ SiO ₄ :Tb	200	380-400	$> 10^5$	500°C, 3 heures
CaF ₂	300	500	10^5	non nécessaire
Al ₂ O ₃	250	425	10^5	
BeO	180-200	330	$5 \cdot 10^5$	600°C, 15 mn

Tableau III.2 : Caractéristiques de certains matériaux utilisés en dosimétrie par thermoluminescence.

III.3.2. Processus de thermoluminescence dans le LiF:Mg,Ti :

Le fluore de lithium dopé au magnésium et au Titane (LiF: Mg,Ti) présente un processus de thermoluminescence complexe. Dans un cristal de LiF imparfait, un ion Li^+ est remplacé par un ion Mg^{++} . Ces deux ions ayant des valences différentes, il se produit localement un excédent de charge positive dans le cristal. Cet excès sera compensé par la création d'une lacune d'ion positif qui aura tendance à attirer un trou présent dans la bande de valence: il joue donc un rôle de piège (Figure III.7) [58]. La présence d'ion de titane en

liaison avec l'hydroxyle (OH) est pré requise pour une luminescence dans le LiF, la concentration optimale est de 7 ppm [58], [66].

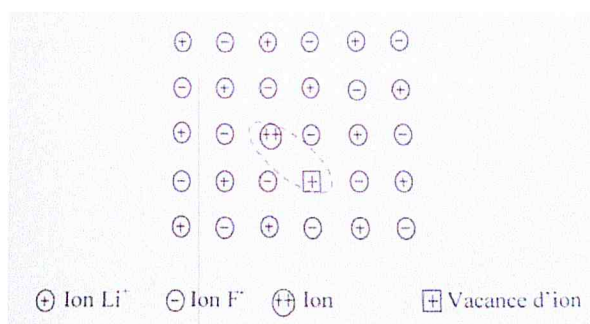


Figure.III.7 : Création artificielle d'un piège dans le LiF.

Le spectre de TL du LiF :Mg,Ti est composé d'au moins cinq pics pour les doses relativement faibles, le pic principal se situe à 230°C pour un maximum d'émission de luminescence situé à 400nm (Figure III.8) [58]

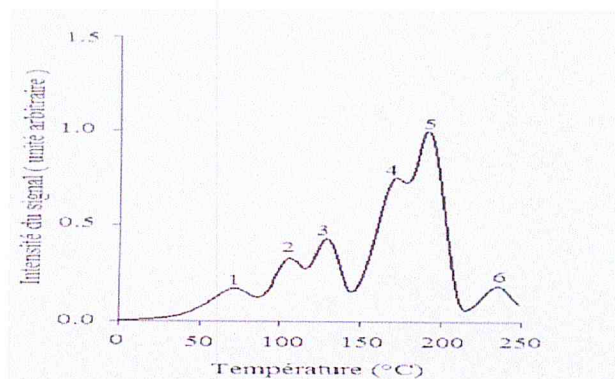


Figure III.8 : courbe de thermoluminescence du LiF : Mg,Ti (TLD100).

III.4. Caractéristique générale des détecteurs TL : [56]

III.4.1. Stabilité de l'information ou fading :

La stabilité de l'information est une caractéristique importante d'un détecteur, l'information enregistrée doit être conservée indépendamment des agents d'environnement tels que: la température, l'humidité, les agents chimiques et le temps. La stabilité de l'information dépend de la durée de séjour moyen des électrons dans un piège comme décrit en (III.1).

Certains facteurs ont un effet sur la stabilité de l'information enregistrée. L'humidité altère la surface de certains matériaux et modifie leur transparence, donc leur sensibilité apparente. La perte de l'information enregistrée par certains détecteurs en fonction du temps est appelée 'fading', cet effet peut être évité en éliminant les pièges instables par:

- Une modification provisoire de la répartition des pièges par un traitement thermique, effectué avant l'irradiation du dosimètre.

- Si les niveaux énergétiques sont suffisamment éloignés, il est possible d'éliminer les pièges instables par un traitement thermique effectué avant la lecture ou lors de la lecture en intégrant uniquement le signal résultant des niveaux stables.

Des déviations de 10% par an ont été trouvées pour le LiF: Mg,Ti [56].

III.4.2. Sensibilité et seuil de détection :

La sensibilité d'un matériau thermoluminescent est définie par son efficacité de thermoluminescence, qui représente la fraction de l'énergie absorbée remise sous forme de lumière. Le seuil de détection détermine la dose minimale décelable, il dépend de la sensibilité mais aussi de certains paramètres: le courant d'obscurité du photomultiplicateur, l'émission infrarouge du système chauffant, la triboluminescence laquelle peut être évitée en faisant les lectures dans une atmosphère d'azote.

III.4.3. Reproductibilité :

La réponse de TL d'un détecteur ne devrait pas changer durant les cycles d'utilisations (traitements thermiques, irradiations répétées et lecture). La stabilité du détecteur est alors testée par l'évaluation de la reproductibilité de sa réponse à une même dose. La reproductibilité est donnée par la valeur de la déviation standard déterminée sur une série de mesures répétées dans les mêmes conditions d'irradiation et de lecture.

III.4.4. Réponse en dose :

Il est souhaitable qu'un détecteur ait une réponse proportionnelle à la dose dans une gamme assez large. Les limites de la réponse en dose dépendent du détecteur et du lecteur utilisé. Dans figure (III.9) on n'observe que la réponse en dose aux photons du LiF:Mg:Ti comprend trois régions: la région A. qui est la région limite inférieure de détection (15-100 μ Gy), la région de linéarité se situe entre B et C (généralement autour de 3 Gy) puis la région de la supralinéarité en D qui s'étend jusqu'à 100 Gy [56]. La supralinéarité peut s'expliquer par des modifications des mécanismes de luminescence à travers la réduction de la concentration des centres compétitifs ce qui augmente la probabilité de recombinaison radiative ou la création de nouveaux pièges modèles.

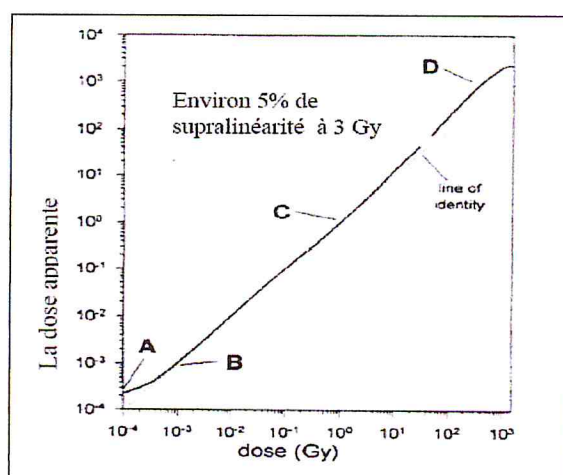


Figure III.9 : Réponse en dose de LiF ;Mg ;Ti pour une irradiation aux photons [56].

La dosimétrie par TL est une dosimétrie relative. La luminescence suite à une irradiation est corrélée à la dose d'irradiation lors d'un étalonnage.

III.4.5. La dépendance énergétique :

La dépendance énergétique aux photons d'un détecteur TL dépend de son numéro atomique effectif. Pour déterminer le facteur de dépendance énergétique, K_{en} , la réponse aux rayons X est standardisée par rapport à celle du Co-60. La figure (III.10) décrit la réponse en énergie de plusieurs détecteurs TL: la réponse de LiF: Mg,Ti dans la gamme d'énergie de 10 à 100 keV est de 1.50 fois supérieur à celle du Co-60, sa dépendance en énergie est moins marquée que celle du CaF₂:Mn qui atteint un facteur de 10.0 [56]. La réponse en énergie dans la gamme citée est due essentiellement à l'absorption photoélectrique qui dépend du nombre atomique du matériau (en Z^3) [56].

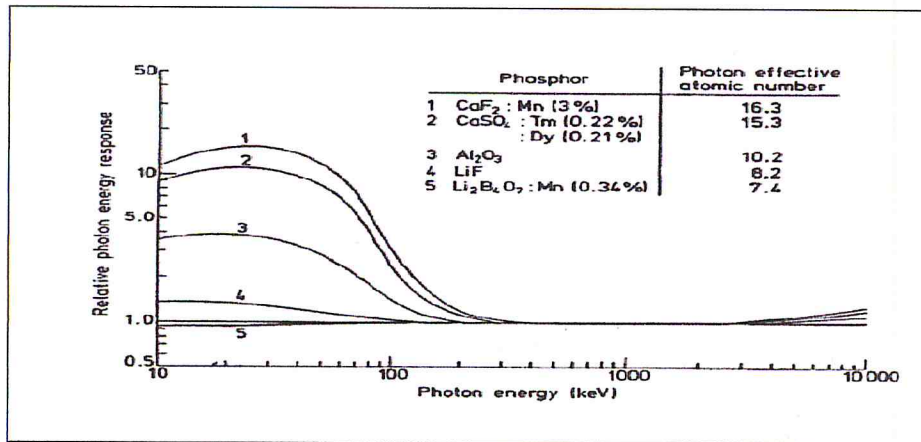


Figure III.10 : Réponse des détecteurs TL en fonction de l'énergie des photons.

La valeur du numéro atomique du LiF:Mg,Ti ($Z=8.2$) donne une réponse beaucoup plus faible que celle du CaF₂:Mn ($Z=16.4$). La valeur du numéro atomique des tissus humains est de 7.6, proche de celle du LiF:Mg,Ti. Ainsi les films photographiques qui contiennent des grains d'Argent ($Z=47$) ont une réponse élevée aux rayons X d'énergies faibles par rapport à celui du Co-60 d'où la nécessité d'une filtration pour l'atténuation des rayonnements et leur identification. Les calculs par code de Monté Carlo montrent que la réponse des détecteurs TL pour les faisceaux de photons et d'électrons de hautes énergies est légèrement inférieure à celle de Co-60 [56].

La faible dépendance énergétique du LiF: Mg,Ti est un avantage pour certaines applications dosimétriques ou l'utilisation de filtration multiple dans le dosimètre n'est pas souhaitée.

III.5. Différentes applications de la thermoluminescence à la dosimétrie :

Les domaines d'application de la dosimétrie par thermoluminescence sont nombreux, deux sont de grande importance en Algérie: la radioprotection et la médecine.

III.5.1. Applications à la radioprotection :

La dosimétrie par thermoluminescence a fait l'objet d'application à la surveillance radiologique du personnel et de l'environnement depuis des années en Algérie. La dosimétrie du personnel s'inscrit dans le cadre de la surveillance radiologique lors des expositions routinières, mais également pour des études de postes de travail (ex : médecine nucléaire). Il paraît nécessaire de limiter l'exposition du personnel aux radiations afin de ne pas dépasser les limites de sécurité. Cependant une réduction des niveaux d'exposition est recherchée pour une meilleure protection du personnel par une organisation plus adaptée aux risques radiologiques. Trois types de dosimètres thermoluminescents destinés au personnel sont largement utilisés:

- 1) Le dosimètre pour les extrémités porté à la main, au poignet, le bras ou le pied.
- 2) Le dosimètre pour le corps entiers porté à la poitrine ou la ceinture
- 3) Le dosimètre pour le cristallin

La surveillance radiologique de l'environnement peut être effectuée par un contrôle continu des émissions et des fuites de produits radioactifs ou au moyen de dosimètres thermoluminescents par une mesure intégrée sur une période d'un à trois mois par exemple.

III.5.2. Applications en médecine :

Les détecteurs thermoluminescents de très petite taille sont aussi exploités dans le domaine médical. Ces détecteurs sont utilisés sur le corps humain pour connaître les doses délivrés à un organe pendant une procédure de diagnostique ou de thérapie [67].

III.6. Avantage et inconvénient :

Les avantages et les inconvénients des détecteurs thermoluminescents LiF :Mg,Ti dépendent de leurs propriétés intrinsèques (réponse en énergie, linéarité avec la dose). Parmi les avantages de ces détecteurs:

- La réponse en énergie est pratiquement stable ce qui facilite la détermination de la dose car généralement donnée en référence au Co-60.
- Le numéro atomique proche celui des tissus vivants permet une bonne estimation de la dose.
- La grande dynamique de la réponse en dose.
- Ils se prêtent à une lecture automatisée grâce à un étalonnage individuel.
- Ils sont réutilisables jusqu'à plusieurs centaines de fois.
- Le spectre de TL peut être stocké facilement.
- Ils sont très robustes, insensibles à l'humidité ou aux chocs

Parmi les inconvénients :

- Leur lecture n'est possible qu'une fois donc ne permet que des mesures de doses à posteriori.
- De plus, il est nécessaire d'utiliser des sources de chauffage parfaitement stables dans le temps afin de réaliser des mesures reproductibles [67].

CHAPITRE IV

**La Surveillance Radiologique au niveau
du service de Cardiologie Interventionnelle
de CHU- Mustapha**

IV.I.L'unité de Cardiologie Interventionnelle du CHU de Mustapha

Le service de cardiologie du centre hospitalo-universitaire de Mustapha Pacha d'Alger a pour mission de prendre en charge les patients victimes de maladies cardio-vasculaires.

Ce service est organisé en :

- une unité de cardiologie clinique
- une unité de cardiologie interventionnelle.

Les activités principales de l'unité de cardiologie interventionnelle sont :

- la coronarographie
- l'angioplastie

IV.I.1. Présentation de l'unité de cardiologie interventionnelle :

Le personnel de cette unité se compose de :

- un surveillant médical chef
- un chef de service
- deux infirmiers
- un anesthésiste
- un technicien
- une dizaine de médecins résidents.

Le bloc réservé à l'unité de coronarographie est partagé en une salle d'attente (couloir), une chambre de préparation des patients, une chambre de stérilisation, la salle d'examen des patients où les deux actes médicaux (coronarographie et angioplastie) sont pratiqués et un box contenant le pupitre de commande (Figure IV.1).

Durant notre étude (juin-juillet 2012), le personnel médical se composait seulement de quatre médecins résidents à charge de deux types d'examens médicaux: l'angioplastie et l'angiographie coronaire. L'organigramme suivi durant cette période par l'ensemble des quatre médecins est que chaque médecin doit être présent dans le service durant deux jours consécutifs où il a la charge de tous les patients nécessitant l'un des deux examens médicaux. Les deux jours de travail sont suivis par un jour de repos.



Figure. IV.1: La salle de commande et la salle d'examen des patients du service de cardiologie interventionnelle du CHU-Mustapha

IV.I.2. Equipement médical :

Les deux examens, la coronarographie et l'angioplastie, sont pratiqués en utilisant un appareil de radioscopie à rayon X. L'appareil utilisé au service de coronarographie du CHU de Mustapha est de type Innova 2100 (General Electric).

L'Innova 2100 (Figure .IV.2) est équipé de :

- un tube à rayons X, placé au dessous de la table d'examen du patient.
- un détecteur numérique à écran plat pour la visualisation de l'image.
- des algorithmes de traitement d'image avancés.

Cet appareil aide les médecins à visualiser clairement les vaisseaux les plus fins afin de réussir leurs procédures critiques.



Figure .IV.2 : L'appareil à rayon X (Innova 2100) utilisé en cardiologie interventionnelle.

Les unités modernes de radiologie (Innova 2100 est un exemple) sont dotées de système de détection de haute qualité. La dose au détecteur est maintenue constante autant que possible, le débit de dose est ajusté en fonction de la corpulence du patient [68].

IV.I.3. Radioprotection en cardiologie interventionnelle :

La cardiologie interventionnelle fait partie des activités médicales les plus irradiantes tant pour le malade que pour l'opérateur [69], [70]. Le personnel présent dans la salle d'examen reçoit aussi bien les rayons X primaires (à la sortie du tube à rayons X) que le rayonnement diffusé par le malade et l'environnement constituant la salle d'examen.

La dose délivrée par les rayons X que reçoit le patient et l'opérateur est très sensible au positionnement du tube RX par rapport à la table d'examen et au nombre de scopies et de graphies pris par le manipulateur de l'appareil [71], [72].

Le rôle du cardiologue interventionnel est de maintenir le niveau d'exposition aux rayons X du malade et du personnel médical au plus bas possible mais compatible avec la réussite de l'acte médical pratiqué (principe de radioprotection d'ALARA : As Low As Achievable).

Une utilisation rationnelle des rayons X ne peut être réalisée sans une formation des cardiologues interventionnels. Cette formation est devenue obligatoire dans la majorité des pays européens [73] et ce depuis mai 2004.

IV.I.4. Les aspects de la radioprotection dans l'unité de coronarographie du CHU de Mustapha :

Durant notre présence dans l'unité de coronarographie du CHU de Mustapha, nous avons constaté, en premier lieu, l'absence de radio physicien dans le service et de tout contrôle radiologique. La présence d'une personne qualifiée pour la surveillance radiologique du lieu et du personnel du service serait conforme aux exigences des règles fondamentales de la radioprotection. Ces règles stipulent que toute personne utilisant des rayonnements ionisants à des fins médicales doit faire appel à une personne spécialisée en radiophysique médicale [74].

