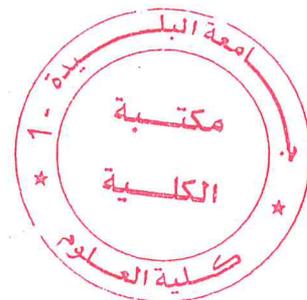


République Algérienne Démocratique et Populaire

Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique

Université SAAD DAHLAB BLIDA 1

Faculté des Sciences



Mémoire

Présentée pour l'obtention du diplôme de MASTER

En : Physique

Spécialité : Physique Médicale

Option : Radiothérapie

Par : KELLOU Omar

Sujet

**QUANTIFICATION DOSIMETRIQUE DES RAYONNEMENTS  
DIFFUSES EN UTILISANT UN TUBE RX EN DIAGNOSTIC ET EN  
RADIOLOGIE INTERVENTIONNELLE**

Soutenue publiquement, le 29/09/2015 devant le jury composé de :

Mr. CHEKIRINE Mamoun	Maitre Assistant A	USDB	Président
Mr. IMATOUKENE Djamel	Chargé de Recherche	CRNA	Examineur
M <sup>me</sup> . LARABI-HARFOUCHE Karima	Maitre Assistant A	USDB	Promotrice

## *Remerciements*

Je voudrais tout d'abord adresser toute ma gratitude à la Directrice de ce mémoire, Madame LARABI-HARFOUCHE Karima, pour sa patience, sa disponibilité et surtout ses judicieux conseils.

Je désire aussi remercier Madame Zohra Lounis- Mokrani Directrice de Recherche au Centre de Recherche Nucléaire d'Alger (CRNA) qui nous a fourni les outils nécessaires à la réalisation de ce travail.

Je remercie Monsieur CHIKIRINE Mamoun Maitres assistants de classe A à l'université de SAAD Dahleb de BLIDA qui m'a fait l'honneur de présider le jury.

Je remercie également Monsieur IMATOUKENE Djamel, chargé de recherche au Centre de Recherche Nucléaire d'ALGER (CRNA) qui a accepté d'examiner ce travail.

Je tiens aussi à remercier Monsieur HARRATI Amar, Chargé de Recherche au Centre de Recherche Nucléaire d'ALGER (CRNA) pour l'aide qu'il nous a apporté lors de la réalisation des mesures au niveau du Laboratoire Secondaire d'Etalons de Dosimétrie (LSED).

J'adresse mes plus chaleureux remerciements à ma famille qui m'a soutenu et encouragé et pour leur confiance. Un merci spécial à mon cher père et ma mère.

---

LISTE DES FIGURES .....	i
LISTE DES TABLES .....	iv
LISTES DES ABREVIATIONS.....	vi
INTRODUCTION GENERALE .....	1

## CHAPITRE I

### Les aspects physiques liés à la Radiologie interventionnelle

<b>I.1. Introduction .....</b>	<b>4</b>
<b>I.2. Les rayonnements ionisants électromagnétiques (RX).....</b>	<b>4</b>
I.2.1. Les rayons X.....	4
I.2.2. L'histoire des rayons X.....	5
I.2.3. L'origine des rayons X.....	6
a. Le rayonnement de freinage (Bremsstrahlung).....	6
b. Réarrangement du cortège électronique.....	7
<b>I.3. Principe du tube à rayons X .....</b>	<b>9</b>
<b>I.4. Spectre de rayons X.....</b>	<b>10</b>
I.4.1. Rayonnement caractéristique .....	10
<b>I.5. Les Caractérisations d'un faisceau de rayons X.....</b>	<b>12</b>
<b>I.6 Les interactions des rayonnements ionisants électromagnétiques avec la matière .....</b>	<b>14</b>
I.6.1. Les interactions des photons RX avec la matière.....	14
a. L'effet photoélectrique .....	14

---

---

b. L'effet Compton.....	15
c. L'effet Auger .....	16
I .6.2. La contribution des effets d'interaction des photons avec la matière.....	17
<b>I.7. La dosimétrie des rayonnements ionisants .....</b>	<b>18</b>
I.7 .1. Les grandeurs physiques et les grandeurs de radioprotection.....	18
a. KERMA ( $K_a$ ).....	19
b. Le débit de KERMA.....	20
c. La fluence ( $\Phi$ ).....	20
d. La dose absorbée .....	20
I.7 .2 . Les grandeurs de protection (limitation) .....	21
a. La dose absorbée à l'organe $D_T$ .....	21
b. La dose équivalente à l'organe $H_T$ .....	22
c. La dose efficace E .....	23
I.7 .3 .Grandeurs Opérationnelles .....	24
I.7 .3 .1 .Sphère ICRU .....	25
I.7 .3 .2. Equivalent de dose individuel (personnel) $H_p(d)$ .....	25
I.7 .3 .3 .Equivalent de dose ambiant $H^*(d)$ .....	26
I.7 .3 .4 . Equivalent de dose directionnel $H'(d,\Omega)$ . .....	26
<b>I.8. Dosimétrie individuelle externe .....</b>	<b>27</b>
I.8 .1. Dosimétrie du corps entier .....	27
I.8 .2. Dosimétrie d'extrémités .....	28
<b>I. 9.Méthode d'estimation des doses externes .....</b>	<b>28</b>
<b>I.10. Type de dosimètre .....</b>	<b>28</b>
a. Le dosimètre photographie .....	28
b. le stylo dosimètre à lecture directe .....	29

---

---

c. Le dosimètre électronique .....	29
d. Le dosimètre Thermoluminescents (TLD) .....	30
<b>I.11. Dosimétrie d'ambiance .....</b>	<b>30</b>

## CHAPITRE II

### Généralités sur Radiologie Interventionnelle

<b>II. 1.Introduction .....</b>	<b>31</b>
<b>II .2 Historique .....</b>	<b>32</b>
<b>II.3. Les maladies et les procédures pratiquées en radiologie interventionnelle .....</b>	<b>33</b>
<b>II.4. Les techniques d'imageries utilisées en Radiologie interventionnelle .....</b>	<b>34</b>
II.4.1. La radiographie .....	35
II.4.2. La radioscopie.....	36
II.4.3. L'échographie .....	37
II.4.4. Imagerie par résonance magnétique .....	38
II.4.5. Scanner Rayon X .....	38
<b>II.5. Le Principe de la radiologie interventionnelle .....</b>	<b>40</b>
II.5.1. Principe médicale .....	40
a. La voie percutanée directe .....	40
b. Les orifices naturels .....	41
c. Le cathétérisme vasculaire .....	42
II.5.2. Le principe physique de la radiologie interventionnelle .....	43
<b>II .6. La Problématique en radiologie interventionnelle .....</b>	<b>44</b>
II.6 .1. Les risques radiologiques du personnel en radiologie interventionnelle .....	44
II.6 .1.a. Risque radiologique N° 01.....	44

---

---

II.6.1.b. Risque radiologique N° 02 .....	44
<b>II.7. Les paramètres techniques intervenant sur l'exposition des opérateurs en radiologie interventionnelle .....</b>	<b>45</b>
II.7.1. Le Temps .....	45
II.7.2. La distance .....	46
II.7.3. Les écrans .....	47
<b>II.8. L'organisation de la radioprotection en radiologie interventionnelle.</b>	<b>48</b>
II.8.1. La répartition des responsabilités dans un service de radiologie interventionnelle .....	48
a. L'employeur.....	49
b. Le chef de service .....	49
c. Le médecin du travail .....	49
d. Médecins radiologue .....	50
e. Personnel du service de radiologie interventionnelle .....	50
f. Personne spécialisée en radiophysique médicale (PSRPM) .....	51
g. Personne Compétente en Radioprotection (PCR) .....	52
<b>II.9. La classification des zones de travail en radiologie interventionnelle.</b>	<b>53</b>
II.9.1. La Zone contrôlée .....	53
II.9.2. La Zone surveillée .....	53
<b>II.10. La classification des travailleurs en radiologie interventionnelle.....</b>	<b>54</b>
II .10.1. Les travailleurs de catégorie « A » .....	54
II .10.2. Les travailleurs de catégorie « B » .....	55
<b>II .11. L'équipement et les moyens de protection en radiologie interventionnelle .....</b>	<b>56</b>
II .11 .1. Equipement de protection individuelle .....	56
II .11 .2. Equipement de protection collective .....	57

---

---

<b>II .12 . Le système réglementaire de la radioprotection en radiologie interventionnelle .....</b>	<b>58</b>
II .12 .1. L'Organisation de la protection .....	58
II .12.2. L'aspect réglementaire pour la surveillance dosimétrique en radiologie interventionnelle .....	58
II.12.3.La surveillance dosimétrique individuelle en radiologie interventionnelle .....	61
<b>II.13.La surveillance Dosimétrique d'ambiance en radiologie interventionnelle .....</b>	<b>63</b>

### **CHAPITRE III**

#### **Moyens Expérimentaux**

<b>III.1. Introduction .....</b>	<b>64</b>
<b>III .2. Dispositif expérimental .....</b>	<b>64</b>
III .2.1. Moyens d'irradiation .....	64
III .2.1.a. Le tube RX .....	64
III .2.1.b. Un Fantôme (PMMA) .....	66
III .2.1.c. Un Radiamètre .....	66
III .3 La Méthodologie de mesure .....	67

### **CHAPITRE IV**

#### **Résultats et interprétations.**

<b>IV.4. Résultats et interprétations .....</b>	<b>69</b>
IV.4.1. L'effet de la distance sur le rayonnement diffusé pour une incidence normale .....	69
IV.4.2. L'effet de la distance entre le patient et l'opérateur .....	77

---

---

IV.4.3. L'effet de l'épaisseur du patient sur le rayonnement diffusé en radiologie interventionnelle .....	79
<b>IV.5. Conclusion .....</b>	<b>81</b>
<b>Conclusion Générale .....</b>	<b>83</b>
Références Bibliographiques.....	84

---

---

## Liste des Figures

<b>Figure. I.1 :</b> Spectre des rayonnements électromagnétiques .....	<b>5</b>
<b>Figure. I.2 :</b> La première radiographie de la main de M <sup>me</sup> Röntgen .....	<b>6</b>
<b>Figure. I.3 :</b> Production des rayons X par freinage.....	<b>7</b>
<b>Figure. I.4 :</b> Phénomènes de production des rayons X par réarrangement du cortège électronique.....	<b>8</b>
<b>Figure. I.5 :</b> Le principe de tube RX.....	<b>9</b>
<b>Figure. I.6 :</b> Exemple d'un spectre de rayons X, représenté en fonction de la longueur d'onde.....	<b>11</b>
<b>Figure. I.7 :</b> Exemple d'un spectre de rayons X, pour une haute tension de 100 kV, représenté en fonction de l'énergie.....	<b>11</b>
<b>Figure I.8:</b> Les différentes filtration d'un tube RX .....	<b>12</b>
<b>Figure. I.9 :</b> Le phénomène l'effet photoélectrique.....	<b>15</b>
<b>Figure. I.10:</b> Illustration de la diffusion d'un photon par effet Compton.....	<b>16</b>
<b>Figure. I.11 :</b> Probabilités de réalisation des effets photoélectrique, Compton et de production de paires dans les tissus biologiques en fonction de l'énergie.....	<b>17</b>
<b>Figure. I.12 :</b> Représentation schématiquement du transfert d'énergie d'un photon dans milieu traversé .....	<b>19</b>
<b>Figure. I.13 :</b> Les relations entre les différentes grandeurs.....	<b>27</b>
<b>Figure. I.14 :</b> Le dosimètre photographie.....	<b>29</b>
<b>Figure. I.15 :</b> le stylo dosimètre à lecture directe.....	<b>29</b>
<b>Figure. I.16 :</b> Un dosimètre électronique .....	<b>30</b>
<b>Figure. II.1 :</b> Les différents cathéters utilisés en radiologie interventionnelle .....	<b>33</b>
<b>Figure. II.2 :</b> Le cathéter utilisé au niveau de l'arbre biliaire et du canal pancréatique .....	<b>33</b>
<b>Figure. II.3 :</b> Le cathéter utilisé au niveau du cerveau par la voie fémoral .....	<b>34</b>

<b>Figure II.4 :</b> Le cathéter utilisé au niveau du système respiratoire et en cardiologie.....	<b>34</b>
<b>Figure II.5 :</b> L'appareil de radiographie utilisable en Radiologie interventionnelle .....	<b>36</b>
<b>Figure. II.6 :</b> L'appareil de radioscopie avec système d'acquisition d'images fluoroscopique.....	<b>37</b>
<b>Figure. II.7 :</b> L'appareil d'échographie .....	<b>38</b>
<b>Figure. II.8 :</b> L'appareil de guidage par IRM en radiologie interventionnelle.....	<b>38</b>
<b>Figure. II.9 :</b> L'utilisation du scanner utilisable en radiologie interventionnelle .....	<b>39</b>
<b>Figure. II.10 :</b> Le principe de la voie percutané en radiologie interventionnelle .....	<b>41</b>
<b>Figure. II.11 :</b> Le principe de la technique d'orifice naturel.....	<b>42</b>
<b>Figure. II.12 :</b> Le principe de la technique du cathétérisme vasculaire en radiologie interventionnelle.....	<b>43</b>
<b>Figure. II.13 :</b> Les différentes orientations des rayonnements en radiologie interventionnelle.....	<b>43</b>
<b>Figure. II.14 :</b> La Réduction du débit de dose avec la distance.....	<b>46</b>
<b>Figure. II.15 :</b> les paramètres d'influence sur la dose des patients en radiologie interventionnelle.....	<b>48</b>
<b>Figure. II.16 :</b> Classification des zones de travail en radiologie interventionnelle .....	<b>54</b>
<b>Figure. II.17:</b> L'équipement de protection individuel en radiologie interventionnelle .....	<b>56</b>
<b>Figure. II.18 :</b> L'équipement de protection collectif en radiologie interventionnelle .....	<b>57</b>
<b>Figure. II.19:</b> Dosimètre passive corps entier à base de TLD .....	<b>59</b>
<b>Figure. II.20 :</b> Dosimètre passive pour les extrémités à base de TLD .....	<b>59</b>
<b>Figure. II.21 :</b> Dosimètre opérationnel corps entier .....	<b>59</b>
<b>Figure. II.22 :</b> Dosimètre poignet à émulsions photographique.....	<b>62</b>
<b>Figure. II.23 :</b> La chambre d'ionisation « Babyline » et le détecteur Geiger-Müller et compteur proportionnelle pour la surveillance des lieux de travail .....	<b>63</b>

<b>Figure III.1</b> : Le tube radiogène utilisé pour les irradiations par la qualité N-100 de spectre étroit des RX.....	<b>65</b>
<b>Figure. III.2</b> : Le fantôme plaques en PMMA équivalent patient.....	<b>66</b>
<b>Figure. III.3</b> : Le radiamètre de type FH40 utilisé pour la mesure de $H^*(10)$ .....	<b>67</b>
<b>Figure. III.4</b> : Le dispositif de mesure pour l'incidence normale.....	<b>68</b>
<b>Figure. IV.1</b> : Le dispositif de mesure et les distances choisi pour l'incidence normale.....	<b>69</b>
<b>Figure . IV.2</b> : Le débit d'équivalent de dose d'ambiance en fonction de la distance fantôme - radiamètre pour une épaisseur du patient de 10cm à une distance de 50cm entre RX- fantôme.....	<b>70</b>
<b>Figure. IV.3:</b> Le débit d'équivalent de dose d'ambiance en fonction de la distance fantôme - radiamètre pour l'épaisseur du patient de 18 cm.....	<b>71</b>
<b>Figure. IV.4</b> : Le débit d'équivalent de dose d'ambiance en fonction de la distance fantôme - radiamètre Pour une épaisseur du patient de 23cm à une distance de 50cm entre RX- fantôme.....	<b>72</b>
<b>Figure . IV.5</b> : Débit d'équivalent de dose d'ambiance en fonction de la distance fantôme -radiamètre de 80cm pour une épaisseur du patient de 10cm .....	<b>74</b>
<b>Figure IV.6</b> : Débit d'équivalent de dose d'ambiance en fonction de la distance fantôme -radiamètre de 80cm pour une épaisseur du patient de 18cm .....	<b>75</b>
<b>Figure. IV.7</b> : Débit d'équivalent de dose d'ambiance en fonction de la distance fantôme -radiamètre de 80cm pour une épaisseur du patient de 23cm .....	<b>76</b>
<b>Figure. IV.8</b> : Le dispositif de mesure pour l'étude de l'effet de la distance entre le patient - l'opérateur sur le rayonnement diffusé .....	<b>77</b>
<b>Figure. IV .9</b> : Débit d'équivalent de dose en fonction de la distance RX- fantôme pour une épaisseur du fantôme de 23cm pour une distance entre fantôme –radiamètre de 50cm .....	<b>78</b>
<b>Figure . IV .10</b> : Débit d'équivalent de dose en fonction de la distance RX- fantôme pour une épaisseur du fantôme de 23cm pour une distance entre fantôme –radiamètre de 80c.....	<b>79</b>
<b>Figure IV.11</b> Débit d'équivalent de dose en fonction de la distance RX- fantôme pour une épaisseur du fantôme de 23cm pour une distance entre fantôme –radiamètre de 80cm .....	<b>80</b>

## Liste des Tableaux

<b>Tableau I.1 :</b> Exemples de couche de demi-atténuation (CDA) pour divers faisceaux de rayons X .....	<b>13</b>
<b>Tableau I.2 :</b> Exemples de la couche de demi-atténuation (CDA) pour divers faisceaux de rayons X, la filtration inhérente du tube étant égale à 4 mm d'aluminium (Norme NF-ISO 4037-1 – 1996) .....	<b>14</b>
<b>Tableau I.3:</b> Facteurs de pondération $W_R$ pour les rayonnements tels que définis dans la publication ICRP 60 .....	<b>23</b>
<b>Tableau I.4:</b> quelques valeurs pour le coefficient $W_T$ de certains tissus .....	<b>24</b>
<b>Tableau II.1 :</b> Le classement du personnel en radiologie interventionnelle.....	<b>55</b>
<b>Tableau II.2:</b> Limite d'exposition, type d'exposition avec le type le dosimètre individuelle.....	<b>60</b>
<b>Tableau II.3 :</b> les différents type et caractéristiques des dosimètres utilisés pour la surveillance individuelle en radiologie interventionnelle .....	<b>61</b>
<b>Tableau II.4:</b> Les caractéristiques des instruments de surveillance en radioprotection des lieux de travail les plus utilisés en radiologie interventionnelle .....	<b>63</b>
<b>Tableau III.1 :</b> Les caractéristiques des qualités RX utilisés et développées au niveau de LSED .....	<b>65</b>
<b>Tableau III.2 :</b> Les caractéristiques dosimétriques de la qualité N-100.....	<b>66</b>
<b>Tableau III.3 :</b> Les paramètres utilisés pour les mesures en incidence normale.....	<b>68</b>
<b>Tableau IV.1 :</b> Le résumé des résultats obtenus sur l'incidence normal pour une distance entre le Tube rayon X - Fantôme de 50cm et l'épaisseur du patient de 10cm.....	<b>70</b>

# Introduction générale

## Introduction Générale

La radiologie interventionnelle désigne l'utilisation de l'imagerie radiologique pour guider le chirurgien et/ou, l'opérateur, dans la réalisation d'un nombre varié d'interventions mini-invasives que ce soit en cardiologie, neuroradiologie, orthopédie et pédiatrie ainsi que dans d'autres spécialités.

C'est donc une sous spécialité de la radiologie qui permet de pratiquer des traitements peu invasifs sous guidage par imagerie et ce, en utilisant soit des rayons X pour le scanner et la fluoroscopie, ou le champ magnétique pour l'IRM, ou encore des ultra-sons pour les échographies. Ces modalités d'imageries permettent de guider le médecin lors d'une ponction biologique ou l'insertion d'un dispositif thérapeutique (des cathéters à travers des vaisseaux sanguins ou des organes).

Cependant, l'utilisation de ces appareils émetteur de rayonnement en particulier les rayons X peuvent présenter des risques pour la santé des praticiens (les chirurgiens, les cardiologues, les anesthésistes, le personnel médicale ....) par rapport à l'exposition externe complexe et hétérogène due principalement aux rayonnements de fuite de la gaine du tube RX d'une part et /ou les rayonnements primaires si le générateur RX est placé au-dessus du patient et d'autre part au rayonnement diffusé produit par le patient ou même par la table d'opération ainsi que les accessoires se trouvant sur le chemin sur le faisceau. Des études ont démontré que les parties du corps, de l'opérateur, les plus exposées aux rayonnements en radiologie interventionnelle sont les extrémités et la tête (Thyroïde, cristallin) et que les doses susceptibles d'être reçues par ces organes peuvent être réduites si certaines règles de radioprotection sont respectées [BEL12]. Par ailleurs, les risques liés à l'exposition aux rayonnements ionisants du patient sont multiples et sont en relation directe avec :

- La mauvaise qualité d'image et / ou des données qui nécessitent de refaire l'examen.

- Recevoir des doses importantes lors d'un examen diagnostiques ou thérapeutique.
- La durée importante de l'examen et la complexité des procédures en radiologie interventionnelle.

Dans ce présent travail on s'intéresse à la quantification des rayonnements diffusés en radiologie interventionnelle dans le but de cibler ses limites pour une meilleure protection des patients. De ce fait, on s'intéresse plus spécifiquement à la mesure du diffusé en utilisant une grandeur opérationnelle qui est le débit l'équivalent de dose d'ambiance  $\dot{H}^*(10)$ . Ainsi et dans le but d'étudier l'influence de certains paramètres sur la dose reçue par les opérateurs en radiologie interventionnelle, on procède à la mesure du  $\dot{H}^*(10)$  engendré par la variation des épaisseurs du patient de 10, 18 et 23 cm d'une part et en variant la distance entre l'opérateur et le patient (50, 80 et 100cm) pour chaque épaisseur étudiée ainsi que pour deux distances patient-tube RX de 50 et 80 cm afin de simuler les procédures cliniques pratiquées en radiologie interventionnelle. L'ensemble de ces expériences ont été réalisées au niveau du Laboratoire Secondaire d'étalons en dosimétrie (LSED) du Centre de Recherche Nucléaire d'Alger en utilisant un fantôme plaque en PMMA (30x30) équivalent patient et d'un tube radiogène (RX) modèle MG320 de marque PHILIPS.

En fin, notre travail est structuré en quatre chapitres :

Dans le premier chapitre, nous donnons un aperçu sur la physique de rayonnement ainsi que leurs applications en radiologie interventionnelle. Le deuxième chapitre aura pour objectif de citer les généralités sur la radiologie interventionnelle et de définir les appareils utilisés, pour la réalisation des différentes procédures, ainsi que de donner le principe d'optimisation de radioprotection en radiologie interventionnelle et ce, dans le but d'assurer une meilleure protection du personnel praticien.

Concernant le troisième et le quatrième chapitre, nous présentons les dispositifs et moyens expérimentaux utilisés dans les mesures ainsi que les résultats et les interprétations de la quantification du rayonnement diffusé. Et en fin, on termine notre travail par conclusion générale.

# Chapitre I

Les aspects physiques liés à la  
radiologie interventionnelle

### **I.1. Introduction :**

La radiologie interventionnelle s'intéresse à l'utilisation des rayonnements électromagnétiques en particulier les RX. L'utilisation de ces rayonnements ont pour but le diagnostic et /ou thérapeutique, ce qui nécessite la compréhension de tous les aspects physiques liés à leur production ainsi que les différents modes d'interaction avec la matière vivante afin de protéger les praticiens.

Un rayonnement ionisant est un transport d'énergie sous la forme de particules ou d'ondes électromagnétiques d'une longueur d'onde inférieure ou égale à 100 nm soit d'une fréquence supérieure ou égale à  $3 \times 10^{15}$  Hz et pouvant produire directement ou indirectement des ions [JIM07].

