



Université Grenoble Alpes  
UFR Médecine Pharmacie  
INSTN/CEA de Grenoble



## **Evaluation de l'influence de la position et de l'orientation du dosimètre porté au niveau du col en radiologie et cardiologie interventionnelles.**

Mémoire présenté par :

**Audace GIRUKWISHAKA**

en vue de l'obtention du

Master 2 Professionnel

**Mention** : Ingénieries pour la Santé et le Médicament

**Spécialité** : Radioprotection

Maîtres de stage : Filip VANHAVERE et Jérémie DABIN

Centre d'Etude de l'Energie Nucléaire (SCK•CEN) de Mol en Belgique

Institut environnement, santé et sûreté

Unité de recherche en dosimétrie appliquée

15 Septembre 2016

## Table des matières

<b>REMERCIEMENTS.....</b>	<b>III</b>
<b>CHAPITRE I : PRESENTATION GENERALE DU SCK•CEN.....</b>	<b>1</b>
<b>I.1. Localisation géographique et historique du SCK•CEN.....</b>	<b>1</b>
I.1.1. Localisation géographique.....	1
I.1.2. Historique de SCK•CEN.....	1
<b>I.2. Organisation administrative de SCK•CEN.....</b>	<b>2</b>
I.2.1. Conseil d'administration.....	2
I.2.2. Le bureau du SCK•CEN.....	2
I.2.3. Le conseil d'entreprise.....	2
I.2.4. Organe consultatif.....	2
<b>I.3. Statut juridique du SCK•CEN.....</b>	<b>3</b>
<b>I.4. Mission, vision et responsabilité.....</b>	<b>3</b>
I.4.1. Mission.....	3
I.4.2. Vision.....	3
I.4.3. Responsabilité.....	3
<b>CHAPITRE II : EXPOSITION DE L'ŒIL LORS DES PROCEDURES DE RADIOLOGIE INTERVENTIONNELLES (RI) ET DE CARDIOLOGIE INTERVENTIONNELLES (CI).....</b>	<b>4</b>
<b>II.1. Introduction.....</b>	<b>4</b>
<b>II.2. Protection radiologique en radiologie et cardiologie interventionnelles.....</b>	<b>5</b>
II.2.1 Introduction.....	5
II.2.2. Protection individuelle.....	6
II.2.3. Protection collective.....	7
II.2.4. Bonnes pratique de radioprotection.....	7
II.2.5. Conclusion.....	8
<b>II.3. Estimation de la dose équivalente au cristallin à partir de l'équivalent de dose corps entier (<math>H_p(10)</math>).....</b>	<b>9</b>
II.3.1 Surveillance de l'exposition du cristallin.....	9
II.3.2. Estimation de la dose au cristallin à partir de la dose corps entier.....	9
II.3.3. Données de la littérature sur le rapport entre dose au cristallin et dose corps entier	10
II.3.4. Analyse des études ci-dessus résumées.....	16
<b>II.4. Conclusion.....</b>	<b>17</b>

<b>CHAPITRE III: INFLUENCE DE LA POSITION ET DE L'ORIENTATION DU DOSIMETRE CORPS ENTIER PORTE SUR LE COU ET EFFET SUR L'ESTIMATION DE LA DOSE AU CRISTALLIN.....</b>	<b>18</b>
<b>III.1. Introduction.....</b>	<b>18</b>
<b>III.2. Matériels et méthodes .....</b>	<b>18</b>
III.2.1.Brève description du matériel et méthode de lecture.....	19
III.2.2. Irradiation des dosimètres sur fantômes.....	22
III.2.2.1. Irradiation sur le fantôme parallélépipédique et cylindrique.....	22
III.2.2.2. Irradiation sur le fantôme RA.....	24
<b>III.3. Résultats et discussion.....</b>	<b>25</b>
III.3.1. Réponse angulaire sur les fantômes rectangulaire et cylindrique .....	25
III.3.1.1. Réponse de dosimètre DIS-1 sur un fantôme parallélépipédique .....	25
III.3.1.2. Réponse de dosimètre OSL sur un fantôme parallélépipédique.....	28
III.3.1.3. Réponse de dosimètre DIS-1 sur un fantôme cylindrique.....	30
III.3.1.4. Réponse de dosimètre OSL sur un fantôme cylindrique.....	33
III.3.2. Réponse des dosimètres sur le fantôme RA.....	36
<b>III.4. Résultats des mesures cliniques sur docteur .....</b>	<b>39</b>
III.4.1. Conditions de réalisation de mesures .....	39
III.4.2. Résultats des mesures cliniques sur docteur.....	40
<b>III.5. Conclusion .....</b>	<b>41</b>
<b>BIBLIOGRAPHIE .....</b>	<b>42</b>

## Remerciements

Au terme de ce travail, j'éprouve un grand plaisir à remercier tout d'abord monsieur Filip Vanhavere, responsable de l'institut environnement, santé et sureté; madame Lara Strulens responsable de l'unité de recherche en dosimétrie appliquée et surtout monsieur Jérémie Dabin promoteur et directeur de ce stage, qui par leur expérience, leur don d'écoute et leur tolérance ont guidé mon activité tout en préservant mon esprit d'initiative durant toute la période de mon stage. Ses précieux conseils, son enthousiasme constant, sa disponibilité permanente et surtout sa rigueur scientifique au travail ont permis sa réalisation, je lui en serai très reconnaissant pour toujours.

Je remercie vivement ma femme NHIMIRIMANA Olea et ma fille Liora Peniella NIYOGITANGAZA et toute ma famille en générale pour avoir supporté mon absence durant toute la période de ma formation.

Mes remerciements très vifs sont aussi adressés à l'Agence Internationale de l'Energie Atomique (AIEA) pour le financement de la formation, au Gouvernement du Burundi pour le soutien de ma candidature et à l'ensemble du personnel enseignant du Master Européen de Radioprotection pour une formation aussi intellectuelle qu'humaine reçue durant toute l'année. Que mes remerciements leur parviennent à travers les responsables de ce Master, Paul LIVOLSI et Jacques BALOSSO.

Je dis grand merci à la SCK•CEN Academy pour avoir accepté ma candidature comme premier stagiaire du Master européen de radioprotection au sein de votre centre dans le but de renforcement du partenariat entre ces deux institutions, que je sois le premier et non le dernier candidat à être accepté.

Merci à l'ensemble du personnel du service de radioprotection, dosimétrie et calibration, pour son accueil chaleureux et son soutien, qui m'a été d'un grand apport dans le cheminement de mon stage.

Merci à tous ceux sans qui ce mémoire ne serait pas ce qu'il est : aussi bien par les discussions que j'ai eu le plaisir d'avoir avec eux, leurs suggestions ou contributions. Je pense ici en particulier à mes camarades de classe.

Il m'est enfin agréable de dire merci à toutes les personnes qui ne cessent de penser à moi, et au Dieu Tout-Puissant qui m'a gardé et soutenu dans les moments difficiles où il a fallu sa bonté pour triompher.

A toutes et à tous je dédie ce mémoire.

## Chapitre I : Présentation générale du SCK•CEN

### I.1. Localisation géographique et historique du SCK•CEN

#### I.1.1. Localisation géographique

A sa création en 1952, le STK•CEAEN, aujourd'hui SCK•CEN, avait été implanté à Rhode-Saint-Genèse. L'implantation à Rhode-Saint-Genèse ne pouvant pas être définitive, le CEAEN acheta son propre terrain à Mol le 22 Décembre 1953. Les équipes de Rhode-Saint-Genèse arrivèrent progressivement à Mol en 1955 et en janvier 1956. Aujourd'hui le siège social du SCK•CEN est situé à Bruxelles et son Siège d'exploitation à Mol.

#### I.1.2. Historique de SCK•CEN

Le SCK•CEN (Studiecentrum voor Kernenergie – Centre d'Etude de l'Energie Nucléaire), avec 64 ans d'expérience et un personnel de plus de 700 personnes a une histoire très riche en événements. Le Centre d'Etude de l'Energie Nucléaire a vu le jour en 1952, comme une association sans but lucratif (asbl) sous le nom de "Centre d'Etudes pour les Applications de l'Energie nucléaire", ou en abrégé CEAEN. Pierre Ryckmans, ancien administrateur des régions du Ruanda-Urundi et gouverneur général du Congo belge de 1934 à 1946 fut le premier président du conseil d'administration du Centre. Le SCK•CEN a ainsi permis au monde universitaire et industriel belge d'avoir accès au développement mondial de l'énergie nucléaire à des fins pacifiques. Depuis sa création et grâce à un travail innovateur, le SCK•CEN a joué un rôle de pionnier dans le domaine de la science et de la technologie nucléaire. Parmi les dates les plus marquantes, on retiendra par exemple les dates suivantes :

- **1952** : Création par le gouvernement belge d'un Centre d'Etude pour l'Application de l'Energie Nucléaire (en abrégé le STK-CEAEN ; Studiecentrum voor de Toepassingen van Kernenergie).
- **1956** : Entrée en fonctionnement du premier réacteur belge (BR1).
- **1957** : Changement du nom de l'institution qui devient le SCK•CEN (Studiecentrum voor Kernenergie – Centre d'Etude de l'Energie Nucléaire).
- **1961** : Mise en fonctionnement du deuxième réacteur belge (BR2).
- **1962** : Démarrage du troisième réacteur belge (BR3) à eau pressurisée et, une année plus tard, introduction dans ce réacteur de crayons de combustibles enrichis en plutonium.
- **1970** : Extension des activités de SCK•CEN au secteur non nucléaire.
- **1974** : Démarrage d'un programme de recherche autour de la possibilité de stockage des déchets radioactifs dans le sous-sol.
- **1987** : Mise à l'arrêt du BR3 à eau pressurisée et début de recherche sur le démantèlement de pareil type de réacteur.
- **1991** : Transfert des activités non nucléaire du SCK•CEN au VITO, une institution flamande en charge de la Recherche Technologique. Ces deux institutions fonctionnent sur le même site mais développent leurs activités de manière autonome.
- **1995** : Le SCK•CEN, l'ONDRAF et d'autres partenaires entreprennent un grand programme de recherche visant à examiner si les déchets nucléaires peuvent être enfouis de manière sûre dans des couches d'argile, en sous-sol.

- **2006** : Réorganisation du SCK•CEN suite à laquelle trois instituts scientifiques sont constitués. Ces instituts sont : Science des Matériaux nucléaires, Systèmes nucléaires avancés et l'institut Environnement, Santé et Sûreté. Chaque institut étudie un domaine spécifique des applications nucléaires. Un quatrième institut prend en charge la communication, les services d'appui et l'administration.
- **2012** : Création de l'Academy for Nuclear Science and Technology dont l'objectif est de regrouper les activités de formation et de training du SCK•CEN.

## **I.2. Organisation administrative de SCK•CEN**

### **I.2.1. Conseil d'administration**

Le conseil d'administration est l'organe dirigeant du SCK•CEN. Ses membres sont nommés par arrêté royal pour un mandat de six ans. Le conseil d'administration est composé d'un président, deux vices présidents, un administrateur délégué, deux membres honoraires, deux commissaires du gouvernement et dix membres. Il a dans ses attributions la responsabilité du bon fonctionnement du SCK•CEN. Parmi celles-ci figurent l'approbation du programme d'activités, l'approbation des budgets annuels, l'organigramme, l'approbation des comptes et la prise de décisions comportant un impact financier important.

### **I.2.2. Le bureau du SCK•CEN**

Le bureau du SCK•CEN est composé du président du conseil d'administration, de ses deux vices présidents, de l'administrateur délégué, des trois membres du conseil d'administration, des deux commissaires du gouvernement, du directeur général et du secrétaire. Ces deux derniers ne sont pas membre du conseil d'administration. Il a comme mission principale de suivre l'exécution des décisions prises et de préparer les réunions du conseil d'administration.

### **I.2.3. Le conseil d'entreprise**

Le conseil d'entreprise est composé d'une délégation patronale composée de cinq membres effectifs dont le directeur général et de cinq membres suppléants et d'une délégation des travailleurs composée de dix membres effectifs et de dix suppléants. Il a comme mission principale la gestion quotidienne du centre.

### **I.2.4. Organe consultatif**

Le conseil scientifique est un organe consultatif qui se concentre sur les aspects sociaux et scientifiques du fonctionnement du SCK•CEN. Il avise le conseil d'administration et le comité de direction. Il prodigue des conseils sur la formation, la communication et la valorisation de la recherche scientifique transmise. Il évalue aussi la qualité des travaux de recherche menés par le SCK•CEN.

### **I.3. Statut juridique du SCK•CEN**

Le SCK•CEN est une fondation d'utilité publique avec un statut de droit privé sous la tutelle du ministre fédérale de l'Energie. Malgré le rôle important des autorités dans le financement et le contrôle des activités du SCK•CEN, les collaborateurs ne sont pas des fonctionnaires.

### **I.4. Mission, vision et responsabilité**

#### **I.4.1. Mission**

Le Centre d'Etude de l'Energie Nucléaire effectue, en tant que Fondation d'utilité Publique, des recherches qui ouvrent de nouvelles perspectives à l'énergie nucléaire et aux rayonnements ionisants pour des applications civiles et développe des technologies nucléaires à des fins sociales. Le SCK•CEN met à profit son expertise en matière de protection radiologique pour offrir des services et un soutien aux décideurs. Il fournit des conseils et formule des recommandations pratiques aux entreprises nucléaires, au secteur médical, aux autorités et à l'Agence Internationale de l'Energie Atomique. Le SCK•CEN n'est pas seulement actif dans le domaine de la recherche scientifique nucléaire. Le site de Mol assure aussi la production de l'isotope médical molybdène-99 et la production de silicium dopé.