La salle d'examen de radiologie et la salle de commande ont été aménagées par le fournisseur. Des outils de protection individuelle ont été également fournis:

- tablier et caches thyroïde en plomb doivent être portés systématiquement par l'ensemble du personnel présent en salle. les cardiologues présents dans la salle de coronarographie ont respectés cette mesure.
- écran plafonnier destiné pour réduire la dose aux yeux et aux extrémités placé juste au-dessus du patient (particulièrement si le tube est au-dessus du patient). Cet écran doit être couvert par un cache stérile. Les opérateurs de l'appareil omettent d'utiliser cet écran à cause de non disponibilité de ces caches.
- Bas-volet ou jupette est positionné de façon à réduire la dose aux jambes de l'opérateur principal est utilisé pour tous les examens parce que le tube de RX est au-dessous du patient.
- lunettes plombées utilisé pour réduire la dose aux yeux lorsque l'écran plafonnier ou l'écran mobile n'est pas disponible. Les lunettes plombées ne sont pas été utilisées par le personnel médical.

Malgré la forte sensibilisation du personnel médical aux dangers liés à leur exposition à des rayonnements ionisants, l'absence d'une surveillance radiologique au sein du service a pour conséquence des insuffisances dans l'application des principes de la radioprotection. Ces insuffisances doivent être prises en considération pour une meilleure protection radiologique du patient et du personnel médical. Parmi ces insuffisances nous notons :

- absence, à l'entrée de la salle de coronarographie, de toute signalisation relative à la présence d'une source de rayons X.
- absence de tout contrôle de qualité de l'équipement périodiquement ou après une réparation de l'appareil. L'ingénieur chargé de la maintenance de l'appareil est sollicité uniquement en cas de panne de l'appareil.
- absence de dosimètres d'ambiance.
- absence de toute forme de dosimétrie individuelle: les opérateurs manipulent le radioscope sans le port de dosimètres personnels. Le chef de l'unité a expliqué que des dosimètres sont attribués par le médecin du travail de l'hôpital au personnel intervenant au niveau de la salle de coronarographie mais l'absence de tout suivi dosimétrique a mené les opérateurs à abandonner rapidement le port de ces dosimètres.
- En résumé, la seule règle de radioprotection respectée dans ce service se limite au port, par les opérateurs présents dans la salle de coronarographie, de tabliers et de caches thyroïdiens en plomb.

IV.II. Moyens expérimentaux utilisés pour la surveillance radiologique

Le système dosimétrique utilisé pour assurer la surveillance radiologique du personnel médical et de l'ambiance au niveau de l'unité de coronarographie du CHU de Mustapha, est composé d'un ensemble de dosimètres thermoluminescents.

Durant les deux mois (juin – juillet 2012) de notre présence dans le service, nous avons demandé aux quatre cardiologues interventionnels, sélectionnés pour cette étude, de porter cinq (05) dosimètres :

- deux dosimètres d'extrémités (sous forme de bague) à porter au niveau de l'index de la main gauche. Les deux dosimètres bagues sont différents : le premier a été développé au niveau du CRNA (dosimètre bague métallique) et le second a été fourni par la compagnie HARSHAW (dosimètre bague plastique).
- trois dosimètres corps entier. Deux sont à porter au niveau de la poitrine (un dosimètre sur le tablier en plomb et l'autre sous le tablier en plomb) et le troisième dosimètre est à porter au niveau de la ceinture.

Pour la surveillance d'ambiance, nous avons placés dans le service trois dosimètres d'ambiance : un dans le couloir, le deuxième dans la salle de commande et le troisième dans la salle de préparation.

Les dosimètres destinés à la surveillance personnelle (extrémités et corps entier) sont composées de détecteurs au fluorure de lithium dopé au Magnésium et au Titane (LiF: Mg, Ti avec 0.2672 Li, 0.7328 Fluor, 0.0002 Mg et 0.00001 Titane). Ce type de détecteur, connu sous le nom commercial de TLD 100, est un matériau équivalent tissu avec $Z_{\text{eff}}=8.14$

Le fournisseur des dosimètres bagues en plastiques et les dosimètres corps entier est la compagnie Harshaw [68]. Les dosimètres bagues métalliques ont été développés par le laboratoire de dosimétrie du CRNA [69], [70].

Le système dosimétrique que nous avons proposé pour la surveillance d'ambiance du service a été aussi développé au niveau du laboratoire de dosimétrie du CRNA [71]. Ce dosimètre est à base de détecteur d'oxyde d'aluminium trivalent ou d'alumine de forme chimique $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3:C$.

Les dosimètres corps entier sont étalonnés pour mesurer les deux grandeurs opérationnelles :

- l'équivalent de dose personnel, $H_p(0,07)$, mesuré à une profondeur de 0,07mm de la surface du corps.
- l'équivalent de dose personnel, $H_p(10)$, mesuré à une profondeur de 10mm de la surface du corps.

Les dosimètres d'extrémités sont destinés à mesurer des équivalents de dose à une profondeur de 0,07mm de la surface du corps. Ces dosimètres doivent être étalonnés en termes de l'équivalent de dose personnel $H_p(0,07)$.

Les dosimètres d'ambiance sont étalonnés en fonction de l'équivalent de dose ambiant $H^*(10)$ [72].

La périodicité de lecture des dosimètres personnels a été fixée à 15 jours et celle du dosimètre d'ambiance à un (01) mois.

IV.II.1. Lecteurs utilisés pour la lecture des dosimètres :

1. Lecteur HARSHAW 4000 :

Le lecteur Harshaw 4000 a été utilisé pour la lecture des dosimètres bagues métalliques et les dosimètres d'ambiance.

Après irradiation des dosimètres, l'information est recueillie par une simple lecture au moyen du lecteur TLD de type universel Harshaw modèle 4000 (Figure. IV.5). Ce lecteur comporte :

- Une plaquette en platine montée sur un support mobile destinée à porter les détecteurs à la température voulue par contact thermique ;
- Un thermocouple placé sous cette plaquette pour le contrôle de la température,
- Un tube photomultiplicateur destiné à collecter la lumière émise par le détecteur lors du chauffage,
- Un dispositif de traitement du signal qui converti la lumière émise en impulsion électrique (charge en nC).

La stabilité du lecteur est contrôlée à l'aide de la source lumineuse de référence (Reference Light) constituée de carbone 14 incorporée dans un scintillateur, avant et durant la lecture des détecteurs dans le but de vérifier la stabilité du système de détection du lecteur.



Figure .IV.5 : Lecteur HARSHAW 4000 disponible au laboratoire de dosimétrie (CRNA)

Le lecteur peut fonctionner en deux modes: mode de calibration et mode chauffage. Le mode calibration permet de fixer la sensibilité du système de détection. Le mode de chauffage

Le spectre de thermoluminescence est visualisé sur les 200 canaux où chaque canal représente 1.25°C pour une température maximale T_{max} de 300°C . Une région d'intérêt peut être sélectionnée dans laquelle le signal TL est intégré.

L'élimination de la luminescence résiduelle ainsi que le rétablissement de la sensibilité initiale des détecteurs la lecture nécessitent une régénération. Cette dernière s'effectue dans un four programmable suivant un cycle régulier de chauffage d'une (01) heure à 400°C suivi d'un chauffage de deux (02) heures à 100°C . Le (Tableau. IV.2) résume les paramètres de lecture des différents détecteurs irradiés.

Tableau. IV.2 : Les paramètres de lecture des détecteurs TLD-100 et $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3 : \text{C}$.

Les paramètres	LiF : Mg , Ti(TLD-100)	$\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3 : \text{C}$
$T_{\text{préchauffage}} (\text{C}^{\circ})$	50°C	80°C
$t_{\text{préchauffage}} (\text{s})$	20s	10s
T_{max}	300°C	280°C
$V (\text{C}^{\circ}/\text{S})$	$5^{\circ}\text{C}/\text{S}$	$2^{\circ}\text{C}/\text{S}$
t_{lecteur}	50s	100s
L'azote	400CC/min	400CC/min
voltage	850Volt	850Volt

2. Lecteur HARSHAW 6600 :

Le modèle HARSHAW 6600 est un système entièrement automatisé. Selon l'option choisie, le modèle 6600 est capable de lire les dosimètres des extrémités, DXT-RAD, ainsi que les dosimètres corps entier.

Le lecteur HARSHAW 6600 a une capacité moyenne de lecture de 200 cartes et un système de chauffage sans contact, le chauffage des dosimètres s'effectue avec l'azote et non pas par effet joule comme est le cas pour le lecteur HARSHAW 4000, pour des mesures précises et reproductibles. Le système se compose de deux composants principaux: le lecteur et le logiciel de gestion (WinREMS) (Figure. IV.7).

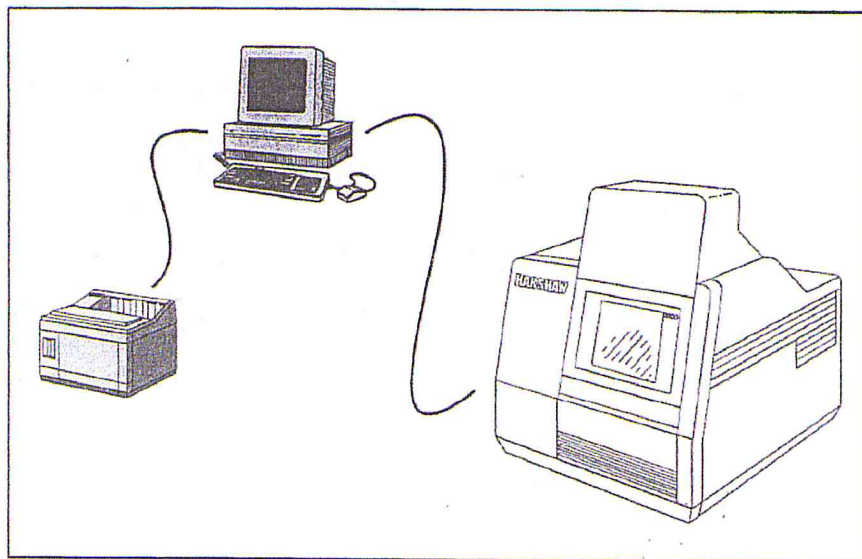


Figure. IV.7 : Schéma du système TLD comprenant le lecteur Harshaw 6600 et le support de gestion

Les paramètres de lecture du HARSHAW 6600 des différents détecteurs utilisés, sont résumés dans le (Tableau IV.3) :

Les paramètres	LiF : Mg , Ti(TLD-100) (extrémités)	LiF : Mg , Ti(TLD-100) (corp entier)
T préchauffage (C°)	120°C	120°C
t préchauffage (s)	17s	17s
T _{max}	300°C	300°C
V (°C/S)	25°C/S	25°C/S
t _{lecteur}	13s	13s
Régénération	10s à 300°C	10s à 300°C

Tableau IV.3 : Les paramètres de lecture des détecteurs avec le Harshaw 6600

IV.II.2.Caractéristiques des dosimètres utilisés :

Tout système dosimétrique utilisé pour la surveillance radiologique du personnel (corps entier et extrémités) et de l'ambiance doit être conforme aux exigences spécifiées par les normes internationales ISO 12794 [73] et IEC 62387-1[74]. La conformité est vérifiée par une caractérisation en termes de réponse en dose, en énergie, réponse angulaire... et un étalonnage complet en termes de grandeurs opérationnelles.

La reproductibilité, R_i , d'un dosimètre est déterminée en calculant la déviation standard, σ_i , d'une mesure répétée trois fois dans les mêmes conditions sur la valeur moyenne, \bar{L} , des mesures définie comme :

$$R_i = \frac{\sigma_i}{\bar{L}}$$

Cette reproductibilité ne doit pas excéder 10 % telle que recommandé par la norme ISO-12794. Après une première sélection des détecteurs selon la reproductibilité, la dispersion des sensibilités de ces derniers doit être vérifiée. Le calcul de la sensibilité individuelle des détecteurs est donné par S_i

$$S_i = \frac{\bar{L}_i}{\bar{L}}$$

avec \bar{L}_i La lecture moyenne individuelle du détecteur i .

\bar{L} : La lecture moyenne du lot des détecteurs.

B.2. Réponse en dose :

La réponse en dose des dosimètres bagues métalliques a été étudiée dans la gamme de dose allant de 1mSv à 1Sv conformément à la norme ISO-12794 (Tableau IV.1) [75].

La (Figure. IV.9), illustre la variation de la réponse des dosimètres en fonction des équivalents de dose dans la gamme 1mSv à 1Sv.

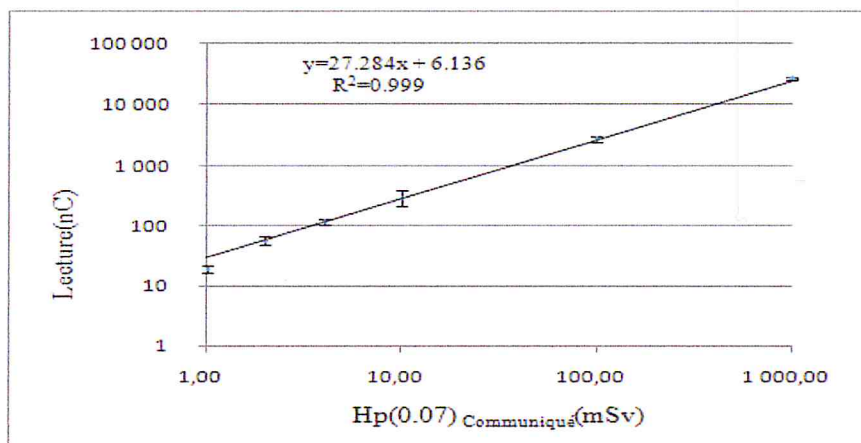


Figure. IV.9 : La courbe d'étalonnage des dosimètres bagues sur la gamme 1mSv à 1000mSv [75].

Cette variation de la réponse est décrite par la droite d'équation :

$$L \text{ (nC)} = 27,28 \cdot \text{Hp} (0,07) + 6,14 \quad (\text{IV.1})$$

Où la pente de la droite représente la sensibilité du dosimètre et l'ordonné à l'origine est le bruit de fond intrinsèque [75].

B.3. Seuil de détection des dosimètres :

Le seuil de détection des dosimètres bagues, utilisés dans ce présent travail, a été évalué en respectant la procédure décrite par la norme ISO-12794 [73]: un lot de 9 détecteurs non irradiés a été lu dans les mêmes conditions utilisé précédemment pour la détermination de la réponse en dose

Le seuil de détection du dosimètre peut être estimé par la relation (IV.2) [76].

$$t(n,p) \cdot \sigma + L \leq 1\text{mSv} \quad (\text{IV.2})$$

Avec :

$t(n,p)$: représente le coefficient de student qui tient compte de nombre de mesure (n) et de la précision souhaitée, dans ce cas le nombre de mesure choisi est égal à 9 ce qui correspond à $t = 2.31$ dans l'intervalle de confiance de 95% [73].

L : présente la lecture moyenne des détecteurs.

σ : présente la déviation standard de la mesure.

Le seuil de détection des dosimètres bagues métalliques est d'abord déterminé en terme de charge (nC). La conversion de la valeur du seuil en terme d'équivalent de dose Hp (0.07) est obtenue en utilisant l'équation analytique (IV.1) déterminé au paragraphe précédent.

Le seuil de détection, des dosimètres bagues développés au CRNA, a été estimé à 0.42 mSv \pm 35%. Cette valeur de seuil est conforme à la prescription du bon fonctionnement recommandée par la norme ISO pour les dosimètres des extrémités (Tableau IV.1).

B.4. Réponse énergétique :

La réponse en énergie est l'une des principales caractéristique d'un dosimètre. Elle doit être définie expérimentalement pour estimer le domaine de sa validité. La dépendance énergétique des dosimètres bagues a été étudiée pour le faisceau de RX « spectre étroit », de différentes qualités (énergies) recommandé par les normes ISO4037-3 et ISO-12794, disponible au LSED tels que : N-40, N-60, N-80, N-100, N-120, N-150, N-200 et N-250 ainsi que pour le rayonnement photonique de référence du Cs-137 [75].

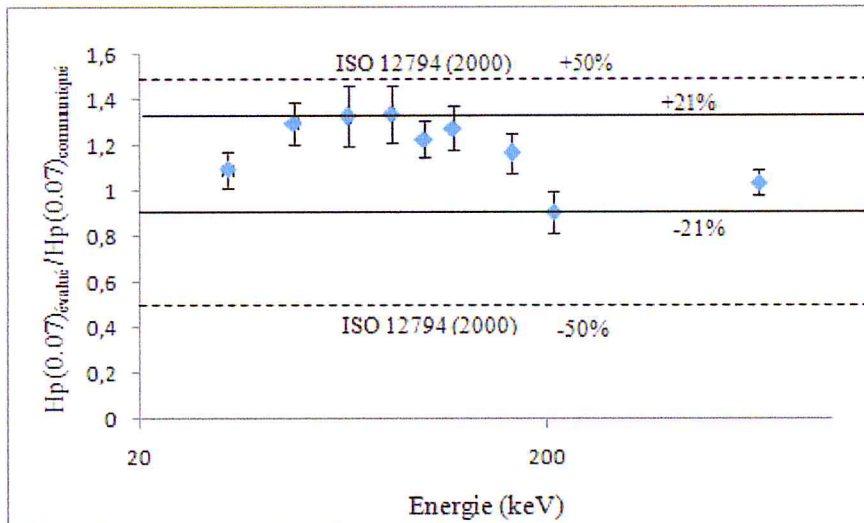


Figure. IV.10 : La courbe de réponse énergétique des dosimètres bagues pour les différentes qualités RX et du Cs-137[75].