On peut distinguer plusieurs types des rayonnements ionisants:

- Rayonnements ionisants électromagnétiques ondulatoires (X et gamma)
- Rayonnements ionisants particuliers chargés légers ( $\beta$ ) et lourds  $\alpha$ ,  $p$ ,  $d$
- Rayonnements ionisants particuliers non chargés (neutron).

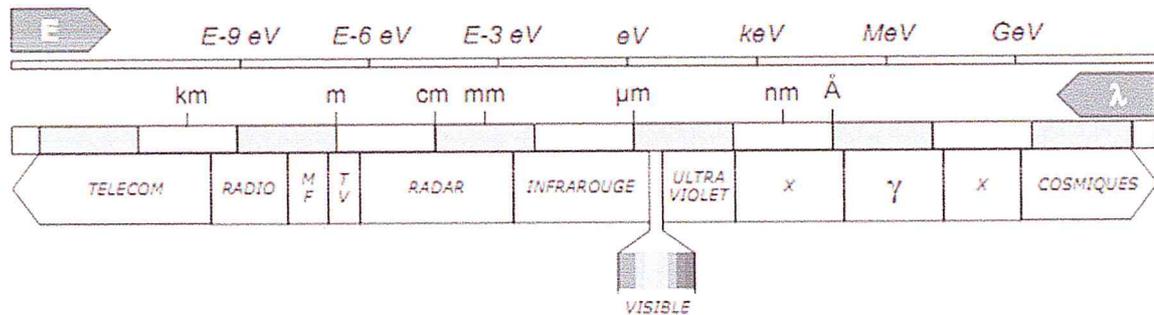
L'interaction des rayonnements avec la matière dépend de la nature des rayonnements incidents et de leur énergie ainsi que du milieu traversé lui-même.

### **I.2. Les rayonnements ionisants électromagnétiques (RX) :**

#### **I.2.1. Les rayons X :**

Les rayons X sont des rayonnements électromagnétiques de haute fréquence (Figure I.1). L'énergie des RX est de quelque eV à plusieurs dizaines de MeV [JIM07], ce qui lui donne l'aspect très pénétrant pour atteindre plusieurs centaines de mètres dans l'air [JIM07]. Les propriétés des rayons X sont utiles dans différents domaines tels que la médecine ou l'industrie, parmi ces propriétés, leur propagation qui s'effectue en lignes droites et leur faible pouvoir d'ionisation. Ces rayonnements (RX) traversent facilement

l'organisme, ils peuvent être stoppés par quelques millimètres de plomb. En radiodiagnostic et en radiographie des énergies de l'ordre de 10 à 300 keV.

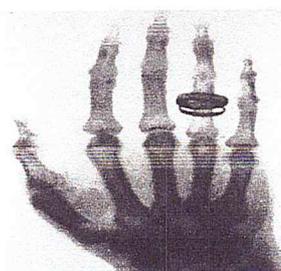


**Figure I.1.** Spectre des rayonnements électromagnétiques.

Les applications des rayons en médecine occupent une place importante que se soit pour la thérapie (traitement de cancers) que pour l'imagerie médicale (la radiologie conventionnelle, la radiologie interventionnelle). 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 interventionnels.

### I.2.2.L'historique des rayons X :

La découverte des rayons X par W. Röntgen en novembre 1895 donna naissance à la radiologie et bien d'autre spécialité .A cet effet la premier radiographie réalisée fut celle de la main de Madame Röntgen munie de son alliance (Figure I.2). L'invention du tube à rayon X par W. D COOLIDGE a été réalisé en 1916 par conséquent le premier modèles COOLIDGE de tube RX a été fabriqué en 1920, depuis ce temps de nombreuses évolutions ont eu lieu [JIM07].



**Figure I.2:** La première radiographie de la main de Mme Röntgen

### I.2.3. L'origine des rayons X :

Les rayons X sont des rayonnements ionisants électromagnétiques de même nature que les photons gamma, ils sont différents par leur origine. Les rayons X sont produits quand des électrons hautement énergétiques interagissent avec la matière et convertissent leur énergie cinétique en rayonnement électromagnétique. Le principe de l'appareil qui réalise ce processus est resté le même depuis la découverte des rayons X en 1895 par Röntgen [JIM07]. Les photons gamma sont issus du noyau de l'atome, alors que les rayons X prennent naissance au niveau du cortège électronique ou dans le champ électronique qui entoure le noyau.

Ils résultent des interactions des électrons avec la matière, qui peuvent prendre deux formes selon l'énergie des électrons et la nature du milieu traversé :

- Les interactions des électrons avec le noyau, qui créent un rayon X de freinage ce qui est le cas d'un tube RX utilisé en radiologie interventionnelle.
- Les interactions des électrons incidents avec les électrons de cortège électronique donnant lieu à une ionisation ou à une excitation, dont la conséquence directe sera un réarrangement du cortège et donc des rayons X.

#### I.2.3. a. Le rayonnement de freinage (Bremsstrahlung) :

Quand un électron passe à proximité d'un noyau, il est dévié de sa trajectoire initiale par la force d'attraction coulombienne due aux protons du noyau chargés positivement. L'électron ainsi soumis à une décélération va perdre de l'énergie cinétique sous forme d'un rayonnement X (Figure I.3). La distance de l'électron au noyau étant plus ou moins importante, les rayons X émis auront une énergie variable, comprise entre 0 et  $E_{\max}$  où  $E_{\max}$  est l'énergie de l'électron incident.

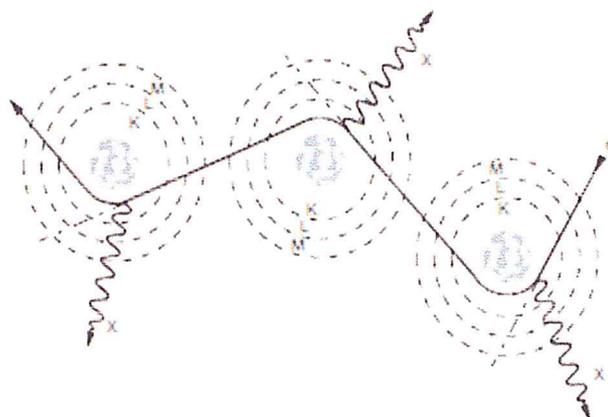


Figure I.3 : Production des rayons X par freinage .

Ce type d'interaction par freinage se produit pour des électrons d'énergie élevée. Il est d'autant plus important que le milieu dans lequel il se produit ait un numéro atomique important.

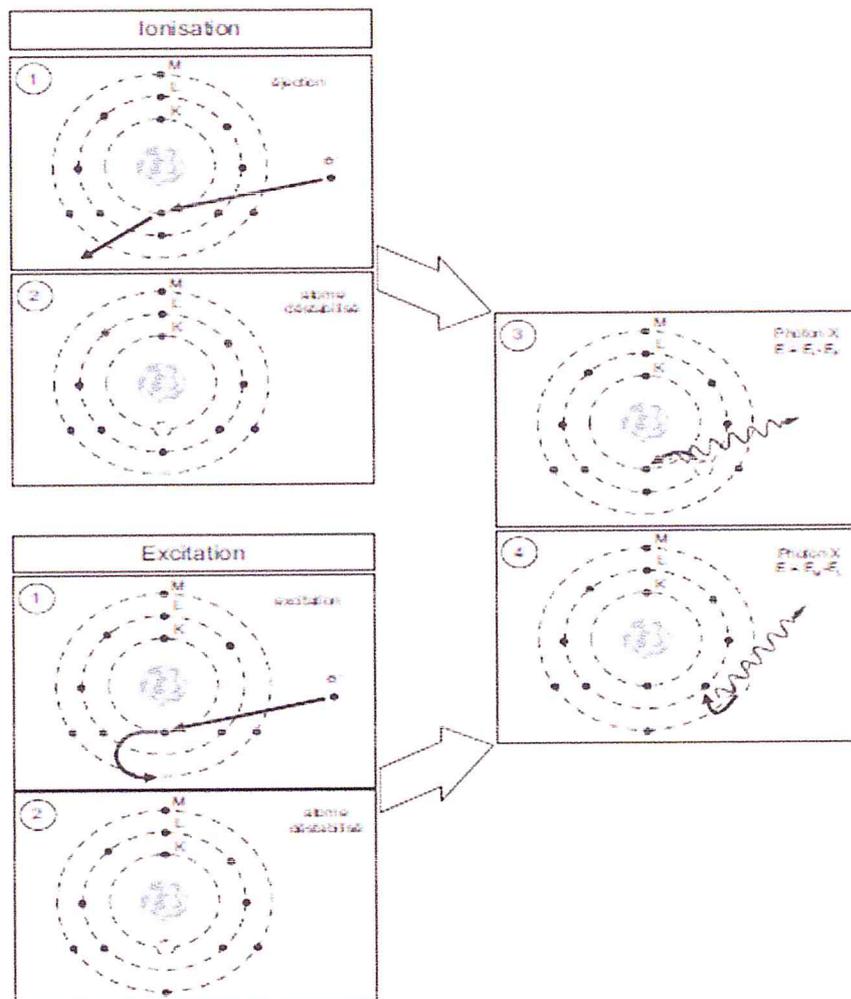
### I.2.3. b. Réarrangement du cortège électronique :

Quand un électron incident passe à proximité d'un électron du cortège électronique de l'atome, il va céder une faible partie de son énergie cinétique à cet électron. Deux cas sont alors possibles (Figure I.4) :

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

les électrons situés sur des couches électroniques différentes ne possèdent pas la même énergie de liaison.

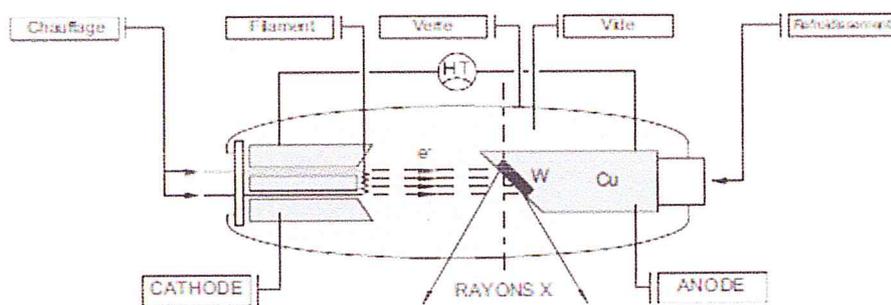
Lors de chaque transition il y aura donc libération d'un excès d'énergie sous forme d'un rayonnement électromagnétique .Ces photons sont appelés rayons X de réarrangement, ou rayons X de fluorescence. Le réarrangement du cortège électronique impliquant plusieurs transitions électroniques, les rayons X alors seront produits en cascade .



**Figure I 4 :** Phénomènes de production des rayons X par réarrangement du cortège électronique

Pour disposer de faisceaux de rayons X utilisables, le procédé technologique consiste à créer des électrons et à les envoyer sur une cible pour obtenir des rayonnements de freinage en grand nombre. Un courant électrique (mA) circule dans un filament et crée des électrons

par chauffage (effet thermo-ionique). Ce filament constitue la cathode du tube à rayons X ; il est porté à un potentiel négatif. Les électrons formés sont accélérés par une haute tension (kV) appliquée entre la cathode et une cible, ou anode (parfois aussi appelée anticathode), qui est portée à un potentiel fortement positif pour attirer les électrons. L'ensemble est placé dans une ampoule en verre dans laquelle est réalisé un vide poussé pour éviter la dispersion des électrons (Figure I.5). En ce qui concerne la radiologie interventionnelle le voltage utilisé est de l'ordre de [60 kV -150 kV] [BOR11].



**Figure I.5 :** Le principe de tube RX

Pour favoriser la production de rayonnement de freinage, l'anode est constituée d'un matériau de numéro atomique élevé résistant à la chaleur. Le tungstène, de numéro atomique 74 (et de symbole chimique W) répond bien à ces deux exigences et constitue très souvent la cible des tubes à rayons X. Selon les applications envisagées, celle-ci peut être également en molybdène, or, cuivre, fer, cobalt . . . Le rendement de la cible en rayonnement de freinage reste toujours limité (2 %). Les nombreuses ionisations et excitations créées par les électrons dans la cible produisent une importante élévation de température. Celle-ci est donc souvent enchâssée dans du cuivre pour assurer la diffusion de la chaleur et nécessite un refroidissement par air, huile ou eau.

L'anode est le plus souvent inclinée par rapport à la direction des électrons et les rayons X sont émis préférentiellement dans un cône dont l'axe dépend de la pente de l'anode. Les rayons X traversent la paroi du tube et sortent par une fenêtre en matériau légère

(béryllium ou aluminium) aménagée dans la gaine plombée qui entoure le tube. Cette fenêtre va arrêter une partie des rayons X, en particulier ceux qui auront une énergie faible. De plus, pour limiter le faisceau à sa partie utile, un collimateur est placé après la fenêtre de sortie. Les divers matériaux traversés par le faisceau qui sort du tube constituent la « **filtration inhérente** ». Il est possible, pour transformer le spectre en énergie du faisceau, d'interposer une filtration supplémentaire en sortie de tube : c'est la filtration additionnelle (voir le § I.5)

## I.4. Spectre de rayons X :

### I. 4.1. Rayonnement caractéristique :

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

- Le spectre continu des rayonnements de freinage, de 0 à  $E_{\max}$  ;
- Le spectre de raies caractéristiques liées au réarrangement du cortège électronique.

Ce spectre global peut être représenté de deux manières :

- En fonction des longueurs d'onde, comme il est illustré sur la figure I.6, le spectre présentera alors une longueur d'onde minimale

$$\lambda_{\min} = h \cdot c / E_{\max} \quad (\text{I. 1})$$

**c** : Vitesse de la lumière ( $c = 3 \times 10^8$  m/s).

**h** : Constante de Planck ( $6,63 \cdot 10^{-34}$  J .s ).

- En fonction de l'énergie : l'énergie des rayons X ne pourra pas dépasser une valeur maximale  $E_{\max}$  correspondant à la haute tension appliquée (Figure I.7).
- En aucun cas l'énergie du photon X de freinage ne peut être supérieure à celle de l'électron qui lui a donné naissance :

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

Ou  $E_{\max}$  (en k eV) = haute tension (kV) .

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

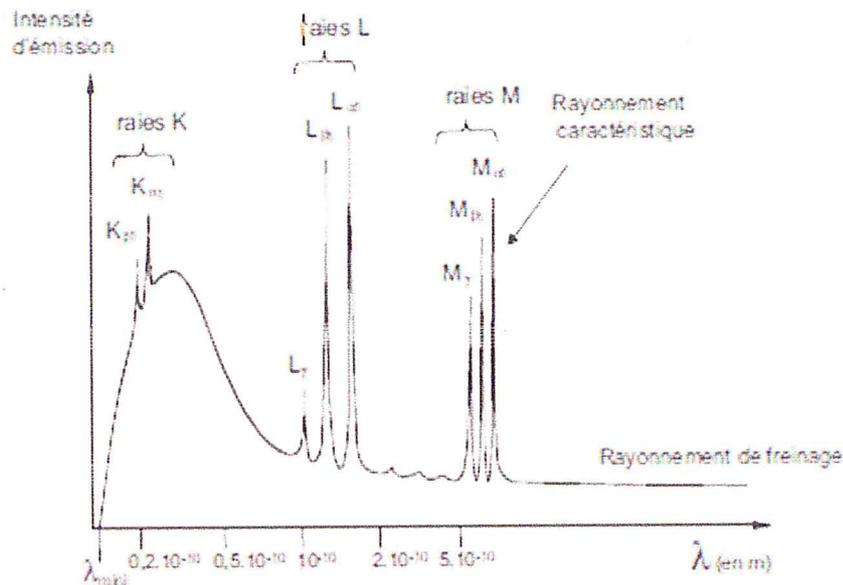


Figure I.6 : Exemple d'un spectre de rayons X, représenté en fonction de la longueur d'onde.

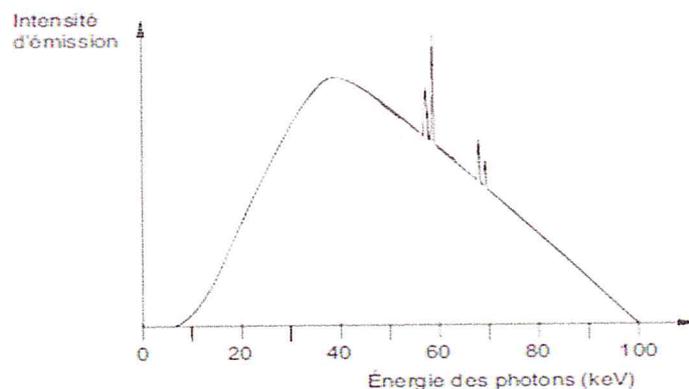


Figure I.7: Exemple d'un spectre de rayons X, pour une haute tension de 100 kV, représenté en fonction de l'énergie.

Une partie importante du spectre de rayons X émis par l'anode est composée par de basses énergies, qui sont absorbées par le corps du patient en particulier en radiologie et n'atteignent pas le récepteur d'image. De ce fait, une filtration appropriée doit être utilisée

d'autres paramètres tels l'intensité (en mA), le temps de pose (en s). et la filtration totale (inhérente + additionnelle) (tableau I.1) ainsi que la nature de l'anode qui modifient la forme du spectre.

Pour caractériser pleinement un spectre de rayons X, il conviendra de déterminer la couche de demi- atténuation du faisceau ici donner la définition dans le cas d'un faisceau de rayons X issus d'un tube : la couche de demi-atténuation ou CDA représente l'épaisseur d'écran nécessaire pour diviser par 2 le débit de dose du faisceau. Elle dépend de l'énergie des rayons X donc de la haute tension et de la filtration. Le tableau I.1 donne des exemples de CDA pour les différents faisceaux de rayons X dans le domaine médical qui peuvent être utilisées pour calculer les protections des locaux.

	Filtration totale (aluminium)	CDA (béton)	CDA (plomb)
HT			
60 kV	3 mm	3 mm	0,03 mm
100 kV	3 mm	15 mm	0,24 mm
140kV	3 mm	22 mm	0,28 mm

**Tableau I.1 :** Exemples de couche de demi-atténuation (CDA) pour divers faisceaux de rayons X [JIM07].

Il est parfois nécessaire de connaître la 2<sup>ème</sup> CDA du faisceau, épaisseur d'écran supplémentaire qui permettra de diviser une nouvelle fois par 2 le débit de dose. Or, l'écran interposé dans le faisceau pour mesurer la 1<sup>re</sup> CDA agit comme un filtre et durcit le faisceau. C'est pourquoi la 2<sup>e</sup> CDA d'un faisceau de rayons X est toujours supérieure à la 1<sup>re</sup> CDA, comme le montre le tableau I.2.

HT	Filtration additionnelle	1 <sup>re</sup> CDA	2 <sup>e</sup> CDA
60 kV	0,3 mm cuivre	0,18 mm cuivre	0,21 mm cuivre
110 kV	2 mm cuivre	0,96 mm cuivre	1,1 mm cuivre
250kV	4 mm étain	4,2 mm cuivre	4,4 mm cuivre

**Tableau I.2 :** Exemples de couche de demi-atténuation (CDA) pour divers faisceaux de rayons X, la filtration inhérente du tube étant égale à 4 mm d'aluminium (Norme NF-ISO 4037-1 – 1996)

**matiere :**

### I.6 .1 .Les interactions des photons RX avec la matière :

De par leur absence de masse, les rayonnements électromagnétiques sont très pénétrant dans la matière .Ces derniers sont également appelées « rayonnements indirectement ionisants ». En effet, lors d'interaction des RX avec la matière, ces derniers mettent en mouvement des électrons lesquels vont ioniser la matière selon les phénomènes ionisation et excitation dans une gamme d'énergie utilisée en particulier la radiologie interventionnelle qui est de l'ordre de 20 à 150 keV. Dans notre cas, on se limitera aux deux processus d'interaction entre les rayonnements électromagnétique RX et la matière :

- L'effet photoélectrique.
- L'effet Compton
- L'effet Auger .

#### a. L'effet photoélectrique

L'effet photoélectrique fut décrit et modélisé pour la première fois par Albert Einstein en 1905. Il fut l'un des premiers grands succès de la toute jeune mécanique quantique et valut à son auteur le prix Nobel de physique (1921). Dans ce phénomène, le rayonnement incident transfère toute son énergie à un électron atomique de la substance traversée ; celui-ci est alors expulsé de son atome avec une certaine énergie cinétique (**Figure I.9**). La valeur de l'énergie cinétique  $E_c$  est donnée par la relation suivante :

$$E_c = E_\gamma - E_L \quad \text{(I.3)}$$

Où :  $E_\gamma$  est l'énergie du rayonnement électromagnétique incident (ici un rayon  $\gamma$ )

$E_L$  : est l'énergie de liaison de l'électron atomique à sa couche électronique.

Sous réserve que l'énergie du rayonnement électromagnétique (RX) soit suffisante, plus l'énergie de liaison est grande, plus ce phénomène est probable. Les effets photoélectriques correspondent donc à des ionisations des couches électroniques très liées ( $K$  ou  $L$ ) des atomes qui se réorganisent en émettant des rayonnements secondaires électromagnétiques  $X$ .

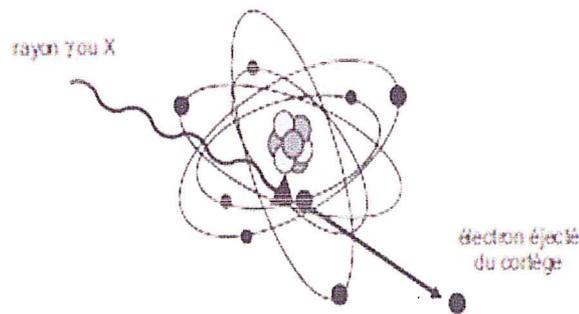


Figure I.9 : Le phénomène l'effet photoélectrique

### b. L'effet Compton :

Cet effet a été prédit par Einstein et calculé en 1922 par Compton .La diffusion élastique Compton consiste en l'absorption d'une partie seulement de l'énergie d'un photon incident par un électron atomique ou par un électron libre. Dans le premier cas, comme dans l'effet photoélectrique, cet électron atomique est ionisé et emporté sous forme d'énergie cinétique la différence entre l'énergie perdue par le photon et l'énergie d'ionisation (figure I.9). En revanche, le photon incident ne perdant pas toute son énergie, un photon sera émis après l'interaction, portant une énergie  $E_\gamma'$  plus faible que celle du photon incident  $E_\gamma$  (relation I.4) et se dirigeant dans une direction en général différente de la direction initiale (figure I.10).

$$E_\gamma = E_\gamma' + E_C \quad (I.4)$$

En écrivant les lois de conservation de la quantité de mouvement et de l'énergie, on peut constater que la direction  $\theta$  et l'énergie  $E_\gamma' = h c / \lambda_f$  du photon diffusé sont liées par la relation suivante (I.5) , où  $m$  est la masse de l'électron :

$$\lambda_f - \lambda_i = (h / m_e c)(1 - \cos(\theta)) \quad (\text{I.5})$$

$$E_\gamma = \frac{E_\gamma}{1 + \frac{E}{m_e c^2}(1 - \cos\theta)} \quad (\text{I.6})$$

$\lambda_f$ : Longueur d'onde finale du photon (m)  $c^2$

$\lambda_i$ : Longueur d'onde initiale du photon (m) .

$m_e$ : Masse de l'électron (  $9,11 \cdot 10^{-31}$  kg ).

Ce qui pose problème en radiologie interventionnelle, nous considérons ce processus comme défavorable du point de vue de la radioprotection.