#### **I.4.2. Vision**

Le Centre d'Etude de l'Energie Nucléaire souhaite être un centre de recherche qui fait autorité dans son domaine et un centre d'excellence au niveau international. Grâce aux efforts de scientifiques et d'ingénieurs inspirés, combinés à une infrastructure unique, le SCK•CEN vise à développer des technologies innovantes pour répondre aux questions sociales et aux besoins dans le domaine de l'énergie nucléaire et des rayonnements ionisants. Quels que soient les choix futurs, la sûreté nucléaire, la protection radiologique et le dépôt des déchets radioactifs restent des sujets de préoccupation.

#### **I.4.3. Responsabilité**

Pour le SCK•CEN, la sûreté dans tous ses aspects reste une priorité absolue, y compris la sécurité et l'impact environnemental, tant comme sujets de recherche et de prestations de services, qu'en ce qui concerne l'exploitation de ses propres installations. Il poursuit également sans relâche ses activités dans le cadre de la non-prolifération des matériaux pouvant être utilisés pour les armes nucléaires.

## **Chapitre II : Exposition de l'œil lors des procédures de radiologie interventionnelles (RI) et de cardiologie interventionnelles (CI).**

### **II.1. Introduction**

La radiologie interventionnelle concerne l'utilisation des techniques d'imagerie médicale à but diagnostique et thérapeutique. Les techniques interventionnelles utilisant l'imagerie médicale regroupent des actes diagnostiques et thérapeutiques guidés par imagerie et réalisés par les radiologues et par des spécialistes médicaux ou chirurgicaux. Celles-ci comprennent l'imagerie par résonance magnétique (IRM), les scanners, les échographies et l'angiographie. La radiologie interventionnelle (RI) représente une alternative au traitement chirurgical, en raison de sa plus faible invasivité ; souvent les deux techniques se complètent. Dans le cas de procédures/modalités employant des rayons X, le domaine de RI/CI constitue actuellement celui où l'opérateur rencontre les risques les plus élevés d'exposition aux rayons X en raison de sa proximité du patient, principale source de rayonnement diffusé en salle opératoire. De plus, il est possible que l'opérateur mette les mains directement dans le faisceau de rayons X, surtout dans le cas de procédures très proximales. L'exposition de l'opérateur dépend de son expérience, de la procédure pratiquée, de facteurs techniques et du patient. Pour un même examen, la dose dépend ainsi de la position du tube, du temps de radioscopie, de la position de l'opérateur (proche ou éloigné du patient), des moyens de protection radiologique collectifs ou individuels, etc. Les cardiologues et les radiologues interventionnels sont parmi les groupes professionnels qui reçoivent les doses les plus élevées pour les yeux. Dans le projet ORAMED [Vanhavere et al., 2012], une campagne de mesure a été menée pour mettre en évidence la dose reçue par l'œil lors des procédures de radiologie et cardiologie interventionnelles. La dose moyenne par procédure est environ 40  $\mu\text{Sv}$  pour les procédures de PTCA ou PCI (Percutaneous transluminal Coronary angioplasty ou Percutanous Cornary Intervention) et environ 120  $\mu\text{Sv}$  pour les embolisations. Pour ces interventions cardiaques, la dose œil est en moyenne entre 40 et 60  $\mu\text{Sv}$  par procédure. Ces doses ont été extrapolées à une dose annuelle tenant compte de la charge de travail des médecins. Les informations sur le nombre et le type de procédure par an ont été recueillies auprès de 84 médecins interventionnels. Ainsi les résultats ont montré que 8% ont une dose comprise entre 45 mSv et 150 mSv (une dose supérieure au trois dixième de la limite sans atteindre la limite de 150 mSv), 17% une dose comprise entre 15 mSv et 45 mSv et 75% une dose comprise entre 1 et 15 mSv ; une dose supérieure ou égale à 150 mSv n'a été observée chez aucun médecin. Si on tient compte de la nouvelle limite annuelle de la dose équivalente au cristallin proposée par la CIPR qui est de 20 mSv par an, cette étude montre que 45% des opérateurs ont reçu une dose supérieure à 6 mSv (dose supérieure au trois dixième de la limite annuelle) et 24% dépassent la limite de 20 mSv.

Au cours des dernières années, la recherche épidémiologique a montré que les opacités du cristallin et la cataracte peuvent se produire à des doses beaucoup plus faibles que prévu précédemment [Ciraj-Bjelac et al., 2012]. Une haute prévalence d'opacités et de cataractes a été observée chez le personnel de cardiologie et radiologie interventionnelles, l'un des groupes de travailleurs les plus à risque [Picano et al., 2012]. La fréquence et la gravité des opacités du cristallin augmentent à la fois en fonction de l'âge et des années d'activité dans le domaine [Junk et al., 2004].



En réponse à ces nouvelles données, la commission internationale de protection radiologique (CIPR), dans sa publication 118 [ICRP, 2012], recommande la réduction de la limite d'exposition de l'œil de 150 mSv à 20 mSv par an et 100 mSv sur 5 ans, comme ce qui se fait pour la dose efficace. Les seuils d'apparition des effets déterministes (opacité au niveau sous capsulaire postérieure et cataracte radio-induite), ont aussi été revus. Pour une dose totale reçue lors d'une seule exposition, l'opacité détectable a un seuil de 0,5 à 2 Gy et l'effet de déficience visuelle (cataracte) a un seuil de 5 Gy. Pour une exposition chronique ou fractionnée, le seuil de l'opacité est de 5 Gy tandis que celui de la cataracte a été défini comme supérieur à 8 Gy. La période de latence peut s'étendre sur plusieurs années. Cette limite est nettement inférieure à la précédente et exige une surveillance régulière de l'exposition de l'œil pour certains lieux de travail. La méthode la plus précise pour surveiller la dose équivalente pour le cristallin est de mesurer l'équivalent de dose sous une profondeur de 3 mm,  $H_p(3)$ , avec un dosimètre porté aussi près que possible de l'œil et qui a été préalablement étalonné sur un fantôme représentatif de la tête; le fantôme représentatif de la tête étant un fantôme cylindrique de 20 cm de diamètre et 20 cm de hauteur [Vanhavere et al., 2012]. Cependant le port de ces dosimètres n'est ni facile ni confortable, et de plus, à l'heure actuelle les dosimètres étalonnés en  $H_p(3)$  sont rares et les praticiens interventionnels y sont peu sensibilisés.

Dans ce présent chapitre, nous nous proposons d'étudier l'exposition de l'œil et d'estimer la dose reçue par l'œil dans le cas de l'utilisation ou non des équipements de protection. Nous allons montrer que les protections radiologiques individuelles et collectives jouent un rôle très important dans la diminution de la dose au cristallin en RI et CI. Nous allons passer en revue certaines données de la littérature qui traitent de la relation entre la dose au cristallin et l'équivalent de la dose corps entier mesurée par les dosimètres opérationnels étalonnés en  $H_p(10)$  et portés au-dessus d'un équipement de protection. Ces données de la littérature montrent que les coefficients de corrélation utilisés pour estimer la dose équivalente reçue par le cristallin varient fortement en fonction de la procédure radiologique et des différents paramètres techniques.

## **II.2. Protection radiologique en radiologie et cardiologie interventionnelles**

### **II.2.1 Introduction**

En générale, la protection contre les rayonnements ionisant est basée sur les trois principes qui sont la limitation de temps d'exposition, l'éloignement par rapport aux rayonnements ionisant (source de rayons) et l'utilisation d'équipements de protection individuels et/ou collectifs. En radiologie et cardiologie interventionnelles, la protection radiologique est basée principalement sur le port d'équipements de protection plombés individuels (vestes, jupes, chasubles, protège thyroïde, lunettes) et collectifs ou semi collectifs (bas-volets souples, vitres plombées mobiles, sous suspension plafonnière, bavettes ou franges, cabines de radioprotection). La protection des yeux, organes particulièrement sensibles aux rayonnements ionisants, est essentielle dans le cadre de l'utilisation des rayons X dans le domaine de radiologie et cardiologie interventionnelles. Ces équipements jouent un rôle très important dans la réduction de la dose en générale et en particulier de la dose aux cristallins.

## II.2.2. Protection individuelle

En radiologie et cardiologie interventionnelles les équipements de protection individuels les plus usuels sont les tabliers de plomb, les lunettes à verre plombé, les protèges thyroïdes et les visières de protection. La protection des yeux peut être réalisée de deux façons, par l'utilisation de lunettes plombées ou de visières de protection. Les lunettes qui protègent mieux l'œil des rayonnements sont des lunettes capables de protéger l'œil du faisceau latéral qui est le plus souvent rencontré en radiologie et cardiologie interventionnelles. Les lunettes larges couvrant complètement les yeux et donc ajustées au visage pour une protection latérale sont les plus adéquates, (photo 1). L'espace entre les verres plombés et le visage doit être aussi le plus petit possible, la photo 2 montre un exemple de lunettes qui n'offrent pas une bonne protection. Des recherches scientifiques [Koukorava et al., 2014] ont montré que l'efficacité des lunettes dans la protection des yeux est liée à l'épaisseur du verre de plomb. Mais, au-delà d'une épaisseur de 0,5 mm d'équivalent plomb (0,5 mm Pb) le gain n'est pas significatif en termes de réduction de dose. A titre illustratif pour l'œil gauche et pour une projection postéro-antérieure (PA), des simulations Monte Carlo [Vanhavere et al., 2012] ont montré que par exemple, pour un faisceau de 90 kVp avec une filtration inhérente de 3 mm Al, des lunettes larges avec des verres d'une épaisseur de 0,5 mm Pb assurent une protection de 85% tandis que les mêmes lunettes avec des verres d'une épaisseur de 1 mm Pb assurent une protection de 86%. Les lunettes étroites avec des verres d'une épaisseur de 0,5 mm Pb protègent l'œil à hauteur de 70% tandis que les mêmes lunettes avec des verres d'une épaisseur de 1 mm Pb protègent l'œil à 74%. Les lunettes à verres plombés d'une épaisseur supérieure à 0,5 mm Pb deviennent très lourdes et augmentent l'inconfort ce qui réduit la fréquence de port de ces lunettes.

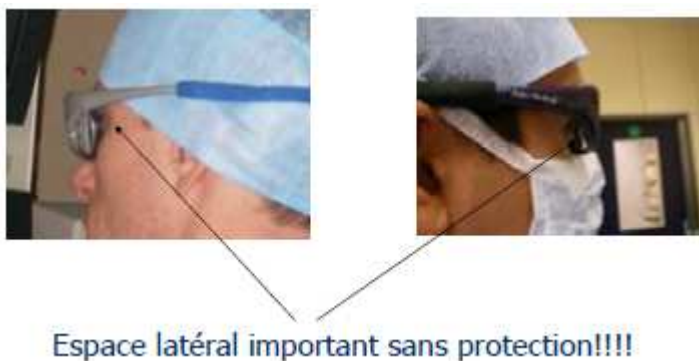
Les visières en acrylique plombé de protection couvrent une plus grande partie du visage ou l'entièreté de celui-ci, (photo 3). En outre, elles permettent plus facilement le port de lunettes de vue (verres correcteurs) par l'opérateur. Les visières qui existent sur le marché, bien qu'elles soient moins répandues, sont souvent proposées avec une protection équivalente à 0,1 mm de plomb.



**Photo 1:** Paire de lunettes de protection avec déflecteur



**Photo 3:** Visière en acrylique plombé



**Photo 2: Mauvaises lunettes de protection**

### II.2.3. Protection collective

Les équipements de protection collectifs contribuent à la diminution de la dose reçue par les parties du corps non protégées par les équipements individuels de protection. Les écrans plombés suspendus, dits aussi écrans plafonniers ou suspensions plafonniers, sont constitués d'une vitre en acrylique plombé de 0,50 mm équivalent plomb ou d'une vitre en verre plombé de 2 mm équivalent plomb (photo 4). Une étude a montré que l'interposition d'un écran plafonnier permet de réduire la dose aux cristallins d'un facteur variant de 2 à 7 à condition qu'il soit bien positionné [Vanhavere et al., 2012]. Les équipements de protection collectifs doivent être utilisés et positionnés de telle sorte à efficacement protéger l'opérateur du rayonnement diffusé, généré principalement au point d'entrée des rayons X à la surface du patient. Ces équipements, quand leur utilisation est compatible avec l'acte clinique, permettent de réduire considérablement la dose aux cristallins. L'efficacité de protection des écrans est directement dépendante de la nature du matériau et de son épaisseur.