On constate sur la courbe de la (Figure. IV.10) que la réponse énergétique exprimée dans le rapport de l'équivalent de dose Hp(0.07) communiqué au Hp(0.07) évalué en utilisant la relation (1) dans la gamme d'énergie allant de 33 keV à 662 keV présente une variation de $\pm 21\%$ [75].

B.5. Réponse angulaire :

La dépendance angulaire de la réponse de nos dosimètres bagues a été déterminé pour quatre (04) angulations d'incidence 0° , $\pm 20^\circ$, $\pm 40^\circ$, $\pm 60^\circ$ respectivement pour la qualité N-80 des RX d'énergie moyenne (60 ± 5) keV [73], [75]. Le maximum de variation où la diminution d'information observé est de 6 à 7% obtenu pour l'incidence $\pm 60^\circ$, ce résultat étant inférieur au 15% imposé par ISO-12794[75].

B.6. Effet de la perte d'information ou 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 bagues pour la surveillance des extrémités sur une période de temps allant de 15 à 30 jours nécessite une estimation de la perte d'information et de la restitution de toute l'information enregistrée. A cet effet, il peut être estimé par la relation :

$$K_{\text{Fading}} = \frac{L(J)}{L(J_0)}$$

L(J) et L(J₀) représentent respectivement les lectures moyennes de chaque lot irradié à la dose durant la date d'évaluation J par rapport au lot lu à la date d'irradiation J₀.

Le fading pour les dosimètres bagues pour une période inférieure à trois (03) mois est insignifiant. Le port du dosimètre bague du CRNA sur une période de 15 jours ne pose pas de problème de point de vu fading.

C. dosimètre bague en plastique :

Le dosimètre des extrémités fournit par la compagnie Harshaw (DXT-RAD dosimeter) est conçu pour mesurer la dose, d'un rayonnement photonique ou un rayonnement bêta au niveau de la peau. Le dosimètre Harshaw DXT-RAD est composé d'un détecteur de LiF :Mg-Li (TLD-100), d'un support sous forme de bague avec un capuchon. La bague est en polypropylène de taille ajustable variant de 16 à 28 mm (Figure. IV.11). Le capuchon en polycarbonate, d'épaisseur 42 mg cm⁻², bloque mécaniquement le détecteur à l'intérieur du support. La bague et le capuchon sont à usage unique. Les bagues sont codées par 5 chiffres visibles et d'un code barre [68], [77], [78].

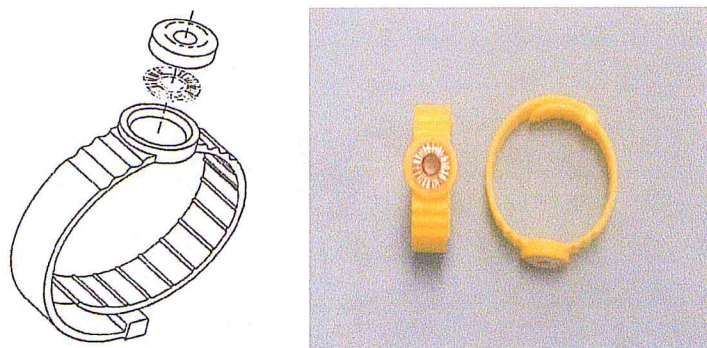


Figure. IV.11 : Le dosimètre Harshaw DXT-RAD

Le dosimètre DXT-RAD est fourni avec un dispositif manuel (Figure. IV.12) pour insérer et retirer le détecteur et le capuchon. La bague dosimètre peut être stérilisée à une température inférieure à 120°C ou à froid [68].

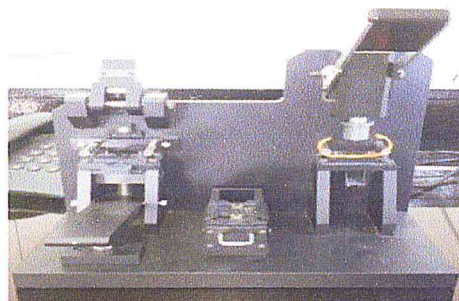


Figure. IV.12 : dispositif manuel pour insérer et retirer le détecteur et le capuchon

Les dosimètres bagues Harshaw DXT-RAD sont lus à l'aide d'un lecteur Harshaw 6600 Plus, disponible au niveau du laboratoire de dosimétrie du CRNA. Les détecteurs sont lus dans un support (Figure. IV.13).



Figure. IV.13: Le dosimètre bague DXT-RAD et le support utilisé pour la lecture des détecteurs

D. Caractéristiques du dosimètre d'extrémités HARSHAW :

Le dosimètre Harshaw de type DXT-RAD a déjà fait l'objet d'une étude caractéristique en suivant la procédure établie dans la norme ISO 12794:2000 (E) [77].

Nous reportons, dans cette section, les principales caractéristiques de ces dosimètres. Il est rappelé que les doses communiquées aux dosimètres sont quantifiées en termes de l'équivalent de dose personnel $H_P(0.07)$.

D.1. Homogénéité :

Le coefficient de variation des résultats est de 5%, cette valeur est conforme aux exigences de la norme ISO qui stipulent un coefficient de variation ne dépassant pas 15%. [10].

D.2. Reproductibilité :

Le coefficient de reproductibilité pour 10 cycles d'irradiation. La dose communiquée à chaque irradiation est de 2.5 mSv est estimé compris entre 1,7% et 6,7%, correspondant à un intervalle de confiance de 95% [75]. Ce résultat est en accord avec les recommandations ISO qui exigent un coefficient de variation ne dépassant pas 10%.

D.3. Linéarité :

La réponse en dose moyenne, la réponse étant définie comme le rapport entre la dose évaluée à la dose réelle communiquée, dans la gamme 0,001, 0,01, 0,1 et 1 Sv est donnée dans la (Figure. IV.14) [77]. Ces valeurs sont comprises entre 0,96 et 1,04 (pour un intervalle de confiance de 95%). Ce résultat est en parfait accord avec les recommandations ISO qui exigent une réponse de $1,00 \pm 0,10$ pour des doses variant de 1 mSv à 1 Sv.

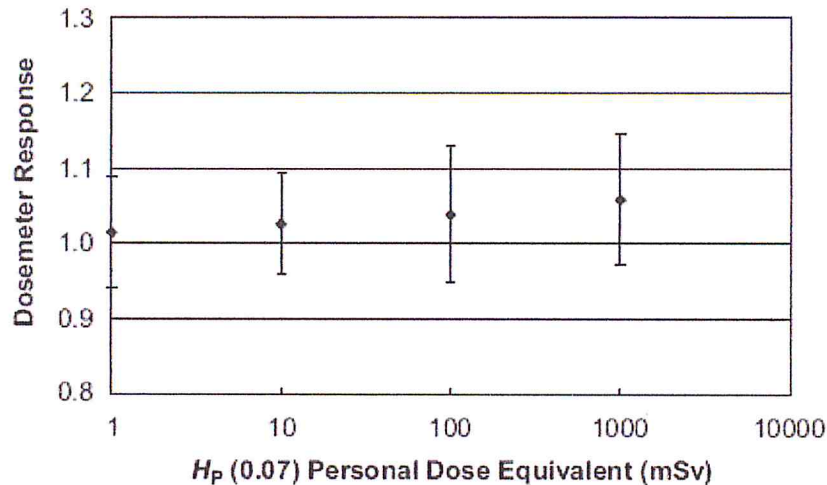


Figure .IV.14 : Réponse en dose du dosimètre HARSHAW DXT-RAD [77].

D.4. Seuil de détection :

Il a été procédé à la régénération de deux lots de dosimètres (chaque lot se compose de 10 dosimètres). La lecture du premier lot s'est effectuée immédiatement après régénération et la lecture du deuxième groupe 28 jours après. La moyenne des doses évaluées et l'écart-type correspondant a été calculé pour chaque groupe. L'exploitation de ces résultats a permis de déterminer le seuil de détection qui est de 0,07 mSv.

D.5. La réponse énergétique :

Dans l'intervalle d'énergie de 65 - 1200 keV, le dosimètre satisfait aux exigences ISO que la réponse devrait se situer dans l'intervalle de 0,5 - 1,5 [77]. Toutefois, à plus basses énergies la réponse des dosimètres n'est pas conforme à la norme ISO, elle est de 1,75 (pour un intervalle de confiance de 95%).

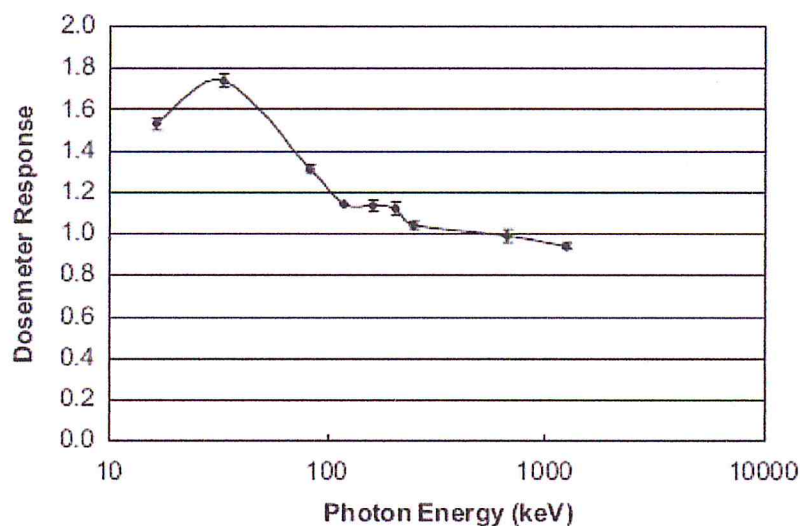


Figure. IV.15 : La Réponse énergétique du Dosimètre Harshaw DXT-RAD[77].

D.6. La réponse angulaire :

Les irradiations à 65 keV ont été effectuées à une incidence normale et à des incidences de 20°, 40° et 60° dans le sens positif et négatif des orientations horizontales et verticales (Figure. IV.16) [77]. La réponse relative, pour un intervalle de confiance de 95%, était moins de 5% [77]. Le dosimètre HARSHAW DXTRAD satisfait aux exigences ISO qui stipulent que la réponse à des angles d'incidence de 20°, 40° et 60° ne devrait pas différer de la réponse à l'incidence normale de plus de 15 % (Figure. IV.16).

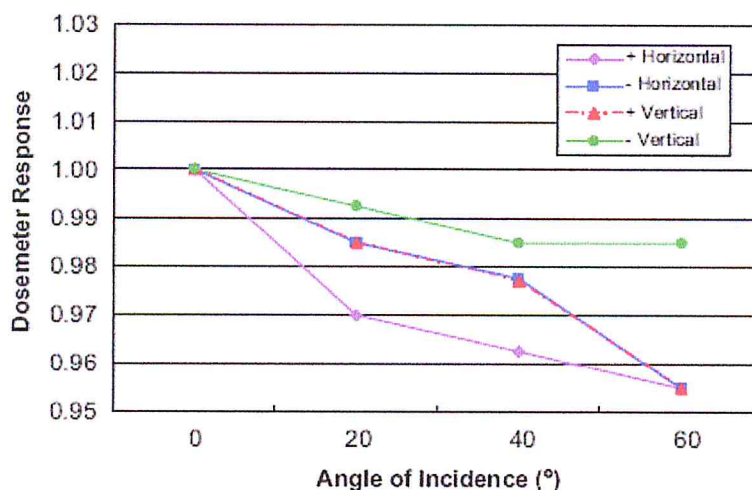


Figure. IV.16 : La Réponse Angulaire du Dosimètre HARSHAW DXTRAD [77].

IV.II.2.2. Caractéristiques des dosimètres corps entier :

A. Dosimètre corps entier :

Le dosimètre HARSHAW corps entier se compose d'une carte TLD montée sur un support.

La carte est formée de deux détecteurs TL pressés à chaud sur une bande de polyamide montée sur un substrat en aluminium. La carte TLD est identifiée par une étiquette portant un numéro en format numérique et en format code barre. Un coin de la carte est cranté pour assurer une insertion et une orientation correcte dans le support du lecteur HARSHAW 6600 (Figure. IV.17) [68], [78].



Figure. IV.17 : carte dosimétrique corps entier

La conception et le montage de base du dosimètre est standard. Toutefois, certaines caractéristiques du dosimètre, comme le matériau TL ou les filtrations et leurs épaisseurs, dépendent des différents types de rayonnements à mesurer et de leurs énergies [68].

Le badge ou support de la carte protège les détecteurs TL contre les agressions de l'environnement et de la contamination. Il comprend aussi des filtrations pour les différents types de rayonnements pour discriminer les énergies des différents rayonnements absorbés par le corps et les grandeurs à mesurer $H_p(0,07)$ et $H_p(10)$. Les doses mesurées sont associées aux filtrations 17 mg/cm^2 et 1000 mg/cm^2 correspondant à la dose en profondeur et la dose à la peau ou superficielle.



Figure. IV.18 : Le support de la carte TLD et l'ouvre-porte manuel.

B. Caractéristiques du dosimètre corps entier :

Les caractéristiques du dosimètres corps entier sont similaires à celles du dosimètre pour extrémités. La différence essentielle est la réponse en énergie en raison des filtrations utilisées. Le détecteur sous la filtration 1000 mg/cm^2 est désigné par "Deep" et celui sous la filtration de 17 mg/cm^2 "Shalow" dans (Figure. IV.19) les deux autres détecteurs ne sont pas utilisés dans cette étude.

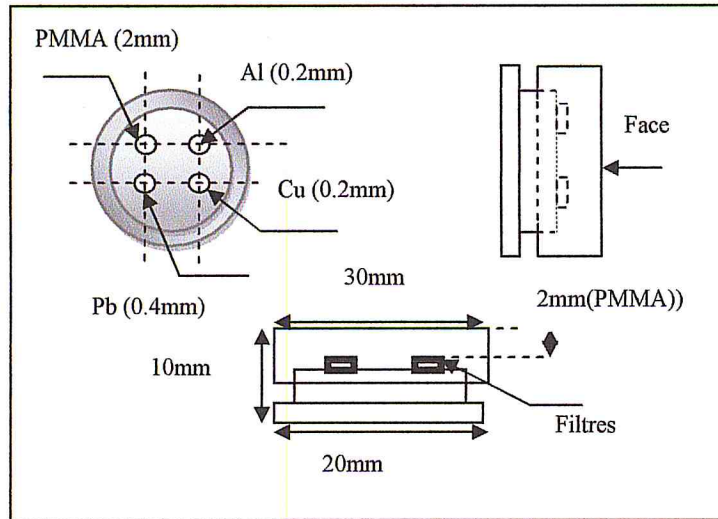


Figure. IV.20 : Schéma du dosimètre d'ambiance [71].

B. Les caractéristiques générales des dosimètres d'ambiance :

Les dosimètres utilisés dans le cadre de la surveillance de l'ambiance du lieu de travail, ont fait l'objet de tests de performance pour les rayonnements photoniques par le laboratoire de dosimétrie du CRNA [71]. Les caractéristiques de ces derniers peuvent être résumées dans le tableau récapitulatif (IV.4).

Tableau IV.4 : Tableau récapitulatif des caractéristiques du dosimètre d'ambiance (α -Al₂O₃ : C) [71]

Réponse énergétique (RX, Cs-137) [33keV à 1250keV]	Réponse en dose (Cs-137)	Réponse angulaire (RX, Cs-137)	
		RX : (0°,30°,60°,90°,180°) E _{moy} =33, 83,116 et 208keV	Cs-137 (E =662keV) (0°,30°,60°,90°,120°,150°,180°)
± 40%	10µGy à100mGy	±40% pour les différents angles. 52% pour l'angulation 90°	± 20% (isotopiques)

B.1. L'homogénéité du lot des détecteurs ($\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3 : \text{C}$) :

Le facteur de correction de la sensibilité est calculé par la moyenne de la sensibilité de chaque détecteur sur les quatre doses communiquées. Ce facteur est compris entre 0.75 et 1.36 pour l'ensemble des dosimètres sélectionnés antérieurement à cette étude [71].

B.2. L'étalonnage des détecteurs ($\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3 : \text{C}$) :

L'opération d'étalonnage ou réponse en dose est basée sur l'étude de la réponse des détecteurs $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3 : \text{C}$ à des doses, généralement rencontrées dans le domaine de la surveillance de l'environnement, allant de 0.5 à 10mGy en utilisant une source du Cs-137 (voir Figure. IV.21) [71].