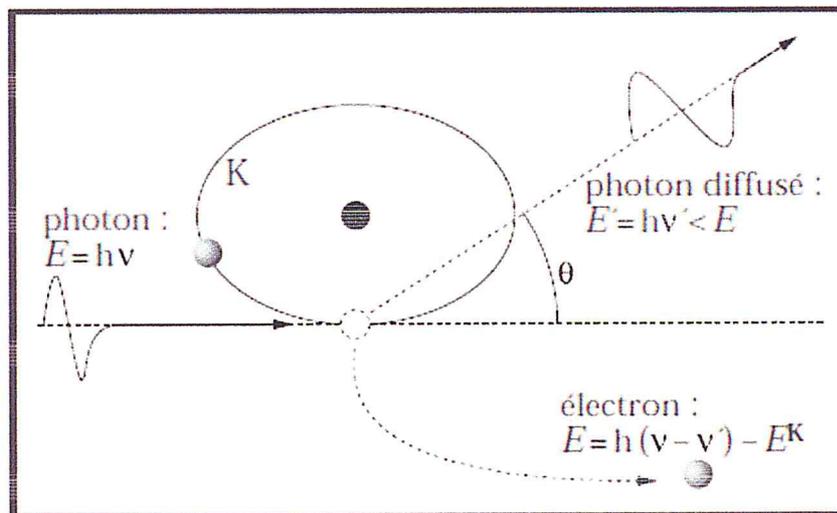


Figure I.10 : Illustration de la diffusion d'un photon par effet Compton .

### c . L'effet Auger :

L'effet Auger est un processus atomique découvert une première fois en 1922 par Lise Meitner mais dont la première étude complète a été faite par le physicien Pierre Auger en 1925. Il consiste en l'émission par des atomes de ce qu'on appelle des électrons Auger. Initialement, un électron d'une couche profonde est éjecté d'un atome par effet photoélectrique sous l'action de rayons X. Un autre électron d'une couche supérieure descend pour occuper la place vacante et ce processus de désexcitation s'accompagne de l'émission

d'un photon. Cette transition électronique produit alors soit purement et simplement un photon X, en l'occurrence lié à la fluorescence X soit l'émission d'un autre électron de l'atome ayant absorbé ce photon X. C'est précisément cet électron que l'on appelle un électron Auger. Ce phénomène est utilisé pour faire des analyses élémentaires de surface : c'est la spectrométrie Auger.

### I.6.2. La contribution des effets d'interaction des photons avec la matière :

Pour un milieu quelconque, il existe pour chacun des trois effets un domaine d'énergie ou il est prépondérant c'est -à-dire le nombre d'interaction correspondantes l'emporte sur celui des deux autres. Ainsi pour certains matériaux tel que le plomb, le tungstène et le PMMA utilisés souvent comme écrans de protection contre les rayonnements ( $\alpha$ ,  $\beta$ ,  $\gamma$ , RX) soit en Radiologie interventionnelle ou ailleurs, on se base sur ces trois effets (Figure I. 12).

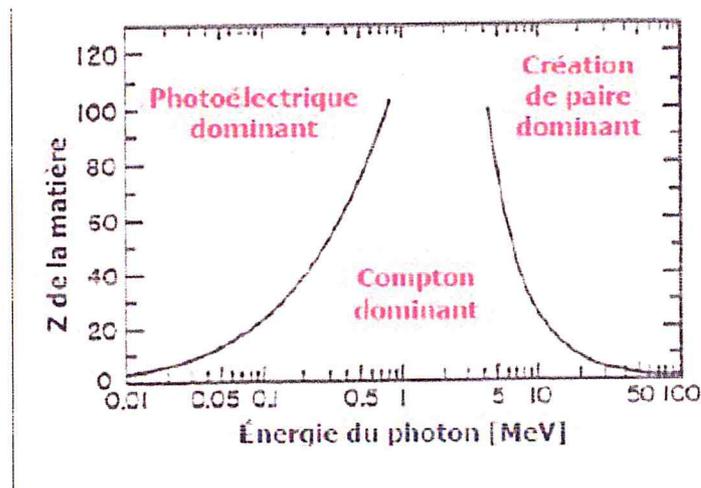


Figure I.11 : Probabilités de réalisation des effets photoélectrique, Compton et de production de paires dans les tissus biologiques en fonction de l'énergie.

Il apparaît sur cette figure que :

- ✚ L'effet photoélectrique prédomine aux basses énergies entre [0.01 et 0.1] MeV. La probabilité d'occurrence est une fonction décroissante de l'énergie du rayonnement incident ;
- ✚ L'effet Compton est l'effet prédominant aux énergies intermédiaires entre [0.1 et 1] MeV et la valeur du facteur  $\mu$  varie relativement peu en fonction de l'énergie.
- ✚ La probabilité d'occurrence de l'effet de production de paires, au-dessus de son seuil d'apparition de 1,022 MeV, est une fonction croissante de l'énergie.

Pour les énergies des rayonnements  $\gamma$  émis de 0,1 à quelques MeV, on peut constater que l'effet Compton est le mode d'interaction privilégié ou prépondérant dans les tissus biologiques.

## **I.7. La dosimétrie des rayonnements ionisants :**

La dosimétrie désigne l'ensemble des techniques de mesure et de modélisation qui permettent l'évaluation de l'énergie déposée par un rayonnement ionisant (directs ou indirects) par unité de masse dans un matériau tel que l'air, tissu vivant ...

Pour rendre compte globalement des interactions et des effets des rayonnements sur la matière en particulier les tissu biologique, des grandeurs spécifique sont utilisées :

- Les grandeurs primaires (physiques et dosimétriques).
- Les grandeurs opérationnelles.
- Les grandeurs de protection (limitations)

### **I.7.1. Les grandeurs physiques et les grandeurs de radioprotection :**

Les grandeurs physiques sont des grandeurs accessibles quantitativement par le calcul ou par la mesure. On distingue parmi ces grandeurs:

Les grandeurs radiométriques servant à caractériser le champ de rayonnement.

- ✚ Les grandeurs dosimétriques servant à caractériser l'effet physique des rayonnements sur la matière en terme d'énergie transférée ou de dépôt d'énergie.

Les principales grandeurs sont les suivantes :

a. KERMA ( $K_a$ ) :

La quantité dénommée kerma <<Kinetic Energy Released in Matter >> a été définie pour les rayonnements indirectement ionisants. Le kerma est le quotient de la somme des énergies cinétiques initiales de toutes les particules chargées mises en mouvement par les rayonnements indirectement ionisant dans le volume de référence de masse ( $dm$ ) se qui est illustré sur la Figure (I.12) . Il traduit le premier acte de transfert d'énergie, à savoir la mise en mouvement par collision des particules secondaires, il correspond à l'énergie transférée en (a) et se définit par la relation :

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (I. 7)$$

$E_{tr}$  : représente la somme des énergies cinétiques initiales de toutes les particules chargées mise 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).

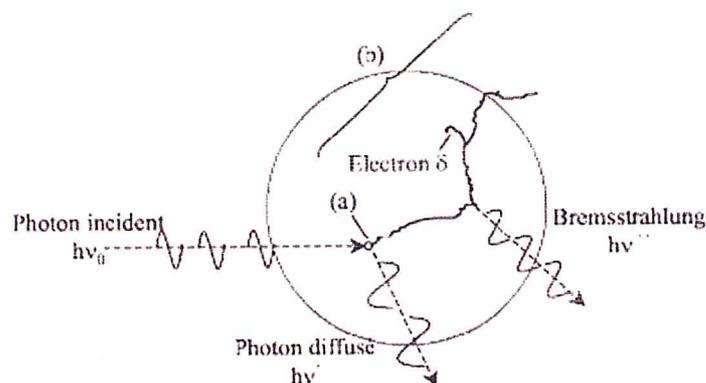


Figure I. 12 : Représentation schématiquement du transfert d'énergie d'un photon dans le milieu traversé

**b. Le débit de KERMA :** est le quotient  $dK$  par  $dt$  où  $dk$  est la variation du KERMA pendant l'intervalle de temps  $dt$ .

$$\dot{K} = \frac{dK}{dt} \quad (\text{I.8})$$

Unités :  $\text{J/kg} \cdot \text{s}$  soit le  $\text{Gy/s}$

D'un point de vue pratique, on utilise plus généralement le  $\text{mGy/h}$  ou  $\mu\text{Gy/h}$

### c. La fluence ( $\Phi$ ):

#### c.1. La fluence particulaire :

Elle représente le nombre de particule  $dN$  par unité de surface  $dA$ , plus généralement employée pour des faisceaux de proton, neutron. Cette quantité sert à décrire un faisceau de rayonnement ionisant mono énergétique [ATT 86] :

$$\bar{\Phi} = \frac{dN}{dA} \quad (\text{I.9})$$

L'unité de la fluence particulaire s'exprime en (particules / $\text{cm}^2$ )

#### c. 2. La fluence énergétique :

Elle représente le rapport de l'énergie radiante  $R$  (transportée par les  $dN$  particules) à la surface  $dA$  du plan diamétral de la sphère :

$$\Psi = \frac{dN}{dA} E \quad (\text{I.10})$$

$$\Psi = \bar{\Phi} \cdot E \quad (\text{I.11})$$

L'unité :  $\text{J.m}^{-2}$

### d. La dose absorbée

La dose absorbée  $D$  est définie par le quotient  $dE$  par  $dm$ , où est l'énergie moyenne cédée par le rayonnement ionisant à la matière, dans l'élément de volume  $dV$  de masse  $dm$ .

$$D = \frac{dE}{dm} \quad (\text{I.12})$$

Pour l'unité de dose absorbée un nom spécial, le gray, symbole Gy. Le débit de dose absorbée  $\dot{D}$  est le quotient de  $dD$  par  $dt$ , où  $dD$  est l'augmentation de dose absorbée dans l'intervalle de temps  $dt$ . [DUT82]

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} [\text{Gy} \cdot \text{s}^{-1}] \quad (\text{I.13})$$

### I.7.2 . Les grandeurs de protection (limitation) :

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, elle permet d'établir des limites réglementaires d'exposition des travailleurs et du public ainsi que de vérifier le respect de ces limite dans le cadre de radioprotection définie par la CIPR 60.

#### a. La dose absorbée à l'organe $D_T$ :

C'est l'énergie totale transmise à un tissu ou un organe T par la masse de tissu ou cet organe, est donné par la relation :

$$D_T = \frac{\varepsilon_T}{m_T} \quad (\text{I.14})$$

Unité : Gy ou Joule / Kg

$m_T$  : est la masse de ce tissu ou de cet organe

$\varepsilon_T$  : est l'energie total transmise à un tissu ou organe T

**b. La dose équivalente à l'organe :**

La dose équivalente dans un organe ou un tissu,  $H_T$ , est définie par la dose absorbée moyenne,  $D_{T,R}$ , dans le volume d'un organe ou d'un tissu spécifié, T, due à un rayonnement de type R ou dans une autre région cible spécifiée du corps. Le rayonnement R est défini par le type et l'énergie du rayonnement, soit incident sur le corps soit émis par des radionucléides résidant dans le corps.

$$H_T = \sum_R W_R D_{T,R} \quad (I.15)$$

Où  $W_R$  : Le facteur de pondération pour le rayonnement R est un nombre sans dimension tenant compte de la nocivité du rayonnement. (Voir le tableau I.3).

$D_{T,R}$  : La dose absorbée moyenne au niveau du tissu ou un organe T.

La dose équivalente est exprimée en Sievert,  $1\text{Sv} = 1 \text{ J. Kg}^{-1}$ . [ICRP90] .Les caractéristiques de  $W_R$  sont suivantes :

Type de radiation	Énergie	$W_R$
<b>Photons de toute énergie</b>		1
<b>Électrons de toute énergie</b>		1
<b>Neutron</b>	$E < 10\text{KeV}$	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
<b>Protons autres que les protons de recul, d'énergie <math>&gt; 2\text{MeV}</math></b>		5
<b>Particules <math>\alpha</math>, produits de fission, noyaux lourds</b>		20

**Tableau I.3:** Facteurs de pondération  $W_R$  pour les rayonnements tels que définis dans la publication ICRP 60 [ICRP90]

### c. La dose efficace :

La dose efficace  $E$  est une grandeur relative au corps entier qui tient compte des sensibilités individuelles de chaque organe. La dose équivalente à l'organe  $H_T$  est pondérée par un facteur tissulaire  $W_T$ , indépendant de l'énergie et du type de rayonnement, représentant la radiosensibilité de l'organe envisagé. La somme de ces facteurs  $W_T$  correspondant au corps entier est égale à l'unité. La dose efficace est définie par :

$$E = \sum_T W_T \sum_R W_R D_{T,R} = \sum_T W_T H_T \quad (\text{I.16})$$

$H_T$  : la dose équivalente à l'organe ou au tissu  $T$ , et  $W_T$  est le facteur de pondération pour un tissu  $T$ .

$D_{T,R}$  : la dose absorbée moyenne dans un tissu  $T$  délivrée par le rayonnement  $R$  [ICRP90].

Les valeurs de  $W_T$  regroupées dans le tableau I.4 suivant, résultent des dernières modifications réalisées par l'ICRP dans son rapport 60 [ICRP90]

Tissus	$W_T$
Moelle osseuse	0.12
Thyroïde	0.04
Poumon	0.12
Gonades	0.08
Seins	0.05
Corps entier	1

**Tableau I.4:** quelques valeurs pour le coefficient  $W_T$  de certains tissus[ICRP90]

### I.7.3 .Grandeurs Opérationnelles :

Lorsque des personnes sont exposées aux rayonnements ionisants, il est généralement nécessaire de spécifier l'irradiation en terme numérique réelle et pour montrer que les limites réglementaires et les niveaux autorisés sont respectés.

L'ICRP dans son rapport 26 (ICRP77) [DIE94] a recommandé un système de spécification numérique fondé sur les équivalents de dose  $H_T$  reçue par diverse organes d'un individu sur la somme pondérée des équivalents de dose. Dans la plupart des cas, certains de ces organes l'équivalent de dose efficace  $E$  ne peuvent être mesurés et par conséquent elles doivent être estimés à partir des équivalents de dose déterminés en des endroits appropriés du fantôme adéquats. Ces équivalents de dose sont appelés grandeurs opérationnelles.

Par définition, une grandeur opérationnelle doit pouvoir être utilisée en métrologie et doit présenter, les caractéristiques suivantes [DIE94] :

- 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 existants et servir de grandeur de référence au cours des étalonnages.

- Être suffisamment proche, tout en lui restant supérieure, de la grandeur limitative qu'elle présente ; cela, pour toute énergie et tout angle d'incidence du rayonnement afin que le non dépassement des limites qui lui sont appliquées garantissent celui des limites établies pour les grandeurs limitatives.

Dans le concept de la surveillance dosimétrique, L'ICRU définit dans son rapport 39 (ICR85) [ISO06], des quantités opérationnelles pour la surveillance de zone ou de l'environnement et la surveillance individuelle  $H_p(d)$ ,  $H^*(d)$ ,  $H'(d,\Omega)$  représentant respectivement l'équivalent de dose individuelle, l'équivalent de dose ambiant et l'équivalent de dose directionnel.

### **I.7.3.1 .Sphère ICRU :**

La sphère ICRU il s'agit d'une sphère d'un matériau en équivalent tissu de 30 cm de diamètre. Le tissu ICRU (tissu mou) de densité :  $1\text{g/cm}^3$ , et de composition en masse : 76.2% d'oxygène, 11.1% de carbone, 10.1% d'hydrogène et 2.6% d'azote. La dimension retenue est du même ordre de grandeur que le corps humain [ISO06].

### **I.7.3.2. Équivalent de dose individuel (personnel) :**

L'équivalent de dose individuel  $H_p(d)$ , est l'équivalent de dose dans le tissu ICRU (tissu mou) à une profondeur appropriée,  $d$ , en dessous d'un point spécifié sur le corps humain.

Les profondeurs recommandées «  $d$  » pour cette quantité sont :

- $d=10\text{mm}$  pour la surveillance dosimétrique personnel de l'organisme entiers,  $H_p(10)$  dans un tissu qui convient pour les rayonnements fortement pénétrants (photons, neutrons,  $\beta > 14\text{MeV}$ ).
- $d=0.07\text{mm}$ ,  $3\text{mm}$  pour les rayonnements faiblement pénétrants (photons  $< 15\text{MeV}$ , neutrons,  $\beta < 3\text{MeV}$ ). Ces profondeurs recommandées respectivement sont pour l'équivalente de dose à la peau, des extrémités noté  $H_p(0.07)$  et au cristallin de l'œil  $H_p(3)$ . De plus, ces grandeurs peuvent être mesurées avec des dosimètres portés sur le corps (tronc, extrémités..)[ISO06].

### I.7.3.3. Équivalent 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 expansé et unidirectionnel correspondant dans la sphère ICRU à une profondeur de « d » sur le rayon vecteur à l'opposé de la direction du champ unidirectionnel. L'unité de l'équivalent de dose ambiant  $H^*(d)$  est le sievert (Sv). Cette grandeur convient pour les rayonnements fortement pénétrants (photons, neutrons,  $\beta > 14\text{MeV}$ ). La profondeur recommandée « d » pour la surveillance dosimétrique en terme de  $H^*(d)$  est de 10mm,  $H^*(d)$  peut alors s'écrire  $H^*(10)$ . La définition de  $H^*(d)$  suppose un instrument conçu pour que la rétrodiffusion soit prise en compte. [ISO06]

### I.7.3.4. Équivalent de dose directionnel $H'(d, \Omega)$ :

L'équivalent de dose directionnel,  $H'(d, \Omega)$ , en 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 dans une direction spécifiée  $\Omega$ . L'unité de l'équivalent de dose directionnel  $H'(d, \Omega)$  en SI est (J/ Kg). Le nom spécial est le Sievert (Sv). Cette grandeur convient pour les rayonnements faiblement pénétrants (photons  $< 15\text{MeV}$ , neutrons  $\beta < 3\text{MeV}$ ). La profondeur recommandée pour un rayonnement faiblement pénétrant on a  $d=0.07\text{ mm}$ ,  $H'(0.07, \Omega)$  dans le cas ou  $\Omega=0$ , cette grandeur peut s'écrire  $H'(0.07)$ . Dans le cas de la surveillance de la dose cristallin, l'ICRU a recommandé  $H'(3, \Omega)$  avec  $d=3\text{mm}$  [ISO06].

Le schéma descriptif de la figure I. 13 résume la relation entre les grandeurs physiques, les grandeurs dosimétriques, les grandeurs de protection (limitation) et les grandeurs opérationnelles.

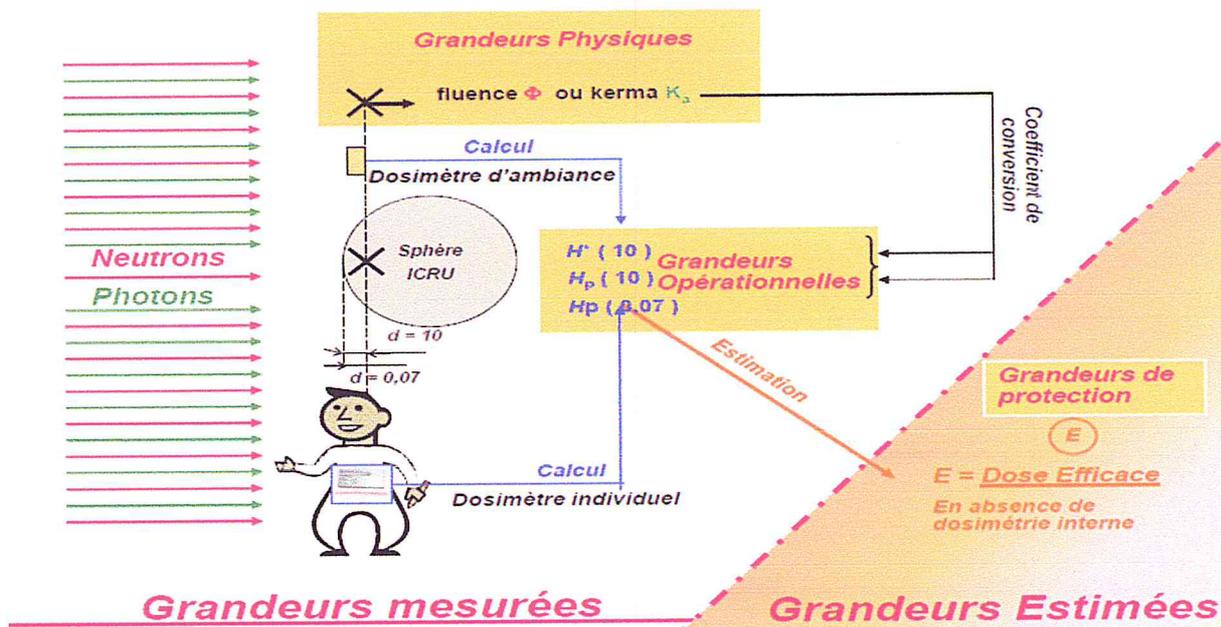


Figure I. 13 : Les relations entre les différentes grandeurs

## I.8. Dosimétrie individuelle externe :

### I.8.1. Dosimétrie du corps entier :

Toute personne professionnellement exposé aux radiations en Radiologie interventionnelle doit être surveillé individuellement à l'aide d'un dosimètre du corps entier approprié pour l'irradiation externe.

La dose d'irradiation externe doit être déterminée mensuellement pour le personnel de catégorie A et trimestrielle pour la catégorie B (voir le chapitre I). On détermine la dose en profondeur  $H_p(10)$  et la dose à la peau en surface  $H_p(0.07)$ . 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 en particulier la 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 en radioprotection (PCR) en calibration avec le médecin de travail et le chef service détermine

qui doit porter un second dosimètre. Enfin, la dose sera évaluée par le service de dosimétrie individuelle .

### **I.8.2. Dosimétrie d'extrémités :**

Lorsque la dose aux extrémités peut dépasser 50 mSv par année (par exemple lors d'examen de radiologie interventionnelle, de médecine nucléaire, cardiologie interventionnelle), un dosimètre des extrémités ou dosimètre-bague est porté. L'expert de radioprotection détermine qui doit porter un dosimètre des extrémités. Le dosimètre d'extrémités doit être porté, dans la mesure du possible, à l'endroit où la dose la plus élevée est attendue. [KLO10]

### **I.9 .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 reçus par le personnel exposé [KLO10]

### **I. 10.Type de dosimètre :**

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

**a. Le dosimètre photographie :** permet, non seulement de distinguer le type de rayonnement  $\beta$ , X ou  $\gamma$ , mais également la contribution de deux -trois plages d'énergie du rayonnement X ou  $\gamma$  à la dose en fonction de la filtration utilisée. Aussi, la détection des rayonnements ionisants s'effectue par la mesure de la densité optique du film (noircissement du film) suite au dépôt d'énergie par ces rayonnements dans les émulsions photographiques. Enfin, la densité optique est proportionnelle à la dose déposée dans la gamme de 0.1mSv à 18 mSv [AIEA 95].