**Photo 4 : Différents types d'écrans plafonniers plombés**

### II.2.4. Bonnes pratique de radioprotection

La radioprotection repose sur les 3 facteurs bien connus : temps - distance - écran, afin d'appliquer au mieux le principe fondamental qui stipule que toute exposition au rayonnement ionisant doit être maintenue aussi basse que raisonnablement possible (ALARA). Les bonnes pratiques concernent non seulement la position du tube mais aussi tous les paramètres techniques permettant d'optimiser l'exposition du patient car l'exposition de l'opérateur est étroitement liée à celle du patient [Dauer et al., 2010]. Le positionnement du tube sous la table d'opération réduit la dose aux yeux d'un facteur variant de 2 à 27 comparé au cas où le tube est au-dessus de la table [Vanhavere et al., 2012]. La liste ci-dessous, bien qu'elle ne soit pas exhaustive, reprend l'ensemble des bonnes pratiques de radiologie et cardiologie interventionnelles qui permettent de réduire l'exposition du

travailleur d'une façon générale, et du cristallin en particulier [Koukorava et al., 2011, Vano et al., 2006 ]:

- Seuls doivent être utilisés des appareils et des salles dédiés aux actes interventionnels;
- Le tube à rayons X doit être positionné sous la table si la procédure interventionnelle le permet;
- Dans le cas où le tube est positionné de profil, il est rappelé que les intervenants doivent être positionnés plutôt du côté du détecteur (intensificateur d'images radiologique ou détecteur plan) et non du côté du tube, point d'entrée des rayons X;
- Utiliser le plus souvent possible les protections plafonnières ainsi que les protections de type bas-volet. L'écran plafonnier doit être placé aussi près que possible du corps du patient;
- Lorsqu'un appareil biplan est utilisé, l'ajout d'un écran plafonnier supplémentaire protégeant du rayonnement diffusé pour les incidences latérales est très important pour la protection des yeux;
- Lorsque l'opérateur est amené à se déplacer en cours d'intervention, l'attention doit être maintenue pour conserver un positionnement efficace de l'écran plafonnier durant ses mouvements;
- Réduire au maximum possible la distance entre le patient et le détecteur;

### **II.2.5. Conclusion**

La présence d'équipements de protection individuels ou collectifs ne suffit pas à elle seule pour diminuer la dose, ils doivent en outre être utilisés correctement. Pour cela le développement d'une culture de la protection radiologique est nécessaire. Pour cette raison, la formation pour la radioprotection doit être une obligation légale pour tous les radiologues et cardiologues interventionnels et pour tout le personnel médical présent dans la salle d'intervention. Le personnel d'intervention doit être conscient des risques, et des programmes de formation spécifiques à l'utilisation appropriée de l'équipement de protection contre les radiations doivent être conçus [Broughton et al., 2013]. L'inconfort dans l'utilisation de ces équipements de protection est le prix de la réduction de la dose et il faut que les utilisateurs en soient conscients. Bien que certains designs des lunettes soient plus particulièrement sympathiques, il est essentiel de garder à l'esprit le potentiel de protection des lunettes et de choisir les lunettes les plus enveloppantes. Les écrans plafonniers suspendus protègent les yeux aussi efficacement que des lunettes plombées. Mais il existe des procédures où l'utilisation de ces équipements collectifs n'est pas pratique, rendant l'utilisation des lunettes indispensable.

Cependant, les équipements de protection qu'ils soient individuels ou collectifs n'arrêtent pas totalement les rayons X mais les atténuent ce qui veut dire que l'œil reste exposé à des rayonnements quelque soit le type d'équipement utilisé. Il est donc important d'évaluer la dose reçue par l'œil dans le cas de l'utilisation ou non des équipements de protection.

## **II.3. Estimation de la dose équivalente au cristallin à partir de l'équivalent de dose corps entier ( $H_p(10)$ )**

### **II.3.1 Surveillance de l'exposition du cristallin**

La diminution de la limite de dose équivalente au cristallin (de 150 mSv à 20 mSv sur douze mois glissants) exige une surveillance régulière de l'exposition de l'œil. La méthode la plus précise pour surveiller la dose équivalente pour le cristallin est de mesurer l'équivalent de dose sous une profondeur de 3 mm,  $H_p(3)$ , avec un dosimètre préalablement étalonné sur un fantôme représentatif de la tête [Vanhavere et al., 2012]. Le dosimètre pour le cristallin doit être porté aussi près que possible de l'œil, si possible en contact avec la peau, et orienté vers la source de rayonnement. Lorsqu'il est utilisé en radiologie et cardiologie interventionnelle, le côté le plus proche du tube à rayons X doit être choisi [NF ISO 2016]. Cela peut ne pas être confortable pour tout opérateur et particulièrement pour un opérateur qui porte habituellement des lunettes de protection. Lorsque des lunettes ou des masques de protection plombés sont utilisés, le dosimètre doit être porté de préférence derrière eux. Cela est souvent peu pratique et il est possible de placer un dosimètre sur la face extérieure ou à proximité des lunettes plombées. Dans ce cas, il convient d'appliquer certains facteurs de correction pour estimer la dose reçue par l'œil tenant compte des facteurs d'atténuation des lunettes. Une autre méthode de port de dosimètre pour le cristallin possible mais pas recommandée est de couvrir la face avant du dosimètre à l'aide d'un filtre reproduisant l'atténuation due aux lunettes plombées. Dans ces cas, la mise en place d'un filtre sur le dosimètre peut conduire à une sous-estimation de la dose au cristallin car il faut savoir que certains types de lunettes plombées n'offrent pas une protection adéquate pour des angles obliques [NF ISO 2016].

### **II.3.2. Estimation de la dose au cristallin à partir de la dose corps entier**

Avant la réduction de la limite de la dose équivalente au cristallin, la dosimétrie de l'œil était rarement réalisée dans la pratique pour deux raisons principales. D'une part, il avait été jugé que, en raison de la haute limite de dose (150 mSv), le suivi de la dose du corps entier (dose efficace) était suffisant pour assurer une limitation fiable de la dose de l'œil dans le cas de la plupart du personnel médical. D'autre part, les dosimètres cristallins dédiés et étalonnés sur un fantôme représentatif de la tête étaient rares sur le marché. Avec la réduction de cette dose à 20 mSv, un suivi dosimétrique régulier de l'œil en radiologie et cardiologie interventionnelle devient indispensable. L'idéal est d'estimer la dose équivalente au cristallin de la manière la plus précise possible. Deux méthodes pour estimer cette dose au cristallin (directe et indirecte) peuvent être employées. La méthode directe consiste à utiliser un dosimètre cristallin supplémentaire correctement étalonné en termes de  $H_p(3)$  et bien positionné. La méthode indirecte utilise des indicateurs dosimétriques (paramètres dosimétriques d'examen parfois appelés dose patient) ou des valeurs de dose enregistrées par d'autres dosimètres personnels déjà portés par les opérateurs et étalonnés dans d'autres grandeurs dosimétriques afin d'estimer la dose de l'œil. Le principal obstacle à la méthode directe est qu'un dosimètre supplémentaire n'est pas toujours pratique pour le personnel médical qui, selon le cas, porte déjà d'autres dosimètres corps entier en dessous et/ou au-dessus du tablier de plomb. La solution alternative au port d'un dosimètre près de l'œil souvent proposée dans ces situations peut être le port de deux dosimètres : le premier dosimètre placé derrière le tablier au niveau de la poitrine et le second à l'extérieur du

tablier, au niveau du cou [ICRP, 2000, NCRP, 1995]. Cette technique du double dosimètre, proposée à l'origine pour mieux déterminer la dose efficace, a été mise à profit par plusieurs auteurs afin d'estimer la dose au niveau du cristallin. D'autres études suggèrent l'utilisation du dosimètre placé au niveau du cou pour estimer la dose au cristallin [Struelens et al., 2013]. Les résultats fournis par le dosimètre corps entier porté à hauteur de cou, à l'extérieur du tablier de protection peut servir à fournir plus d'information sur la pratique en matière de radioprotection de l'œil. L'utilisation de ce dosimètre nécessite l'application des facteurs de conversion et ces derniers varient fortement en fonction du type de procédures interventionnelles, des habitudes personnelles des opérateurs, de l'emplacement exact des dosimètres au-dessus des tabliers et des mesures de protection prises par les opérateurs [NF ISO, 2016]. Notons que les méthodes d'estimation de la dose aux cristallins n'incluent pas la méthode d'utilisation de la dosimétrie d'ambiance  $H^*(10)$  car cette méthode exigerait une double évaluation, d'abord l'évaluation de  $H_p(10)$  et ensuite l'évaluation de  $H_p(3)$  ce qui élargirait sans doute l'incertitude des mesures. L'estimation de la dose équivalente pour le cristallin à partir de l'équivalent de dose fourni par un dosimètre porté au niveau du cou est généralement acceptable si le tube à rayon X est placé sous la table d'opération [Kim et al., 2008].

Pour faire face à ces situations, de nombreuses études ont été réalisées dans le but d'explorer l'utilisation des facteurs de conversion pour estimer la dose au cristallin. Certaines approches se sont basées sur une corrélation qui existe entre la dose des yeux et le paramètre dosimétrique de l'examen en vue d'obtenir une estimation de la dose délivrée aux yeux des opérateurs sans l'utilisation d'un dosimètre supplémentaire [Martin, 2011]. D'autres chercheurs ont essayé de trouver une corrélation entre la dose œil et la dose enregistrée par les dosimètres portés sur différentes parties du corps [Clerinx et al., 2008, Farah et al., 2013]. Cette méthode qui consiste à l'application de facteurs de correction pour tenir compte de la protection et des facteurs de conversion de  $H_p(10)$  en  $H_p(3)$  surestime la dose pour un opérateur portant habituellement des lunettes de protection. En effet, le positionnement du dosimètre reste critique car des fortes variations de doses ont été remarquées en fonction de la position du dosimètre. Ceci est particulièrement vrai pour les mesures effectuées au niveau du col où l'orientation du dosimètre peut faire varier considérablement les valeurs de  $H_p(10)$  du fait que certains rayonnements peuvent être facilement bloqués par certaines parties du corps de l'opérateur avant qu'ils n'atteignent le détecteur du dosimètre.

### **II.3.3. Données de la littérature sur le rapport entre dose au cristallin et dose corps entier**

Des études basées sur les campagnes de mesures cliniques sur opérateurs ou sur fantômes et des simulations Monte Carlo ont été réalisées par plusieurs auteurs. La plupart de ces études visaient l'évaluation de la dose efficace à partir de la technique du double dosimètre et la connaissance de l'exposition de l'œil et des autres parties du corps lors des procédures de radiologie et/ou de cardiologie interventionnelles. Ces données sont extrapolées à une dose annuelle au cristallin et parfois des conclusions sur les parties du corps les plus exposées lors des procédures interventionnelles et le nombre de procédures possible en une année sans dépassement de limites annuelles sont émises. Elles permettent aussi la comparaison entre la dose au cristallin et la dose mesurée sous 10 mm ou 0.07 mm de profondeur à la poitrine ou à la thyroïde. Nous allons passer ces études en revue pour montrer la variation de rapport entre la dose au cristallin et la dose à la poitrine ou à la thyroïde.

Farah et al (2013) ont mené une campagne de mesures de dose sur un fantôme anthropomorphe tenant compte de plusieurs paramètres rencontrés en radiologie et cardiologie interventionnelles tels la qualité du faisceau, la taille du champ, la distance opérateur-champ, la position du tube à rayons X et autres paramètres techniques. Lors de cette étude, 3 types de dosimètres actifs (électroniques) et 2 types de dosimètres passifs (DIS-100 et TLD (LiF,Mg)) ont été utilisés. L'étude s'est focalisée sur le rapport entre la dose aux cristallins et la valeur de  $H_p(10)$  mesuré au-dessus du tablier de plomb à la poitrine, à la thyroïde et à la hanche. 48 mesures dont 43 mesures réalisées avec un système mono-tube et 5 avec un système biplan ont été effectuées. Lors de chaque mesure 5 dosimètres étaient utilisés pour estimer la dose aux cristallins (un à côté de l'œil gauche, un à la place de l'œil gauche, un au milieu des yeux, un à la place de l'œil droit, un à côté de l'œil droit). La dose pour chaque œil était la moyenne de 3 dosimètres placés à côté, au milieu et à la place de l'œil considérée. Après chaque mesure, le rapport entre la dose au cristallin de chaque œil et la dose mesuré par chacune des 9 dosimètres localisés en 9 positions différentes, 3 à la thyroïde (gauche, milieu, droite), 3 à la poitrine et 3 à la hanche a été calculé. Pour le système mono-plan, les résultats de mesures ont montré un rapport entre la dose au cristallin et la dose à la poitrine variant de 0,74 à 1,77 avec une dispersion par rapport à la moyenne comprise entre 49% et 87%. Le rapport entre la dose au cristallin et la dose à la thyroïde varie quant à lui de 1,66 à 10,59 avec une dispersion comprise entre 38% et 88%. La dispersion la plus faible, inférieure ou égale à 41%, a été observée au rapport entre la dose au cristallin et  $H_p(10)$  sur un dosimètre porté sur le côté gauche au niveau du col. Il est à noter que cette étude a montré une différence entre les doses reçues au niveau de l'œil droit et de l'œil gauche.