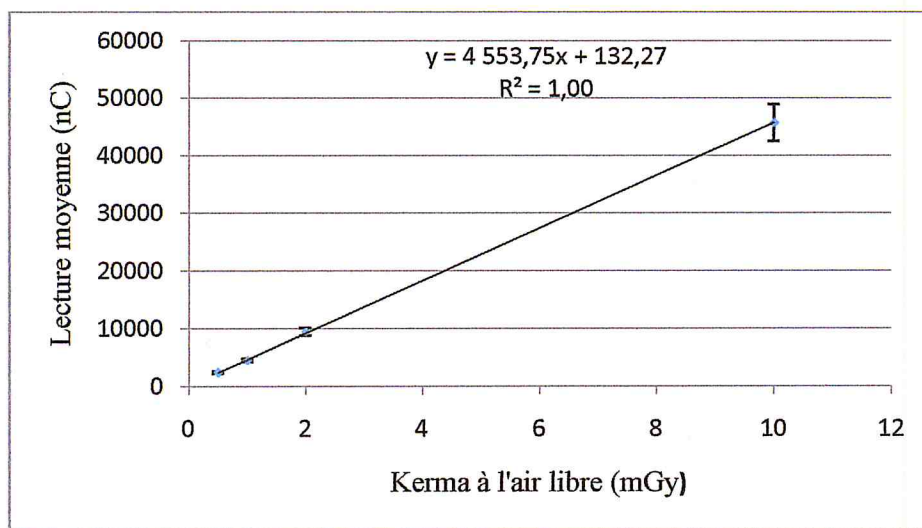


Figure. IV.21 : La courbe d'étalonnage en termes de Kerma à l'air libre pour $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3 : \text{C}$ [71]

La courbe de la Figure (IV.21) permet de calculer le kerma à l'air libre en fonction de la lecture (nC) par la relation analytique de la forme :

$$L(nC) = 4553.75 K_a + 132.27$$

$$\text{D'où} \quad K_a = \frac{L(nC) - 132.27}{4553.75} \quad (\text{IV.3})$$

L'équivalent de dose d'ambient $H^*(10)$ (IV.4) est calculé à partir des valeurs du kerma déduites des équations (IV.3) [71]:

$$H^*(10) = 0.13 K_{Al} + 1.3 K_{Cu} - 0.08 K_{Pb} \quad (\text{IV.4})$$

Avec : K_{Al} : Le kerma apparent sous le filtre d'Aluminium.

K_{Cu} : Le kerma apparent sous le filtre de Cuivre.

K_{Pb} : Le kerma apparent sous le filtre de Plomb.

IV.II.3.Méthodologie adoptée :

Lors d'une intervention en cardiologie interventionnelle, le personnel médical est soumis à des irradiations aux rayons X. Les doses peuvent atteindre au niveau des extrémités le millisievert

Dans le but d'une utilisation optimale des rayonnements par l'équipe de cardiologie interventionnelle du service de coronarographie du CHU de MUSTAPHA, nous avons entamé une surveillance radiologique du personnel exposé durant près de deux mois.

Dans un premier temps, quatre cardiologues ont été sélectionnés, connus pour effectuer des actes de longue durée. Ces personnes ont été dotées de trois dosimètres corps entier à porter sous et sur tablier et au niveau de la ceinture, ainsi que de deux dosimètres d'extrémités comme décrit au début du chapitre.

Les deux dosimètres bagues sont à porter au niveau de l'index de la main gauche, ce choix est basé sur les résultats d'études antérieures [80], [75] La périodicité du port des dosimètres (corps entier et extrémités) a été arrêtée à 15 jours. Les préparations et les lectures des dosimètres s'effectuent CRNA, des précautions particulières sont prises pour la manipulation des détecteurs à l'aide d'une pince ou un aspirateur afin d'éviter toute contamination ou toute influence extérieure sur les lectures. Des recommandations ont été aussi faites au personnel du service afin de veiller à ce que la gaine du dosimètre reste propre et étanche ce qui devrait donc offrir une protection suffisante aux détecteurs.

Nous avons complété cette étude par une surveillance radiologique de l'ambiance du même service, à l'aide d'un dosimètre thermoluminescent de type $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$: C. Cette étude a pour objectif d'estimer l'équivalent dose ambiant $H^*(10)$ dans certains locaux et de comparer les résultats avec ceux enregistrés par les travailleurs occupant ces locaux.

IV.III. Résultats de la surveillance radiologique au niveau du service de coronarographie du CHU de Mustapha et discussion

IV.III.1. Résultats de la surveillance radiologique des extrémités :

Les résultats obtenus lors de la surveillance des extrémités pour les deux dosimètres bague (bague métallique et bague en plastique) portés par les médecins résidents sont présentés et interprétés. Ces résultats sont présentés sur quatre (04) périodes (la première période étant de 10 jours et les trois autres périodes sont de 15 jours chacune).

Le Tableau (IV. 5) regroupe les résultats de l'équivalent de dose personnel, Hp (0.07), pour les deux types de dosimètre bague et leur rapport durant les quatre périodes. Pour chaque période nous présentons les résultats des huit (08) dosimètres bagues (4 bagues métalliques + 4 bagues en plastiques).

La dose maximale admissible au niveau des extrémités étant de 500mSv/an (15.2mSv /10 jours et 22.8 mSv/15 jours), nous avons reporté dans le tableau (IV. 5) et pour chaque cardiologue le pourcentage de dose, Hp(0.07), cumulé durant la période de surveillance par rapport à la limite maximale admissible durant la même période.

Période	cardiologue	Bague métallique Hp(0.07) (µSv)	Bague en plastique Hp(0.07) (µSv)	Rapport entre les bagues (plastique/métallique)	Pourcentage de Hp(0.07) reçue par rapport à la limite réglementaire	
					Bague Métallique	Bague en plastique
Première Période (10jours)	N°1	630	647	1,02	4,1%	4,3%
	N°2	478	394	0,82	3,2%	2,6%
	N°3	389	194	0,49	2,6%	1,3%
	N°4	1500	228	0,15	9,9%	1,5%
Deuxième période (15jours)	N°1	678	333	0,4915	2,9%	1,5%
	N°2	1153	538	0,4667	5,1%	2,6%
	N°3	397	248	0,6237	1,7%	1,1%
	N°4	428	369	0,8605	1,9%	1,6%
Troisième Période (15jours)	N°1	2143	254	0,118	9,4%	1,1%
	N°2	1597	307	0,192	7%	1,3%
	N°3	235	206	0,878	1,0%	0,9%
	N°4	2083	256	0,122	9,1%	1,1%
	N°1	327	249	0,76	1,4%	1,1%

Quatrième période (15jours)	N°2	497	368	0,73	2,2%	1,6%
	N°3	171	197	1,15	0,8%	0,9%
	N°4	115	198	1,73	0,5%	0,9%

Tableau. IV. 5 : Résultats des quatre périodes de surveillance radiologique des extrémités au niveau du service de Coronarographie.

➤ **PREMIERE PERIODE :**

L'histogramme de la Figure (IV.22) illustre la distribution des équivalents de dose Hp (0.07) pendant une période de 10 jours pour les deux dosimètres bagues ainsi que leur rapport, enregistrés pour l'ensemble des cardiologues.

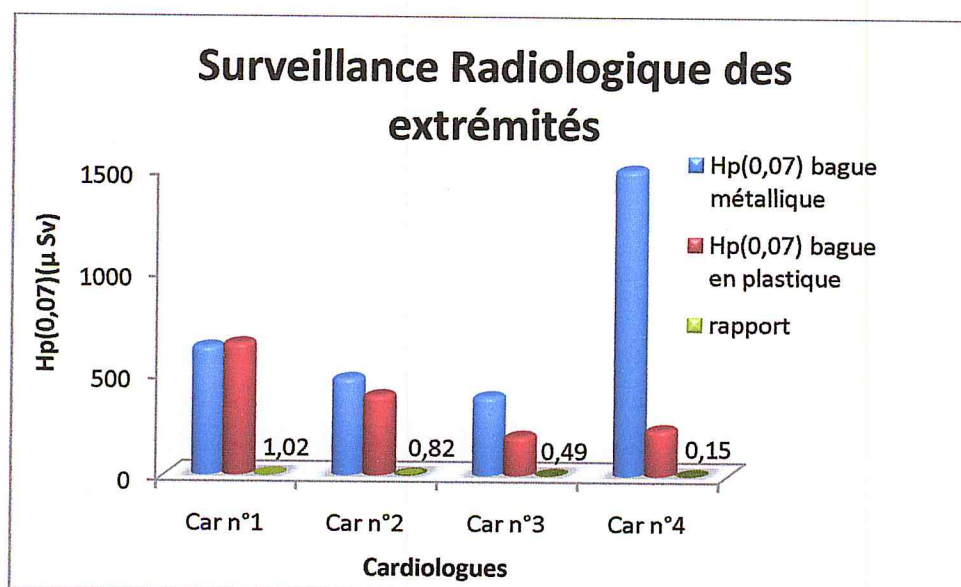


Figure. IV.22 : Equivalents de dose mesurés au niveau des extrémités par le dosimètre bague métallique et dosimètre bague en plastique et leur rapport, pour les quatre cardiologues du service de Coronarographie durant la première période de la surveillance.

- ✓ A partir de la figure (IV.22) et en tenant compte de l'incertitude sur l'équivalent de dose mesuré estimée de l'ordre de 30%, on constate que les deux dosimètres bagues du cardiologue n°1 et ceux du cardiologue n°2 ont enregistré des doses pratiquement identiques. On remarque aussi que l'équivalent de dose cumulé par la bague métallique du cardiologue n°3 est pratiquement le double de celui mesuré avec la bague en plastique. Pour le cardiologue n°4 il apparaît clairement qu'il s'agit d'une situation extrême où l'équivalent de dose enregistré par la bague métallique est beaucoup plus important que celui mesuré avec la bague en plastique.

- ✓ Durant cette première période il apparaît clairement que la bague métallique du cardiologue n°4 a cumulé la dose la plus élevée par rapport autres cardiologues. Ce niveau d'exposition ne représente cependant que 11% de la limite tolérée.
- ✓ Pour cette période on peut conclure que les cardiologues 1 et 2 ont porté les deux bagues dans les mêmes conditions d'exposition (même main, même incidence, même dose...). Par contre pour les cardiologues 3 et 4, les conditions de port des bagues ne sont pas identiques. D'après les résultats enregistrés, il paraît évident que la bague en plastique a été moins portée que la bague métallique par le cardiologue 4.

➤ DEUXIEME PERIODE :

Les résultats de mesure de l'équivalent de dose Hp(0.07) mesurés par les deux bagues pour les quatre cardiologues durant cette deuxième période sont représentés sur la figure (IV.23)

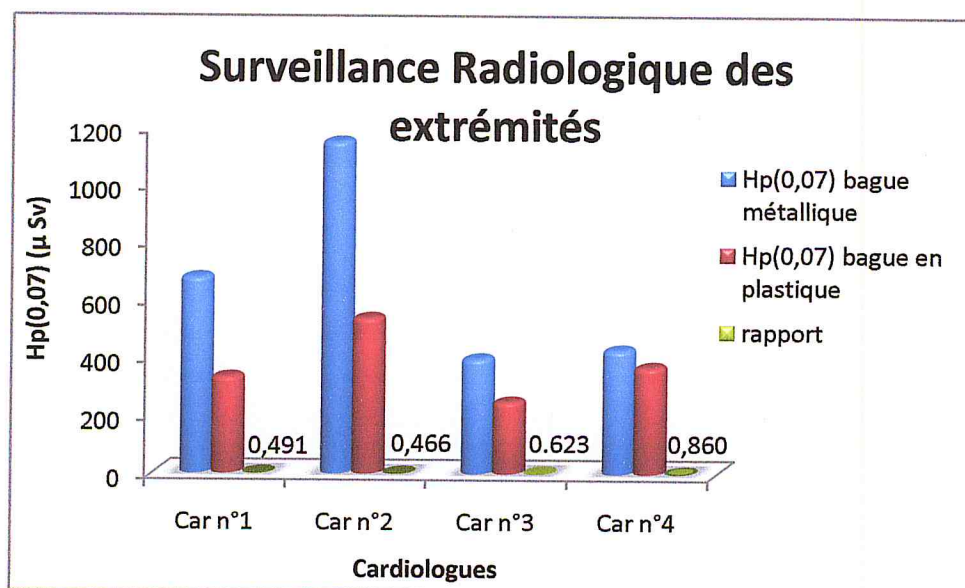


Figure. IV.23 : Equivalents de dose bimensuels enregistrés au niveau des extrémités (bague métallique et la bague en plastique et leur rapport) pour les quatre cardiologues du service de Coronarographie durant la deuxième période de la surveillance.

- ✓ A travers la figure (IV.23) on remarque que la bague métallique des cardiologues n°1 et n°2 ont mesuré une dose pratiquement double de celle enregistrée avec la bague en plastique. Quant à la dose cumulée par la bague métallique, du cardiologue n°3, est plus importante que celle mesurée avec la bague en plastique. Pour le cardiologue n°4, on observe que les doses mesurées par les deux bagues sont pratiquement identiques.

- ✓ Pour la deuxième période, on en déduit que le cardiologue n°4 a porté les deux dosimètres bagues dans les mêmes conditions d'exposition, par contre pour les trois autres cardiologues, particulièrement le cardiologue n°2, les conditions de port des dosimètres des extrémités ne sont pas identiques.
- ✓ Pendant cette période il apparaît clairement que le dosimètre bague métallique du cardiologue 2 a reçu une dose beaucoup plus importante que celles enregistrées par les bagues dosimètres des autres cardiologues. Cette dose demeure faible par rapport à la limite réglementaire (5.4%).

➤ TROISIEME PERIODE :

Les résultats de mesure de $H_p(0,07)$ enregistrés pour cette période sont présentés par l'histogramme de la figure (IV.24).

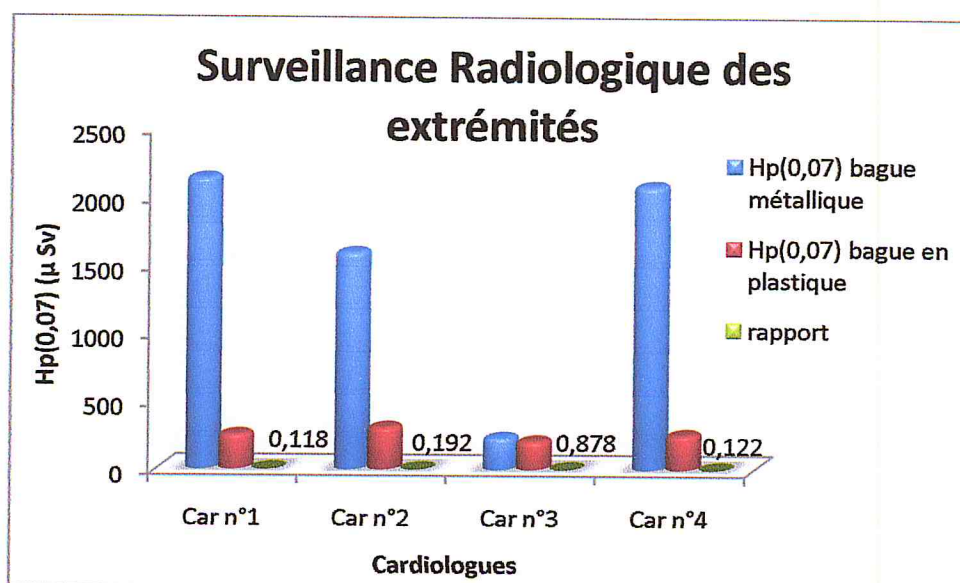


Figure. IV.24 : Equivalents de dose bimensuels enregistrés au niveau des extrémités (bague métallique et bague en plastique et leur rapport) pour les quatre cardiologues du service de Coronographie durant la troisième période de la surveillance.

- ✓ Pour les cardiologues n°1, 2 et 4, on observe une situation extrême où les doses enregistrées par les dosimètres bagues métalliques sont beaucoup plus importantes relativement à celles mesurées avec les dosimètres bagues en plastique. Pour le cardiologue n°3, on note un rapport de 0.87 entre les doses mesurées avec les deux dosimètres, cela signifie que les deux dosimètres bagues ont été portés pratiquement dans les mêmes conditions.
- ✓ A partir de la figure (IV.24) on remarque que les bagues métalliques des cardiologues n°1, 2 et 4 ont cumulé des doses pratiquement proches et plus élevées que celle

mesurée avec le dosimètre bague métallique des cardiologues n°3, de l'ordre de 10% de la limite réglementaire.

- ✓ Durant cette troisième période on peut conclure que le cardiologue n°3 a porté les deux dosimètres bagues correctement, par contre les dosimètres bagues en plastiques n'ont pas été portés régulièrement par les cardiologues n°1, 2 et 4.

➤ QUATRIEME PERIODE :

Le résumé des résultats de cette dernière période de surveillance est représenté par l'histogramme de la figure (IV.25).

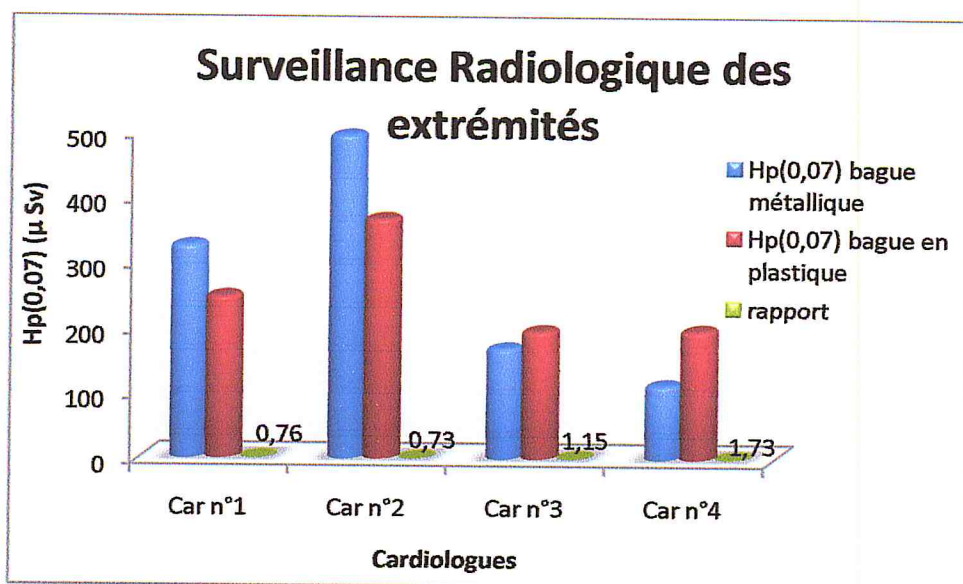


Figure. IV.25 : Equivalents de dose bimensuels enregistrés au niveau des extrémités (bague métallique et la bague en plastique et leur rapport) pour les quatre cardiologues du service de Coronographie durant la quatrième période de la surveillance.