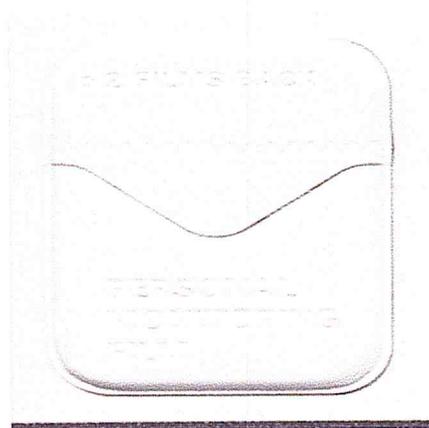


Figure I.14 : Le dosimètre photographique

**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  $\gamma$  absorbés [AIEA95]

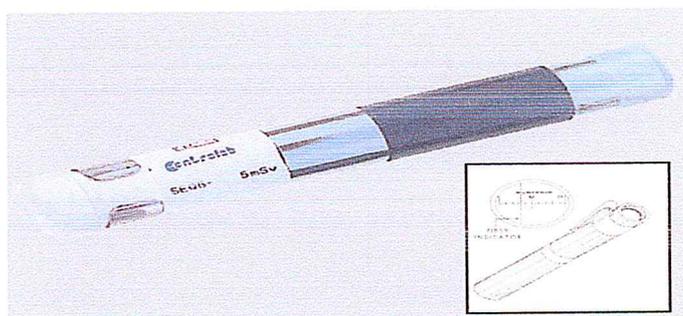


Figure I.15 : le stylo dosimètre à lecture directe

### c. Le dosimètre électronique :

Utilise les semi-conducteurs comme détecteurs, tel le sulfure de cadmium ou silicium. Ces derniers sont de dimensions réduites (50mmx70mmx17mm) et doté d'un affichage de la dose intégrée et /ou le débit de dose. Les dosimètres électroniques remplacent de plus en plus le stylo dosimètre car le seuil de dose peut être pré réglé pour déclencher lors du dépassement de celui-ci une alarme sonore et visuelle. De plus, la réponse en énergie de tels dosimètres est de 60 keV à 6.2 MeV [AIEA95]. Les dosimètres électroniques permettent de réaliser la dosimétrie opérationnelle dans le cas où la dose est susceptible de dépasser 500  $\mu\text{Sv}$  /semaine [KLO10].



Figure I .16: Un dosimètre électronique

#### d. Le dosimètre Thermoluminescents (TLD) :

Les détecteurs thermoluminescents sont plus utilisés en Radiologie Interventionnelle .Dans un cristal parfait, les électrons occupent un certain nombre de niveaux d'énergie discontinus. L'ensemble de ces niveaux énergétiques discrets, mais très serrés, constitue une bande d'énergie.

Les niveaux sont répartis dans des bandes permises et séparées par une bande interdite .Dans un cristal parfait, les électrons ne peuvent occuper aucun niveau énergétique situé dans une bande interdite.

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 .

#### I.11. Dosimétrie d'ambiance :

Le contrôle interne d'ambiance a pour objectif de s'assurer de la conformité des zones publiques attenantes à chaque salle disposant d'un générateur. Il permet, entre autres, de déceler des fuites éventuelles de générateur de rayons et en d'autres termes. Ces contrôles s'effectuent avec des dosimètres passifs, en continu, sur une période de 1 ou 3 mois. Sa présence à un poste de travail ne dispense en aucun cas le port des dosimètres passifs personnels. Pour éviter toute confusion, le dosimètre d'ambiance est identifié d'une manière différente des autres dosimètres (personnel et témoin). Un carré aux doubles lignes remplace la silhouette du porteur et indique qu'il s'agit d'un dosimètre d'ambiance. En aucun cas la dosimètre d'ambiance peut se substituer un dosimètre personnel

# Chapitre II

## Généralités sur la radiologie interventionnelle

## II. 1.Introduction :

La radiologie interventionnelle est un ensemble des actes médicaux invasifs diagnostiques et / ou thérapeutiques ainsi que les actes chirurgicaux qui utilisent des rayonnements ionisants à visée de guidage per-procédure . Cette pratique, est source de bénéfices incontestables pour le patient mais aussi de risques pour le personnel et les patients par rapport à l'exposition aux rayonnements. Ainsi, la présence des chirurgiens dans la salle d'intervention pour déclencher le générateur RX ou pour visualiser sous rayonnement lors des procédures des actes radioguidés augmente la probabilité d'exposition de ce personnel aux rayonnements diffusés du tube RX, ou ceux diffusés par le patient ou même par la table d'opération et d'autres accessoires se trouvant sur le trajectoire du faisceau. Par conséquent, la radiologie interventionnelle est considérée comme la technique médicale la plus à risque radiologique pour les opérateurs, en particulier au niveau de la main (les extrémités) et au niveau du cristallin [BOR 11].

De nombreuses études ont démontré l'impact des rayonnements ionisants sur l'apparition de la cataracte chez les cardiologues praticiens en radiologie interventionnelle .

De ce fait, la commission internationale de protection radiologique(CIPR) a conclu que le cristallin (lentille optique de l'œil) est probablement plus radiosensible qu'on l'imaginait, à savoir : le seuil de dose relatif au risque d'opacification du cristallin a été revu à la baisse, en passant de 5 Gy à 0,5 Gy [BOR 11]. Ainsi, la dose cumulée par le cristallin apparaissant décisive pour l'induction de la cataracte.

Dans ce chapitre , nous présentons d'abord l'historique ainsi que les dates qui ont marqué l'évolution de la radiologie interventionnelle .Suivi d'un aperçu sur les différentes maladies et les procédures qui peuvent être traitées en radiologie interventionnelle , les techniques d'imagerie utilisées ainsi que le principe physique et médicale de la radiologie interventionnelle , après nous présentons une évaluation des différents risques radiologique

rencontrés dans cette pratique à savoir les risques encourus par le personnel praticiens et par le patient . Ce chapitre se terminera par la présentation d'un mode d'organisation en matière de radioprotection dans un service de radiologie interventionnelle

## II .2 Historique :

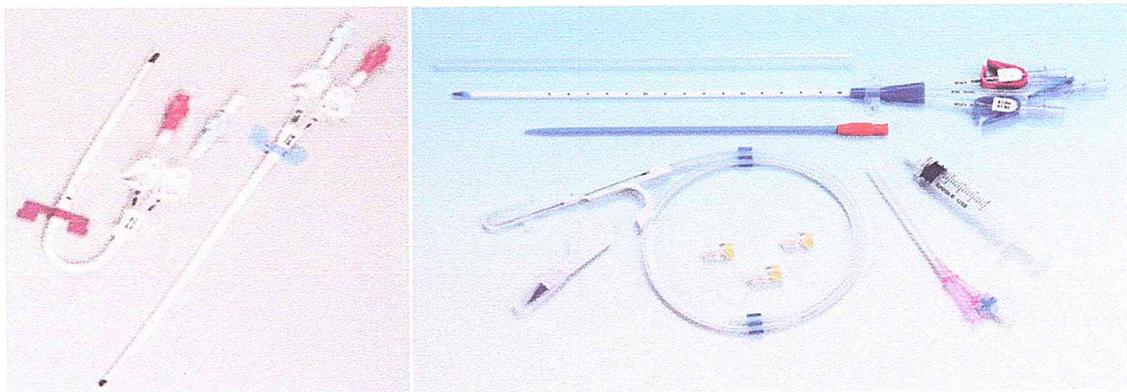
En 1953, un Médecin suédois, le Dr Sven-Ivar Seldinger y décrivait pour la première fois une méthode d'accès artériel après passage transcutané au moyen d'un cathéter, permettant la réalisation sur un patient conscient d'une angiographie du système artériel .

La première intervention thérapeutique a été réalisée chez l'homme en 1964 de type d'une angioplastie par voie transcutanée pour traiter une obstruction artérielle induite par une plaque d'athérome. En 1966, les premières techniques d'embolisation sont décrites pour traiter des tumeurs et des anomalies vasculaires de la moelle spinale, en bloquant leur apport vasculaire. Une année plus tard, en 1967, la technique d'angiographie coronaire Judkins est décrite ; le traitement de saignements gastro-intestinaux et artériels par voie vasculaire a été développé. En 1969, les premiers prototypes de stents et leur technique de mise en place par cathéter ont été introduits chez l'homme. Les premières bobines thrombogéniques d'obstruction se sont développées dans les années 1970. Entre 1977 et 1983, l'embolisation simple et la chimio-embolisation ont été utilisées pour le traitement de cancer hépatocellulaires et de métastases hépatiques. En 1982, sont développés les premiers shunts porto-systémiques intra-hépatiques artificiels ont été décrits afin d'améliorer le flux sanguin au niveau du foie endommagé lors de cirrhose ou d'hépatite .

En 1990, la radio-fréquence a permis l'ablation de tumeurs hépatiques, puis de tumeurs des tissus mous dans les années suivantes. En 1994, le stent coronaire positionnable par ballon encore utilisé aujourd'hui est implanté pour la première fois. Enfin, en 1999, une nouvelle technique d'ablation intra-vasculaire par laser a été développée pour le traitement de varices et de maladies veineuses.

### II.3. Les maladies et les procédures pratiquées avec la radiologie interventionnelle:

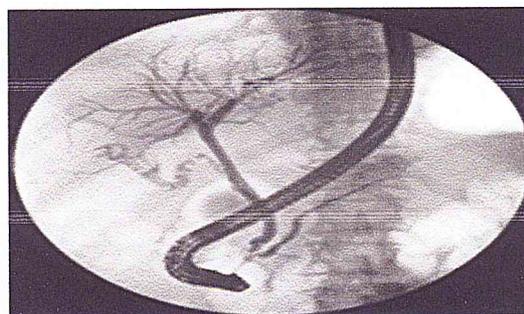
La radiologie interventionnelle est parmi les spécialités les plus pratiquées dans le monde, elle ne cesse de croître dans la prise en charge des patients et les traitements de nombreuses pathologies. Elle permet d'éviter des actes chirurgicaux pour réaliser des diagnostics et traiter les patients. En général se sont de petits cathéters et fils-guides (voir figure II.1) qui sont acheminés à travers des vaisseaux sanguins ou des organes dans un but thérapeutique. Le diamètre de ces cathéters (tubes) n'excède pas quelques millimètres.



**Figure II.1 :** Les différents cathéters utilisés en radiologie interventionnelle

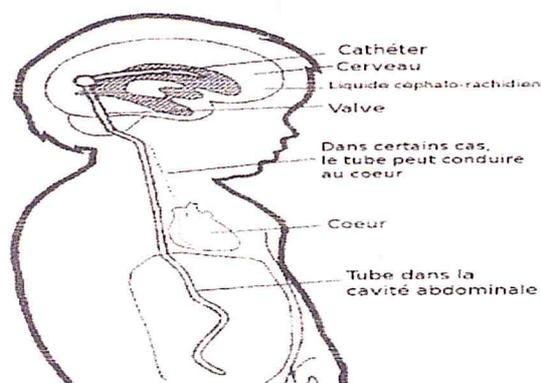
Les parties du corps pouvant être traitées en utilisant les techniques de radiologie interventionnelle sont :

- L'abdomen pour le traitement d'une pathologie au niveau de l'appareil digestive (les Intestins, l'estomac....), les reins, le foie ainsi que le pancréas (voir Figure II.2)



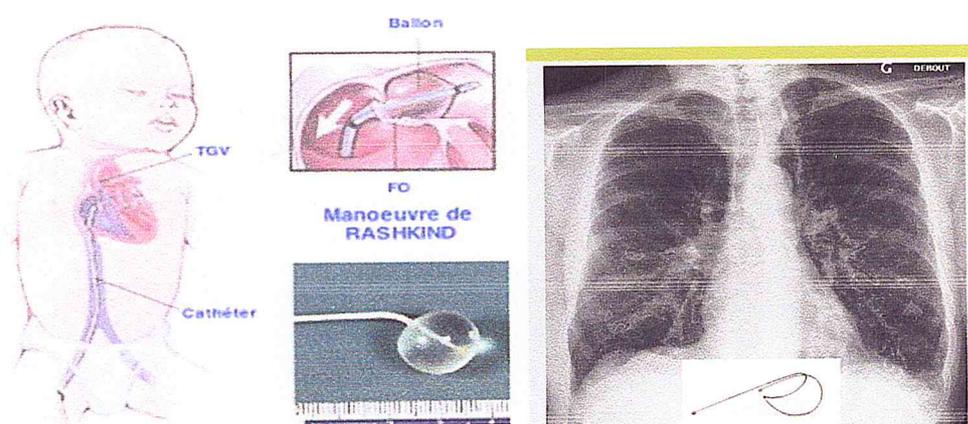
**Figure II.2 :** Le cathéter utilisé au niveau de l'arbre biliaire et du canal pancréatique

- Le système nerveux central (SNC) (cerveau, moelle épinière)



**Figure II.3 :** Le cathéter utilisé au niveau du cerveau par la voie fémorale

- La cage thoracique au niveau du Système respiratoire et le cœur (angioplastie ou coronographie).



**Figure II.4 :** Le cathéter utilisé au niveau du système respiratoire et en cardiologie

- Le système cardiovasculaire dans le cas de traitement des artères bouchées ou des veines dilatées).
- L'appareil musculo-squelettique (os, articulations, rachis)
- L'appareil génito-urinaire (organes reproducteurs, système urinaire).

#### II.4. Les techniques d'imageries utilisées en Radiologie interventionnelle :

La radiologie interventionnelle met en œuvre des techniques d'imageries destinées à la réalisation des actes thérapeutiques ou diagnostiques guidés. Ils sont généralement conduits par voie percutanée, sous anesthésie locale et/ou sédation, au moyen de dispositifs générant

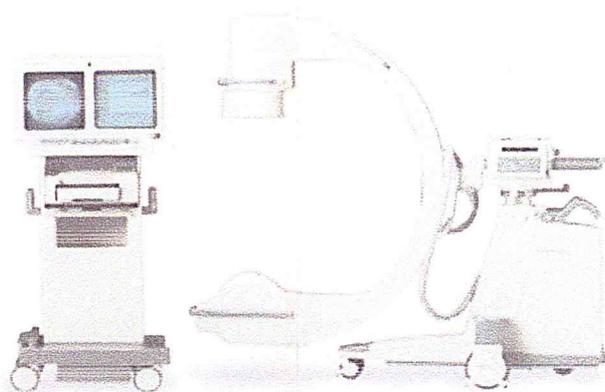
des rayonnements électromagnétique tel que les rayons X. Grace à l'avancée de la technologie et à la disponibilité de plus en plus d'une d'imagerie de haute qualité, la radiologie interventionnelle est en mesure de proposer un nombre croissant d'option thérapeutique et /ou diagnostique aux patients et aux praticiens à savoir : l'imagerie par résonance magnétique (L'IRM), les scanners, les échographies , la radiographie et la radioscopie(conventionnelle ou à amplificateur de luminance) . L'ensemble de ces techniques permettent même de guider le médecin lors d'une ponction biologique ou de l'insertion d'un dispositif thérapeutique. Ces dernières sont utilisées dans de nombreux domaines tel que la cancérologie, la pédiatrie, la neurologie, la gynécologie, l'urologie ...

#### **II.4.1. La radiographie :**

C'est la technique de référence, modèle de l'imagerie médicale par atténuation. Les rayons X sont des ondes électromagnétiques identiques aux ondes radio mais leur énergie est beaucoup plus grande. Les énergies usuelles en radiodiagnostic et en radiographie se trouvent dans l'ordre de 10 à 300 keV [JIM07], ce qui leur donne des propriétés particulières comme celle de traverser certains tissus. En associant cette propriété avec un procédé d'enregistrement des images, on obtient une radiographie. La formation d'une image radiologie consiste a placé entre le tube rayons X et le récepteur l'objet à explorer (voir la figure II.5). L'intensité de rayons X qui arrive sur le récepteur dépend de la densité des tissus traversés. De ce fait, le faisceau des rayons X subit différentes atténuations selon les structures traversées:

- Les parties osseuses donnant une couleur blanche sur la radiographie est due à une importante atténuation des RX.
- Les parties musculaires donnant une couleur plus grisâtre sur la radiographie, cela est due à une atténuation moins importante des RX.
- La partie remplie d'air tel que les poumons donnant une couleur noire sur

la radiographie, cela est due à une faible atténuation du faisceau RX traversé.

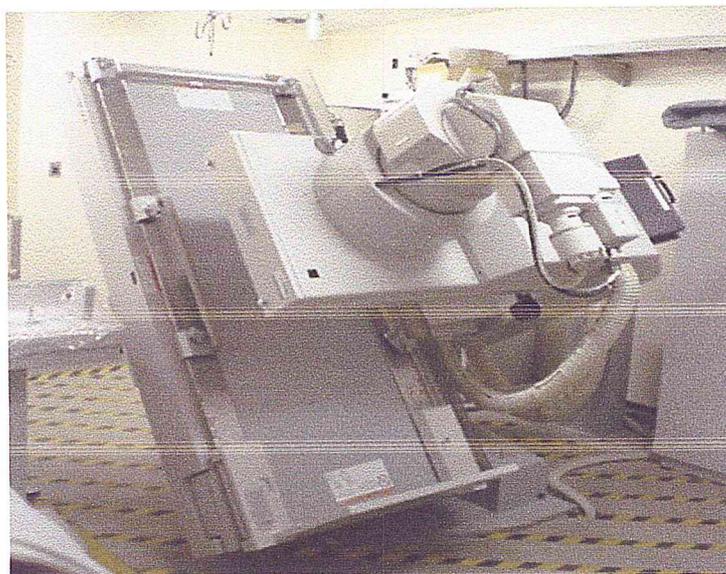


**Figure II.5:** L'appareil de radiographie utilisé en Radiologie interventionnelle

#### II.4.2. La Radioscopie :

La radioscopie ou la fluoroscopie est une modalité de la radiologie qui consiste à acquérir en instantané des images dynamiques de l'intérieur des structures. Cette technique est utilisée pour plusieurs types d'examens dont l'angiographie et principalement en salle d'opération avec des appareils mobiles pour vérifier la réparation d'un membre fracturé ; l'emplacement des électrodes d'un stimulateur cardiaque (pace maker); les canaux biliaires dans la chirurgie du foie.

Le système de fluoroscopie est constitué d'un générateur de rayon X capable d'émettre des rayons X pendant plusieurs minutes de manière continue ou de manière pulsée. L'image est acquise au moyen d'un amplificateur de brillance capable de fonctionner en acquisition continue (voir la figure II.6). Les images sont rapatriées en instantané vers un écran à partir duquel les opérateurs les analysent. L'utilisation de cette technique en radiologie interventionnelle n'est pas sans risque pour le patient et les opérateurs, puisque une dose d'ordre de 1 mSv par minute peut être reçue au cours d'une procédure .

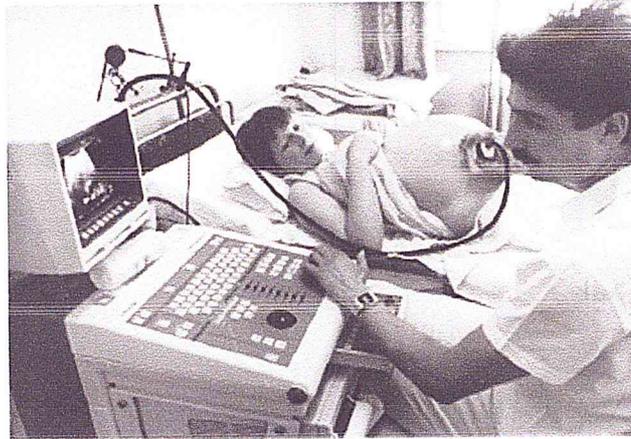


**Figure II.6:** L'appareil de radioscopie avec système d'acquisition d'images fluoroscopique

### II.4.3. L'échographie :

L'échographie consiste en l'utilisation des ultrasons pour étudier les organes internes sans risque d'irradiation contrairement à la radiographie ou la radioscopie. Ces ultrasons produits par un cristal piézo-électrique au niveau de la sonde, pénètrent à travers les organes « mous » et donnent lieu en retour à des échos, enregistrés par la même sonde et analysés par l'appareil pour former une image, en tenant compte des variations de vitesse sur leur parcours en fonction de la densité des tissus traversés, mais ils sont arrêtés par l'os et diffractés par l'air ce qui limite les possibilités d'étude aux organes « pleins » (voir la figure II.6).

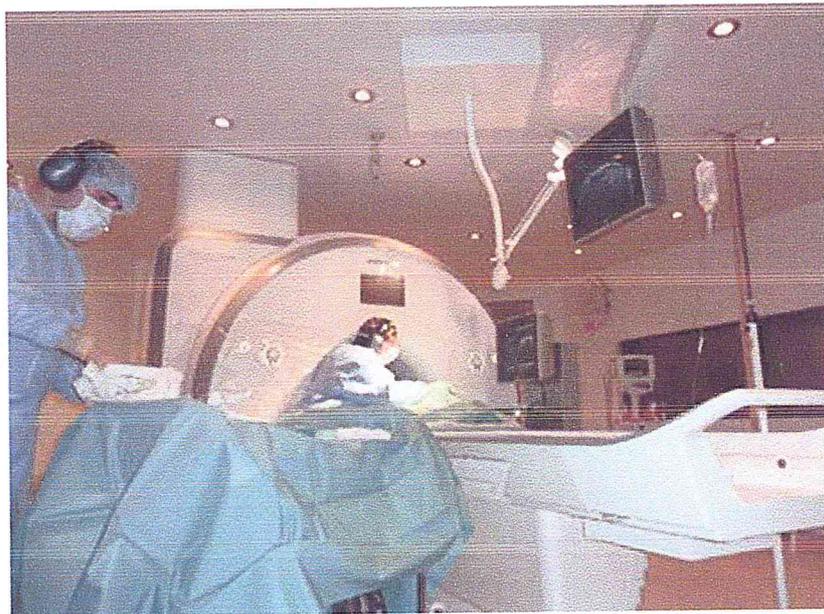
L'échographie est donc particulièrement intéressante chez la femme enceinte et chez le jeune l'enfant pour éviter le recours aux rayonnements ionisants. En diagnostic médical, les fréquences ultrasonores utilisées se rangent entre 2 et 10 MHz [SUP11] à l'équivalent d'énergie entre  $8.3 \cdot 10^{-12}$  et  $4.1 \cdot 10^{-11}$  keV. Les ondes ultrasonores ne sont pas ionisantes dans la mesure où l'énergie qu'elles déposent dans les tissus est insuffisante pour entraîner l'apparition d'ions ce que nous rassure du côté de radioprotection pour son utilisation en radiologie interventionnelle pour le patient et le personnel.



**Figure II.7:** L'appareil d'échographie

#### **II.4.4. Imagerie par résonance magnétique (IRM) :**

L'IRM est une exploration non irradiante n'utilisant pas les rayons X. Elle réalise des images en coupes du corps humain dans tous les plans de l'espace. Ces images de très haute qualité vont permettre au radiologue de guider précisément le geste interventionnel.

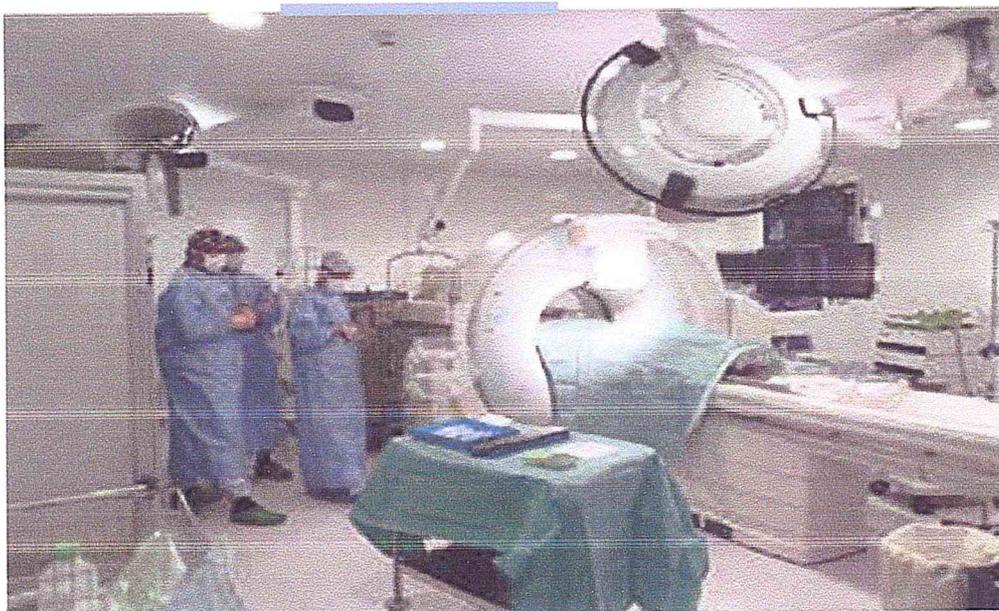


**Figure II.8:** L'appareil de guidage par IRM en radiologie interventionnelle

#### **II.4.5. Scanner Rayon X :**

Le scanner est une technique d'imagerie utilisant les rayons X. Lors des actes interventionnels, le scanner réalise des images en coupes fines qui permettent au radiologue

de guider et de positionner son aiguille avec une parfaite précision (voir la **Figure II.8**). Les images obtenues sont largement plus informatives que celles des radiographies classiques. Des capteurs remplacent le film radiographique à 4 valeurs, du noir au blanc (noir, gris sombre, gris clair et blanc), par le calcul informatique sur une échelle de 2 000 valeurs de gris, du noir au blanc, au moins [SUP 11]. L'information anatomique atteint une résolution infra millimétrique. L'information « de densité » relative à l'absorption des rayons X et retranscrite en valeurs de gris sur les images est considérablement améliorée par rapport aux radiographies et permet une étude détaillée des structures osseuses et des parties molles. De point de vue de radioprotection, l'utilisation de cette technique en radiologie interventionnelle pose un problème de radioprotection. De ce fait, de multiples précautions et équipements de protection individuel et collectifs doivent être utilisés dans l'objectif d'optimiser et de réduire au maximum l'irradiation des praticiens et des patients.