Hausler et al (2009) ont mené une campagne de mesures de dose dans 14 hôpitaux en Allemagne sur 39 médecins conduisant 73 procédures d'interventions de 9 types différents. Dans cette étude, plusieurs sortes d'équipements de protection collectifs fixes ou mobile ont été utilisées. Toutes les personnes dans la salle d'intervention portaient des tabliers de Pb et certaines d'entre elles portaient aussi des caches thyroïdes. Les lunettes à verres plombés ou les gants n'étaient utilisés que par une seule personne. Pour chaque procédure interventionnelle, les mesures de la dose étaient effectuées sur un médecin qui a mené l'intervention et sur son assistant technique pour quelques cas. Les doses étaient mesurées par des dosimètres TLD positionnés sur le front (représentation de la dose au cristallin), au niveau de la thyroïde, sur le côté gauche de la poitrine et sur d'autres parties du corps comme les bras, les mains, les doigts, la hanche, les pieds. Tous ces dosimètres, enveloppés d'une feuille de plastique mince étaient collés au-dessus de tout équipement de protection. Pour cette étude, les résultats montrent une valeur médiane de l'équivalent de dose au cristallin de 2,8  $\mu\text{Sv}$  avec un maximum de 240  $\mu\text{Sv}$  par procédure et une valeur médiane de l'équivalent de dose au niveau de la thyroïde de 4,1  $\mu\text{Sv}$  avec un maximum de 730  $\mu\text{Sv}$  par procédure.

Clerinx et al (2008) ont réalisé des simulations Monte Carlo dont le but principal était la conception d'un algorithme pour évaluer la dose efficace à partir de la technique du double dosimètre en radiologie interventionnelle. Le modèle de simulation Monte Carlo était constitué d'une source de rayons X, un intensificateur d'image, un objet fantôme patient adulte et un fantôme (mâle ou femelle) portant un tablier de plomb pour modéliser un

membre du personnel. Huit angles de projections, antéro-postérieure (AP), postéro-antérieure (PA), latérale gauche (LLAT), latérale droite (RLAT), antéro-oblique 45° gauche (LAO45°), antéro-oblique 45° droite (RAO45°), postéro-oblique 45° gauche (LPO45°) et postéro-oblique 45° droite (RPO45°) ont été simulées ainsi que 14 positions de travail. Les doses au personnel exposé ont été estimées à différentes locations dont la poitrine, l'abdomen, le crâne et au niveau du cou. Les conclusions de cette étude suggèrent l'utilisation des mesure de la dose lue à un dosimètre porté au niveau de la thyroïde et étalonné en  $H_p(0,07)$  pour estimer la dose au cristallin. La dose au cristallin est surestimée de 25% par la dose à la thyroïde avec un coefficient de détermination ( $R^2$ ) de 0,98. Elle est sous-estimée seulement dans le cas où les opérateurs travaillent intensivement avec une projection latérale du tube. Un plus grand rapport de 2,3 entre la dose au cristallin et la dose à la thyroïde a été calculé chez un opérateur positionné du côté du tube orienté latéralement. Ce rapport était de 1,2 lorsque l'opérateur était positionné en face du tube du côté de détecteur.

Covens et al (2007) ont développé un algorithme adéquat pour l'évaluation de la dose efficace à partir de la technique du double dosimètre et l'évaluation de la dose aux cristallins pour les travailleurs durant les procédures de radiologie et cardiologie interventionnelles. Une des approches suivies dans cette étude est la simulation Monte Carlo. Un environnement de simulation Monte Carlo a été créé pour calculer à la fois la dose au personnel due à l'exposition théorique d'un patient et la dose qui serait mesurée avec un dosimètre porté par l'opérateur en différentes positions. Différentes géométries d'expositions (tube sous la table, au-dessus de la table et sous différents angles) et différentes positions d'un opérateur au cours des travaux d'intervention ont été simulées. Les résultats des simulations Monte Carlo ont montré une forte corrélation entre la dose calculée sous 0,07 mm,  $H_p(0,07)$ , au niveau de la thyroïde et la dose au cristallin. La dose au cristallin a été estimée égale à 0,73 fois la dose  $H_p(0,07)$  trouvée au niveau de la thyroïde avec un coefficient de détermination ( $R^2$ ) de 0,98.

Efstathopoulos et al (2006) ont effectué une étude sur la dose d'entrée à la surface du patient lors des procédures d'électrophysiologie afin d'estimer la dose efficace pour le personnel exposé. Cette étude a couvert 43 procédures menées sur 30 hommes et 13 femmes. Pour estimer la dose aux opérateurs, des dosimètres TLD (LiF) ont été utilisés. Un assemblage de 3 détecteurs était localisé dans six positions différentes de l'opérateur: côté gauche sur les montures des lunettes de plomb, à la thyroïde, à la poitrine en dessous et au-dessus de tablier de plomb, sur la main et le genou gauche. En raison d'une faible dose par cas, l'étude s'intéresse à la dose cumulée et toutes les procédures ont été menées par les mêmes opérateurs. Les résultats de l'étude montrent que la dose cumulée était de 270  $\mu\text{Sv}$  soit une moyenne de 6,27  $\mu\text{Sv}$  par procédure à l'œil, 145  $\mu\text{Sv}$  soit une moyenne de 3,37  $\mu\text{Sv}$  par procédure à la thyroïde et 520  $\mu\text{Sv}$  soit une moyenne de 12,09  $\mu\text{Sv}$  par procédure à la poitrine au-dessus du tablier de plomb.

Harstall et al (2005) ont réalisé une étude dont le but était d'évaluer le risque d'irradiation professionnelle des chirurgiens par l'exposition aux rayonnements pendant les procédures de vertébroplastie. Une campagne de mesure a été menée pendant 3 mois et a



couvert 32 procédures consécutives de vertébroplastie. Les chirurgiens s'habillaient du tablier de Pb et du cache-thyroïde lors de l'intervention. Chaque chirurgien portait 6 dosimètres TLD dans six différentes régions : au front, au niveau du cou (face ventrale et face dorsale), à la partie supérieure du bras gauche et à la base des annulaires (main gauche et main droite). Une dose cumulative mesurée était de 2,7 mSv soit une moyenne de 0,084 mSv par procédure pour l'œil (dosimètre au front) et de 7,1 mSv soit une moyenne de 0,22 mSv par procédure pour la thyroïde (dosimètre sur la face ventrale du cou).

Kicken et al (1999) ont réalisé une étude visant l'obtention des informations quantitatives et représentatives sur les conditions d'exposition et les doses d'entrée pour les personnes professionnellement exposées lors des procédures de cardiologie et radiologie interventionnelles. Cette étude qui a couvert 353 procédures dont 244 réalisées avec le tube à rayon X positionné sous la table d'opération a été menée dans 3 hôpitaux du sud du Pays-Bas. Des dosimètres TLD étalonnés en  $H_p(10)$  étaient placés dans 10 différentes positions dont le front pour estimer la dose au cristallin, la thyroïde et la poitrine de l'opérateur. Les TLD étaient placés au-dessus des équipements de protection. Tous les opérateurs portaient des tabliers de plomb et quelques uns portaient des cache-thyroïde. Les lunettes à verres plombés étaient rarement portées et les injections de produits de contraste étaient automatisées. Pour les 234 procédures réalisées avec le tube sous la table, les résultats montrent une dose moyenne au front variant de 5  $\mu$ Gy à 10  $\mu$ Gy avec un maximum de 82  $\mu$ Gy et une dose moyenne à la thyroïde variant de 9  $\mu$ Gy à 41  $\mu$ Gy avec un maximum de 275  $\mu$ Gy par procédure dans le premier hôpital. Dans le 2<sup>ème</sup> hôpital, la dose moyenne au front varie de 1  $\mu$ Gy à 34  $\mu$ Gy avec un maximum de 130  $\mu$ Gy et à la thyroïde la dose moyenne varie de 5  $\mu$ Gy à 42  $\mu$ Gy avec un maximum de 205  $\mu$ Gy par procédure. Dans le troisième hôpital, on a observé une dose moyenne au front variant de 8  $\mu$ Gy à 20  $\mu$ Gy avec un maximum de 56  $\mu$ Gy par procédure et une dose moyenne variant de 21  $\mu$ Gy à 27  $\mu$ Gy à la thyroïde avec un maximum de 74  $\mu$ Gy par procédure. Si on considère tous les trois hôpitaux et toutes les procédures ensemble, on peut dire que la dose moyenne au cristallin de 9,23  $\mu$ Gy par procédure a été estimée avec un maximum d'une dose de 130  $\mu$ Gy par procédure ainsi que la dose moyenne de 20,85  $\mu$ Gy à la thyroïde avec un maximum de 275  $\mu$ Gy par procédure.

Vano et al (1998) ont effectué une étude qui couvre un échantillon de 83 procédures. Ces procédures ont été réalisées dans 6 chambres de radiologie et cardiologie interventionnelles équipées de systèmes de rayon X différents et menées par 10 spécialistes. Dans les 4 salles de radiologie vasculaire, il n'y avait aucun équipement de protection autre que le tablier de Pb porté par le médecin. Dans les 2 salles de cardiologie interventionnelle l'écran plafonnier a été utilisé en plus du tablier de Pb. Chaque médecin interventionnel portait 9 dosimètres passifs thermoluminescents (TLD) dont trois dosimètres sur le front (un à côté de l'œil gauche, un entre les deux yeux et un à côté de l'œil droit), un dosimètre au niveau de la thyroïde, un dosimètre sur l'épaule gauche, un dosimètre sur le bras gauche, un dosimètre sur l'avant-bras gauche et deux dosimètres au niveau des poignets pour les deux mains. Des mesures de l'équivalent de dose sous une profondeur de 10 mm étaient réalisées pendant chaque procédure. Des dosimètres opérationnels électroniques pour la dosimétrie d'ambiance étaient aussi posés sur le bras-C de la machine

pour l'évaluation des risques dans le cas de non utilisation des matériels de protection radiologiques. Sur les 19 échantillons de procédures de radiologie vasculaire considérées, l'équivalent de dose en moyenne mesuré au niveau de l'œil gauche est de 284  $\mu\text{Sv}$  (médiane de 95  $\mu\text{Sv}$ ) avec une dose variant de 40  $\mu\text{Sv}$  à 1683  $\mu\text{Sv}$  par procédure. L'équivalent de dose en moyenne mesuré au niveau de la thyroïde est de 325  $\mu\text{Sv}$  (médiane de 138  $\mu\text{Sv}$ ) avec une dose variant de 48  $\mu\text{Sv}$  à 2104  $\mu\text{Sv}$  par procédure. Les très faibles doses observées correspondent à des opérateurs qui s'éloignent lors de l'acquisition de l'image. Sur les 54 échantillons de procédures de cardiologie considérées, l'équivalent de dose en moyenne mesuré au niveau de l'œil gauche est de 294  $\mu\text{Sv}$  (médiane de 193  $\mu\text{Sv}$ ) avec une dose variant de 53  $\mu\text{Sv}$  à 1005  $\mu\text{Sv}$  par procédure. L'équivalent de dose en moyenne mesuré au niveau de la thyroïde est de 269  $\mu\text{Sv}$  (médiane de 214  $\mu\text{Sv}$ ) avec une dose variant de 43  $\mu\text{Sv}$  à 816  $\mu\text{Sv}$  par procédure. Les résultats montrent une exposition relativement homogène des différentes parties du corps lors des procédures de radiologie vasculaire, ce qui n'est pas le cas pour la cardiologie. La dose moyenne par procédure et par partie du corps varie de 222  $\mu\text{Sv}$  à 396  $\mu\text{Sv}$  pour la radiologie vasculaire tandis qu'elle varie de 167  $\mu\text{Sv}$  à 646  $\mu\text{Sv}$  pour la cardiologie. Les fortes variations de dose d'une procédure à l'autre observées ont pour cause des nombreux facteurs tels que la distance, les paramètres techniques utilisés, les caractéristiques des équipements et la taille du patient etc.

Janssen et al (1992), ont réalisé une étude visant l'évaluation d'un médecin lors de procédures de cathétérisation cardiaque. Lors de l'examen, le patient était irradié avec le tube sous la table. L'étude a été menée sur un médecin réalisant cinq différents examens. Lors de cette étude, le médecin ne portait que du tablier de plomb comme équipement de protection. Des dosimètres TLD scellés dans une plastique étaient attachés dans plusieurs positions différentes du médecin dont le front pour la dose au cristallin et le cou à la hauteur de la thyroïde. Les résultats ont montré une dose équivalente variant de 15  $\mu\text{Sv}$  à 150  $\mu\text{Sv}$  avec un moyenne de 55  $\mu\text{Sv}$  par procédure à l'œil et une dose variant de 15  $\mu\text{Sv}$  à 340  $\mu\text{Sv}$  avec un moyenne de 135  $\mu\text{Sv}$  par procédure à la thyroïde.

Les tableaux 1 et 2 ci-dessous présentent un bilan de synthèse des publications présentées ci-dessus et indiquent les rapports entre la dose aux yeux (ou au front) et celles au cou au niveau de la thyroïde ou à la poitrine, pour différents types de procédures de radiologie et cardiologie interventionnelles. Ces rapports sont calculés sur base de la dose moyenne ou médiane au cristallin et de la dose moyenne ou médiane à la thyroïde ou à la poitrine.