- ✓ A partir la figure (IV.25) on remarque que pour les cardiologues n°1, 2 et 3 les deux types de dosimètres ont enregistré des doses similaires, par contre le dosimètre bague en plastique du cardiologue n°4 a mesuré une dose double de celle mesurée avec le dosimètre bague métallique.
- ✓ Pour cette dernière période on peut déduire que les cardiologues n°1, 2 et 3 ont porté les deux dosimètres bagues dans les mêmes conditions d'exposition, par contre le dosimètre bague métallique du cardiologue n°4 n'a pas été porté régulièrement.

Les résultats de la surveillance radiologique des extrémités avec les deux types de dosimètres (bague métallique et bague en plastique) pour les quatre cardiologues durant toutes les périodes de surveillance sont illustrés par l'histogramme de la figure (IV.26).

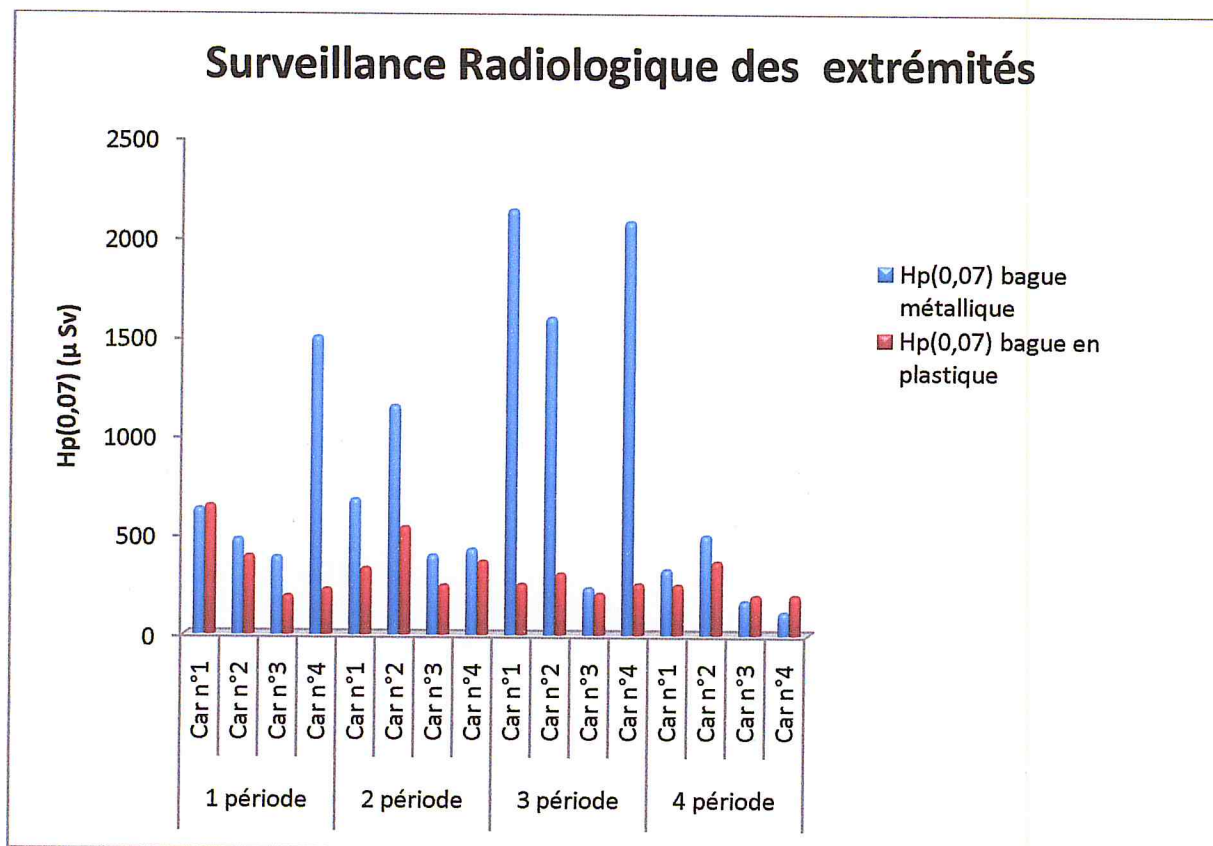


Figure. IV.26 : Equivalents des doses enregistrés au niveau des extrémités pour l'ensemble des cardiologues du service de Coronarographie durant toutes les périodes de la surveillance radiologique.

Le tableau (IV.6) est donné à titre d'exemple pour décrire des situations rencontrées durant cette étude et dans lequel on observe des niveaux d'exposition du patient et donc du cardiologue. Les durées de scopies peuvent atteindre 38 minutes, les doses délivrées sont très importantes. Les niveaux relativement faible d'exposition des extrémités des cardiologues, en supposant que le port de dosimètre était régulier, peut être expliqués en partie par le fait que le tube RX est situé au dessous de la table d'exploration d'où l'absence d'une irradiation directe des extrémités dans le champ de rayons X, par ailleurs le cardiologue est assisté par l'équipe présente dans la salle de commande ce qui réduit la durée d'exposition.

Tableau IV.6 : Paramètres d'examens de cardiologie interventionnelle utilisés durant cette étude

Situation	Temps de scopie min:s	Dose mGy	PDS(cGy.cm ²)			Type d'examen
			Total	graphie	scopie	
Première situation	15 :57	504	4470	2436	2034	A*
	09 :43	<u>2067</u>	1914	1355	559	A*
	04 :42	238	2210	1530	680	A*
	06 :32	158	1315	888	427	A*
	04 :28	285	2623	2234	389	A**
	17 :12	539	5561	2148	3431	A*
	04 :17	216	1930	1232	698	A*
	04 :20	232	2655	2049	606	A*
Deuxième situation	08 :41	622	5811	3219	2592	A**
	18 :09	901	7937	4033	3904	A*
	12 :26	978	8437	7303	1134	A*
	02 :54	143	1568	1287	281	A*
	11 :28	226	1917	1248	669	A*
	13 :58	473	2720	1233	1487	A*
	19 :05	562	5609	4251	1358	A*
	11 :28	286	2619	1770	849	A*
	02 :22	137	1297	1035	262	A*
	07 :46	858	6350	4463	1887	A*
Troisième situation	02 :04	150	1391	1078	313	A*
	02 :42	89	773	564	209	A*
	15 :37	438	3039	1822	1217	A*
	06 :17	100	794	466	328	A*
	22 :03	<u>1948</u>	6866	5603	1263	A*
	04 :14	240	2237	1084	1153	A*
Quatrième situation	11 :16	277	2630	1869	761	A*
	06 :14	66	632	415	217	A*
	04 :24	176	1610	1260	350	A*
	38 :37	941	7153	4101	3052	A*
	06 :44	262	2521	1932	589	A**
	25 :08	483	3036	1445	1591	A*
	07 :03	303	2346	1694	652	A*
	11 :48	595	4490	2760	1730	A*

A* : présente l'Angioplastie

A** : présente l'Angiographie

A- Discussion des résultats de la surveillance radiologique des extrémités :

Etant donné la courte période de la surveillance (02 mois), il est difficile d'évaluer les niveaux d'exposition des cardiologues sur la base des résultats de cette surveillance enregistrés par les deux types de dosimètre bague (dosimètre CRNA et dosimètre HARSHAW):

- Souvent, la dose enregistrée avec le dosimètre bague CRNA est beaucoup plus élevée que celle mesurée avec le dosimètre bague Harshaw. Nous expliquons cet écart dans les doses mesurées par un port plus régulier du dosimètre bague CRNA par rapport au dosimètre HARSHAW.
- Les résultats présentés montrent que généralement le dosimètre CRNA a été plus utilisé que le dosimètre HARSHAW mais ne peuvent pas confirmer que le port du premier dosimètre était régulier. Les médecins, sous surveillance radiologique, n'ont pas l'habitude de porter ce type de dosimètres. Ils ont sûrement omis souvent de porter l'un des deux détecteurs surtout dans les situations où l'intervention médicale n'est pas programmée.
- Sachant que les dosimètres n'ont pas été portés régulièrement, nous remarquons que dans certains cas les équivalents de dose enregistrés sont de l'ordre de 15% de la dose maximale admissible, en considérant les incertitudes de mesure. Les équivalents de doses réels sont très probablement nettement plus élevés ainsi une attention particulière doit être portée à la surveillance radiologique des extrémités des cardiologues pratiquant dans ce service.

IV.III.2 Résultats et interprétation de la surveillance radiologique corps entier :

La surveillance radiologique corps entiers des quatre cardiologues résidents s'est effectuée sur quatre (04) périodes (la première période de surveillance est de 10 jours et les trois autres périodes sont bimensuelles). Chaque cardiologue interventionnel a reçu trois dosimètres corps entier. Les deux premiers dosimètres sont portés au niveau de la poitrine (sur le tablier et sous le tablier en plomb) et le troisième est à porter au niveau de la ceinture.

Le tableau (IV.7) regroupe, pour chaque période de surveillance et pour chaque médecin, les résultats des mesures des 12 dosimètres corps entier en termes d'équivalents de dose personnel ($H_p(0.07)$ et $H_p(10)$). L'incertitude relative sur chaque dose mesurée est estimée à 30%.

Période	cardiologue	Sur tablier		Sous tablier		ceinture	
		Hp(0.07) (μ Sv)	Hp(10) (μ Sv)	Hp(0.07) (μ Sv)	Hp(10) (μ Sv)	Hp(0.07) (μ Sv)	Hp(10) (μ Sv)
Première période	Car n°1	505,68 (83%)	470,8 (78%)	86,931 (14%)	110,38 (18%)	162,82	67,776
	Car n°2	234,02	222,84	93,95	115,34	154,44	87,571
	Car n°3	143,66	163,91	100,1	118,28	119,04	153,48
	Car n°4	228,53	227,34	87,486	118,15	110,12	89,855
deuxième période	Car n°1	152,09	129,65	83,358	104,35	93,203	136
	Car n°2	297,16	296,57	103,97 (11%)	181,46 (20%)	143,79	159,17
	Car n°3	151,86	170,94	106,8	154,03	131,28	124,59
	Car n°4	161,92	185,14	128,28	161,19	275,4	327,67
Troisième période	Car n°1	174,23	169,34	116,04	94,371	131,8	106,55
	Car n°2	192,53	180,67	84,851	95,291	90,516	93,481
	Car n°3	135,28	160,58	83,928	239,52 (26%)	82,483	96,638
	Car n°4	158,54	175,49	107,61	127,42	106,74	187,92
quatrième période	Car n°1	153,5	90,029	74,91	104,13	122,55	86,948
	Car n°2	142,86	244,12	138,58	140,5	146,52	349,67 (38%)
	Car n°3	73,083	88,242	136,57	110,08	116,67	98,249
	Car n°4	91,961	152,41	72,102	122,35	257,58	209,08

Tableau IV.7: Résultats des quatre périodes de la surveillance radiologique du corps entier pour les quatre cardiologues au niveau du service de Coronarographie.

➤ **PREMIERE PERIODE :**

Les résultats de mesure de l'équivalent de dose (Hp(0.07) et Hp(10)) reçu par le même groupe de cardiologues pour cette première période sont représentés sur la figure (IV.27).

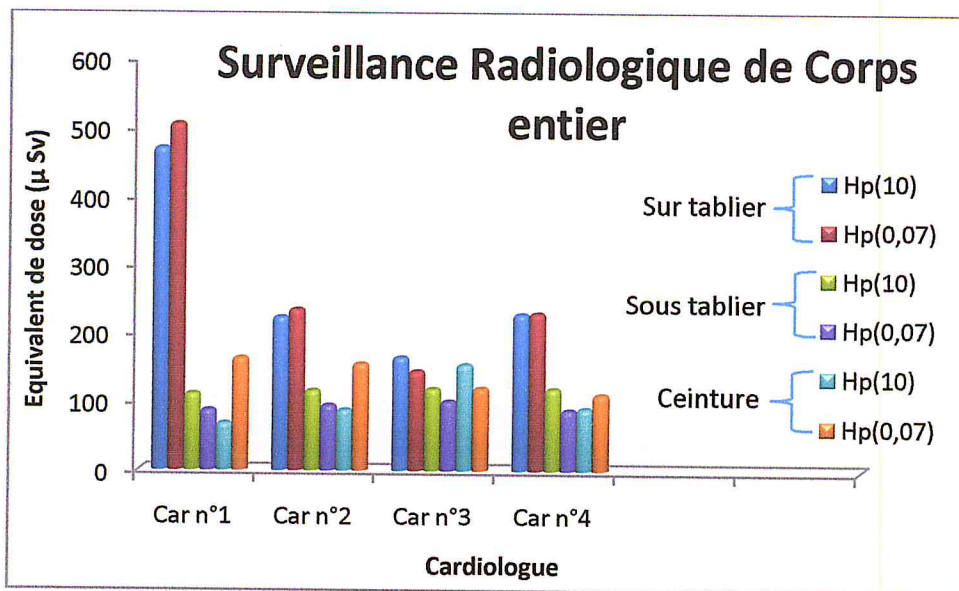


Figure. IV.27 : Equivalents des doses enregistrés au niveau du corps entier pour l'ensemble des cardiologues du service de Coronarographie durant la première période de la surveillance.

➤ DEUXIEME PERIODE :

Les résultats de mesure de (Hp(0.07) et Hp(10)) enregistrés pour cette période sont présentés par l'histogramme de le figure (IV.28).

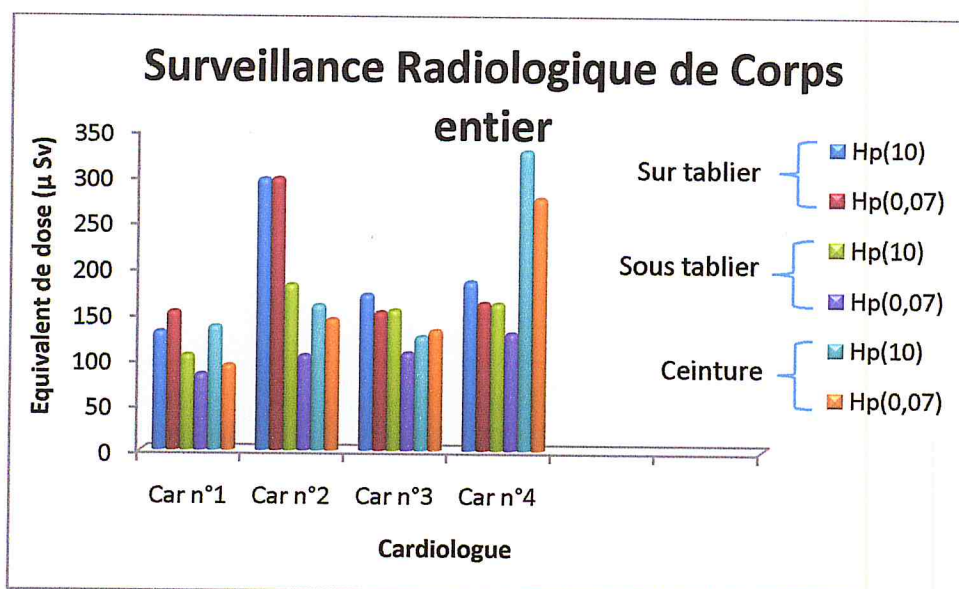


Figure. IV.28 : Equivalents des doses enregistrés au niveau du corps entier pour l'ensemble des cardiologues du service de Coronarographie durant la deuxième période de la surveillance.

➤ TROISIEME PERIODE :

L'histogramme de la figure (IV.29) illustre la distribution des équivalents de doses (Hp(0.07) et Hp(10)) enregistrés pour l'ensemble des cardiologues.

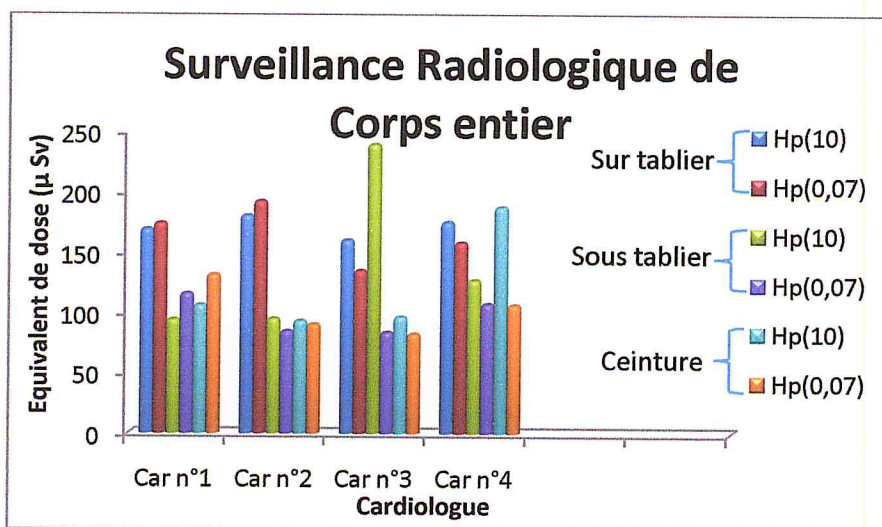


Figure. IV.29 : Equivalents des doses enregistrés au niveau du corps entier pour l'ensemble des cardiologues du service de Coronarographie durant la troisième période de la surveillance.