**Figure II.9:** L'utilisation du scanner utilisé en radiologie interventionnelle

## **II.5. Le Principe de la radiologie interventionnelle :**

### **II.5.1. Principe médicale :**

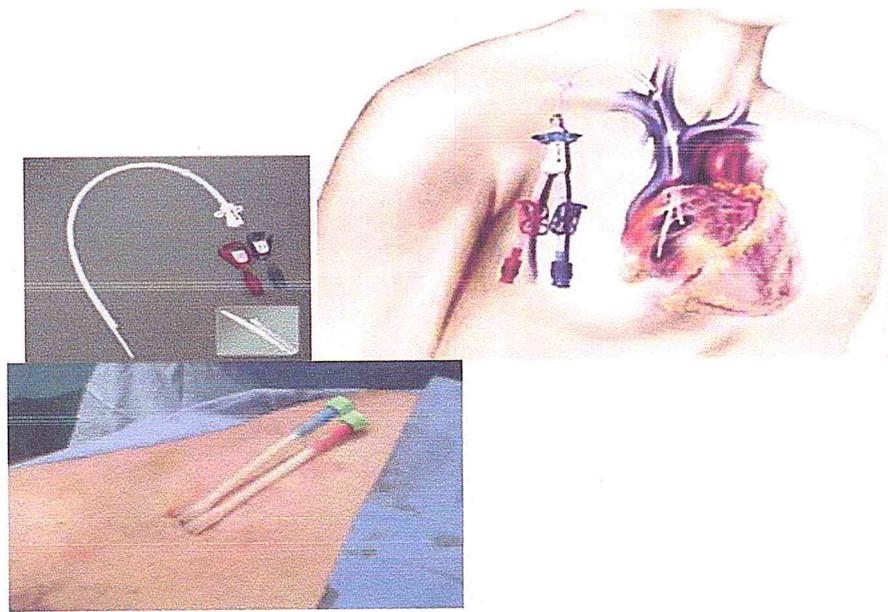
La radiologie interventionnelle comprend l'ensemble des actes médicaux invasifs ayant pour but le diagnostic et/ou le traitement d'une pathologie. Elle est réalisée sous guidage et contrôle d'un moyen d'imagerie (rayons X, ultrasons, IRM). Ces actes médicaux sont généralement conduits, par voie percutanée, sous anesthésie locale et/ou sédation, au moyen de dispositifs générant des rayons X qui permettent de visualiser l'intervention sur écran en temps réel.

Le repérage de la « cible » à l'intérieur de l'organisme en radiologie interventionnelle s'effectue par des multiples voies telles que la voie radiale et la voie fémorale avec des accès qui sont rendus possible par le guidage radiologique et parmi ces voies on a:

#### **a. La voie percutanée directe :**

De multiples techniques de ponction puissent être réalisées sous le contrôle de la vue, ou guidés par les RX au paravent, c'est depuis le développement de l'échographie et l'apparition du scanner corps entier que l'utilisation de cette voie percutanée directe est devenue particulièrement importante. Le principe de cette technique est de visualiser la cible et de guider une aiguille de l'extérieur à visée diagnostique et/ou thérapeutique vers cette cible en évitant les structures « sensibles » comme dans les cas :

- Accès aux voies biliaires par cathétérisme percutané, drainage et traitement des rétrécissements par voie percutanée (endoprothèses).
- Accès aux voies urinaires supérieures par cathétérisme percutané, drainage et traitement des rétrécissements urétéraux par voie percutanée.
- Techniques de drainage de collections et de dérivations du tube digestif.
- Techniques d'infiltrations radioguidées des structures nerveuses.
- L'Angioplastie Transluminale Percutanée (ATP)



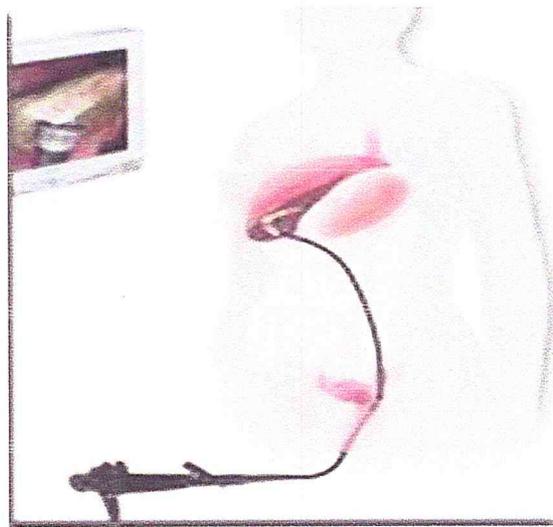
**Figure II.10:** Le principe de la voie percutané en radiologie interventionnelle

### **b. Les orifices naturels**

Les orifices naturels tels que la boîte buccale, l'anus et le pylore, ils sont plus rarement utilisés mais permettent toute fois d'accéder aux voies digestives supérieures (œsophage, estomac) ainsi qu'au côlon, pour éventuellement traiter par voie endocanalaire des désordres intestinaux. Il est également possible d'accéder aux voies urinaires et génitales (voir la figure II.11).

Les principales interventions effectuées par cette voie sont les suivantes :

- Traitement des rétrécissements du tube digestif par dilatation et/ou mise en place d'endoprothèse.
- Traitement des invaginations intestinales, principalement chez l'enfant.
- Dilatation urétrale et accès urétéral par voie basse.
- Cathétérisme tubaire rétrograde et recanalisation pour traitement de l'infertilité féminine.



**Figure I.11 :** Le principe de la technique d'orifice naturel.

### **c. Le cathétérisme vasculaire**

Le cathétérisme vasculaire est l'une des voies utilisées en radiologie interventionnelle réalisable par l'abord percutané d'un vaisseau périphérique (artère ou veine) selon la technique décrite en 1952 par Seldinger [SUP11]. Il est possible d'introduire un cathéter dans le système vasculaire et de « naviguer » dans l'ensemble de ce système en utilisant des moyens de cathétérisme adaptés. Ainsi et à partir des artères ou des veines fémorales, radiales, brachiales, ou encore cervicales, il est possible d'accéder à l'ensemble des territoires vasculaires de l'organisme. L'utilisation de ces cathéters vasculaires ont été à l'origine pour l'angiographie, l'opacification des vaisseaux à des fins diagnostiques, C'est ainsi que, dans les années 60, sont réalisées les premières embolisations auxquelles il faut rattacher les noms de WALLACE aux US et de DJINDIAN et MERLAND en France . Les embolisations se sont rapidement développées pour proposer des alternatives thérapeutiques à d'autres méthodes, dans de nombreux domaines parmi lesquels on peut citer :

- Le traitement des anomalies purement vasculaires, telles que anévrismes, les fistules et/ou les malformations artério-veineuses.
- Le traitement des hémorragies par embolisation d'hémostase (Polytrauma, hémorragie de la délivrance, hémoptysie, hémopéritoine , hémorragie digestive,

dose au-dessus de laquelle des lésions ou pathologies seront observées chez tous les sujets, d'où le terme obligatoire ;

- la gravité du dommage qui augmente avec la dose ;
- d'apparition précoce (jours, mois)

➤ **Effets stochastiques (tardifs ou long terme):**

Les effets stochastiques, pour lesquels il n'existe pas de seuil d'apparition, se manifestent 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. Les effets biologiques résultants de la faible exposition aux rayonnements ionisants seront différents selon que la cellule touchée est ordinaire de l'organisme (cellule somatique) ou une cellule sexuelle (cellule reproductrice).

## **II.7. Les paramètres techniques intervenant sur l'exposition des opérateurs en radiologie interventionnelle :**

Le personnel praticien en radiologie interventionnelle peut être protégé en se basant sur certains paramètres qui ont de l'influence sur la dose des opérateurs (voir la figure II.14) à savoir :

### **II.7.1. Le Temps :**

L'influence du temps sur la dose des opérateurs en radiologie interventionnelle passe à travers les difficultés des procédures, l'expérience des opérateurs ainsi que la durée de la radioscopie. La gestion du temps en radioprotection particulièrement en radiologie interventionnelle est basée sur la rapidité des gestes des opérateurs en éliminant ceux inutiles, la préparation soignée du travail à effectuer, réunir tout le matériel nécessaire à la

manipulation et le réserver à cette tâche, utilisé des matériels adaptés et performants ; effectuer une répétition en simulation pour vérifier toute la manipulation [JIM07]. Si nécessaire, partager le temps d'intervention entre plusieurs personnes. Il est à noter que les moyens de réduction du temps d'exposition ne peuvent se concevoir que dans une optique globale de radioprotection.

### II.7.2. La distance :

La distance est un moyen de protection efficace en cas d'utilisation de rayonnements présentant un risque en exposition externe tel que les rayonnements électromagnétiques de type  $\gamma$  et X en particulier. En radioprotection, le débit de dose absorbée en un point est proportionnel à l'inverse du carré de la distance séparant ce point du point source telle qu'elle est exprimée par la relation II.1 et représenté sur la figure II.14 ci-dessous [JIM07] .

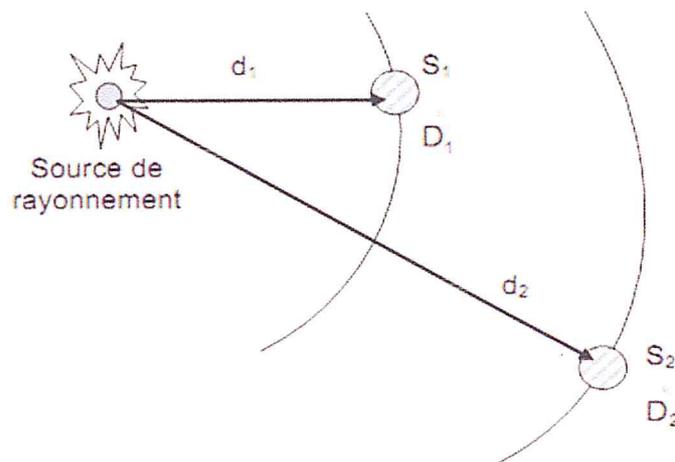


Figure II.14. La Réduction du débit de dose avec la distance

$$\dot{D}_1 = \dot{D}_2 * \left[ \frac{d_2}{d_1} \right]^2 \quad (\text{II.1})$$

En radiologie interventionnelle la meilleure façon d'utilisation de la distance pour se protéger est de se tenir toujours aussi éloigné que possible de celle-ci par rapport à la zone explorée et/ou les voies d'interventions (radial, fémorale) ainsi que l'orientation du tube RX.

### II.7.3. Les écrans :

La nature et l'épaisseur de l'écran à mettre en place pour se protéger contre les rayonnements ionisants dépendent de différents facteurs à savoir : le type et l'énergie du (des) rayonnement(s) et la valeur jusqu'à laquelle l'exposition doit être abaissée comme dans le cas des rayonnements électromagnétiques. Les rayonnements électromagnétiques X ou  $\gamma$  interagissent dans la matière principalement par effets photoélectrique, Compton et production de paires (voir chapitre I). On sait que lors de l'interaction des rayonnements électromagnétiques (RX, gamme) par effet Compton, un rayonnement électromagnétique diffusé va être créé et nous considérerons que ce processus comme défavorable du point de vue de la radioprotection en particulier en radiologie interventionnelle ce lui-ci, représente la principale exposition des praticiens. Pour se protéger, donc l'utilisation des écrans est nécessaire. Les matériaux de fort numéro atomique sont recommandés dans le but de limiter les interactions par effet Compton et en favorisant celles par effet photoélectrique tel que le plomb mais avec une épaisseur adéquate [JIM07]. On s'intéresse à l'utilisation des écrans en radioprotection pour la conception et l'utilisation des équipements de protection individuel tel que : le tablier plombé, Jupe plombée, Paravent plafonnier, Rideau plombé d'épaisseur adéquate et les équipements de protection collectives comme les paravents de protection qui contribuent à diminuer la dose reçue par les parties du corps non-protégées par le tablier et le cache-thyroïde.

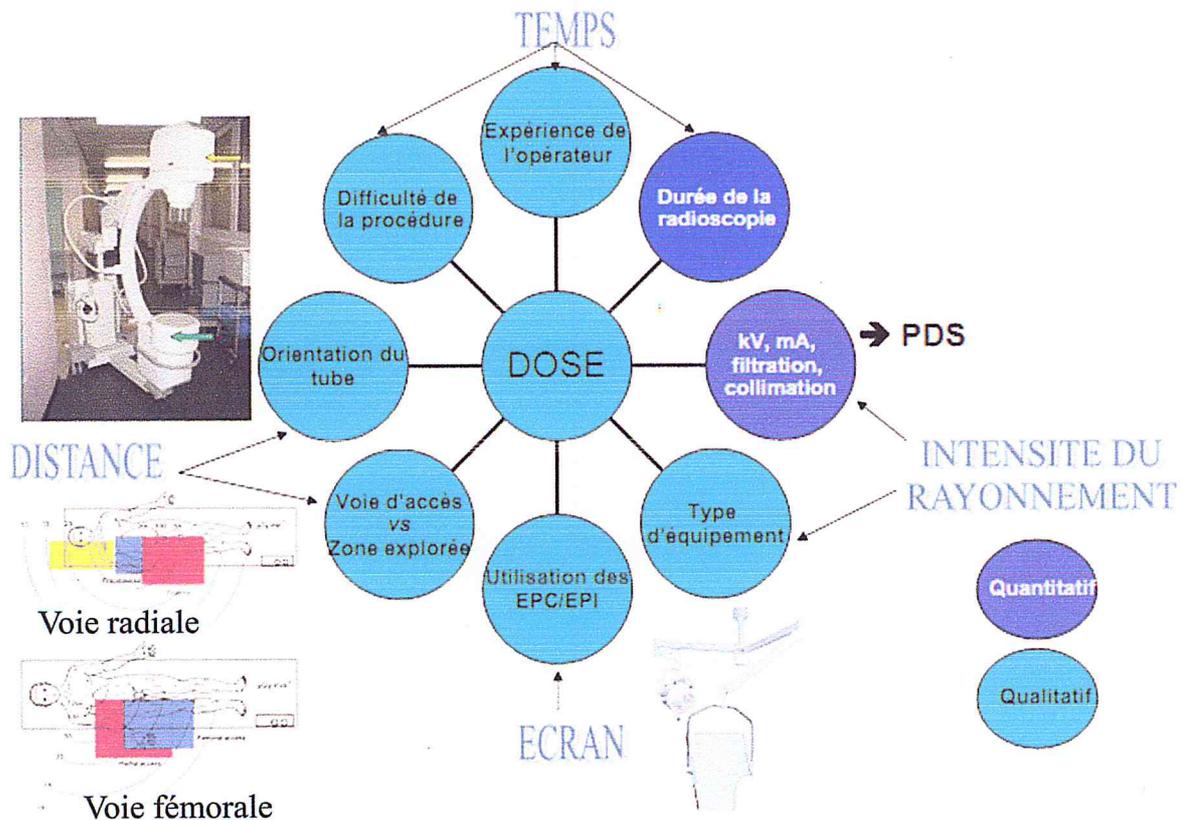


Figure II.15: les paramètres d'influence sur la dose des patients en radiologie interventionnelle

## II.8. L'organisation de la radioprotection en radiologie interventionnelle :

### II.8.1. La répartition des responsabilités dans un service de radiologie interventionnelle :

Dans un service radiologie interventionnelle, le personnel est réparti selon les tâches et les grades. Par contre la répartition de la responsabilité en radioprotection repose sur tous les membres du service de l'employeur jusqu'à la personne exécutant les actes.

#### a. L'employeur :

L'organisme employeur en radiologie interventionnelle est dans l'obligation de se conformer aux exigences réglementaires et le respect des dispositions du code du travail relatives à la radioprotection des travailleurs, d'informer et de former le personnel travailleur du risque radiologique lié à l'utilisation de rayonnement ionisant. L'employeur est tenu

d'informer le personnel de sexe féminin des risques d'exposition du fœtus en cas de grossesse.

### **b. Le chef de service :**

Le chef de service en particulier en radiologie interventionnelle doit être qualifié et compétent en radioprotection. Le rôle du chef de service dans la protection des travailleurs exposés peut se résumer à [GAM08] :

- L'Organisation fonctionnelle de la radioprotection en mettant à la disposition de la personne chargée de la radioprotection les moyens nécessaires à l'exercice de sa tâche ;
- L'identification et estimation des risques en procédant à une analyse périodique des postes de travail et mettre à jour toute modification des conditions de travail ;
- La gestion des risques par la classification des zones de travail ainsi que celles des travailleurs du service et ce, en concertation avec la personne chargée de radioprotection et le médecin du travail.

### **c. Le médecin du travail :**

Dans un service de radiologie interventionnelle le personnel est en état d'exposition professionnelle au rayonnement ionisant émis par les équipements émetteurs de rayonnement ionisant utilisées durant leurs travail . Dans un tel secteur, un médecin de travail est d'une grande utilité, à travers la surveillance et le suivi régulier des travailleurs afin d'éviter les maladies professionnelles.

A cet effet, le médecin de travail doit :

1. Assurer le suivi médical tout au long de la carrière professionnelle ;
2. Faire examiner régulièrement toutes les personnes susceptibles de recevoir une dose supérieure au trois dixième (3/10) de la limite annuelle soit 6mSv/mois.

3. S'assurer que toute personne prévue pour un recrutement au sein d'un service de radiologie interventionnelle ne présente aucune anomalie contre-indiquée ;

4. Prendre les décisions nécessaires en cas d'une surexposition d'une personne dans un poste de travail, pour l'éloigner de son poste pour un certain temps,

5. Etre au courant de l'ensemble des obligations et responsabilités qui sont imposées en matière de radioprotection ;

#### **d. Médecins radiologue :**

Aujourd'hui l'activité en radiologie interventionnelle a pris une place essentielle au sein des services d'imagerie médicale. Les patients sont adressés aux médecins radiologues pour leur proposer, par différentes techniques, une réponse thérapeutique, un traitement à leur pathologie. Pour la réalisation de ces actes au sein d'une équipe pluridisciplinaire, Le radiologue et la personne qui réalise l'acte radiologique

#### **e. Personnel du service de radiologie interventionnelle**

##### **➤ Le manipulateur en radiologie interventionnelle**

Le manipulateur est un paramédical très impliqué. Son rôle de soignant va lui permettre de prendre en charge le patient dès son arrivée dans le service. Il va participer à son installation afin que l'examen puisse se dérouler dans les meilleures conditions de confort et de sécurité. Sa contribution active au déroulement des examens par une connaissance précise des procédures, des dispositifs médicaux utilisés et de leur rangement, font du manipulateur un aide-opérateur indispensable. Il va pouvoir rassurer les patients, être à leur écoute, leur demander de coopérer au cours de l'examen. Il est capable d'anticiper les demandes des médecins radiologues.

Ses compétences techniques vont lui permettre d'optimiser la qualité des examens, des images rendues dans le respect des règles de radioprotection dont il est l'acteur principal.



Grâce à sa connaissance des pathologies et à sa maîtrise des techniques radiologiques ainsi que à son souci de rechercher de la meilleure incidence possible. Les examens seront réalisés avec une rapidité, une bonne qualité et une grande efficacité.

➤ **Le personnel paramédical :**

Les infirmières, les personnels d'accueil, les assistantes ou les brancardiers ne sont pas habilités à réaliser l'acquisition ou le traitement d'images en radiologie interventionnelle. Dans le cas où ils sont néanmoins susceptibles d'être exposés à un risque dû aux rayonnements ionisants, ils sont concernés par les dispositions du code du travail relatives à la radioprotection des travailleurs.

**f. Personne spécialisée en radiophysique médicale (PSRPM) :**

L'utilisation d'installations radiologiques nécessite de faire appel à une personne spécialisée en radiophysique médicale (PSRPM) à des fins notamment de dosimétrie, d'optimisation, d'assurance de qualité et de radioprotection des patients ainsi que celle du personnel. A ce titre, conformément au responsabilité et aux taches du radiophysicien médicale que doit être établi par le chef d'établissement, la personne spécialisée en radiophysique médicale (PSRPM) procède à l'estimation des doses reçues par les patients au cours des procédures diagnostiques réalisées selon les protocoles élaborés par la réglementation.

Dans le cas où la mission de la personne spécialisée en radiophysique médicale PSRPM est assurée par une personne ou un organisme extérieur à l'établissement, une convention doit être établie pour fixer les obligations de chaque partie. Cette externalisation n'est possible que dans le respect des dispositions réglementaires et sous réserve que la PSRPM puisse justifier de la disponibilité nécessaire.

**g. Personne Compétente en Radioprotection (PCR) :**

La personne compétente en radioprotection (PCR) assure, sous la responsabilité de l'employeur et le chef de service, les différentes missions :

- Participation à l'élaboration du dossier de déclaration/autorisation prévu par le code de la santé publique;
- Évaluation de la nature et de l'ampleur des risques auxquels sont confrontés les travailleurs et organisation de la radioprotection (participation aux analyses de postes de travail),
- La définition des objectifs de dose,
- La délimitation des zones réglementées,
- La vérification de la pertinence des mesures de protection mises en oeuvre...);
- La réalisation des contrôles de radioprotection internes et suivi de la réalisation des contrôles de radioprotection externes par un organisme agréé ;
- La Surveillance de la radioprotection des travailleurs. Cette surveillance doit consister dans la mise en place et le suivi d'une dosimétrie adaptée à l'exposition des travailleurs ;
- Participation à la définition et à la mise en œuvre de la formation à la sécurité des travailleurs pour ce qui concerne leur radioprotection ;
- La gestion, s'il y a lieu, des dépassements des valeurs limites d'exposition des travailleurs pour : Faire cesser les causes de dépassement ; faire procéder à l'évaluation des doses équivalentes reçues par les travailleurs ; procéder à l'étude des circonstances du dépassement et faire procéder au nouveaux contrôles de radioprotection externes.

Le personnel de cette unité de radiologie interventionnelle se compose aussi de : L'anesthésiste ; des infirmières instrumentistes ainsi que des aides-soignants. L'ensemble de ce personnel peut pénétrer dans le bloc de Radiologie Interventionnelle (BRI) ce qui nécessite leurs formations en radioprotection.

## **II.9. La classification des zones de travail en radiologie interventionnelle :**

### **II.9.1. La Zone contrôlé :**

La zone contrôlée en radiologie interventionnelle est une zone dans laquelle les travailleurs sont susceptibles de recevoir, dans les conditions normales de travail, une dose efficace de 6 mSv/an ou bien une dose équivalente supérieure à 3/10 des limites de dose annuelle fixées par la réglementation nationale [DEC05] et internationale. En pratique, cette zone englobe la salle d'intervention ou le bloc opératoire (voir la **figure II.16**).