**Tableau 1:** Dose au niveau de la thyroïde et la dose au cristallin pour différentes procédures de radiologie et cardiologie interventionnelles. La dose moyenne par procédure et le rapport des doses sont rapportés, sauf indication contraire

Dose œil H <sub>p</sub> (10)	Dose thyroïde H <sub>p</sub> (10)	Rapport œil/corps entier	Procédures	Types de mesures	Références
-	-	4,79** [1,66;10,59]	Cardiologie et radiologie interventionnelles	cliniques sur fantômes	Farah <i>et al.</i> , 2013
2,8 µSvmed max 240 µSv	4,1 µSvmed max 730µSv	0,68	Radiologie et cardiologie interventionnelle	cliniques sur opérateurs	Häusler <i>et al.</i> , 2009
-	-	0,73 R <sup>2</sup> =0,98	Radiologie et cardiologie interventionnelle	Simulations Monte Carlo	Covens <i>et al.</i> , 2007
6,3 µSv	4 µSv	1,86	Electrophysiologies	cliniques sur opérateurs	Efstathopoul os <i>et al.</i> , 2006
0,084 mSv	0,22 mSv	0,38	Vertébroplasties	cliniques sur opérateurs	Harstall <i>et al.</i> , 2005
0,21mSv*med	0,24mSv*med	0,88	Scanners et interventions guidée (fluoroscopie)	clinique sur opérateurs	Nico Buls <i>et al.</i> ,2003
9,23 µGy max 130 µGy	20,85 µGy max 275 µGy	0,44 [0,1 ; 0,81]	Radiologie et cardiologie interventionnelle	cliniques sur opérateurs	Kicken <i>et al.</i> ,1999
284 µSv 95 µSvmed [40;1683]	325 µSv 138 µSv med [48;2104]	0,87	Radiologie interventionnelle	cliniques sur opérateurs	Vano <i>et al.</i> ,1998
294 µSv 193 µSvmed [53;1005]	269 µSv 214 µSv med [43;816]	1,09	Cardiologie interventionnelle	cliniques sur opérateurs	Vano <i>et al.</i> ,1998
-	-	0,49	Cardiologie interventionnelle pédiatrique	cliniques sur opérateurs	Li <i>et al.</i> , 1995
55 µSv max 150 µSv	135 µSv max 340 µSv	0,41 [0,15;1,33]	Cardiologie interventionnelle	cliniques sur opérateurs	Janssen <i>et al.</i> , 1992

\* dose cumulative ; - information non disponible; med : valeur médiane; \*\* moyenne des rapports; [min;max] intervalle de variation.

**Tableau 2:** Comparaison du rapport entre la dose au niveau de la poitrine et la dose au cristallin pour différentes procédures de radiologie et cardiologie interventionnelles.

Dose œil H <sub>p</sub> (10)	Dose thyroïde H <sub>p</sub> (10)	Rapport œil/corps entier	Procédures	Types de mesures	Références
-	-	1,12** [0,74;1,77]	Cardiologie et radiologie interventionnelles	cliniques sur fantômes	Farah <i>et al.</i> , 2013
-	-	0,75	Cardiologie interventionnelle	cliniques sur opérateurs	Lie <i>et al.</i> , 2008
6,3 µSv	12,1 µSv	0,52	Electrophysiologie	cliniques sur opérateurs	Efstathopoul os <i>et al.</i> , 2006

- information non disponible; \*\* moyenne des rapports; [min;max] l'intervalle de variation.

### II.3.4. Analyse des études ci-dessus résumées

Le tableau 1 indique que, dans la plupart des cas, les doses mesurées au niveau de la thyroïde et de la poitrine sont plus élevées que les doses au cristallin. Les cas où les rapports entre la dose au cristallin et la dose à la thyroïde ou à la poitrine sont supérieurs à 1 présentent quelques différences par rapport au reste des études. Les données du tableau montrent que ces rapports varient entre 0,38 et 0,9 lorsque le tube est sous la table sauf dans les études menées par Efstathopoulos et al (2006) et celle menée par Vano et al (1998) pour les procédures de cardiologie. Dans le cas de Vano et al (1998), le rapport est de 1,09 pour les procédures de cardiologie. Il se réfère aux opérateurs qui utilisent un écran plafonnier de protection mais qui ne l'utilisent pas durant toute la durée de l'intervention de façon optimale. Dans le cas de Efstathopoulos et al (2006), le rapport est de 1,86, mais il se réfère aux opérateurs d'électrophysiologie utilisant aussi des projections latérales. Cela peut-être une raison pour indiquer que les doses aux cristallins sont plus élevées que celles mesurées au niveau de la thyroïde. Les rapports indiqués dans l'étude de Farah et al (2013) comprennent également des valeurs supérieures à 1. Néanmoins, aucun écran de protection suspendue ou bouclier n'a été utilisé dans cette étude et les mesures ont été effectuées sur un fantôme anthropomorphique et non sur un docteur. En outre, les rapports ont été calculés individuellement pour différentes projections et toutes les projections considérées ne sont pas intéressantes selon le type de procédure étudié. Nous observons une dispersion plus faible du rapport de l'équivalent de dose au cristallin sur l'équivalent de dose corps entier mesuré sur le côté gauche du fantôme au niveau du cou que pour les autres positions ce qui explique une meilleure corrélation. La variation rapportée dans l'article pour une même position du dosimètre corps entier fait référence à la variation observée pour différentes projections et positions du fantôme.

L'utilisation de dosimètres portés sur d'autres parties du corps telles que au niveau de la thyroïde ou au niveau de la poitrine à l'extérieur du tablier de plomb peut être un outil précieux pour l'estimation de la dose au cristallin. Cependant, le rapport de la dose au cristallin et de la dose au niveau de la thyroïde ou au niveau de la poitrine varie fortement en fonction de la position de tube ce qui augmente l'incertitude sur l'évaluation de la dose. La moyenne des rapports sur les dix études (utilisant la même configuration : tube radiogène

sous la table) présentés dans le tableau 1 ci-dessus est de 0,78. L'analyse de cette moyenne me pousse à dire que la valeur de 0,75 semble être adéquate pour estimer la dose au cristallin à partir de la dose au niveau de la thyroïde. Certains auteurs l'ont déjà utilisée dans leurs études pour estimer la dose au cristallin à partir de la dose à la thyroïde. [Martin 2009, Martin 2011].

#### **II.4. Conclusion**

Dans ce chapitre, nous avons montré que la diminution de la limite de dose équivalente pour le cristallin rend obligatoire une dosimétrie régulière pour le personnel de la radiologie et de la cardiologie interventionnelle, qui est soumis à une forte exposition de l'œil par le rayonnement diffusé. L'exposition de l'œil dépend de plusieurs facteurs, entre autres des procédures radiologiques pratiquées, de la position du tube à rayon X et de l'opérateur, du patient et d'autres facteurs techniques. Nous avons également montré l'importance des outils de protection radiologique tant collectifs qu'individuels dans la diminution de la dose au cristallin. L'efficacité des lunettes plombées dans la protection de l'œil dépend de l'épaisseur des verres de plomb, jusqu'à une certaine épaisseur critique, mais aussi de la forme la plus adéquate de ces dernières pour protéger l'œil face au faisceau latéral souvent rencontré en radiologie et cardiologie interventionnelle. Les écrans plafonniers ou suspensions plafonnières mais ils ne sont pas utilisables pour certaines procédures où l'opérateur doit être le plus près possible du patient. Nous avons conclu en soulignant que l'existence de ces équipements doit être accompagnée d'une formation spécifique sur leur utilisation correcte en particulier et sur la radioprotection et ses bonnes pratiques en général.

Nous avons aussi montré qu'une dosimétrie régulière et appropriée de l'œil nécessite le port d'un dosimètre dédié à une position adéquate pour mesurer l'équivalent de dose sous une profondeur de 3 mm. Cette dosimétrie de l'œil rencontre souvent des problèmes pratiques du fait que les opérateurs portent déjà d'autres dosimètres et peuvent juger superflu le dosimètre cristallin. De plus, peu de services de dosimétrie proposent des dosimètres cristallins de nos jours bien que cela soit en train de changer. Ces problèmes pratiques de la dosimétrie de l'œil font qu'il peut être nécessaire d'utiliser des dosimètres portés sur d'autres parties du corps pour estimer le niveau d'exposition du cristallin sous réserve que les conditions d'exposition et les caractéristiques du champ de rayonnement soient prises en compte. Des études ont montré que la dose au cristallin reste inférieure à la dose mesurée à la thyroïde pour des configurations postéro-antérieures sans utilisation des écrans de protection. La dose au cristallin est supérieure à la dose mesurée à la thyroïde pour d'autres configurations mais ces deux grandeurs restent corrélées. Nous avons constaté que les rapports entre la dose au cristallin et la dose à la thyroïde varient de 0,38 à 1,86 d'une procédure à l'autre. L'orientation et la position du dosimètre au niveau du cou sont quelques uns des paramètres qui peuvent influencer significativement la dose mesurée au niveau du col, et par conséquent l'estimation de la dose au cristallin. L'effet de ces paramètres sera étudié dans le troisième chapitre.

## **Chapitre III: Influence de la position et de l'orientation du dosimètre corps entier porté sur le cou et effet sur l'estimation de la dose au cristallin.**

### **III.1. Introduction**

Le positionnement angulaire et spatial d'un dosimètre influence la dose mesurée. En effet, la réponse de dosimètres exposés à une même dose de référence peut varier significativement en fonction de l'angle d'incidence des radiations. En outre, dans un champ de rayonnement fortement anisotrope, tel que rencontré en CI et RI, la position du dosimètre peut avoir un effet considérable. L'étalonnage du dosimètre consiste à caractériser le comportement du dosimètre dans un champ de rayonnement de référence, semblable à un rayonnement présent au poste de travail. Cette caractérisation se fait par irradiation des dosimètres positionnés sur des fantômes de géométries simples (fantôme parallélépipédique et cylindrique) avec une dose connue permettant de connaître la variation de la réponse angulaire du dosimètre dans la gamme d'énergie considérée. Le champ de rayonnement de qualité RQR [IEC 61267] est considéré comme représentatif du rayonnement présent dans la salle de radiologie et cardiologie interventionnelles. Dans ce chapitre, nous nous proposons d'évaluer l'influence de la position et de l'orientation des dosimètres corps entiers portés au niveau du cou; nous étudierons ensuite la faisabilité d'estimer la dose aux cristallins par la dose  $H_p(10)$  des dosimètres corps entiers portés au niveau du cou. Nous allons commencer par la caractérisation des dosimètres sur un fantôme parallélépipédique, fantôme représentant le tronc de l'homme et sur un fantôme cylindrique, fantôme représentant la tête. Cette caractérisation a été menée dans le laboratoire secondaire d'étalonnage dosimétrique du SCK•CEN. Nous allons ensuite déterminer la réponse des dosimètres dans des conditions cliniques. Les dosimètres sont positionnés sur différentes parties du fantôme Rando-Alderson (RA) dont le cou, la poitrine, l'épaule et les yeux pour simuler la dose reçue par le médecin lors de l'intervention. La dose au cristallin est mesurée par les dosimètres étalonnés en  $H_p(3)$ . Un rayonnement diffusé semblable à celui généré par le patient est produit par plusieurs blocs de polyméthylméthacrylate (PMMA). Nous allons varier les positions du dosimètre sur le cou et calculer à chaque fois le rapport entre la dose  $H_p(3)$  au cristallin et la dose  $H_p(10)$  au cou. Des mesures cliniques sur docteur, pour lesquelles nous nous intéressons de la dose à la thyroïde et au cristallin, ont été aussi effectuées à l'hôpital; d'autres sont encore en cours. Nous allons par après comparer ces rapports (mesures cliniques sur fantôme et mesures clinique sur docteur) avec les données de la littérature et tirer des conclusions si la dose  $H_p(10)$  au niveau du cou peut être un bon estimateur de la dose au cristallin.

### **III.2. Matériels et méthodes**

Dans ce travail, nous avons utilisé des dosimètres passifs OSL (Landauer, Paris, France) et des dosimètres passifs Rados DIS-1 pour mesurer la dose corps entier en  $H_p(10)$  et des dosimètres TLD pour mesurer la dose au cristallin lors des mesures cliniques. Pour caractériser les dosimètres, nous avons utilisé le fantôme parallélépipédique PMMA (30x30x15 cm<sup>3</sup>) représentatif du tronc et le fantôme cylindrique (20 cm de diamètre et 20 cm de hauteur, parois d'épaisseur de 0,5 cm de PMMA rempli d'eau) représentatif de la tête. Les dosimètres DIS-1 étaient lus à l'aide de la machine Rados DBR-2 (Dosemeter Badge Reader), figure 2, et les dosimètres OSL étaient lus à l'aide de la machine lecteur InLight

Automatic Reader Model 200A, figure 4. L'appareil annealer Automatic 500A était aussi à notre disposition pour remettre à zéro les dosimètres OSL, figure 3.

Lors des mesures cliniques, le fantôme RA a été utilisé pour simuler le médecin interventionnel, le patient étant représenté par des blocs de PMMA.

### III.2.1.Brève description du matériel et méthode de lecture

Le dosimètre Rados Direct Ion Storage (DIS-1) est basé sur le couplage d'une chambre d'ionisation remplie de gaz avec une cellule de mémoire à semi-conducteur non volatile. C'est un dosimètre passif sensible aux gammas, bêtas et aux rayons X. Il donne des valeurs en  $H_p(10)$  et  $H_p(0,07)$ . Ce dosimètre possède 5 chambres sensibles pour la dose; 3 chambres sensibles pour la dose en profondeur  $H_p(10)$ : DS (sensitive deep), DL (low deep), DH (high deep) et 2 chambres sensibles pour la dose surface ou dose peau  $H_p(0,07)$ : SL (low shallow) et SH (high shallow). La figure 1 [User's Guide.ver 1.04] nous montre la photo du dosimètre, la face avant et la face arrière et la façon dont les 5 chambres sont positionnées dans le dosimètre.