➤ QUATRIEME PERIODE :

Les résultats de cette dernière période de surveillance sont illustrés par l'histogramme de la figure (IV.30).

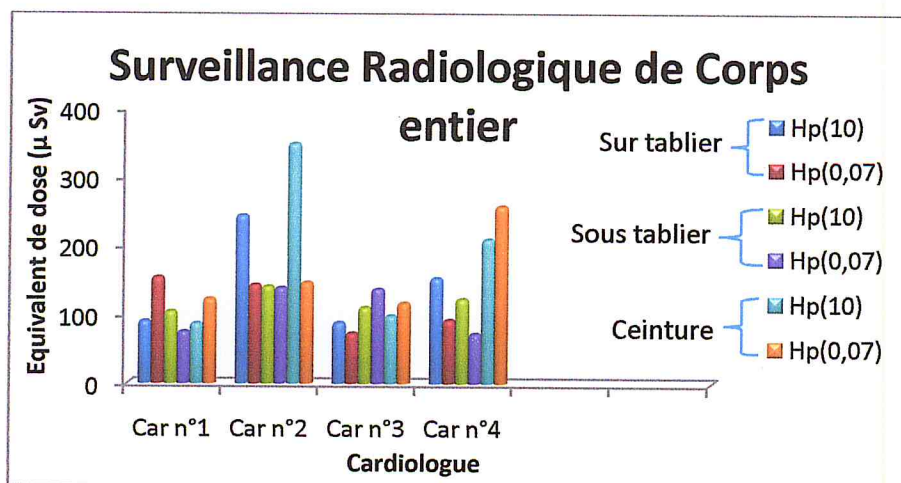


Figure. IV.30 : Equivalents des doses enregistrés au niveau du corps entier pour l'ensemble des cardiologues du service de Coronarographie durant la quatrième période de la surveillance.

- Les résultats de surveillance radiologique pour les corps entiers des quatre cardiologues (sur tablier-sous tablier-ceinture) pour toutes les périodes sont illustrés par l'histogramme de la figure (IV.31).

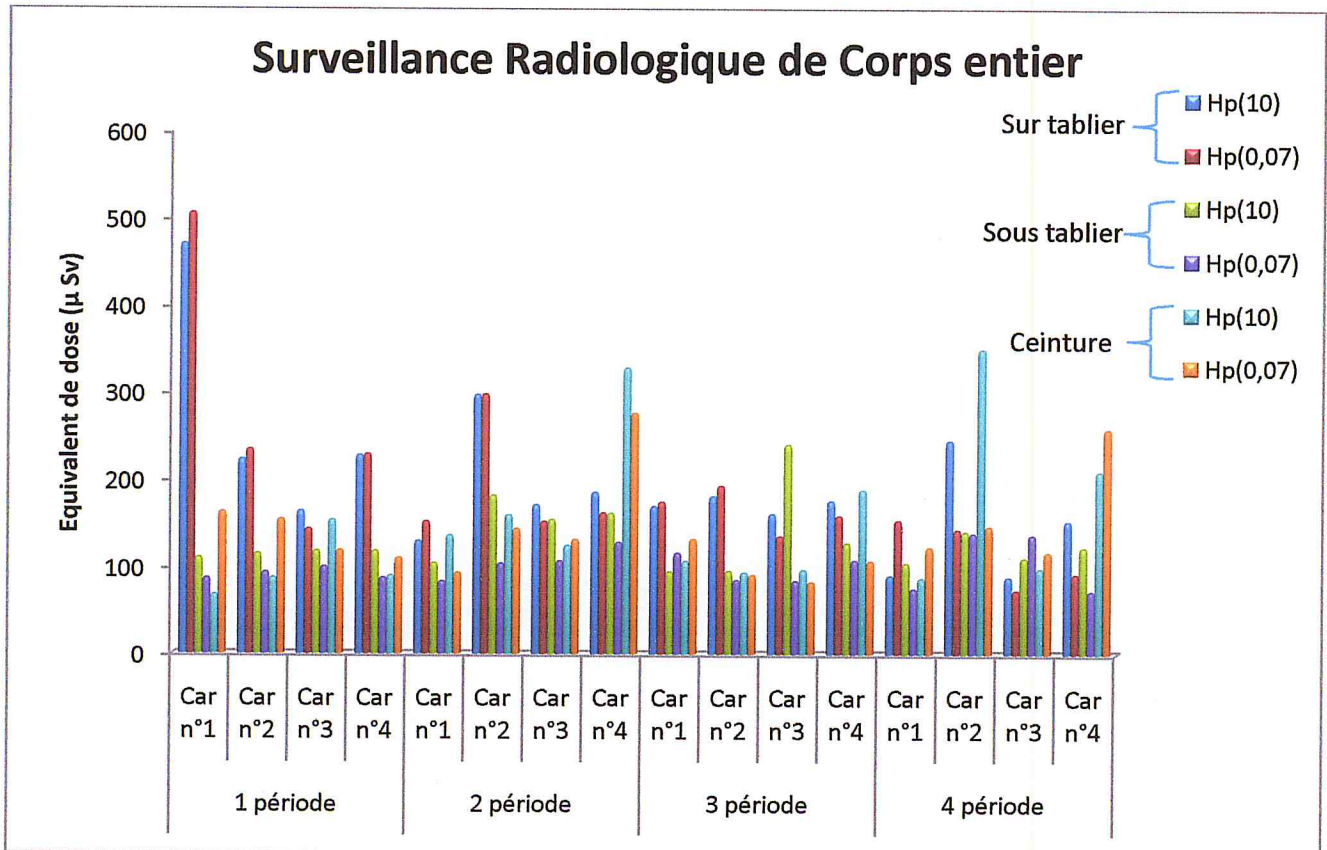


Figure. IV.31 : Equivalents des doses enregistrés au niveau du corps entier pour l'ensemble des cardiologues du service de Coronarographie durant toutes les périodes de la surveillance.

A- Interprétation des résultats de la surveillance radiologique corps entier :

Comme pour les dosimètres des extrémités, il est difficile de confirmer si le port des dosimètres corps entier a été régulier. Toutefois, certaines constatations peuvent être faites :

- Cette étude montre clairement l'utilité du port du tablier en plomb. Effectivement, le port du tablier réduit les équivalents de dose individuels Hp(0,07) et Hp(10). Dans certains cas cette réduction est importante tel qu'observé pour le cardiologue n°1 durant la première période.
- Les résultats obtenus révèlent que l'équivalent de dose individuel enregistré au niveau de la ceinture atteint des valeurs élevées qui peuvent approcher les 42% de la limite réglementaire pour Hp(10) alors que Hp(0,07) est bien inférieur. Cette situation atypique pourrait être due à une protection individuelle partielle

par le volet bas ou une irradiation partielle du dosimètre suite à une inclinaison du tube de rayons X.

- Pour la majorité des doses enregistrées, l'équivalent de dose au niveau de la peau ($H_p(0.07)$) est supérieur à l'équivalent de dose en profondeur ($H_p(10)$). Cet effet est lié aux rayons X diffusés par la table d'examen, le patient, ... et dont la proportion est plus importante par rapport aux rayons primaires.

IV.III.3. La comparaison des équivalents de doses extrémités-corps entier :

le tableau (IV.8) regroupe les résultats des équivalents des doses ($H_p(0.07)$ et $H_p(10)$) pour le corps entier et le $H_p(0.07)$ pour les extrémités (bague métallique + bague en plastique) durant les quatre périodes pour l'ensemble des cardiologues. Ces résultats sont aussi représentés sur les figures ci-dessous.

période	Corps entier (sous tablier)		Extrémités $H_p(0,07)$ (μSv)	
	$H_p(10)$ (μSv)	$H_p(0,07)$ (μSv)	Bague métallique	Bague en plastique
Première période	110,38	86,931	630	647,18
	115,34	93,95	478	394,44
	118,28	100,1	389	194,49
	118,15	87,486	1500	228,47
Deuxième période	104,35	83,358	678,19	333,38
	181,46	103,97	1152,83	538,14
	154,03	106,8	397,44	368,52
	161,19	128,28	428,23	247,91
Troisième période	94,371	116,04	2142,79	253,75
	95,291	84,851	1597,41	307
	239,52	83,928	234,71	206,1
	127,42	107,61	2083,41	255,6
Quatrième période	104,13	74,91	326,71	249,08
	140,5	138,58	497,14	367,51
	110,08	136,57	170,57	196,76
	122,35	72,102	114,49	198,15

➤ PREMIERE PERIODE :

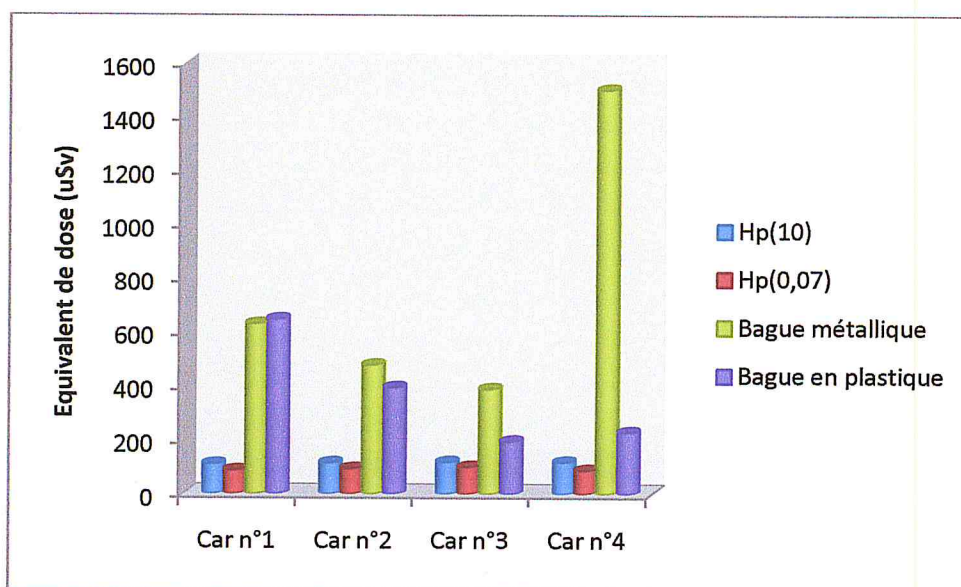


Figure. IV.32 : Comparaison entre les équivalents des doses corps entier-extrémités pour l'ensemble des cardiologues sélectionnés durant la première période de surveillance.

➤ DEUXIEME PERIODE :

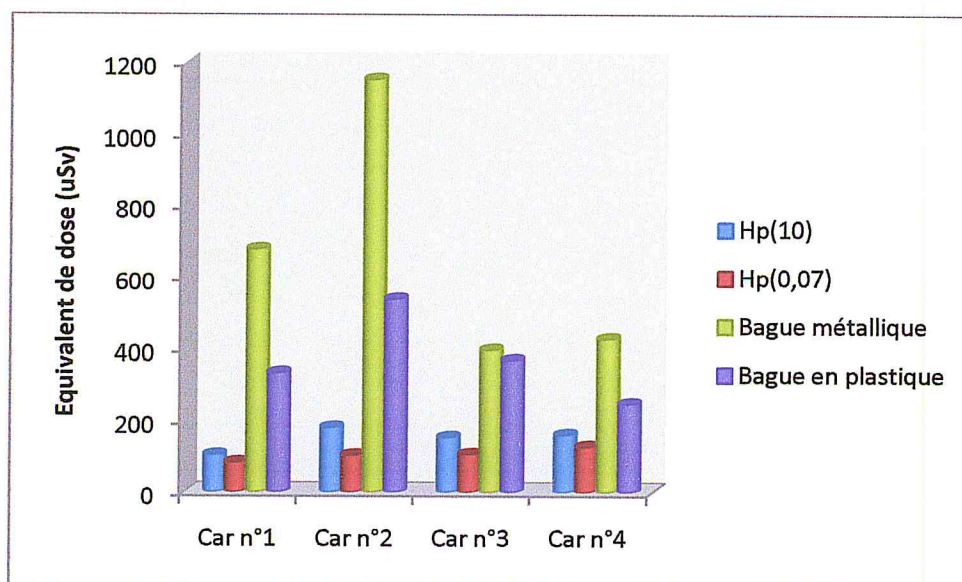


Figure. IV.33 : Comparaison entre les équivalents des doses corps entier-extrémités pour l'ensemble des cardiologues sélectionnés durant la deuxième période de surveillance.

➤ TROISIEME PERIODE :

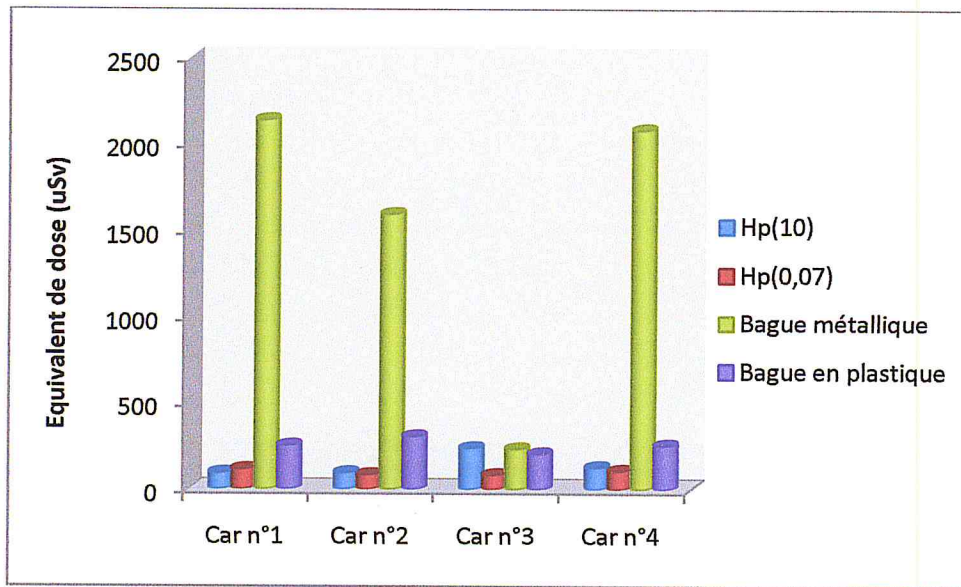


Figure. IV.34 : Comparaison entre les équivalents des doses corps entier-extrémités pour l'ensemble des cardiologues sélectionnés durant la troisième période de surveillance.

➤ QUATRIEME PERIODE :

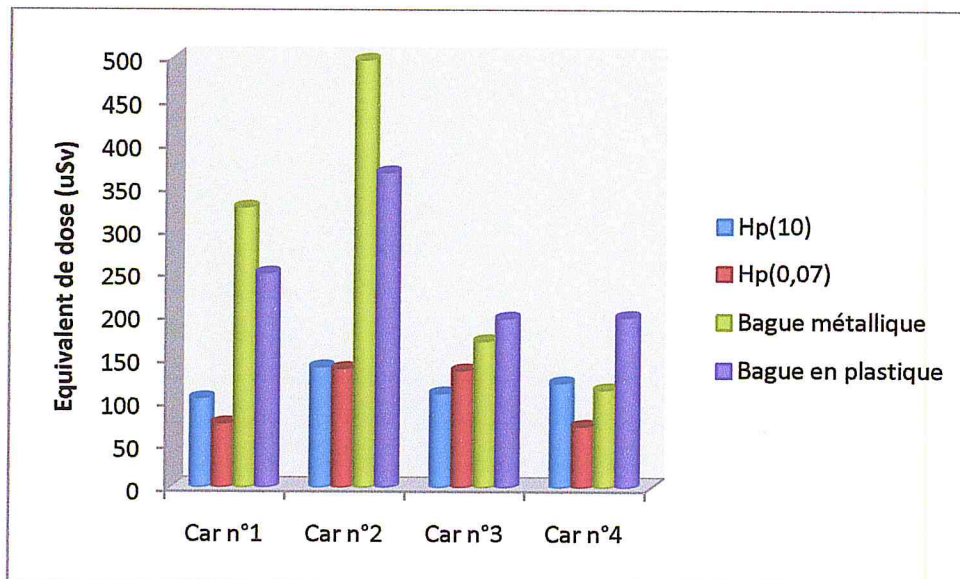


Figure. IV.35 : Comparaison entre les équivalents des doses corps entier-extrémités pour l'ensemble des cardiologues sélectionnés durant la quatrième période de surveillance.

Les résultats de la Comparaison entre les équivalents des doses corps entier-extrémités pour l'ensemble des cardiologues sélectionnés durant toutes les périodes de surveillance sont illustrés par l'histogramme de la figure (IV.36). Il apparaît clairement que pour ce type d'examen médical, les extrémités sont les parties du corps les plus exposées aux rayonnements. Une attention particulière doit être portée à la surveillance des extrémités des cardiologues interventionnels, les doses délivrées en coronarographie lors des interventions sous rayonnements sont importantes.