### **II.9.2. La Zone surveillée:**

La zone surveillée en radiologie interventionnelle est une zone dans laquelle les travailleurs sont susceptibles de recevoir, dans les conditions normales de travail, une dose efficace supérieure à 1mSv/an ou bien une dose équivalente susceptible de dépasser le 1/10 de la limite de doses fixées par la réglementation nationale [DEC05] et intentionnelle (voir la **figure II.16**). **Figure II.16:** La classification des zones de travail en radiologie interventionnelle.

Le personnel de cette unité de radiologie interventionnelle se compose aussi de : L'anesthésiste ; des infirmières instrumentistes ainsi que des aides-soignants. L'ensemble de ce personnel peut pénétrer dans le bloc de Radiologie Interventionnelle (BRI) ce qui nécessite leurs formations en radioprotection.

## **II.9. La classification des zones de travail en radiologie interventionnelle :**

### **II.9.1. La Zone contrôlé :**

La zone contrôlée en radiologie interventionnelle est une zone dans laquelle les travailleurs sont susceptibles de recevoir, dans les conditions normales de travail, une dose efficace de 6 mSv/an ou bien une dose équivalente supérieure à 3/10 des limites de dose annuelle fixées par la réglementation nationale [DEC05] et internationale. En pratique, cette zone englobe la salle d'intervention ou le bloc opératoire (voir la **figure II.16**).

### **II.9.2. La Zone surveillée:**

La zone surveillée en radiologie interventionnelle est une zone dans laquelle les travailleurs sont susceptibles de recevoir, dans les conditions normales de travail, une dose efficace supérieure à 1mSv/an ou bien une dose équivalente susceptible de dépasser le 1/10 de la limite de doses fixées par la réglementation nationale [DEC05] et intentionnelle (voir la **figure II.16**). **Figure II.16:** La classification des zones de travail en radiologie interventionnelle.

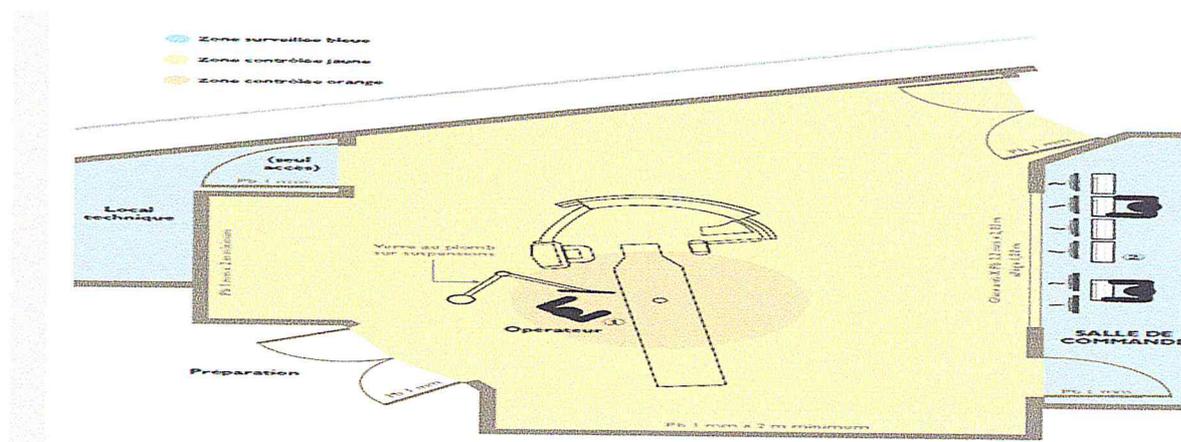


Figure II.16 : Les différentes zones en radiologie interventionnelle .

## II.10. La classification des travailleurs en radiologie interventionnelle:

Le classement des travailleurs est basé sur une étude de poste incluant l'exposition du corps entier du cristallin et des extrémités, à des fins de radioprotection. En radiologie interventionnelle, les travailleurs peuvent être exposés à des rayons X de l'équipement de radiographie ou radioscopie durant leurs fonctions. Ce classement des travailleurs est défini par la personne compétente en radioprotection et le chef de service en collaboration avec le médecin du travail.

### II .10.1. Les travailleurs de catégorie « A »

Les travailleurs de la catégorie « A » sont ceux qui pourraient dépasser les trois dixièmes (3/10) de la limite de dose annuelle dans les conditions normales de travail comme l'indique l'article 19 du décret 05-117 [DEC05]. Cette catégorie de travailleurs susceptibles de recevoir une dose annuelle supérieure à 6 mSv/an en irradiation globale doit être soumise à une surveillance médicale spéciale [ ICR90]. Toutes femmes en ceintes ne peuvent être affectées à des postes impliquent un classement catégorie A et elle doit informer son chef de service et le médecin de travail.

## II .10.2. Les travailleurs de catégorie « B »

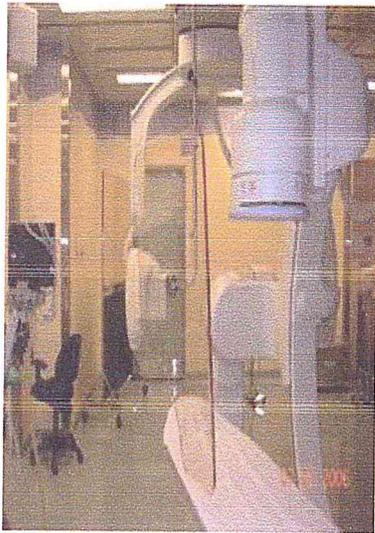
En ce qui concerne les travailleurs exposés aux rayonnement ionisant qui ne relèvent pas de la catégorie A , ils sont classés en **catégorie B**. s'ils sont soumis dans le cadre de leur activité professionnelle à une exposition à des rayonnements ionisants susceptibles d'entraîner des doses supérieures aux valeurs limites pour les personnes du public .Les analyses des postes de travail, visant à apprécier le niveau d'exposition des travailleurs, fournissent les éléments nécessaires pour le classement des travailleurs et le lancement du processus d'optimisation des expositions individuelles et collectives Le tableau II.1 illustre le classement du personnel en radiologie interventionnelle.

PERSONNEL CONCERNÉ	CLASSEMENT PROPOSÉ
Médecin, anesthésiste, chirurgien, interne	Catégorie A ou B en fonction des conditions de travail
Personnel infirmier, aide soignant	Catégorie B
Manipulateur en électroradiologie médicale (MERM)	Catégorie B (en conditions habituelles de travail, présence à distance du patient)
Personne spécialisée en radio-physique médicale (PSRPM)	Catégorie B
Stagiaire (MERM, infirmier...)	Catégorie B
Brancardier	N'a pas à être présent dans la salle pendant l'émission de rayons X et n'est donc généralement pas classé
Personnel de ménage, personnel d'entretien n'intervenant pas sur les générateurs	Ne doit intervenir que si le générateur est verrouillé en position interdisant tout rayonnement et n'est donc pas concerné par le classement
Personnel de maintenance des appareils	Catégorie A ou B

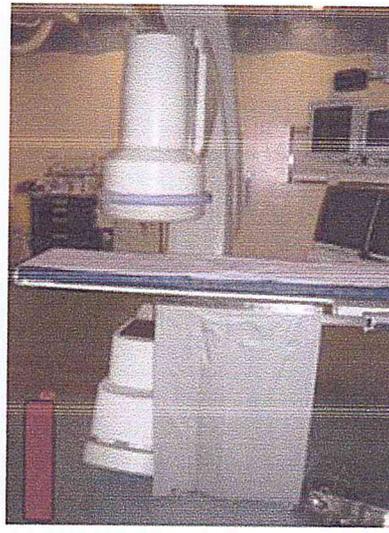
Tableau II.1 : Le classement du personnel en radiologie interventionnelle

## II .11 .2. Equipement de protection collective :

Les patriciens exposés en radiologie interventionnelle sont également équipés de matériel de protection collective illustrés dans la figure II.18, tel que les barrières mobiles, des rideaux plombés et des installations mobiles, des Paravents plafonniers, des Rideaux plombés, bas volets qui vont contribuer à diminuer la dose reçue par les parties du corps non-protégées par le tablier et le cache-thyroïde et les lunettes plombés .



(a): Paravent plafonnier



(b) : Jupe plombée



(c) : Rideau plombé



(d): Paravents mobiles

Figure II.18: L'équipement de protection collectif en radiologie interventionnelle

## **II .12 . Le système réglementaire de la radioprotection en radiologie interventionnelle**

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

### **II .12 .1. L'Organisation de la protection :**

Des experts en radioprotection (PCRP) sont désignés par l'employeur en collaboration avec les chefs de service concerné par l'utilisation des rayonnements ionisants en particulier la radiologie interventionnelle. Ils doivent veiller au :

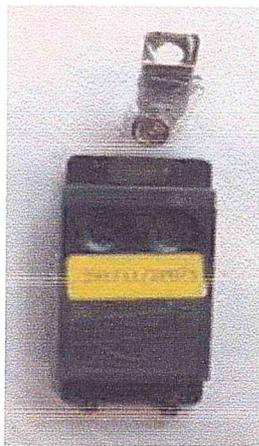
- Respect des normes de radioprotection par l'ensemble du personnel travailleur sous rayonnement,
- A la formation des travailleurs en ce qui concerne les mesures de radioprotection.
- Bon fonctionnement des équipements émetteur de rayonnement ionisant en radiologie interventionnelle à savoir la radioscopie, la radiographie qui représente des risques radiologique important pour le personnel praticien.
- Respect des trois principes de base de radioprotection (Justification, Limitation et Optimisation)

### **II .12.2. L'aspect réglementaire sur la surveillance dosimétrique en radiologie interventionnelle :**

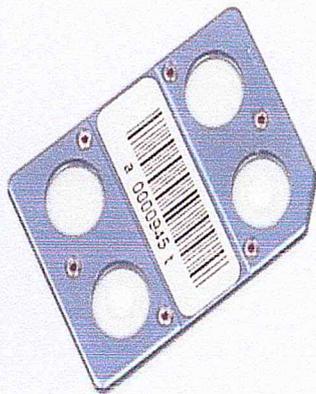
La surveillance dosimétrique individuelle fait partie intégrante du dispositif de radioprotection des travailleurs exposés au rayonnement ionisant. L'objectif fondamental de la surveillance radiologique est d'obtenir une estimation de l'équivalent de dose (Hp(10), Hp (0.07), Hp(3) et de dose efficace (E). La surveillance dosimétrique est utile pour limiter les doses individuelles reçues par les travailleurs et démontrer le respect du système de

limitation des doses recommandées par l'ICRP ainsi que des limite réglementaire [RAN98;RAD94]. L'article 18 du décret 05-27, basé sur les recommandations de la commission internationale de protection radiologique (ICRP60 ainsi que celle de l'AIEA, exige que l'exposition professionnelle de tout travailleur doit être maîtrisée de sorte que les limites figurants dans le tableau II.2, ne soient pas dépassées [DEC05;ICR90;AIE04b]. La surveillance dosimétrique en radiologie interventionnelle peut être effectuée selon les modalités suivantes (Tableau II.2) :

- **Dosimétrie passive mensuelle** : obligatoire pour les travailleurs catégorie A ou trimestrielle tel que les dosimètres bague pour les extrémités et les dosimètres corps entiers à base de TLD (Figure II.19, Figure II.20).
- **Dosimétrie opérationnelle pour les personnels de catégorie A, B ou non classé** intervenant en zone contrôlée (Figure II.21).



**Figure II.19** : Dosimètre passif corps entier à base de TLD



**Figure II.20** : Dosimètre passif pour les extrémités à base de TLD



**Figure II.21** : Dosimètre opérationnelle corps entier

Catégorie du personnel	Dosimètre externe passive	Dosimètre opérationnelle	Type d'exposition	Limite de dose ICRP60 (mSv)	Limite de dose Algérienne (Décret 05N°117)
Catégorie A	Dosimétrie poitrine mensuelle  Dosimétrie des extrémités (bague de préférence )	Obligatoire en zone contrôlée	Corps entier  Cristallin, peau, extrémité	20mSv /an moyenné sur 5ans consécutives 50mSv/1seul année  150mSv 500mSv	20mSv /an moyenné sur 5 ans consécutifs 50mSv pour une seule année I  150mSv 500mSv
Catégorie B	Dosimétrie poitrine mensuelle Ou trimestrielle selon l'étude	Obligatoire en zone contrôlée			
Public			Corps entier  Cristallin, peau, extrémité	1mSv/an 5mSv en une année  15mSv 50mSv	1mSv/an 5mSv/an dose moyenne de 1mSv/an  15mSv 50mSv
Stagiaire Agés de 16 à 18 ans			Corps entier Cristallin Extrémité et peau		6mSv/an 50mSv/an 150 mSv/an

**Tableau II.2:** Limite d'exposition, type d'exposition avec le type le dosimètre individuelle [ICR90; DEC05]

### II.12.3. La surveillance Dosimétrique individuelle en radiologie interventionnelle :

#### 1. Dosimètre du corps entier :

Toute personne professionnellement exposée aux radiations ionisantes en radiologie interventionnelle doit être surveillée individuellement à l'aide d'un dosimètre du corps entier approprié pour l'irradiation externe (passive et active) comme il est illustré dans le tableau II.3. Elle peut aussi être effectuée à l'aide d'un radiamètre dans le cas où on effectue la mesure directe des débits de dose.

Type et catégorie de dosimètre	Caractéristique des dosimètres corps entier				utilisation
	La gamme d'énergie et type de rayonnement				
	Grandeurs mesurées	Photons (RX)	Beta		
Passifs	Film Photographique	Hp(10)	Jusqu'à 50Mev*	05Mev*- 4Mev*	Mesure, après un mois ou plus, la dose est intégrée
	Thermoluminescence	Hp(0.07) <sub>peau</sub>	12Mev-7Mev** 8Mev-250Mev	..... 0.007Mev- 1.2Mev pour E <sub>max</sub> on a225kev -3.54Mev	
Actifs	Stylo dosimètres	Hp(10)	10kev - 3Mev (calibre 1mGy à50 mGy)*** Xet gamma de 5kev à 3Mev(calibre5 mGy)***		Mesure de débit de dose alarme
	Electronique à diode	Hp(10)		250kev***	

\*ISO1751(1999)

\*\*CEI 62387-1(2007).

\*\*\*A RANNOU et al (1998).

**Tableau II.3 :** les différents types et caractéristiques des dosimètres utilisés pour la surveillance individuelle en radiologie interventionnelle [RAN98;SAI96;AUB97;IEC07;ISO99b]

## 2. Dosimétrie des extrémités:

En radiologie interventionnelle les mains des chirurgiens sont dans le faisceau primaire et les limites équivalents de doses pour les extrémités qui est d'ordre de 500mSv (Tableau II.4) a été exigée pour les extrémités par la Commission de Protection Internationale de Protection Radiologique [ICR90] et adoptée par la réglementation Algérienne [DEC05]. De ce fait, La surveillance dosimétrique des extrémités (mains, avant bras et pieds) doit être réalisée principalement au moyen de dosimètres complémentaires tels que les dosimètres bague à TLD ou doigtiers pour les bouts de doigts (Figure II.19), mais également, par les dosimètres poignet par des émulsions photographique (Figure II.21) [BOT07].

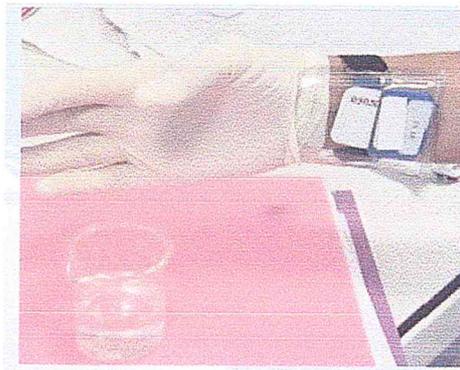


Figure II.22 : Dosimètre poignet à émulsions photographique

## 3. Dosimétrie du cristallin :

En 2011, l'ICRP publiée la modification de la limite pour le cristallin de 150mSv à 20mSv/an par rapport au seuil d'apparition de la cataracte qui a été de 5Gy abaissé à 0.5Gy [ORMED11]. De ce fait, l'ICRP [ICRP11] recommande une surveillance du cristallin en particulier en radiologie interventionnelle à l'aide des dosimètres adéquat [ORMED11]

### II.13. La surveillance Dosimétrique d'ambiance en radiologie interventionnelle :

L'objectif d'une surveillance du lieu de travail est d'évaluer les conditions normales de travail, la dose susceptible d'être délivrée au personnel, consécutive à des expositions externes aux rayonnements ionisants. La surveillance radiologique du lieu de travail en radiologie interventionnelle permet donc de déterminer le niveau de l'équivalent de dose ambiant  $H^*(10)$  dans 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 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 et des Compteur proportionnel de type FH40 G-L 10 (Figure II. 22, Figure II.23) ou de type détecteur à gaz comme le Geiger-Muller (Figure II. 24) avec des gammes d'énergie et débits de dose spécifique tableau II.3 suivant :

Type d'instrument	Gamme d'énergie	Débit de dose mesuré	Grandeur mesurée
Babyline (chambre d'ionisation)	10Kev à 2 Mev	0.1mGy/h à 1Gy/h	$H^*(10)$ et $H'(0.07)$
Geiger-Muller	60kev à 1.3 Mev	1micSv/h à 1Sv/h	$H^*(10)$

Tableau II.4: Les caractéristiques des instruments de surveillance en radioprotection des lieux de travail les plus utilisés en radiologie interventionnelle



Figure II.23 : La chambre d'ionisation « Babyline » et le détecteur Geiger-Müller et compteur proportionnelle pour la surveillance des lieux de travail

# Chapitre III

## Dispositif et moyens expérimentaux

### III.1. Introduction :

Notre travail a pour but d'évaluer la dose engendrée par le rayonnement diffusé par le patient en radiodiagnostic et en radiologie interventionnelle. La quantification de la dose s'effectuera en utilisant des moyens expérimentaux disponibles au niveau de Laboratoire Secondaire d'étalon en Dosimétrie du Centre de Recherche Nucléaire d'Alger (CRNA) à savoir : un tube RX, un fantôme plaque en PMMA (30X30), et un radiamètre étalonné en terme de grandeurs opérationnelles  $H^*(10)$ . Cette quantification est basée sur l'intégration des paramètres pertinents issus des connaissances de la physique des rayonnements notamment interaction rayonnement matière.

### III .2. Dispositif expérimental :

#### III .2.1. Moyens d'irradiation :

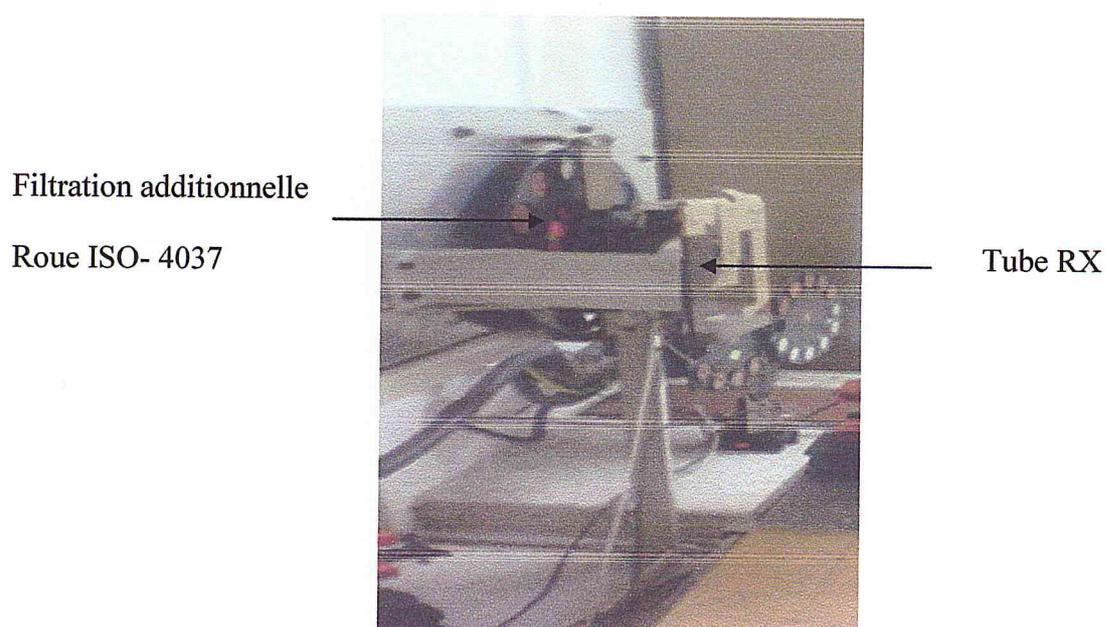
##### III .2.1.a. Le tube RX :

L'ensemble des irradiations (RX) ont été faite auprès du Laboratoire Secondaire d'Etalonnage en Dosimétrie (LSED) au CRNA en utilisant un faisceau de RX pour la qualité N-100 ( $E_{moy} = 83keV ; T = 100kV$ ) du spectre étroit [ISO99a] qui représente la position 4 sur la roue ISO . Les caractéristiques de tube RX qui on a utilisé sont les suivantes :

- ✚ Le tube radiogène modèle MG320 de marque PHILIPS.
- ✚ La tension nominale réglable de 10kV à 320Kv.
- ✚ Le courant débité réglable de 0.1mA à 15mA
- ✚ La filtration inhérente initiale donnée par le constructeur : 2mm de Be ;
- ✚ La filtration additionnelle ainsi que le filtre atténuateur pour la caractérisation du faisceau RX utilisés pour la qualité N-100 est illustrés dans le tableau III.1 ci-dessous :

La qualité .L'Energie (MeV) et Tension (kV)			Positon (Roue SO-4037)	Filtration additionnelle				CDA (mm)	
				Al (mm)	Cu (mm)	Sn (mm)	Pb (mm)	Al (mm)	Cu (mm)
N-40		40	01	3.8	0.213			2.69	
N-60		60	02	3.8	0.616				0.23
N-80		80	03	3.8	1.98				0.57
N-100		100	04	3.8	5.0				1.12
N-120		120	05	3.8	4.964	1.016			1.75
N-150		150	06	3.8		2.621			2.60
N-200		200	07	3.8	1.98	3.219	1.065		4.5
N-250		250	08	3.8		2.142	1.545		5.31

**Tableau III.1** : Les caractéristiques des qualités RX utilisés et développées au niveau de LSED



**Figure III.1** : Le tube radiogène utilisé pour les irradiations par la qualité N-100 de spectre étroit des RX

Les caractéristiques de la qualité N-100 utilisée dans nos mesures sont résumées dans le tableau III.2 ci-dessous:

La qualité N-100	Tension (kV)	Le courant (mA)	Débit de dose ( $\mu\text{Gy}/\text{min}$ )	Distance (m)	Taille de champ (cm)
$E_{\text{moyenne}} = 83\text{keV}$	100	5.15	27.4592	2	20x20
	100	5.23	7.56595	4	
	$100.19 \pm 1\%^{**}$	$5,16 \pm 1\%^{**}$	$109.8268^*$	1	10x10
	$100.19 \pm 1\%^{**}$	$5.16 \pm 1\%^{**}$	$439.3472^*$	0.5	5x5
	$100.19 \pm 1\%^{**}$	$5.16 \pm 1\%^{**}$	$171.62^*$	0.8	8x8

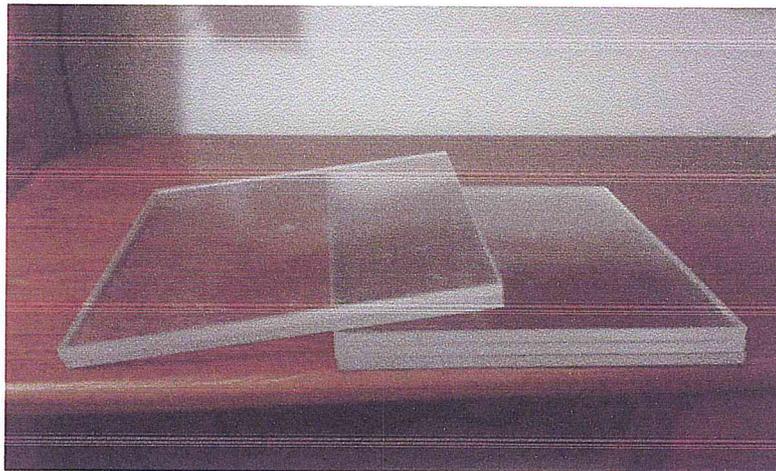
\* : Le débit de dose a été calculé par la loi d'inverse carré de la distance.