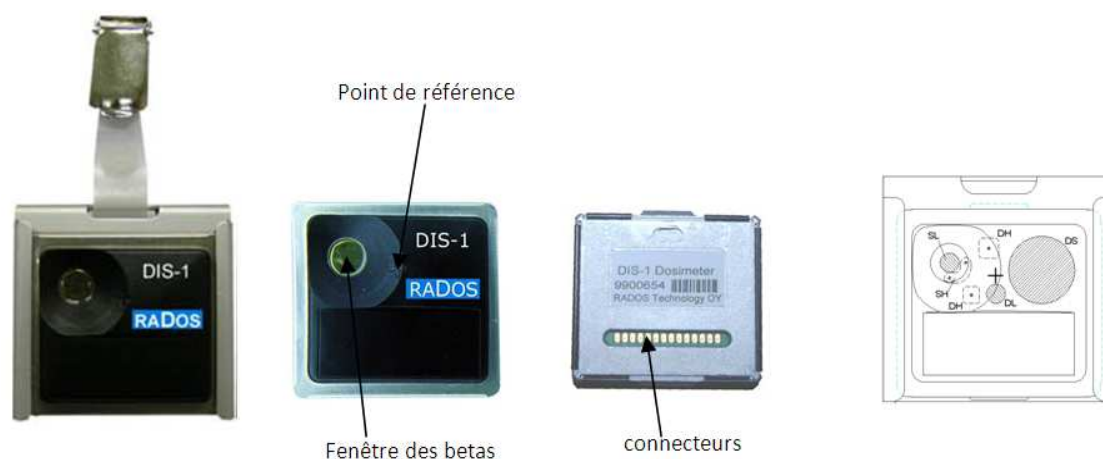


Figure 1 : De gauche droite : la photo du dosimètre, partie exposée (face avant), partie non exposée (body side) et répartition des chambres dans le dosimètre Rados DIS-1.

L'intervalle de mesure ainsi que le degré de précision (résolution) selon que les rayons sont pénétrants (les gammas et les X) ou non (les gammas et X de faibles énergie et les bêtas de forte énergie) sont données dans le tableau1 ci-dessous [User's Guide.ver 1.04].

Tableau 1: Intervalle de mesure ainsi que la résolution de l'affichage pour chaque chambre

Élément (chambre)	Intervalle de mesure	Résolution de l'affichage
DS	1 - 4000 $\mu$ Sv	1 $\mu$ Sv
DL	4 - 1000 mSv	0,01 mSv
DH	1,0 Sv - 40 Sv	100 mSv
SL	0,01 - 1000 mSv	0,01 mSv
SH	1,0 - 40 Sv	100 mSv

Le lecteur des dosimètres DIS-1 Rados DBR-2 Reader est un appareil permettant la lecture immédiate de la dose. Pour obtenir la valeur de la dose la plus récente, il suffit de brancher le dosimètre dans la tête du lecteur et les valeurs s'affichent à l'écran après quelques secondes (figure 2). La dose affichée est une dose cumulée par le dosimètre. Pour des mesures répétitives, il faut donc noter la dose précédente qui est considérée comme le « zéro » du dosimètre pour la mesure suivante. Lors de l'expérience, l'appareil n'affichait que des doses en profondeur  $H_p(10)$ . Après chaque séance d'irradiation, l'appareil était connecté à l'ordinateur où est installé un programme permettant l'extraction de toutes les données de l'appareil. Durant toute la durée de l'expérience, les dosimètres Rados DIS-1 utilisés n'ont pas été recuits (« remis à zéro ») sauf au début de l'expérience.



**Figure 2 :** Lecteur de dosimètre DIS-1

Les dosimètres passifs de type OSL Landauer (Luminescence Stimulée Optiquement) ont été aussi utilisés pendant les mesures. Les matériaux OSL comme l'Oxyde d'Aluminium dopé au Carbone ( $Al_2O_3:C$ ), sont des isolants qui contiennent des impuretés dont les niveaux d'énergie sont situés entre la bande de valence et la bande de conduction (bande interdite). L'énergie apportée au matériau dopé lors de l'excitation, ou de l'irradiation, provoque le piégeage des électrons et des trous sur les niveaux de pièges associés à ces impuretés. Suite à une stimulation optique, les électrons piégés sont excités vers la bande de conduction et, passant par les centres de recombinaison, émettent une lumière visible. La lumière émise lors du retour à l'équilibre, est proportionnelle au nombre de paires d'électrons-trous créées, lui-même proportionnel à la dose reçue. Avant leur utilisation, ces dosimètres devaient être remis à zéro à l'aide de l'appareil " annealer Automatic 500A" (figure 3) de préférence à la veille de l'expérience. Le processus de remise à zéro concerne:

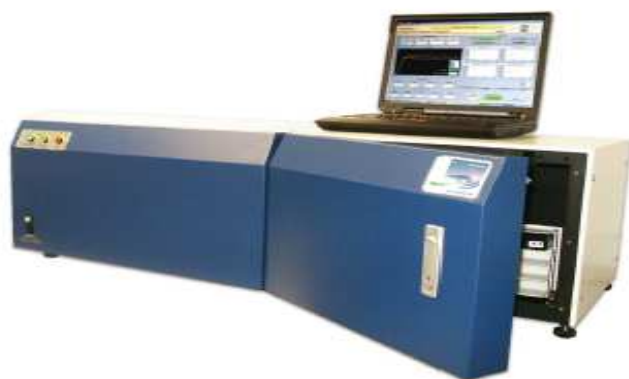
1. Le chargement des détecteurs dans les magasins,
2. Le placement des magasins dans l'annealer,
3. La sélection du temps de remise à zéro,
4. Le démarrage de processus.





**Figure 3 :** Appareil pour la mise à zéro des détecteurs OSL

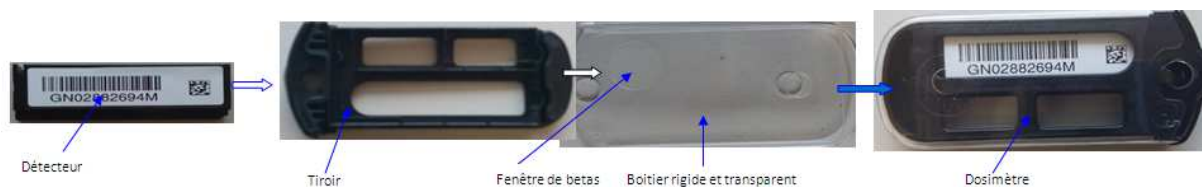
Durant toute la période des mesures, le temps de remise à zéro n'a jamais été changé et a été gardé à 40 secondes de stimulation par détecteur. Après la procédure de la remise à zéro, il était nécessaire de passer à la lecture du dosimètre pour déterminer le bruit de fond. La lecture du dosimètre était effectuée à l'aide de la machine du type InLight de Landauer (figure 4).



**Figure 4 :** Appareil pour la lecture des dosimètres OSL

Après le recuit et la lecture du bruit de fond, devrait suivre l'opération d'assemblage qui consiste:

- à disposer dans le tiroir porte-élément le détecteur ;
- de glisser l'ensemble dans un boîtier rigide transparent (figure 5).



**Figure 5 :** Opération d'assemblage de dosimètre OSL

### III.2.2. Irradiation des dosimètres sur fantômes

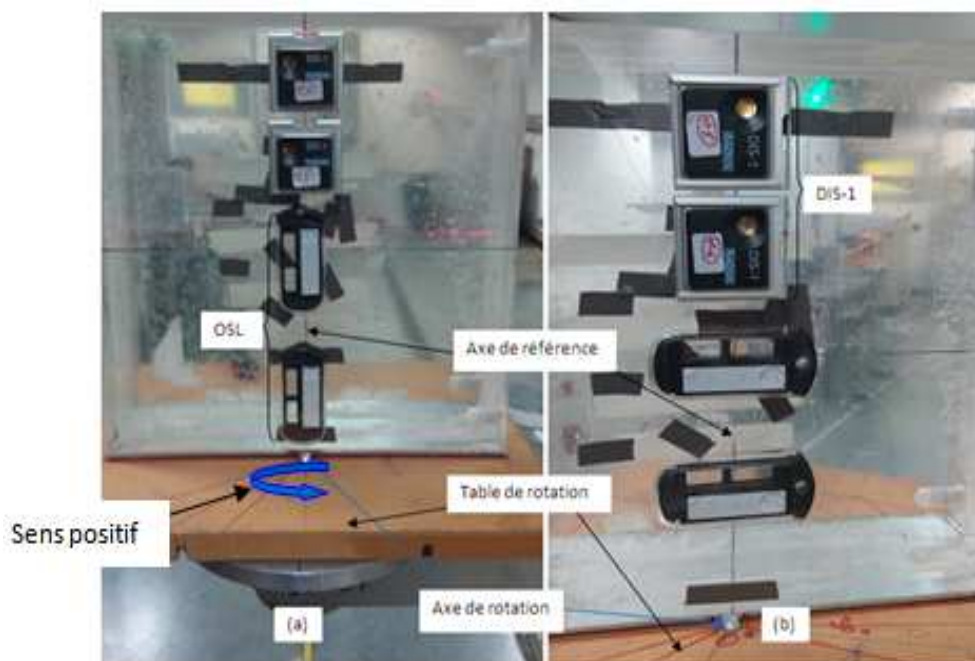
#### III.2.2.1. Irradiation sur le fantôme parallélépipédique et cylindrique

L'irradiation des dosimètres se faisait sur le fantôme cylindrique et sur le fantôme parallélépipédique. Des dosimètres DIS-1 et OSL étaient positionnés sur l'axe vertical, référence du fantôme. Les rayons diffusés auxquels sont exposés les opérateurs viennent de toutes les directions; il faut donc déterminer la réponse du dosimètre aussi bien pour des rayons qui viennent dans le plan vertical que pour ceux qui viennent dans le plan horizontal.

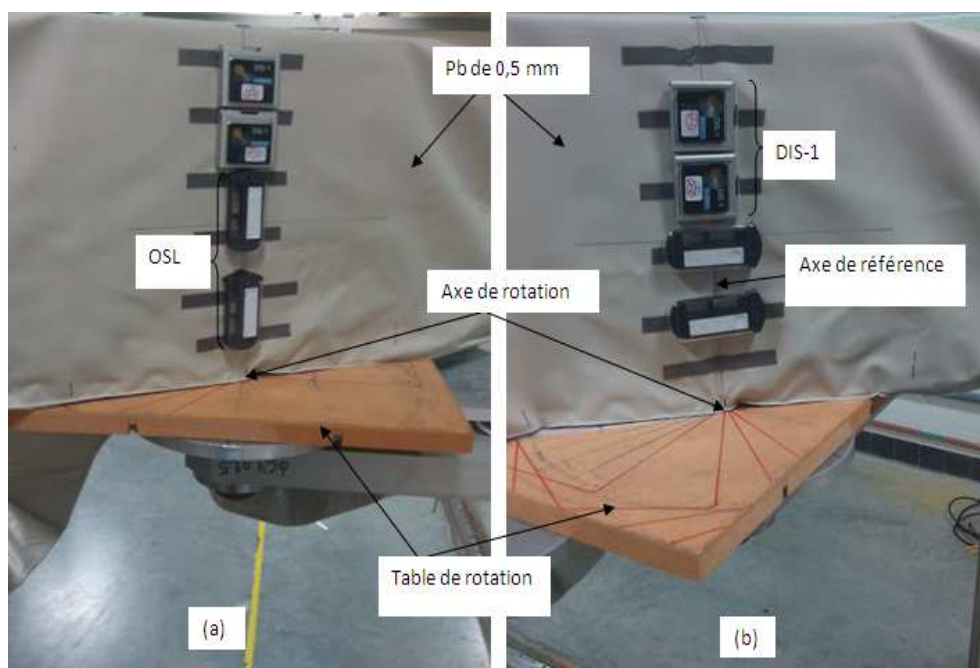
Pour déterminer la réponse angulaire du dosimètre dans le plan vertical, nous avons tourné le fantôme aux angles de  $-75^\circ$ ;  $-60^\circ$ ;  $-45^\circ$ ;  $-30^\circ$ ;  $0^\circ$ ;  $30^\circ$ ;  $45^\circ$ ;  $60^\circ$  et  $75^\circ$ , le dosimètre tenu verticalement sur le fantôme, comme il serait porté sur la poitrine, figure 6 (a) et 7 (a). A chaque angle quatre dosimètres (deux dosimètres de deux types différents) étaient irradiés; l'opération était répétée deux fois (avec deux dosimètres de deux types différents) en cas d'insuffisance de place pour placer les quatre dosimètres sur le fantôme, figure 8 (b). Pour les deux faisceaux RQR, les doses et les distances étaient identiques mais le temps d'irradiation était légèrement différent (14 secondes pour RQR5 et 13 secondes pour RQR9). Pour déterminer la réponse angulaire dans le plan horizontal, nous avons fait subir une rotation de  $90^\circ$  dans le sens anti-trigonométrique du dosimètre sur le fantôme, figure 6 (b), 7 (b) et figure 8 (a). Nous avons alors répété les mêmes opérations que pour le plan vertical. Les dosimètres OSL étaient conservés et lus après deux jours tandis que les DIS-1 étaient lus sur place puis réutilisés. Le numéro du dosimètre utilisé et la dose lue correspondants à l'angle à laquelle le dosimètre était irradié étaient enregistrés pour rappel. Deux dosimètres DIS-1 étaient suffisants pour une séance d'irradiation et 36 dosimètres OSL étaient utilisés pour chaque séance. Les numéros de série des dosimètres OSL utilisés pour chaque angle étaient aussi enregistrés pour rappel. Pour chaque faisceau RQR, l'effet d'un tablier plombé sur les doses mesurées a aussi été évalué. Pour cela, une autre séance d'irradiation a été faite avec le même faisceau sur un fantôme couvert d'un tablier de plomb de 0,5 mm d'épaisseur ou d'un cache thyroïde pour le fantôme cylindrique, figure 7 (a), (b) et figure 8 (b). La procédure d'irradiation était la même que lors de la séance d'irradiation pour la détermination des réponses angulaires dans le plan vertical et horizontal sur un fantôme sans tablier plombé. Pour chaque angle investigué, la procédure de la séance d'irradiation peut être résumée ainsi:

1. Lecture du « zéro » du dosimètre pour les DIS-1 et notation de valeurs;
2. Enregistrement du numéro de série des OSL et l'angle correspondant;
3. Positionnement des dosimètres sur le fantôme;
4. Rotation du fantôme à l'angle souhaité;
5. Irradiation des dosimètres sur le fantôme;
6. Enlèvement des dosimètres irradiés et conservation des OSL irradiés;
7. Lecture des dosimètres DIS-1 et enregistrement de valeur à l'angle correspondant;

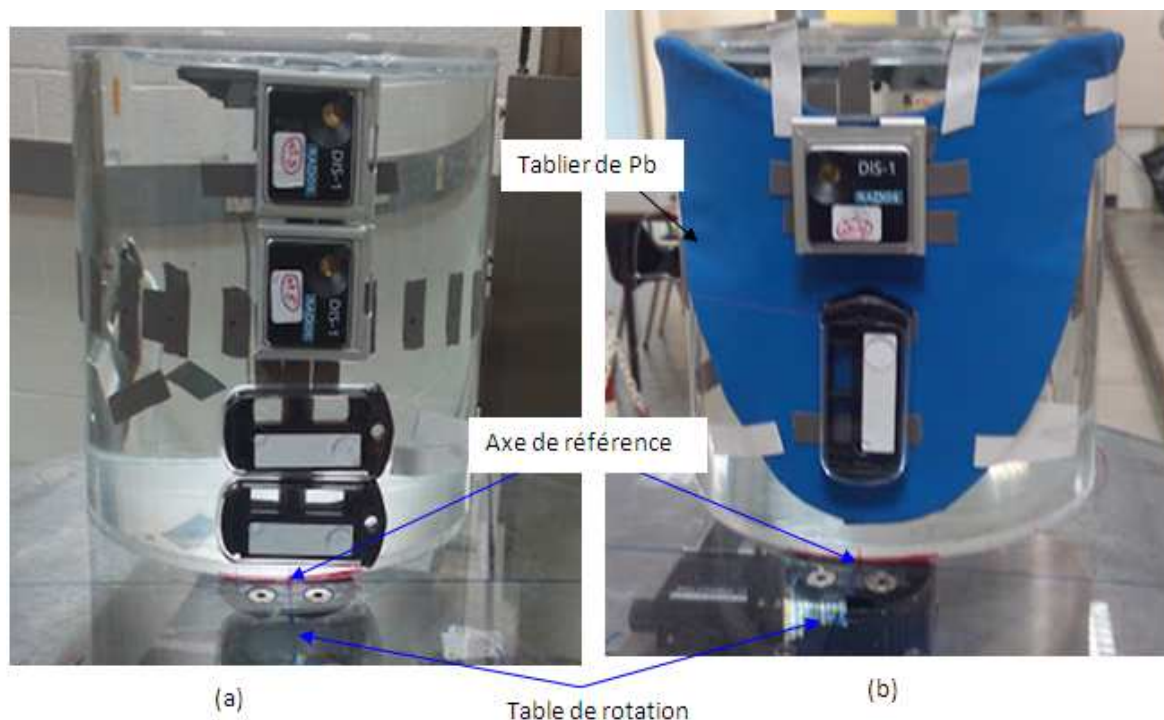
Le boîtier transparent rigide restait attaché au fantôme et seul le tiroir porte-élément et le détecteur étaient enlevés. La valeur de la dose enregistrée par un DIS-1 était considérée comme le zéro du dosimètre une fois réutilisé pour l'irradiation suivante.



**Figure 6 :** Positionnement des dosimètres sur un fantôme parallélépipédique pour déterminer leur réponse angulaire: (a) dans le plan vertical ; (b) dans le plan horizontal



**Figure 7 :** Positionnement des dosimètres sur un fantôme parallélépipédique couvert de tablier de Pb pour déterminer leur réponse angulaire: (a) dans le plan vertical ; (b) dans le plan horizontal.



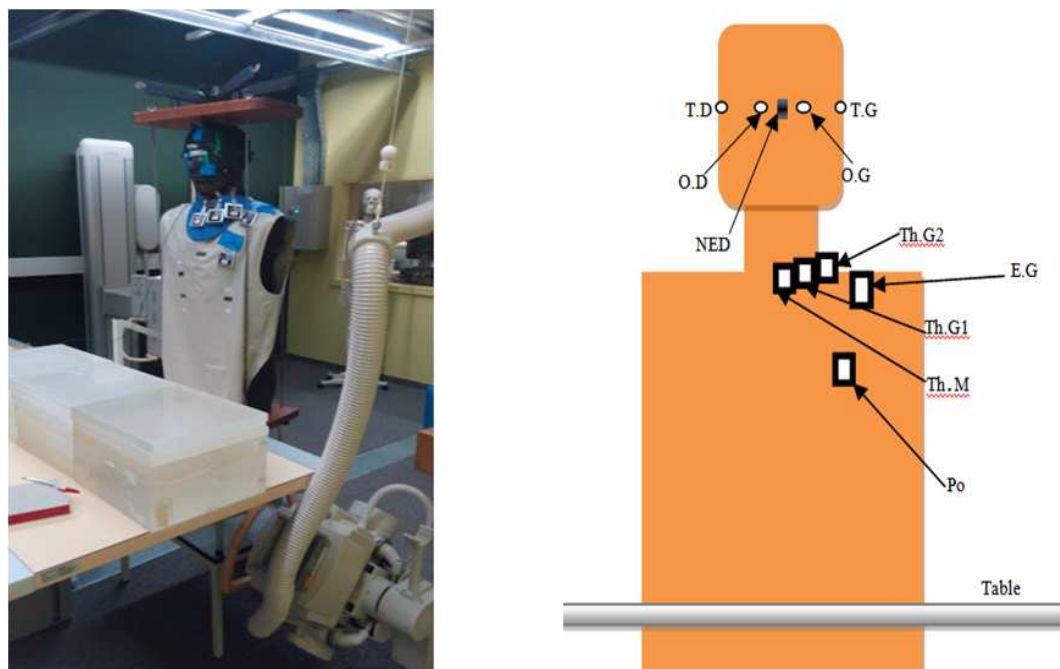
**Figure 8:** Positionnement des dosimètres sur un fantôme cylindrique pour déterminer leur réponse angulaire: (a) dans le plan horizontal ; (b) dans le plan vertical fantôme couvert de cache thyroïde en Pb.

La table de rotation pour le fantôme cylindrique était équipée d'un système automatique de rotation.

### III.2.2.2. Irradiation sur le fantôme RA

Des mesures en conditions cliniques ont été réalisées en utilisant le fantôme R.A pour simuler le médecin interventionnel, le patient étant représenté par des blocs de PMMA (épaisseur de 20 cm). Les mesures ont été effectuées au laboratoire d'imagerie médicale de la haute école Odisee à Bruxelles. Lors de ces mesures, le fantôme anthropomorphe représentant l'opérateur était couvert d'un tablier de plomb et de cache-thyroïde; les dosimètres placés au-dessus du tablier. Pour toutes les mesures, trois dosimètres corps entier étaient positionnés au niveau du cou (un au milieu et deux à gauche), un dosimètre au niveau de la poitrine gauche, un dosimètre au niveau de l'épaule gauche et quatre dosimètres TLD étalonnés en  $H_p(3)$  sur les yeux et les tempes pour mesurer la dose au cristallin. Un dosimètre actif Unfors NED (Nuclear Educational Dosemeter, Unfors Instruments AB) était positionné entre les deux yeux (glabellle) afin de s'assurer qu'une dose suffisante était délivrée aux dosimètres. Les dosimètres DIS-1 utilisés étaient étalonnés en RQR5 sur un fantôme rectangulaire avec plomb et le seuil de détection des dosimètres TLD était de 2  $\mu$ Sv. Un rayonnement diffusé semblable à celui généré par le patient était produit par plusieurs blocs de PMMA posés sur la table d'examen (figure 9). Deux projections (projection postéro-antérieure (PA) et projection gauche latérale oblique 45° (LLAO45°)) ont été utilisées. Pour chaque projection, le fantôme était positionné à 0° et ensuite tourné aux angles à peu près égaux à 15° et 30° (en direction du tube radiogène) pour simuler les mouvements du docteur lors de l'intervention. Les mesures ont été effectuées avec un tube radiogène mono-plan du type Philips Optimus positionné sous la table. Durant les mesures,

le tube était maintenu à une tension de 110 kV et une charge de 200 mAs. La surface du champ était réglée à  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  et la distance entre le fantôme RA et le centre du champ était de 40 cm. Seule la filtration inhérente équivalent à 3,5 mmAl a été utilisée.



**Figure 9: Localisation des dosimètres sur le fantôme RA représentant l'opérateur tandis que les blocs de PMMA représentent le patient.**

### III.3. Résultats et discussion

#### III.3.1. Réponse angulaire sur les fantômes rectangulaire et cylindrique

Pour déterminer la réponse angulaire des dosimètres DIS-1 et OSL, nous avons d'abord comparé la réponse des dosimètres dans des conditions d'irradiation similaires. Nous avons calculé la réponse angulaire de chaque dosimètre par rapport à sa réponse à l'angle de  $0^\circ$ ,  $H_p(10,0^\circ)$ ; c'est-à-dire le rapport  $H_p(10,\alpha)$  sur  $H_p(10,0^\circ)$ , où  $H_p(10,\alpha)$  signifie la dose enregistrée à un angle  $\alpha$ . Cette opération a été faite pour les dosimètres positionnés dans le plan vertical et horizontal, la valeur de  $H_p(10,0^\circ)$  restant inchangée. L'écart relatif entre les réponses angulaires de ces deux dosimètres a été calculé.

##### III.3.1.1. Réponse de dosimètre DIS-1 sur un fantôme parallélépipédique

Pour le faisceau RQR5 sur fantôme parallélépipédique avec plomb, l'écart relatif entre les deux dosimètres était compris entre -1% et 4% pour les angles allant de  $-75^\circ$  à  $75^\circ$  dans le plan vertical tandis qu'il était compris entre -21% et 5% pour les angles allant de  $-75^\circ$  à  $75^\circ$  dans le plan horizontal. Pour le fantôme sans plomb, l'écart relatif était compris entre -15% et 1% pour les angles allant de  $-75^\circ$  à  $75^\circ$  dans le plan vertical et entre -7% et 4% pour les angles allant de  $-75^\circ$  à  $75^\circ$  dans le plan horizontal.

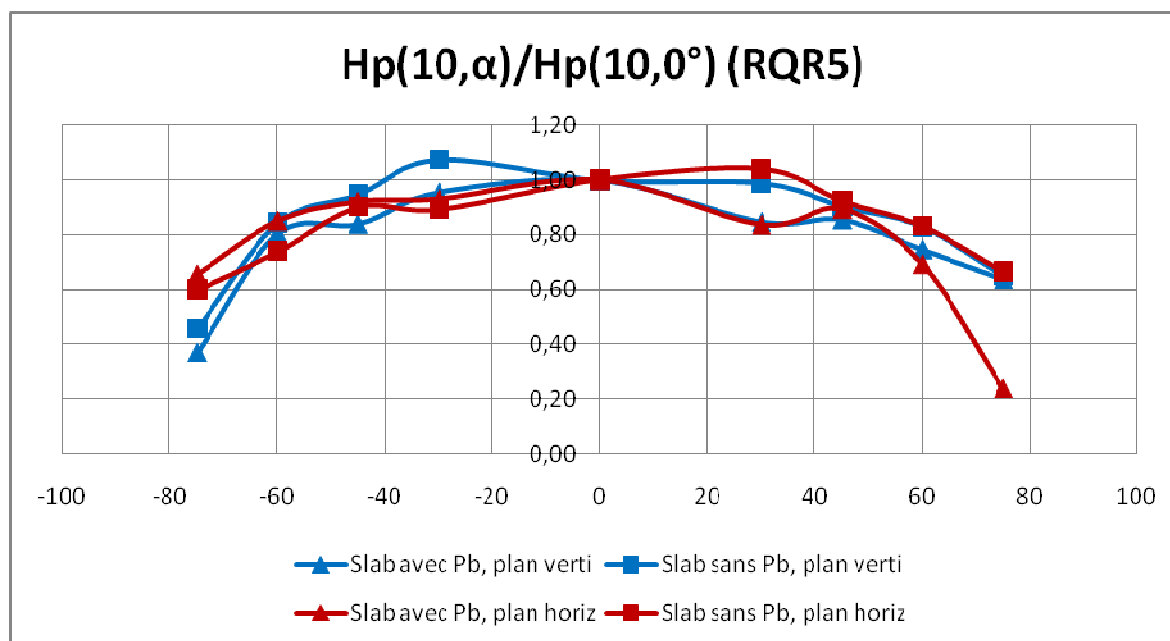


Pour le faisceau RQR9 sur fantôme parallélépipédique avec plomb, l'écart relatif entre les deux dosimètres était compris entre -5% et 2% pour les angles allant de -75° à 75° dans le plan vertical tandis qu'il était compris entre -9% et 8% pour les angles allant de -75° à 75° dans le plan horizontal. Pour le fantôme sans plomb, l'écart relatif était compris entre 0% et -15% pour les angles allant de -75° à 75° dans le plan vertical et entre -17% et 0% pour les angles allant de -75° à 75° dans le plan horizontal. Ces résultats sont résumés dans le tableau 2 ci-dessous.