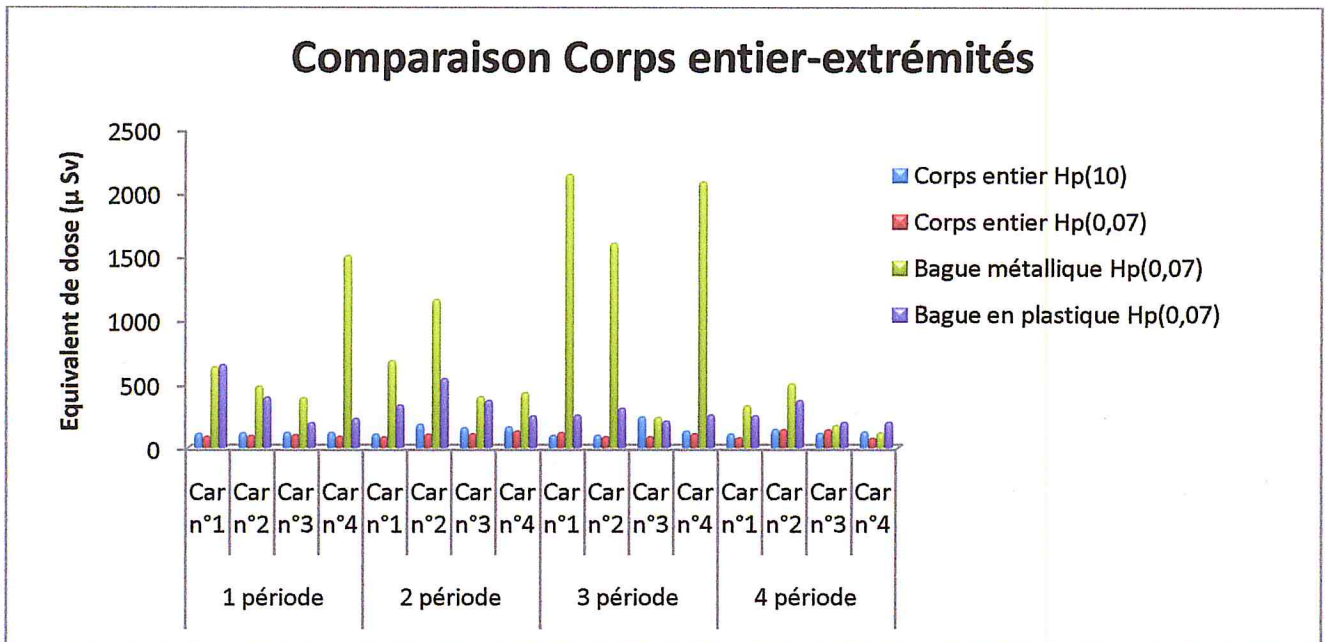


Figure. IV.36 : Comparaison entre les équivalents des doses corps entier-extrémités pour l'ensemble des cardiologues durant toutes les périodes de la surveillance radiologique.

IV.III.4. Surveillance radiologique d'ambiance de certains locaux du service de coronarographie du CHU-MUSTAPHA :

La surveillance radiologique de l'ambiance de l'unité de coronarographie a été assurée à l'aide d'un dosimètre $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3 : \text{C}$ développé au niveau du laboratoire de dosimétrie des rayonnements ionisants du CRNA [71].

Cette surveillance a pour objectif d'estimer l'équivalent de dose ambiant, $H^*(10)$, dans certains locaux du service et de comparer les résultats aux limites de dose réglementaires. Dans le cas où les doses mesurées sont très faibles devant les limites en application, il ne sera pas obligatoire d'exiger une surveillance radiologique d'ambiance dans cette zone.

Après évaluation de la situation radiologique du service de la cardiologie interventionnelle du CHU-Mustapha, nous avons sélectionné pour notre surveillance d'ambiance trois locaux différents (le couloir utilisé comme salle d'attente, la salle de pupitre des commandes et la salle de préparation du patient) figure (IV.37).



Zone 1 : couloir

zone 2 : salle de préparation du patient



Zone 3 : salle du pupitre de commande

Figure. IV.37: Les locaux sélectionnés pour la surveillance radiologique à l'aide de dosimètre d'ambiance au niveau du service de la cardiologie interventionnelle du CHU-Mustapha

Cette surveillance d'ambiance a été effectuée sur deux (02) périodes. La première période est mensuelle, du 04/06/2012 au 04/07/2012, trois dosimètres ont été utilisés (le dosimètre n°1, 2, et 3). La deuxième période est bimensuelle, du 20/06/2012 au 04/07/2012, la surveillance radiologique d'ambiance a été assurée à l'aide de quatre dosimètres (le dosimètre n°4, 5,6, et 7).

Les résultats de cette étude sont présentés, pour chaque période de surveillance, dans les quatre histogrammes des figures (IV.38, IV.39, IV.40, IV.41).

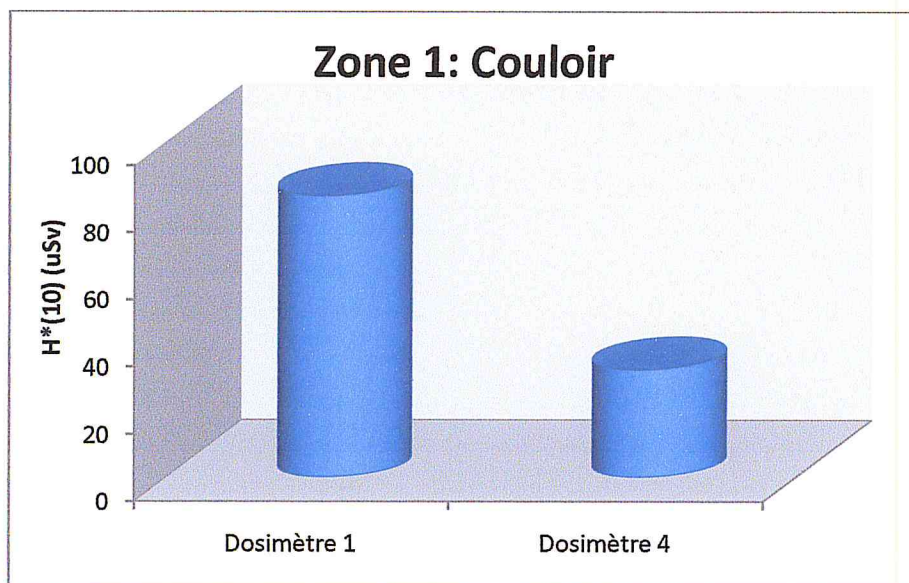


Figure. IV.38 : Les équivalents de dose ambient $H^*(10)$ mesurés dans le couloir durant la première et la deuxième période

- Les résultats de ces mesures au niveau du couloir montrent que les valeurs des équivalents de dose ambient $H^*(10)$ enregistrés durant ces deux périodes sont de l'ordre de $84 \mu\text{Sv}/\text{mois}$ pour la première période et de l'ordre de $32 \mu\text{Sv}$ en 15 jours pour la deuxième période. Il est à noter que l'incertitude relative à la mesure de l'équivalent de dose ambient est estimée à 40% [71]. Les équivalents de dose mesurés sont très faibles comparées aux limites en application. Une surveillance radiologique individuelle dans le couloir n'est pas obligatoire.

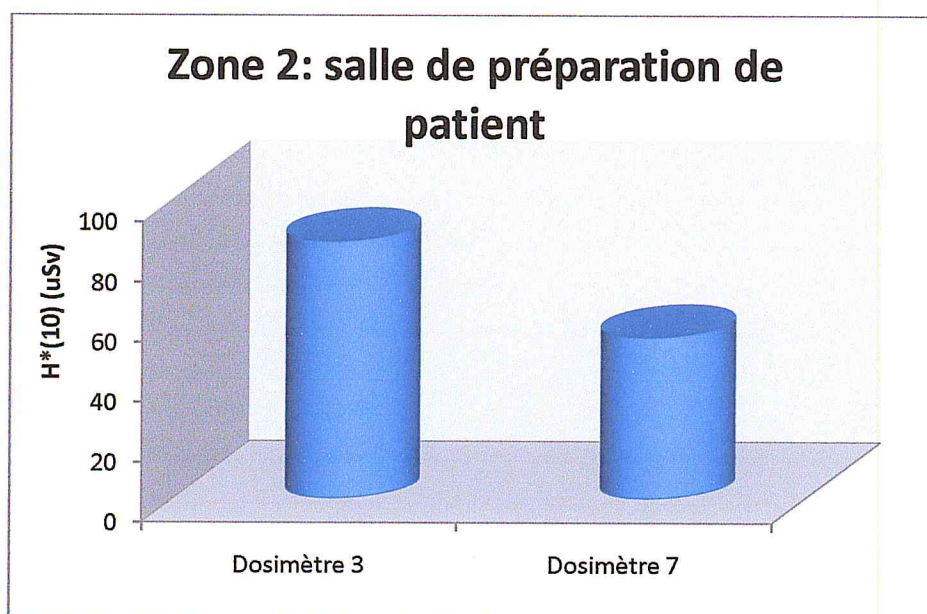


Figure. IV.39 : Les équivalents de dose ambient $H^*(10)$ mesurés dans la salle de préparation du patient durant la première et la deuxième période

- Les résultats de ces mesures au niveau de la salle de préparation du patient montrent que les valeurs des équivalents de dose ambient $H^*(10)$ enregistrée durant ces deux périodes sont de l'ordre de $86 \mu\text{Sv}$ /mois pour la première période et de l'ordre de $54 \mu\text{Sv}$ en 15 jours pour la deuxième période. Ces résultats présentent des valeurs élevées par rapport à la première zone (couloir) de par la proximité avec la salle d'examen mais très faibles comparées aux limites. Une surveillance radiologique individuelle au niveau de cette zone n'est pas nécessaire.

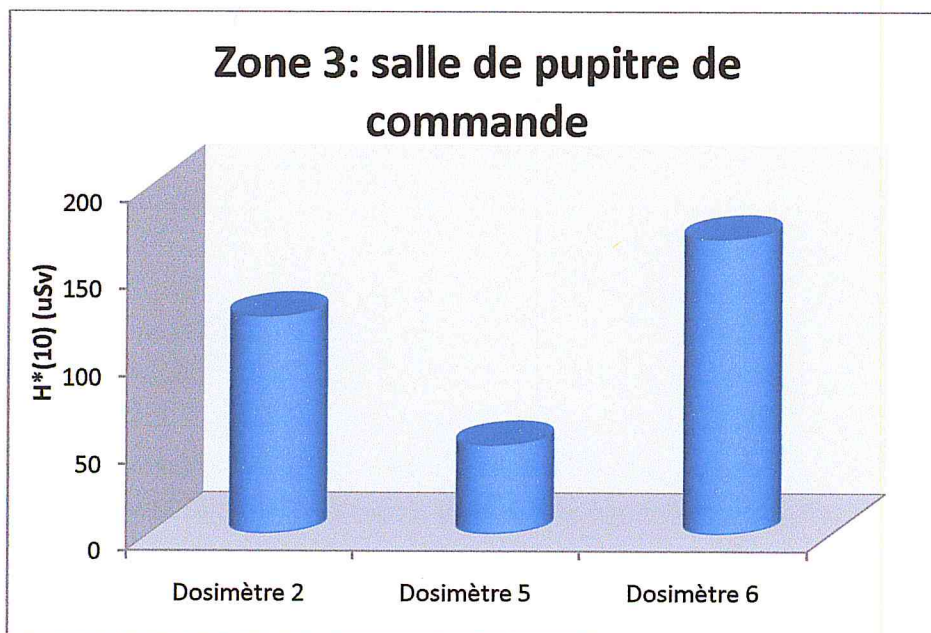


Figure. IV.40: Les équivalents de dose ambient $H^*(10)$ mesurés dans la salle du pupitre de commande durant la première et la deuxième période

- Les résultats de ces mesures au niveau de la salle du pupitre de commande montrent que les valeurs des équivalents de dose ambient $H^*(10)$ enregistrés durant ces deux périodes sont de l'ordre de $125 \mu\text{Sv} / \text{mois}$ pour la première période et de l'ordre de 52 et $170 \mu\text{Sv} / 15\text{jrs}$ respectivement pour les dosimètres n°5 et 6 pour la deuxième période. Ces résultats présentent une grande différence entre le dosimètre n°2 (période mensuelle) et le dosimètre n°6 (période bimensuelle).

Le dosimètre n°6 ayant été exposé accidentellement à la lumière durant sa lecture et par conséquent la dose mesurée avec ce détecteur n'est pas fiable. On omettra de la comparer aux valeurs des doses enregistrées avec le reste des dosimètres.

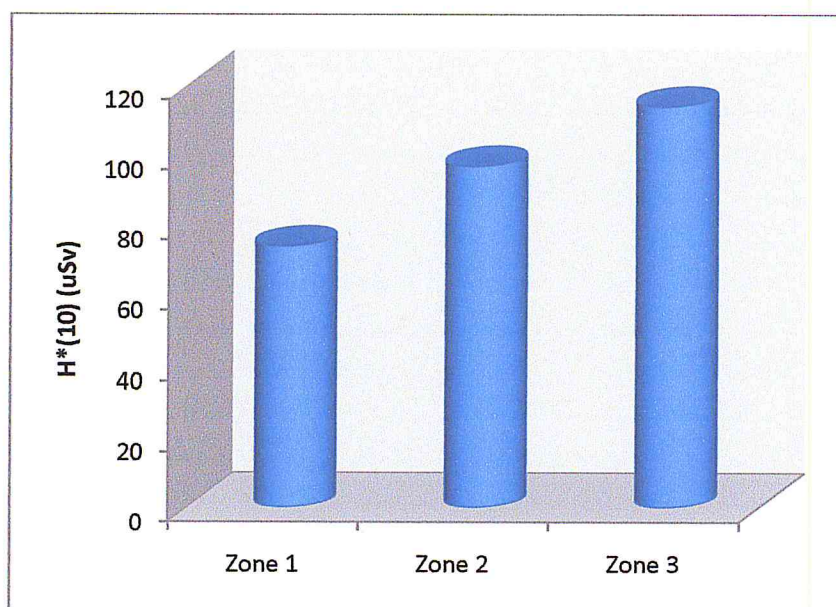


Figure. IV.41 : Equivalent de dose ambiant $H^*(10)$ moyens mesurés dans les trois salles du service de la cardiologie interventionnelle du CHU-Mustapha

- Les résultats de ces mesures au niveau du service de la cardiologie interventionnelle du CHU-Mustapha montrent que les valeurs des équivalents de dose ambiant $H^*(10)$ moyens enregistrée durant ces deux périodes sont de l'ordre de $74\mu\text{Sv}/\text{mois}$ pour la première zone (couloir), de l'ordre de $97\mu\text{Sv}/\text{mois}$ pour la deuxième zone (salle de préparation du patient), et de l'ordre de $114\mu\text{Sv}/\text{mois}$ pour la troisième zone (salle de pupitre des commandes). La dose la plus élevée a été enregistrée au niveau de la troisième zone car elle est la plus proche de la salle d'examen (présence du tube à RX).

Pour chaque local sélectionné, pour la surveillance radiologique, nous avons mesuré l'équivalent de dose ambiant et déduit par calcul le débit d'équivalent de dose (voir tableau IV.9). Sachant que chaque dose mesurée est entachée d'une incertitude estimée à environ 40%, le débit de dose, de chaque zone surveillée, reste inférieur à $0.5 \mu\text{Sv}/\text{h}$ [81].

Ces résultats montrent que les trois zones surveillées ne devraient pas être classées en zones réglementées, une zone réglementée est définie par un débit de dose supérieur à 0.5 $\mu\text{Sv/h}$ [81], et par conséquent une surveillance radiologique du personnel de ces trois zones n'est pas nécessaire.

locaux	La période de surveillance	$H^*(10)$ (μSv)	Débit d'équivalent de dose ($\mu\text{Sv/h}$)
Zone 1	1 mois	74.0	0,1
Zone 2	1 mois	97.0	0,13
Zone 3	1 mois	114.0	0,16

Tableau IV.9 : les débits d'équivalents de dose ambiants des différents locaux surveillés du service de cardiologie interventionnelle du CHU-Mustapha

Conclusion Générale

Conclusion Générale

L'étude menée a pour objectif l'évaluation de la situation radiologique au niveau de l'unité de coronarographie du service de la cardiologie interventionnelle du centre hospitalo-universitaire de Mustapha.

Deux facteurs principaux sont à l'origine de notre motivation pour entreprendre cette étude :

- Des études antérieures [82], ont montré que la cardiologie interventionnelle fait partie des activités médicales les plus irradiantes pour le personnel médical. Les cardiologues interventionnels sont soumis à de très fortes doses de rayonnements ionisants. Les extrémités et le cristallin sont les parties du corps les plus exposées.
- L'optimisation de la protection radiologique du personnel exposé par une sensibilisation aux effets nocifs, à moyens et à longs termes, des rayonnements ionisants.