\*\* : Le courant et la tension sont calculés par la loi de student

**Tableau III.2** : Les caractéristiques dosimétriques de la qualité N-100

### III .2.1.b. Un Fantôme (PMMA) :

Le fantôme plaque en PMMA de  $30 \times 30 \text{ cm}^2$  d'épaisseur de 1cm chacune équivalent à un patient standard, est utilisé lors des irradiations illustrée sur la **Figure III.2**



**Figure III. 2** : Le fantôme plaques en PMMA équivalent patient

### III .2.1.c. Un Radiamètre:

Pour la mesure d'équivalent de dose d'ambiance  $H^*(10)$  qui nous permettra de quantifier le rayonnement diffusé ; nous avons utilisé un radiamètre (Compteur

proportionnel) de type FH40 G-L 10 (voir la figure III.3), ce type de compteur, permet la mesure des rayonnements électromagnétiques et son amplification permet de descendre significativement jusqu'au niveau de l'irradiation naturelle d'ordre de 1 nSv/h à 1Sv/h [CHI07]. Notre radiomètre est étalonné en terme de la grandeur opérationnelle  $H^*(10)$ , il permet de mesurer le débit d'équivalent de dose ambiant sur gamme allant de 10 nSv/h à 100 mSv/h et des énergies allant de 30 keV à 4.4 MeV.

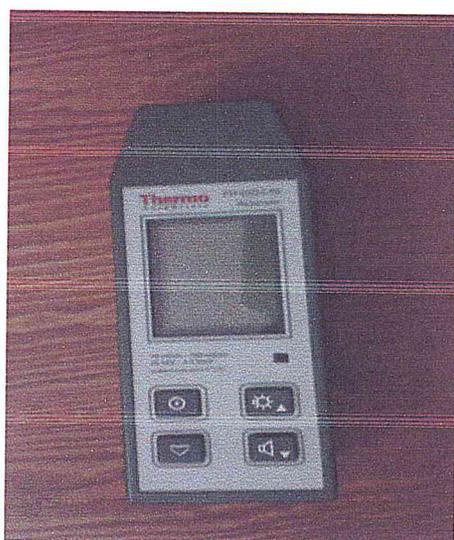


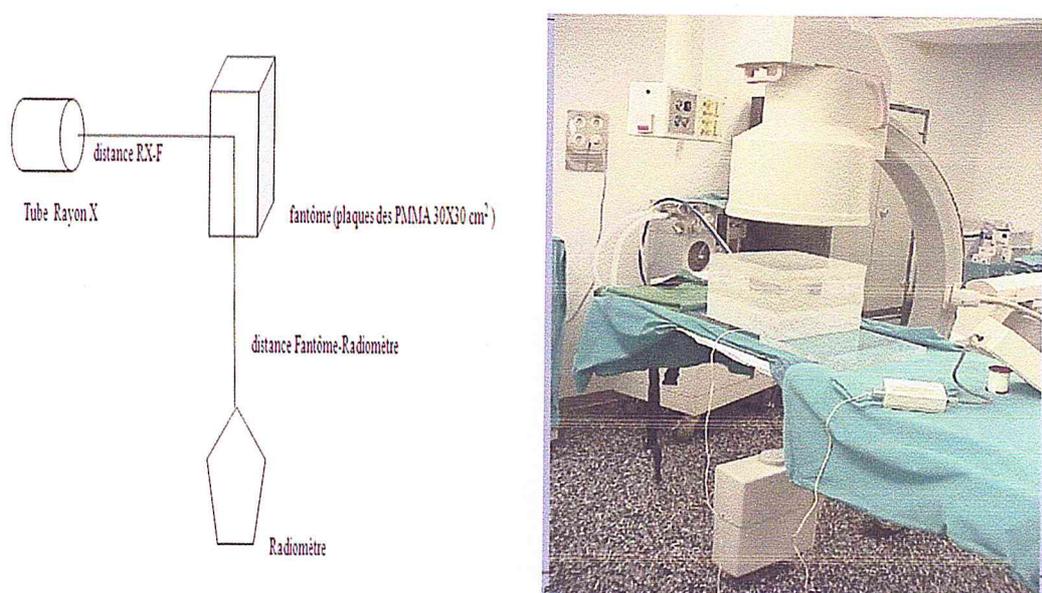
Figure III 3: Le radiamètre de type FH40 utilisé pour la mesure de  $H^*(10)$

### III .3 La Méthodologie de mesure:

Le débit d'équivalent de dose d'ambiance  $\dot{H}^*(10)$  a été mesuré en faisant varier l'épaisseur du patient ainsi que la distance entre le tube RX - le fantôme et celle entre le fantôme et le radiamètre qui représente l'opérateur en radiologie interventionnelle et ce, dans le but de quantifier la dose reçue par les praticiens engendrées par le rayonnement diffusé voir illustrés dans le tableau III.3 ci-dessous. Ces mesures sont réalisées pour une incidence normale c'est-à-dire que le tube RX irradie perpendiculairement sur le patient et que le radiamètre est positionné normalement au patient telle qu'il est illustré sur la figure III.4 ci-dessous. Il y a lieu de signaler qu'une rotation d'un angle de  $90^\circ$  est nécessaire pour notre

montage en laboratoire pour simuler des cas cliniques en radiologie interventionnelle et en radiodiagnostic.

Dans notre travail, on a utilisé une tension du tube radiogène de 100kV avec une énergie moyenne de 83keV qui correspond à la qualité N-100 de spectre étroit des RX (voir le tableau III.1). Le choix de cette tension (kV) et de l'énergie (keV) est basé sur l'utilisation clinique en radiologie et cardiologie interventionnelle ainsi que en radiodiagnostic qui est de 60kV-150kV et de 20keV-150keV pour la tension et l'énergie respectivement [BOR11]. La chronologie des variations est résumée dans le tableau III.3 ci-dessous.



**Figure III.4 :** Le dispositif de mesure pour l'incidence normale

La taille du Champ	Distances entre (RX-Fantôme)	Distances entre (Fantôme-détecteur)	courant	L'incidence	L'épaisseur de Fantôme
5 x5	50cm	50cm	5 mA	0°	10cm
8x8	80cm	80cm			18cm
		100cm			23cm

**Tableau III.3 :** Les paramètres utilisés pour les mesures en incidence normale

# Chapitre IV

## Résultats et Interprétations

#### IV. Résultats et Interprétations:

Les résultats de mesure de rayonnement diffusé pour l'incidence normale a été réalisé, en positionnant le fantôme plaques en PMMA équivalent patient à une distance de 50 cm puis 80cm en face du tube RX pour la qualité N-100 ( $T=100\text{Kv}$ ,  $E_{\text{moy}}=83\text{keV}$ ). En ce qui concerne le radiamètre, il est positionné perpendiculairement au fantôme à une distance 50cm, 80cm (voir la Figure IV.1).

##### IV.1. L'effet de la distance sur le rayonnement diffusé pour une incidence normale :

###### a. L'effet de la distance entre le tube RX et le patient sur le rayonnement diffusé en radiologie interventionnelle

Des débits d'équivalent de dose d'ambiance  $\dot{H}^*(10)$  ont été mesurés pour des épaisseurs de patient de 10, 18 et 23 cm en fixant la distance entre le tube RX et le fantôme à 50cm puis à 80cm en variant la distance entre le fantôme et le radiamètre (50cm, 80cm, 100cm) comme il est représenté sur le schéma de la figure IV.1.

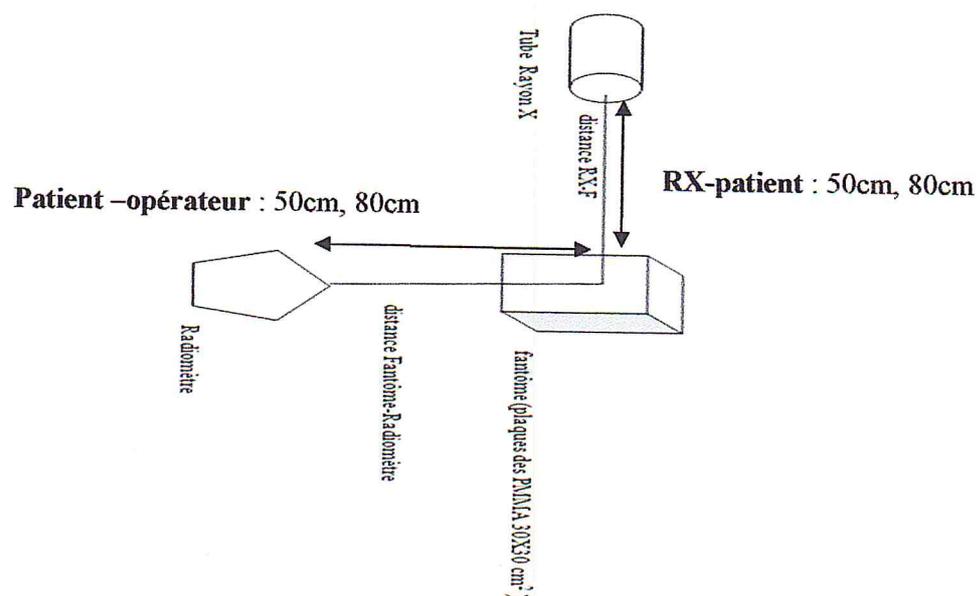


Figure IV.1 : Le dispositif de mesure et les distances choisi pour l'incidence normale

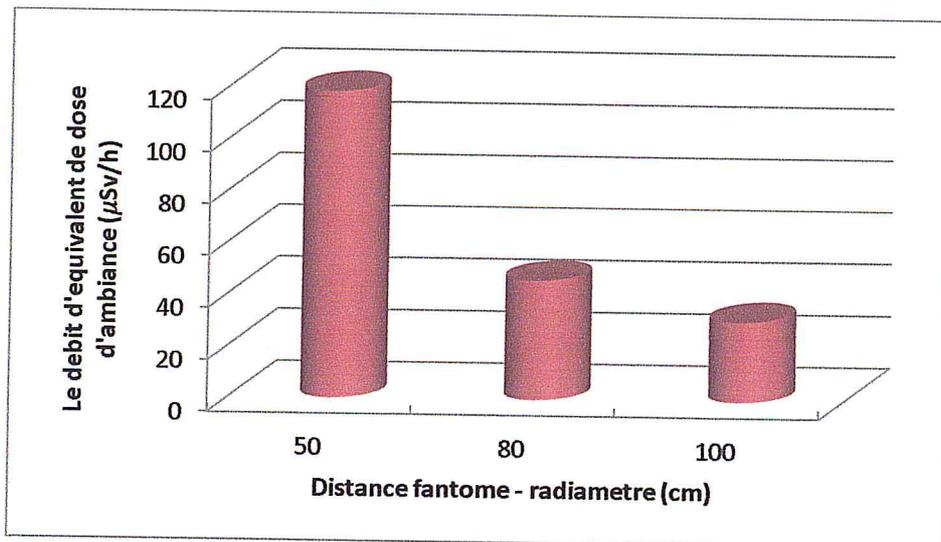
**1<sup>er</sup> mesure : Distance entre le Tube rayon X - Fantôme de 50cm**

Le résumé des résultats de cette première mesure pour une incidence normale sont illustrés dans les tableaux IV.1, IV.2, IV.3, IV.4 et représentés ci-dessous sur les histogrammes des figures IV.2, IV.3, IV.4, IV.5 .

Distance entre le Tube rayon X - Fantôme de 50cm	
Epaisseur du patient est de 10cm	
Distances entre Fantôme – Radiamètre (cm)	$(\dot{H}^*(10)-BF) * (\mu Sv/h)$
50	117.87 ± 4 %
80	45.81 ± 3%
100	30.81 ± 4%

\*: Les valeurs moyennes de 10 mesures avec soustraction du bruit de fond

**Tableau IV.1** : Le résumé des résultats obtenus sur l'incidence normal pour une distance entre le Tube rayon X - Fantôme de 50cm et l'épaisseur du patient de 10cm.



**Figure IV.2** : Le débit d'équivalent de dose d'ambiance en fonction de la distance fantôme -radiamètre pour une épaisseur du patient de 10cm à une distance de 50cm entre RX- fantôme

On voit bien sur l'histogramme de la figure IV.2 et sur le tableau IV.1 que le débit de l'équivalent de dose d'ambiance  $\dot{H}^*(10)$  pour la distance entre le tube RX- le fantôme de 50cm est assez important pour la distance entre le fantôme et radiamètre de 50cm qui est d'ordre de  $117.87 \mu Sv/h$  . Par conséquent, l'équivalent de dose d'ambiance enregistré à la distance de 50 cm est à un facteur de 3 et 4 plus important par rapport à celui enregistré

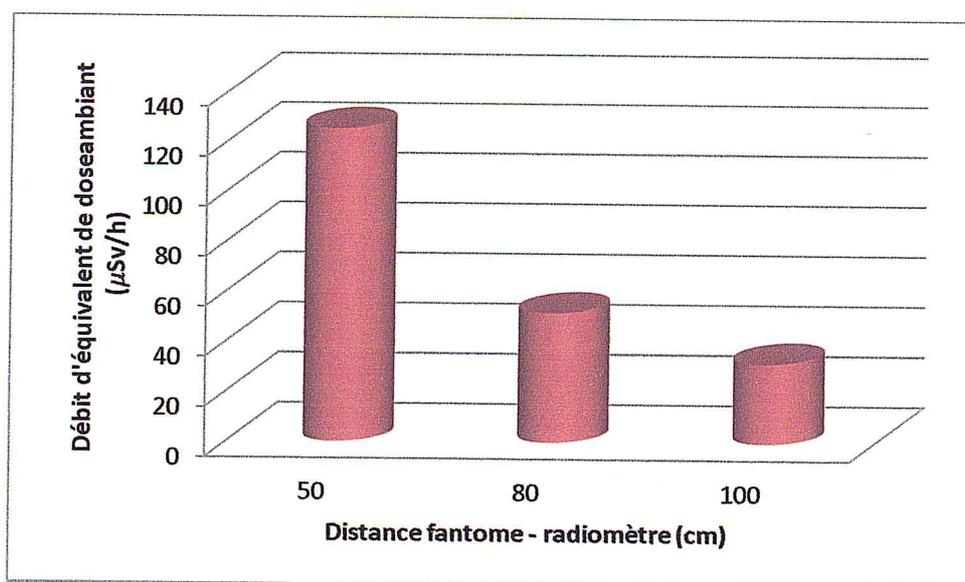
pour les distances de 80cm et 100cm respectivement pour notre première épaisseur du patient de 10cm.

De même pour l'épaisseur du patient de 18cm (Tableau IV.2 ; Figure IV.3), nous avons mesuré un débit d'équivalent de dose d'ambiance pour une distance ente le fantôme et le radiomètre de 50 cm  $\dot{H}^*(10)=124.95 \mu\text{Sv/h}$  et pour la distances 100cm d'ordre de  $\dot{H}^*(10) =31.86 \mu\text{Sv/h}$  pour lequel un facteur de 2 et 4 pour les distance 80cm et 100cm a été trouvé par rapport à la distance de 50cm entre le fantôme et le radiamètre .

La distance entre le Tube rayon X - Fantôme de 50cm	$(\dot{H}^*(10) - \text{BF}) (\mu\text{c Sv/h})^*$
L'épaisseur du patient est de 18cm	
Distances entre Fantôme – Radiamètre (cm)	
50	
80	$51.56 \pm 3\%$
100	$31.86 \pm 3\%$

\*: Les valeurs moyennes de 10 mesures avec soustraction du bruit de font

**Tableau IV.2** : Le résumé des résultats obtenus sur l'incidence normale pour une distance entre le Tube rayon X - Fantôme de 50cm et l'épaisseur du patient de 18cm.



**Figure IV.3** : Le débit d'équivalent de dose d'ambiance en fonction de la distance fantôme - radiamètre pour l'épaisseur du patient de 18 cm .

En ce qui concerne l'épaisseur de 23cm, nous avons enregistré aussi un débit d'équivalent de dose ambiante d'ordre de  $\dot{H}^*(10)=127.21 \mu\text{Sv/h}$  pour la distance de 50 cm entre le fantôme et le radiomètre. Par contre pour la distance 100cm on a mesuré un débit d'équivalent de dose d'ambiance de  $\dot{H}^*(10) =32.78 \mu\text{Sv/h}$  (Tableau IV.3). De ce fait, un facteur de 2 et 4 a été trouvé pour les distances entre fantôme et le radiamètre de 80cm et 100 cm.

Distance entre le Tube rayon X - Fantôme de 50cm	$(\dot{H}^*(10) - \text{BF}) (\mu\text{Sv/h}) *$
Epaisseur du patient est de 23cm	
Distances entre Fantôme – Radiamètre (cm)	
50	$127.21 \pm 3 \%$
80	$55.86 \pm 3\%$
100	$32.78 \pm 3\%$

\*: Les valeurs moyennes de 10 mesures avec soustraction du bruit de fond

Tableau IV.3: Le résumé des résultats obtenus sur l'incidence normale pour une distance entre le Tube rayon X - Fantôme de 50cm et l'épaisseur du patient de 23cm.

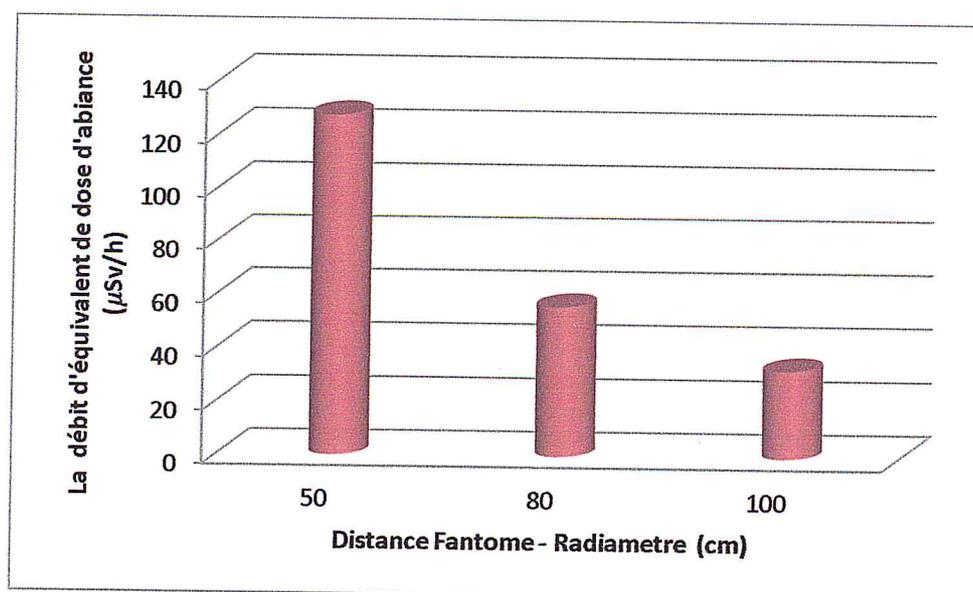


Figure IV.4: Le débit d'équivalent de dose d'ambiance en fonction de la distance fantôme -radiamètre Pour une épaisseur du patient de 23cm à une distance de 50cm entre RX- fantôme

Il apparait clairement que cette première mesure pour une distance entre le tube RX et le patient de 50cm des débits d'équivalents de dose d'ambiance très important ont été enregistrés à la distance de 50cm entre le patient et l'opérateur et qui sont de l'ordre de  $117.87 \mu Sv/h$  ;  $124.95 \mu Sv/h$  ,  $127.38 \mu Sv/h$  respectivement pour l'ensemble des épaisseurs choisies.

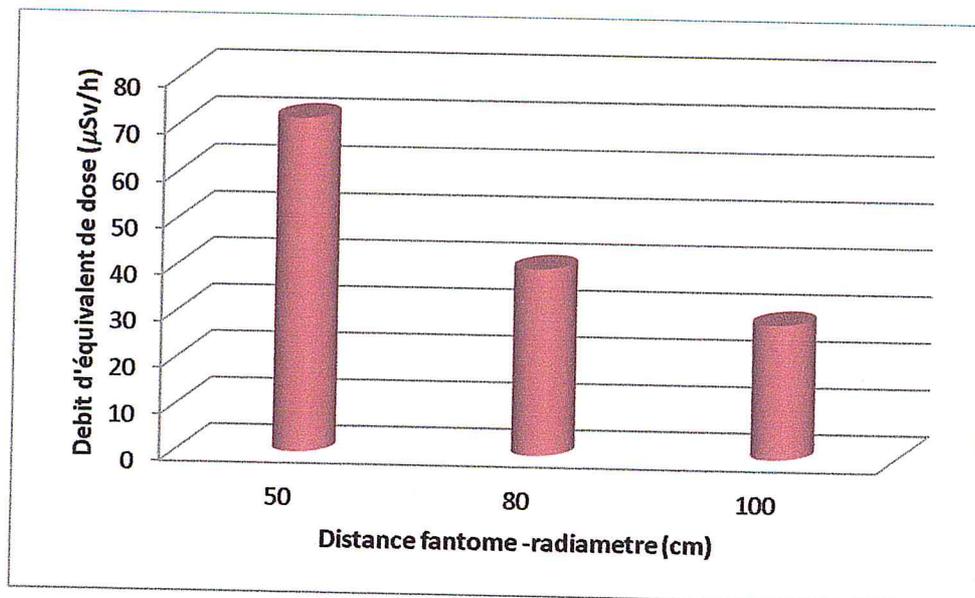
### 2<sup>em</sup> mesure : Distance entre le Tube rayon X - Fantôme de 80cm

Concernant la distance entre le tube RX et le fantôme de 80cm par rapport à la distance entre le fantôme et le radiamètre de 50, 80 et 100cm, des débits d'équivalent de dose d'ambiance  $\dot{H}^*(10)$  ont été enregistré pour l'ensemble des épaisseurs de patient choisies tel que 10, 18 et 23 cm et ils sont résumés dans les tableaux IV.4, IV.5, IV.6 ci-dessous et représentés sur les histogrammes des figures IV.5, IV.6, IV.7.

La distance entre le Tube rayon X – Fantôme de 80cm	$(\dot{H}^*(10) - BF) (\mu Sv/h) *$
L'épaisseur du patient de 10cm	
Distances entre Fantôme – Radiamètre (cm)	
50	$71.41 \pm 3 \%$
80	$40.05 \pm 4\%$
100	$38.92 \pm 4\%$

\*: Les valeurs moyennes de 10 mesures avec soustraction du bruit de font

**Tableau IV.4** : Le résumé des résultats obtenus sur l'incidence normale pour une distance entre le Tube rayon X - Fantôme de 80cm et l'épaisseur du patient de 10cm.