Après une évaluation de la situation radiologique au niveau de ce service, nous avons opté pour une surveillance radiologique du personnel médical pour le corps entier et les extrémités au moyen des dosimètres au LiF:Mg,Ti. Une attention particulière a été accordée aux extrémités. La surveillance complémentaire des extrémités (mains) a fait l'objet de mesures comparatives à l'aide de deux types de dosimètres bagues: le premier est commercialisé sous le nom de DXTRAD (HARSHAW), le deuxième a été développé au niveau du laboratoire de dosimétrie du CRNA. Nous avons muni chaque cardiologue interventionnel du service (quatre médecins résidents) de trois dosimètres corps entier à porter au niveau de la poitrine sur et sous le tablier plombé et le troisième à porter au niveau de la ceinture et de deux dosimètres bagues à porter au niveau de l'index de la main gauche.

L'établissement du bilan dosimétrique individuel montre que les extrémités sont la partie du corps la plus exposée. Les mesures de dose au corps entier ont été effectuées sur et sous le tablier de plomb et à la ceinture. La contribution du tablier de plomb et du volet bas à la réduction des niveaux d'exposition apparaît clairement. Les équivalents de dose mesurés sont probablement inférieurs aux niveaux réels compte tenu des doses délivrées par le tube de rayons X lors des interventions.

A la surveillance radiologique individuelle a été associée une surveillance radiologique de l'ambiance du lieu des examens médicaux : la salle de préparation du malade, la salle de pupitre de commande et une salle d'attente. Le dosimètre utilisé est un dosimètre thermoluminescent à l'oxyde d'aluminium trivalent, $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$, développé au niveau du CRNA. Les équivalents de dose mesurés lors de cette surveillance radiologique restent inférieurs aux limites en application. Toutefois, les valeurs relevées ne sont pas négligeables sachant que le port des différents dosimètres n'a pas été régulier et que la charge de travail des équipes médicales est variable pouvant être nettement plus importante. La salle du pupitre de

commande devrait faire l'objet d'une surveillance continue en raison de sa proximité avec le tube de rayons X et la présence quasi permanente d'une partie du personnel lors des examens.

Nous avons présenté dans ce manuscrit les premiers résultats préliminaires obtenus lors d'une surveillance radiologique du personnel et d'ambiance de l'unité de coronarographie du CHU-MUSTAPHA. Elle est loin d'être complète cependant les résultats obtenus sont intéressants et nécessitent plus d'investigations. En absence de radiophysicien au niveau de service du CHU Mustapha, cette étude a aussi permis de sensibiliser le personnel exposé par l'observation des conditions de travail et l'enseignement direct des pratiques de radioprotection.

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- [1] : B. AUBERT (1991). «Aspect pratique de la surveillance de l'exposition professionnelle dans le domaine médical et les laboratoires de recherche », Radioprotection. Volume 26.N°3, p. 481 à 491.
- [2] : F.Vanhavere, E.Carinou , L.Donadille, M. Ginjaume, J. Jankowski, A. Rimpler , M.Sans Merce (2008). «AN OVERVIEW ON EXTREMITY DOSIMETRY IN MEDICAL APPLICATIONS», Radiation Protection Dosimetry Volume 1-5, p.1 à 6.
- [3] : F.Vanhavere, D. Berus, N. Buls , P. Covens (2006). « The use of extremity doseimeters in a hospital environment», Radiation Protection Dosimetry. Volume .118. N°2, p.190 à 195.
- [4] : W. Chruscielewski, J. Olszewski, J. Janhowqki , M. Cygan (2002). « HAND EXPOSURE IN NUCLEAR MEDICINE WORKERS», Radiation Protection Dosimetry, Volume 101. N° 1-4, p. 229 à 223.
- [5] : J. Jankowski, J. Olszewski, K. Kluska (2003). «Distribution of equivalent doses to skin of the hands of nuclear medicine personnel», Radiation Protection Dosimetry. Volume. 106. N° 2. p. 117 à 180.
- [6] : M.Ginjaume. S. Pérez , X. Ortega (2007). «Improvements in Extemity Dose Assessment for Ionising Radiation Medical Applications», Radiation Protection Dosimetry, Volume. 125. N°1-4. p. 28 à 32.
- [7] :www.unicaen.fr/expoRontgen/Biographies/RontgenBiographie.html par Pierre Laurent, Université de Caen.
- [8] :www.lixi.com/xray.htm.
- [9] :www.tpe-rayons-x.sitew.com.
- [10] :Physique et biophysique 4, bases de l'utilisation médicale des radiations, Masson.
- [11] : " Radiation Oncology Physics": A Handbook for Teachers and Students
Ervin B. Podgorsak ,Technical Editor 2005.
- [12] : "Introduction to radiological physics and radiation dosimetry" :Attix Frank Hebert
Professor of Medical Physics University of Wisconsin Medical School
Madison, WisconsinWILEYVCH
- [13] : The Physics of Modern Brachytherapy for Oncology page 120.
- [14] : HABIB Bouchra & GERYES Tony Université Libanaise Faculté des Sciences II
Département de physique « La Dosimétrie Individuelle au Liban » Soutenu le 06/07/2005.
- [15] :The Physics of Radiology page 149.
- [16]: Recommandations et Règles de Sécurité, La CUSSTR, (2001).
- [17] : H. JOFFRE Ingénieur Physicien de l'Ecole Supérieure de Physique et Chimie de Paris, Effets Biologiques des faibles doses de Rayonnements Ionisants, Conférence, (2002).
- [18] : Les rayonnements et la santé, Extrait de l'ACRONique du nucléaire n°27, décembre 1994.
- [19] : L'irradiation et la Contamination, Fiche technique parue dans l'ACRONique du nucléaire, <http://www.acro.eu.org/fiche62.html>, n°62 de septembre 2003.
- [20] : Réglementation et Normes, INRS, Prévention des risques liés à l'exposition professionnelle aux rayonnements ionisants, Rayonnements Ionisants, [http://www.inrs.fr/inrspub/inrs01.nsf/IntranetObjectacesParIntranetID/OM:Document:852F3E928ABAF4D0C1256D49004B0479/\\$FILE/print.html](http://www.inrs.fr/inrspub/inrs01.nsf/IntranetObjectacesParIntranetID/OM:Document:852F3E928ABAF4D0C1256D49004B0479/$FILE/print.html), (1999)

- [21]: HATTALI Belkacem UNIVERSITE DES SCIENCES ET DE LA TECHNOLOGIE HOUARI BOUMEDIENEN° d'ordre : 02/2007-M/PH.
- [22] : ATTIX, F.H., Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry, Wiley, New York (1986).
- [23] : JOURNAL OFFICIEL DE LA REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE
CONVENTIONS ET ACCORDS INTERNATIONAUX - LOIS ET DECRETS
Correspondant au 13 avril 2005 P-22.
- [24] : LARABI Karima UNIVERSITE DES SCIENCES ET DE LA TECHNOLOGIE HOUARI BOUMEDIENNE FACULTE DE PHYSIQUE N° d'ordre 42/2010-M/PH
« Les aspects physiques et de Radioprotection liés à l'introduction de la modalité de Tomographie par Emission de Positron dans un service de Médecine Nucléaire »
- [25] : Radioprotection Cirkus – 8, rue du Valois, 91940 Les Ulis – www.rpcirkus.org - contact@rpcirkus.org.
Association loi 1901 créée le 9 mars 2010 – n° W913002355 – enregistrée à la sous-préfecture de Palaiseau.
- [26] : G. Dietze, G.Menzel(1994). “ Aspects of CIPR 60 and ICRU 47 relevant to individual monitoring” Radiation Protection Dosimetry, Volume 54.N°^{3/4}, p167 .
- [27] : D.MOUHSSINE (2004).”Etude d'une nouvelle generation de dosimeter base sur les detecteurs photostimulables type BaFBr(Eu) : caractérisation et application à la dosimétrie environnementale et personnelle », thèse de Doctorat.
- [28] : ICRU (1985). « Determination of dose equivalents resulting from external radiation sources » Report 39.
- [29] : ICRU(1993). « Quantité and Unité in Radiation Protection Dosimetry » .Rpport 51
- [30] : ISO 4037-1(1999) . « Rayonnements X et gamma de référence pour l'étalonnage des dosimètres et des débitmètres et pour la détermination de leurs réponse en fonction de l'énergie des photons, Partie 1 : Caractérisations des rayonnements et méthode de production » .
- [31] : Département fédéral de l'intérieur DFI, Office fédéral de la santé publique OFSP, Unité de direction Protection des consommateursRéférence du document: R-06-03.doc, Etablie le: 31.08.2001, Révision n°: 1 01.04.2010.
- [32] : [Jean-luc REHEL Unité d'expertise en radioprotection médicaleCongrès ATSR – Cherbourg 10 Novembre 2006 IRSN/DRPH/SER P-13]
- [33] : Radioprotection, Principes et utilisation des dosimètres individuels, Mémoire de DEA, Université de Liège – SUCPR – Service Universitaire de Contrôle Physique des Radiations, (2001).
- [34] : Cours Post-Universitaire de Radioprotection, Volume I, Agence Internationale de l'Energie Atomique.Vienne, (1995)
- [35] : <http://www.emse.fr/fr/transfert/spin/formation/ressources/lumi.html>, Ecole Nationale Supérieure des Mines, Saint-Étienne, Centre de Formation et de Recherche SPIN, (2004)
- [36] : Cours Détection Rayonnements Ionisants, Enseignement Recherche, <http://ead.univangers.fr/~jaspard/Page2/COURS/5RayonIONISANT/Cours6/1Cours6.htm>

- [37] : AIEA (2004). « Evaluation de l'exposition professionnelle due à l'incorporation de radionucléide », GUIDE DE SURTE N °RS-G1.2, COLLECTION NORMES DE SURETE DE L'AIEA.
- [38] : B. AUBERT, D.PAUL,R.SABATTIER (1997). « Dosimétrie du personnel en milieu hospitalier », Radioprotection. Volume 32. N°2, p. 163 à 197.
- [39] : X-Rays in Theory and Experiment, Arthur Compton et Allison, 1954, chap. 1, p. 1.
- [40] : http://lycees.ac-rouen.fr/flaubert/spip/IMG/pdf/Rayons_X.pdf.
- [41] : J. Ecoiffier et al., Précis de techniques spécialisées en radiodiagnostic, Paris, Masson, 1979, 784 p. (ISBN 9782225638992).
- [42] : Angioplastie coronarienne Guide explicatif, www.gehealthcare.com.
- [43] : Physique et biophysique 4, bases de l'utilisation médicale des radiations, Masson.
- [44] : N. Broll, P. de Chateaubourg, Spectral distribution from end window X-ray tubes, Advances in X-ray Analysis — Proceedings of the Denver X-ray Conference, vol. 41, 1997.
- [45] : www.culture.gouv.fr/culture/conservation/fr/methodes/radio_02.htm.
- [46] : Siemens, Guide pratique pour la réduction de dose, 2010).
- [47] : Menechal P., Valero M. et Godet J.L, La radioprotection des patients et des travailleurs en radiologie interventionnelle et au bloc opératoire, Congrès National SFRP Angers, 16 juin 2009.
- [48] : Dr. BALAA, Cours de Radioprotection, Université Libanaise, Faculté des Sciences II, (2005).
- [49] : l'Homme et les Rayonnements, <http://www.cea.fr/fr/pedagogie/Rayonnement/radioprotection.html>, CEA de la recherche à l'industrie, Dossiers thématiques, (2004).
- [50] : Cours Post-Universitaire de Radioprotection, Volume I, Agence Internationale de l'Energie Atomique. Vienne, (1995).
- [51] : <http://www.cogemainc.com/images/faq/source%20of%20radiation%20exposure.gif>
- [52] : Les rayonnements et la santé, Extrait de l'ACRONique du nucléaire n°27, décembre 1994.
- [53] : Recommandations et Règles de Sécurité, La CUSSTR, (2001).
- [54] : Séminaire ASN « Radioprotection des travailleurs et des patients lors d'actes interventionnels » Paris, le 7 février 2012, www.oramed-fp7.eu.
- [55] : M. Oussaid "Développement d'un système d'intercomparaison de la dose absorbée a l'aide de la TLD pour les photons de haute énergie", Thèse DPGS, CRS-Alger, 1994
- [56]:G.D. Glennie "A Comparison of TLD dosimeters: LiF: Mg,Ti and LiF:Mg,cu,P for measurement of radiation therapy doses", thèse PhD Université de Virginie (USA) 2003.
- [57] : "Développement et validation de méthodes dosimétriques en ligne pour le traitement du cancer de la prostate : Thèse N° 3267 (2005) présentée par Valéry Olivier Zilio ; Ecole Polytechnique Fédérale de Lausanne.
- [58] : A.F. McKinley Termoluminescences dosimetry-. Medical physics handbooks, 1981.
- [59] : "ETUDE DE L'EFFICACITE RELATIVE DE LA RADIOTHERMOLUMINESCENCE INDUITE PAR LES PARTICULES ALPHA (**(238)PU) DANS LE LIF : MG, AL::(2)O::(3) ET CASO::(4) : DY these présentée a l'université paul sabatier de toulouse (sciences) pour obtenir le grade de docteur de 3ème cycle spécialité physique radiologique par Masok le 19/10/1978.

- [60] : THESE DOCTORAT Présentée et soutenue par Aurélie PETITFILS le 6 Septembre 2007 à Toulouse.
- [61] : "Thermoluminescence of Solids" : S.W.S. Mc Keever, Cambridge University Press, 1985.
- [62] : "Guide pour la mise en oeuvre en radiothérapie externe de l'assurance de qualité par mesure in vivo par dosimètres thermoluminescents et semi conducteurs" Rapport S.F.P.M N°18-2000 Edité par : Société Française de Physique Médicale.
- [63] : E. Ptit et A. Scharmann "Reference to other Solid State Methods" in Applied Thermoluminescent dosimetry, edited by M. Oberhofer and A. Scharmann pp. 151, 1981.
- [64] : M. Prokic, L. Botter-jensen "Comparison of main thermoluminescent properties of some TL dosemeter" Rad. Prot. Dosim., Vol. 47, n° 1-4, pp. 195, 1993.
- [65] : J.H. Schulman "History of TL" in Applied Thermoluminescent dosimetry, pp. 3, 1981.
- [66] : E.W Masson, A.F Mackinily and I.clark "physics in medicine and biology", 1976
- [67] : " Mise au point et évaluation d'un système fibré de dosimétrie en ligne utilisant des matériaux phosphorescents stimulables optiquement Application à la mesure de dose en radiothérapie et au monitoring de faisceaux" : Thèse En vue de l'obtention du Doctorat DE L'université de Toulouse. Discipline : Radiophysique et Imagerie Médicales, Présentée et soutenue par David BENOIT Le 26 septembre 2008.
- [68]: Harshaw TLD Model 6600 plus Automated TLD Reader, 6600PC-W-O-1006 P 4-10
- [69]: D. Mebhah, S. Djeflal, A. Badreddine, M. Medjahed (1993). « Extremity Dosimetry In Nuclear Medicine Services Using Thermoluminescent Detectors», Radiation Protection Dosimetry. Volume.47.N°.1/4, p. 439 à 443.
- [70] : M.A. Medjahd. (1990). «Etude d'un dosimètre d'extrémité au Fluorure de Lithium». Mémoire de fin d'étude, Centre de Radioprotection et de Sécurité.
- [71]: D. Imatoukene, F. Abdelaziz, M. Mezaguer, Z. Lounis-Mokrani (2008): «Development of new system for environmental monitoring based on Al₃O₂ :C detectors», Radiation Measurements. Volume 43, p. 668 à 671.
- [72] : IRSN : Rapport DRPM/DIR n°2010-1 "Guide pratique pour l'étude de poste de travail (version 2) P-10 Avril 2010
- [73] : ISO-12794 (2000). « Énergie nucléaire-Radioprotection-Dosimètres individuels-thermoluminescents pour yeux et extrémités».
- [74] : IEC/CEI 62387-1 (2007). « Instrumentation pour la radioprotection- Système dosimétrique es intégrés passifs pour la surveillance de l'environnement et de l'individu. Partie1 : Caractéristiques générales et exigences de fonctionnement».
- [75]: larabi Karima Les aspects physiques et de Radioprotection liés à l'introduction de la modalité de Tomographie par Emission de Positron dans un service de Médecine Nucléaire.
- [76] : IEC/CEI 62387-1 (1991). « Systèmes dosimétriques par thermoluminescence pour la surveillance individuelle et de l'environnement».
- [77]: Performance of the HarshawDXT-RAD (TLD-100) dosemeter D.M. Moor*, B. Horspool, R.P. Stokes
- [78] : Radioprotection, Principes et utilisation des dosimètres individuels, Mémoire de DEA, Université de Liège – SUCPR – Service Universitaire de Contrôle Physique des Radiations, (2001).
- [79]: M. Prokié, L. Botter-Jensen (1993).« COMPARISON OF MAIN THERMOLUMINESCENT PROPERTIES OF SOME TL DOSEMETERS», Radiation Protection Dosimetry. Volume.47 N°1/4, p.195 à 199, Nuclear Technology Publication.

[80] : Séminaire ASN « Radioprotection des travailleurs et des patients lors d'actes interventionnels » Paris, le 7 février 2012 p-22

[81] : Décret présidentiel n° 05-117(2005). Journal Officiel de la République Algérienne n° 27.

[82] : Evaluation de la problématique de la double dosimétrie en fluoroscopie Rapport Mandat OFSP No 05.002138 / 2.23.02.-39.