**Figure IV.5 :** Débit d'équivalent de dose d'ambiance en fonction de la distance fantôme -radiamètre de 80cm pour une épaisseur du patient de 10cm

Dans cette deuxième mesure, nous avons enregistré pour la première épaisseur du patient de 10cm, un débit d'équivalent de dose ambiant de l'ordre de  $H^*(10)=71.41 \mu\text{Sv/h}$  pour la distance entre le fantôme et le radiamètre de 50 cm et  $H^*(10) = 40.05 \mu\text{Sv/h}$  pour la distance 80 cm et enfin pour la distance 100cm un débit d'équivalent de dose d'ordre de  $H^*(10) = 28.91 \mu\text{Sv/h}$  (Tableau IV.4). De ce fait, un facteur de 2 a été trouvé pour les deux distances entre le patient et le radiamètre 80cm et 100cm par rapport à la distance de 50cm. Sur ce même tableau, on remarque une diminution de débit d'équivalent de dose d'ambiance par rapport à l'augmentation de la distance entre le fantôme et le radiamètre

Concernant, les épaisseurs du patient de 18 et 23cm, nous avons enregistré des débits d'équivalents de doses ambiant à la distance entre le fantôme et le radiamètre de 50 cm, assez importants par rapport à ceux enregistrés pour les distances de 80 et 100cm comme il est respectivement illustrés et représentés dans les trois tableaux et histogrammes ci-dessous (Tableau IV.5, IV.6, IV.7 ; Figure IV.6,IV.7,IV.8) . De ce faite, des facteurs d'ordre 2 et 3 ont été trouvés par rapport à ceux mesurés pour la distance entre le fantôme et le radiamètre de 50cm.

La distance entre le Tube rayon X – Fantôme de 80cm	$(\dot{H}^*(10) - BF)^*$ ( $\mu$ Sv/h)
L'épaisseur du patient de 18cm	
Distances entre Fantôme – Radiamètre (cm)	
50	$87.36 \pm 4 \%$
80	$46.31 \pm 4\%$
100	$32.16 \pm 3\%$

\*: Les valeurs moyennes de 10 mesures avec soustraction du bruit de fond

Tableau IV.5 Résultats obtenus sur l'incidence normale pour une distance entre le Tube rayon X - Fantôme de 80cm et l'épaisseur du patient de 18cm

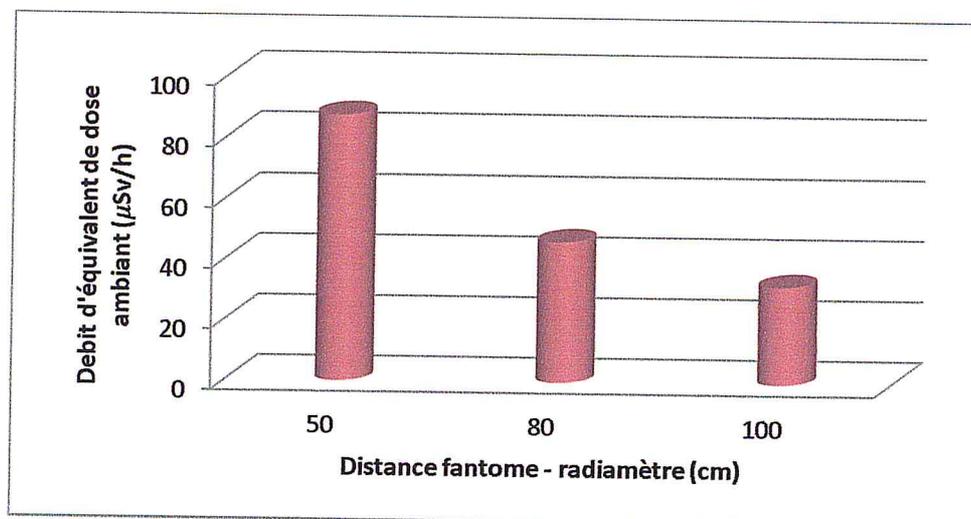


Figure IV.6 : Débit d'équivalent de dose d'ambiance en fonction de la distance fantôme -radiamètre de 80cm pour une épaisseur du patient de 18cm

<b>Distance entre le Tube rayon X - Fantôme de 80cm</b>	$(\dot{H}^*(10) - BF)^* (\mu Sv/h)$
L'épaisseur du patient de 23cm	
Distances entre Fantôme – Radiamètre (cm)	
50	$97.71 \pm 3 \%$
80	$52.24 \pm 3\%$
100	$34.24 \pm 3\%$

\*: Les valeurs moyennes de 10 mesures avec soustraction du bruit de fond

Tableau IV.6 : Le résumé des résultats obtenus sur l'incidence normale pour une distance entre le Tube rayon X - Fantôme de 80cm et l'épaisseur du patient de 23cm.

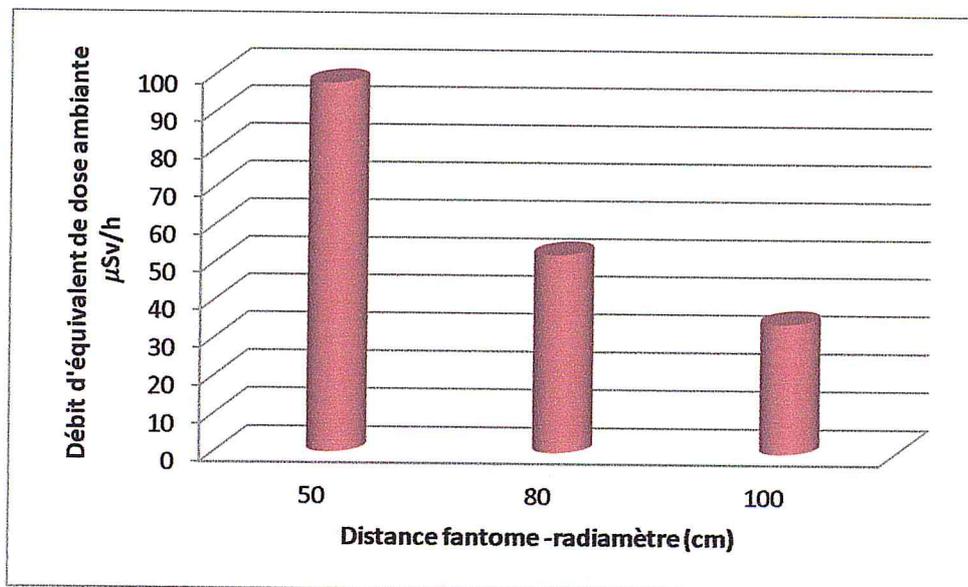


Figure IV.7 : Débit d'équivalent de dose d'ambiance en fonction de la distance fantôme -radiamètre de 80cm pour une épaisseur du patient de 23cm

Comme on le constate sur les tableaux ci-dessus (Tableau IV.5, IV.6, IV.7) et les histogrammes, des débits d'équivalent de dose d'ambiance  $\dot{H}^*(10)$  moins importants ont été mesurés pour une distance entre le tube RX- fantôme de 80cm pour l'ensemble des épaisseurs par rapport à celles enregistrées pour 50cm. Par conséquent, on peut dire qu'il y a une

influence de la distance entre le tube RX et le patient sur le rayonnement diffusé en radiologie interventionnelle et en radiodiagnostic.

### IV.2. L'effet de la distance entre le patient et l'opérateur:

Dans le cas de l'étude de l'effet de la distance entre le patient et l'opérateur sur le rayonnement diffusé en radiologie interventionnelle et radiodiagnostic, on a choisi une épaisseur du fantôme de 23cm pour la quelle on a enregistré un débit d'équivalent de dose d'ambiance assez importante au cours de nos première mesures et des distances entre le tube RX et le fantôme d'ordre de 50cm, 80cm pour la quelle on a fixé la distance entre le fantôme et le radiamètre de 50cm puis 80cm (figure IV.8). Le résumé des résultats de cette étude sont illustrés sur le tableau IV.7 et représentés dans la figure IV..09 ci-dessous.

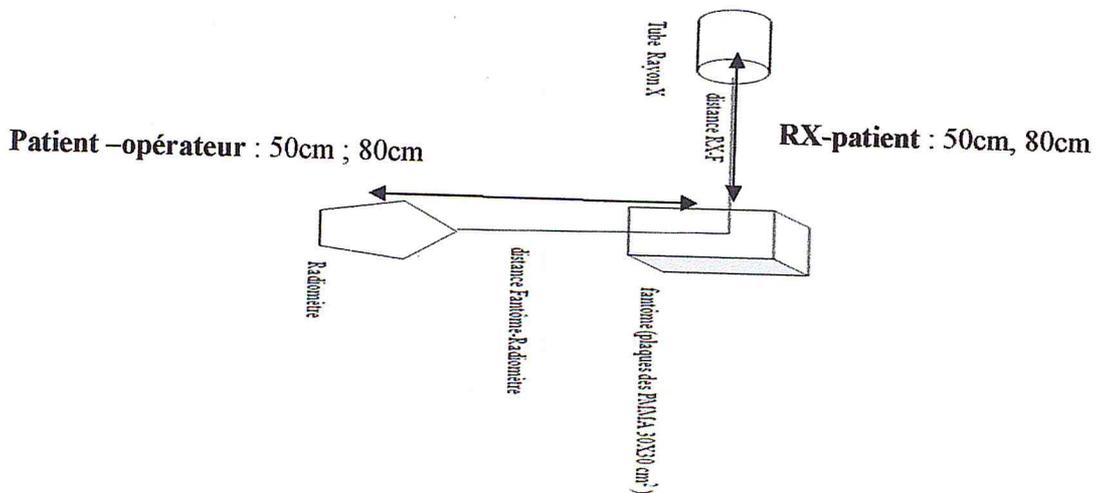


Figure IV.8 : Le dispositif de mesure pour l'étude de l'effet de la distance entre le patient –l'opérateur sur le rayonnement diffusé

La distance entre le fantôme - radiamètre de 50 cm	$(H^*(10) - BF)^* (\mu Sv/h)$
L'épaisseur du fantôme de 23 cm	
Distances tube RX-fantôme (cm)	
50	$127.21 \pm 3\%$
80	$97.71 \pm 4\%$

\*: Les valeurs moyennes de 10 mesures avec soustraction du bruit de font

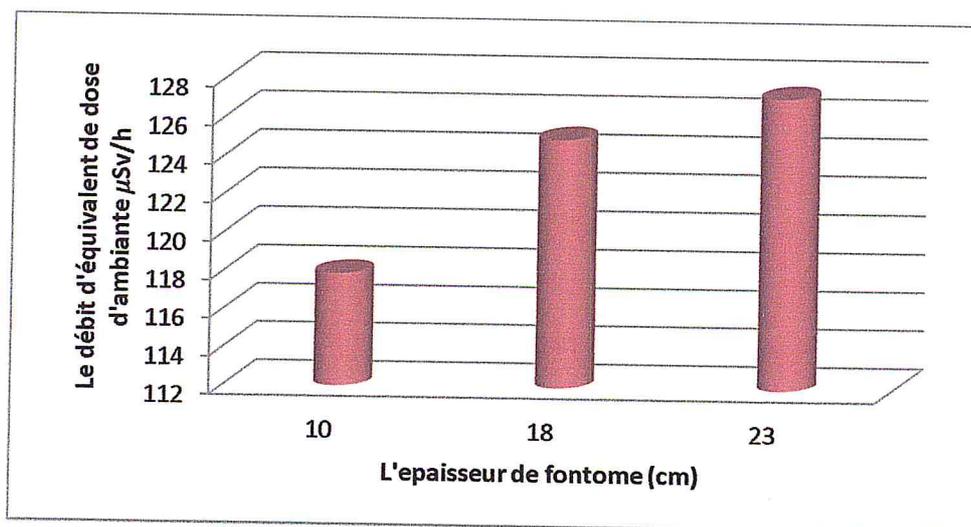
Tableau IV.7 : Le résumé des résultats obtenus sur l'incidence normale pour une distance entre le Fantôme - Radiamètre de 50cm et l'épaisseur du patient de 23cm.

l'épaisseur du patient et donc celle reçu par les opérateurs en radiologie interventionnelle. A cet effet, et pour réduire la dose reçu par les praticiens on doit utilisés une collimation juste pour la zone à explorer du patient.

La distance entre le tube RX et le fantôme de 50 cm	$(H^*(10) - Bf)^* (\mu Sv/h)$
La distance entre le fantôme et le radiamètre de 50cm	
<b>L'épaisseur de fantôme (cm)</b>	
10	$117.87 \pm 4 \%$
18	$124.95 \pm 4 \%$
23	$127.21 \pm 3 \%$

\*: Les valeurs moyennes de 10 mesures avec soustraction du bruit de fond

**Tableau IV. 09 :** Résultats de l'étude d'effet du patient sur le rayonnement diffusé en radiologie interventionnelle pour l'incidence normal



**Figure IV.11:** Débit d'équivalent de dose en fonction de l'épaisseur du patient pour une distance entre fantôme –radiamètre et RX- fantôme de 50cm

#### IV.4. Conclusion

La quantification du rayonnement diffusé en radiologie interventionnelle et en radiodiagnostic passe à travers la mesure des équivalents de doses individuels du corps entier et des extrémités. Ce ci peuvent être obtenu par une surveillance radiologique du personnel praticien en utilisant des dosimètres adéquats. Ainsi que la mesure de l'équivalent de dose d'ambiance qui peuvent donner des informations sur l'environnement du patient et du personnel médical. Dans ce présent travail on a pu quantifier le rayonnement diffusé on étudiant des paramètres qui ont un impacte direct sur l'exposition du personnel à savoir la distance entre patient et le praticien (50, 80,100cm) d'une part et entre la distance le tube RX et le patient (50 et 80cm) d'autre part ainsi que l'épaisseur du patient (10,18 et 23cm).

Dans cette quantification du rayonnement diffusé, pour la quelle on a utilisé une qualité des RX du spectre étroit recommandé par la norme ISO pour la radiologie interventionnelle telle que N-100 ( $E_{\text{moy}}=83\text{keV}$ ,  $T=100\text{Kv}$ ). Les résultats de nos mesures montre en premier lieu que plus on augment la distance entre le tube RX et le patient (50cm, 80cm) plus le rayonnement diffusé est moins important pour le personnel médical. En deuxième lieu, notre étude a montré aussi que le fait d'augmenter la distance entre le patient et l'opérateur de 50cm à 80cm le débit d'équivalent de dose d'ambiance diminue de la moitié donc le rayonnement diffusé est moins important pour le personnel situé à une distance de plus de 80cm.

L'effet de l'épaisseur du patient sur la dose qui peut recevoir le personnel médicale en radiologie interventionnelle et en radiodiagnostic a été aussi vérifiée, car on a trouvé que plus le volume du patient est important plus il aura des rayonnements diffusé car on a enregistré des débits d'équivalents de doses d'ambiance respectivement du coté du chirurgien situé à 50cm qui sont d'ordre  $117.87\mu\text{Sv/h}$ ,  $124.95\mu\text{Sv/h}$ ,  $127.21\mu\text{Sv/h}$  pour les épaisseurs 10,18, 23cm.

Par conséquent, pour une meilleure protection du rayonnement diffusé certaine recommandation peuvent être faite à savoir :

- ✚ Utiliser la scopie et exploiter les images de scopie pour éviter une graphie inutile ;
- ✚ Diminuer la cadence des images par exemple passer de 15 à 10 voir 7 images/seconde) ;
- ✚ Réduire la zone d'exploration avec les diaphragmes pour limiter la surface d'entrée ;

- ✚ Utiliser les filtres pour l'homogénéisation du faisceau puisque la zone filtrée atténue le rayonnement incident donc moins de diffusé ;
- ✚ Mettre les bras du patient sur sa tête s'ils se retrouvent dans le champ, ce la permettra de diminuer l'épaisseur du patient donc le rayonnement diffusé ;
- ✚ Rapprocher pour chaque incidence l'amplificateur de brillance afin de capturer le maximum de diffusé sortant et éloigner le tube radiogène ;
- ✚ La dose diminue selon l'inverse du carré de la distance puisque 2 fois plus loin, c'est 4 fois moins de dose et 4 fois plus loin, c'est 16 fois moins de dose ;
- ✚ Utiliser les moyens de protection individuels (tablier en plomb, cache thyroïdes, des lunettes plombée, des jupes en plomb ...) et collectifs (les paravents plombés, des plafonniers plombés).
- ✚ Avoir une certaine organisation dans l'équipe médicale afin de ce protéger mutuellement autrement dit ce partager la dose.

## Conclusion Générale

Le travail que nous avons réalisé au cours de ce mémoire, nous a permis d'évaluer les effets de la distance entre les praticiens en particulier le chirurgien et le patient ainsi que la distance entre le patient et le tube RX utilisé avec l'une des qualités recommandées pour la radiologie interventionnelle; il nous a permis aussi d'évaluer l'effet de l'épaisseur du patient sur le rayonnement diffusé qui représente le principal rayonnement d'exposition du personnel en radiologie interventionnelle.

Ce travail a été réalisé au Centre de Recherche Nucléaire d'Alger (CRNA) au niveau de Laboratoire Secondaire d'étalon en Dosimétrie (LSED) en collaboration avec le Laboratoire de Dosimétrie des Rayonnements Ionisant (LDRI). Nous avons pu effectuer nos mesures et vérifier l'impacte de ces deux paramètres (distance, épaisseur) sur le rayonnement diffusé en radiologie interventionnelle et en radiodiagnostic. Ceci nous a permis de nous familiariser avec les différents matériels de mesure à savoir : un fantôme plaque en PMMA équivalent patient, un tube RX avec les différentes qualités ISO (N-40, N-60, N-80, N-100, N-120, N-150, N-200, N-250, N-300) et un type de radiamètre étalonné en terme de  $\dot{H}^*(10)$ .

Dans un premier temps, nous avons introduit tous les aspects physiques liées à la radiologie interventionnelle et le radiodiagnostic. Des généralités sur la radiologie interventionnelle ont été aussi données en se basant sur l'aspect radioprotection quant à l'utilisation des rayonnements ionisants dans ce domaine médicale.

Dans un second temps, des mesures du rayonnement diffusé pour la qualité des RX N-100 correspondant à une énergie moyenne de 83keV et une tension de 100kV ont été effectuées pour différentes distances entre le patient et l'opérateur et entre le patient et le tube RX ainsi que pour plusieurs épaisseurs du patient. Pour chaque paramètres étudié (distance, épaisseur), on a mesuré les débits d'équivalent de dose d'ambiance  $\dot{H}^*(10)$  pour l'incidence normale afin de quantifier le rayonnement diffusé auquel les praticiens en radiologie interventionnelle et en radiodiagnostic seraient réellement exposés et ce, pour une meilleur prise en charge de leur protection. L'exploitation de ces résultats à des fins de la radioprotection consiste au choix de l'emplacement de praticiens par rapport au tube RX et au patient ainsi qu'au choix des moyens de protection individuel et collectifs les plus adéquats.

# Références

## Références bibliographiques

- [AIE04b] : AIEA(2004) « Radioprotection de l'expositin professionnelle due à l'incorporation de radionucléides » GUIDE SURETE N°RS-G-1.2, COLLECTION NORMES DE L'AIE .
- [AIEA95] : AIEA (1995). « Cours Post-Universitaire de Radioprotection », Volume I, Agence Internationale de l'Energie Atomique . Vienne , .
- [ATT86]: ATTIX , FH , Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry , Wiley New York (1986) .
- [ASN 10] : Rapport du groupe de travail sur la radioprotection en radiologie interventionnelle ASN juin 2010 .
- [AUB 97]: B. AUBERT, D. PAUL, R SABTTIER (1997). "Dosimétrie du personnel en milieu hospitalier " Radioprotection. Volume 32 N° 2, p163 à 197.
- [BER07] : D. BERTOLLOTO ; A. EPINEY et G. GAËTAN (2007). « Détection et Contrôle du Flux Neutronique », Laboratoire de Physique des réacteurs et de comportement des Systèmes, EPFL- SB - IPEP- LRS. PH-D3-455, Version 3.1.
- [BOT07] : J-F BOTTOLLIER - DEPOIS, I. CLAIRAND, L. DONADILLE, A. RANNOU (2007), « Dosimétrie individuelle pour l'irradiation externe : évolution des pratiques et des technique », Radioprotection, Volume 42 N°4, p 477 à 487.
- [BOR11]: J.M.BORDY , J.Daures et al. (2011). « Proposals for the type tests criteria and calibration condition of passive eye lens dosimeters to be used in interventional cardiology and radiology workplaces». Radiation Measurements 46, p1235-1238
- [CRPI90] : CIPR(2007). « Recommandation 2007 de la commission internationale de protection radiologique », Publication 103, IRNS.2009.
- [DEC 05] : Décret présidentiel n° 05-117(2005). Journal Officiel de la République Algérienne n°27.
- [DIE 94]: G. Dietze ,G . Menzel (1994). « Aspects of CIPR60 and ICRU 47 relevant to individual monitoring ». Radiation Protection Dosimetry , volume 54N<sup>o3/4</sup> ,p167 .

- [DUT82] : A.Dutreix, G.Marinello et A.Wambersie (1982). « Dosimétrie en curiethérapie ».
- [GAM08] : D-J. Gambini, R. Garnier (2008). «Manuel pratique de Radioprotection ». 3<sup>em</sup> édition.
- [HAT07] : HATTALI belkacem Université des sciences et de la technologie Houari BOUMADEDIEN ° d'ordre : 02/2007 -M/PH .
- [ICR90] : ICRP90 (1990). « 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological protection » Publication 60 ,Volume 21 , N°1-3 .
- [ICR11]: ICRP11 (2011). « Statement on tissue reaction»,Ref 4825-3093-1456.
- [IEC07] : IEC/CEI 62387-1 (2007) "Instrumentation pour la radioprotection - Système dosimétrique es intégrés passifs pour la surveillance de l'environnement et de l'individu Partiel : Caractéristique générales et exigences de fonctionnement " .
- [ISO06] : ISO 6980 (2006). « Énergie nucléaire- Rayonnement beta de référence, partie 2: Concepts d'étalonnage en relation avec les grandeurs fondamentales caractérisant le champ du rayonnement ».
- [ISO99b] : ISO -12794 (2000) "Rayonnement X et gamma de référence pour l'étalonnage des dosimètres et des débitmètre et pour la détermination de leurs réponse en fonction de l'énergie des photons , partie3 : Etalonnage des dosimètres de zone (ou d'ambiance ) et individuels et mesurage de leurs réponse en fonction de l'energie et l'angle d'incidence " .
- [JIM07] : CHRISTINE JIMONET ET HENRI METIVIER (2007). «Personne compétente en radioprotection: Principes de radioprotection réglementation ».
- [KLO10] : KLOUG 2010 «Initiation à la dosimétrie » document 07/12/2010 .
- [LAR10] : K.LARABI (2010). « Les aspects physiques et de radioprotection lié à l'introduction de la modalité de tomographie par émission de positon dans un service de médecine nucléaire», Thèse de Magister en physique médicale. L'USTHB.
- [MAR09] : J-L. MARANDE(2006). Service de santé au travail AP-HP ANMTEPH .
- [MET06] : H. Métivier(2006). « Radioprotection et ingénierie nucléaire » EDP science.
- [MOU04] : MOUHSSINE (2004). « Etude d'une nouvelle génération de dosimètre base sur détecteurs photostimulables type BaFBr(Eu) : caractérisation et application à la dosimètre environnementale et personnel », Thèse de Doctorat.

[ORAMED11]: ORAMED (2012). «Optimization of protection of Medical staff». EURADOS Report 2012-2.

[RAD94]: Radiation Protection 73 (1994). «Technical recommendation for monitoring individuals occupationally exposed to external radiation».

[RAN98]: A. RANNOU ,J.BARTHE , B.AUBERT ,B.BREGEON ,J.CHAMPLONG ,P.COLSON ,M . ESPAGNAN , Y.HERBAUT ,J.C THEVENIN , VALERO (1998) . « » Etat d'art des techniques de dosimétrie individuelle et analyse des besoins " ,Radioprotection Volume33 N°4,p405 à 433 .

[SAI96] : M.SAIDI (1996) : "Radioprotection en Médecine Nucléaire " , Mémoire de post-Graduation Spécialisé en Génie Nucléaire , option Radioprotection , Centre de Radioprotection et de Sureté .

[SUP 11] :Support de Cours 2011, Université Médicale Virtuelle Francophon .