**Tableau 2:** Tableau récapitulatif des écarts relatifs des dosimètres

Faisceau	Fantôme parallélépipédique	angles	Ecart relatif entre les dosimètres dans le:	
			Plan vertical	Plan horizontal
RQR5	Fantôme avec Pb	[-75°, 75°]	[-1%, 4%]	[-21%, 5%]
	Fantôme sans Pb	[-75°, 75°]	[-15%, 1%]	[-7%, 4%]
RQR9	Fantôme avec Pb	[-75°, 75°]	[-5%, 2%]	[-9%, 8%]
	Fantôme sans Pb	[-75°, 75°]	[-15%, 0%]	[-17%, 0%]

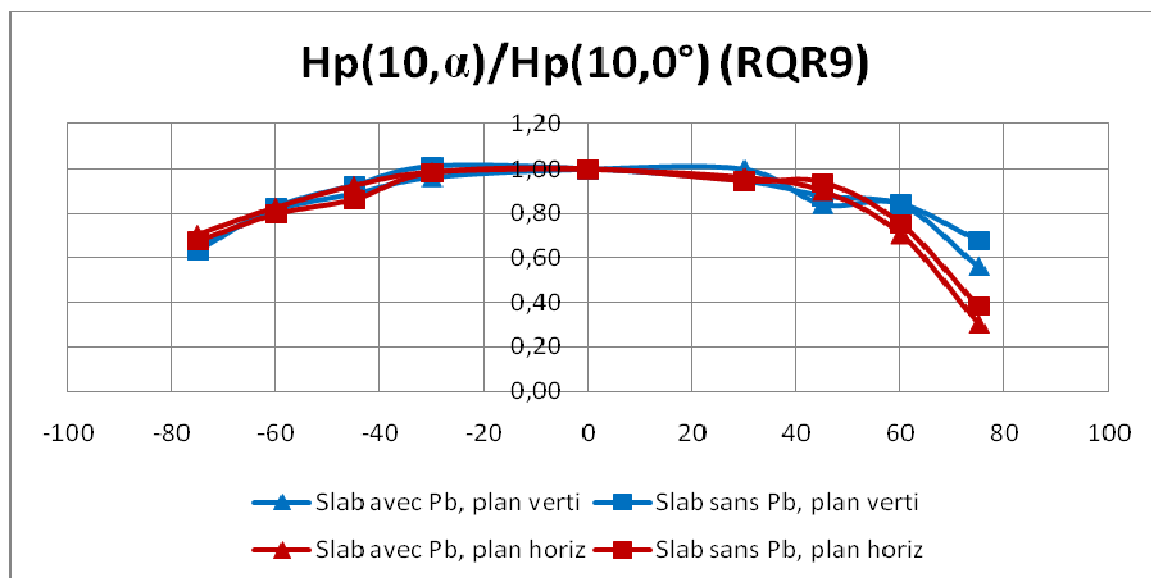
Après évaluation de ces écarts, nous avons utilisé la valeur moyenne de la dose enregistrée par les deux dosimètres pour nos analyses. Les courbes des réponses angulaires du dosimètre DIS-1 sur fantôme parallélépipédique sont montrées aux figures 10 et 11.



**Figure 10 :** Réponse angulaire du dosimètre DIS-1 dans le plan vertical (lignes bleues) et dans le plan horizontal (lignes rouges) sur un fantôme parallélépipédique recouvert (triangle) ou non d'un tablier plombé (carré) avec un faisceau de qualité RQR5.

La figure 10 montre la réponse angulaire du dosimètre DIS-1 sur un fantôme parallélépipédique pour RQR5. Dans le plan vertical en l'absence de plomb (courbe bleue avec carrés) cette réponse varie de 0,46 à 1,08 pour les angles compris entre -75° et 75°. Nous remarquons une faible variation de réponse comprise entre 0,65 et 1,08 pour les

angles compris entre  $75^\circ$  et  $-60^\circ$  et une faible réponse de 0,46 à l'angle de  $-75^\circ$ . En présence d'un tablier plombé, la réponse dans le plan vertical (courbe bleue avec triangles) montre la même tendance que la réponse sans plomb. La réponse angulaire varie de 0,37 à 1,00 pour les angles compris entre  $-75^\circ$  à  $75^\circ$ . Une faible variation comprise entre 0,64 et 1,00 pour les angles compris entre  $-60^\circ$  et  $75^\circ$  et une faible réponse de 0,37 à l'angle de  $-75^\circ$  sont aussi à remarquer. Dans le plan horizontal, la réponse sur fantôme sans plomb (courbe rouge avec carrés) varie entre 0,60 et 1,04; quand le fantôme est couvert de plomb (courbe rouge avec triangles), la réponse varie entre 0,24 et 1,00 pour les angles compris entre  $-75^\circ$  et  $75^\circ$ . Nous observons une faible variation comprise entre 0,66 et 1,00 pour les angles compris entre  $60^\circ$  et  $-75^\circ$  et une faible réponse de 0,24 à l'angle de  $75^\circ$  pour un fantôme couvert de plomb. Nous constatons que pour certains angles la réponse angulaire du dosimètre est presque la même dans le plan horizontal que dans le plan vertical (courbe bleue confondue avec la courbe rouge). Si nous tenons compte des réponses angulaires du dosimètre DIS-1 dans le plan horizontal et vertical, nous pouvons conclure que la réponse varie de 0,46 à 1,08 pour le dosimètre sur un fantôme sans Pb et de 0,24 à 1,00 pour le dosimètre placé au-dessus du tablier de Pb.



**Figure 11 :** Réponse angulaire du dosimètre DIS-1 dans le plan vertical (lignes bleues) et dans le plan horizontal (lignes rouges) sur un fantôme parallélépipédique recouvert (triangle) ou non d'un tablier plombé (carré) avec un faisceau de qualité RQR9.

La figure 11 montre la réponse angulaire du dosimètre DIS-1 sur un fantôme parallélépipédique pour RQR9. Dans le plan vertical en l'absence de plomb (courbe bleue avec carrés) cette réponse varie de 0,64 à 1,01 pour les angles compris entre  $-75^\circ$  et  $75^\circ$ . En présence d'un tablier plombé, la réponse dans le plan vertical (courbe bleue avec triangles) montre la même tendance que la réponse sans plomb. La réponse angulaire varie de 0,56 à 1,00 pour les angles compris entre  $-75^\circ$  et  $75^\circ$ . Dans le plan horizontal, la réponse sur fantôme sans plomb (courbe rouge avec carrés) varie entre 0,38 et 1,00; quand le fantôme est couvert de plomb (courbe rouge avec triangles), la réponse varie entre 0,30 et 1,00 pour les angles compris entre  $-75^\circ$  et  $75^\circ$ . Nous observons des faibles réponses de 0,38 pour le fantôme sans plomb et de 0,30 pour le fantôme couvert de plomb à l'angle de  $75^\circ$ . Nous constatons que pour certains angles la réponse angulaire du dosimètre est presque la même dans le plan horizontal que dans le plan vertical (courbe bleue confondue avec la courbe

rouge). Si nous tenons compte des réponses angulaires du dosimètre DIS-1 dans le plan horizontal et vertical, nous pouvons conclure que la réponse varie de 0,38 à 1,01 pour le dosimètre sur un fantôme sans Pb et de 0,3 à 1,00 pour le dosimètre placé au-dessus du tablier de Pb.

### III.3.1.2. Réponse de dosimètre OSL sur un fantôme parallélépipédique

Pour le faisceau RQR5 sur fantôme parallélépipédique avec plomb, l'écart relatif entre les deux dosimètres était compris entre -18% et 23% pour les angles allant de -75° à 60°, et était de -30% pour l'angle de 75° dans le plan vertical ; tandis que l'écart était compris entre 17% et -3% pour les angles allant de -75° à 75° dans le plan horizontal. Pour le fantôme sans plomb, l'écart relatif était compris entre -3% et 17% pour les angles allant de -60° à 60°, était de -32% pour l'angle de -75° et de -46% pour l'angle de 75° dans le plan vertical tandis qu'il était compris entre -8% et 14% pour les angles allant de -75° à 75° dans le plan horizontal.

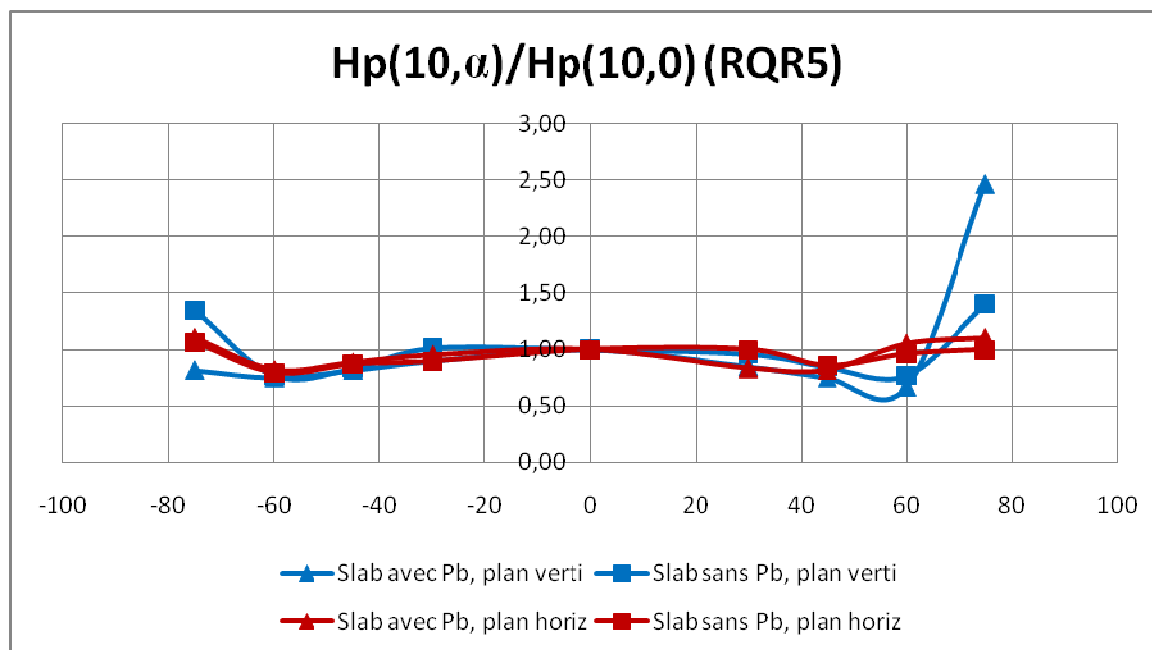
Pour le faisceau RQR9 sur fantôme parallélépipédique avec plomb, l'écart relatif entre les deux dosimètres était compris entre -8% et 22% pour les angles allant de -60° à 60°, et était de 76% pour l'angle de -75° et de -58% pour l'angle de 75° dans le plan vertical tandis qu'il était compris entre -17% et 13% pour les angles allant de -75° à 75° dans le plan horizontal. Pour le fantôme sans plomb, l'écart relatif était compris -9% et 2% pour les angles allant de -60° à 60°, était de -34% pour l'angle de -75° et de 40% pour l'angle de 75° dans le plan vertical tandis qu'il était compris entre -18% et 20% pour les angles allant de -75° à 75° dans le plan horizontal. Ces résultats sont résumés dans le tableau 3 ci-dessous.

**Tableau 3:** Tableau récapitulatif des écarts relatifs des dosimètres

Faisceau	Fantôme parallélépipédique	angles	Ecart relatif entre les dosimètres dans le:	
			Plan vertical	Plan horizontal
RQR5	Fantôme avec Pb	[-75°, 60°]	[-18%, 23%]	
		75°	-30%	
		[-75°, 75°]		[-3%, 17%]
	Fantôme sans Pb	[-75°, 75°]		[-8%, 14%]
		[-60°, 60°]	[-3%, 17%]	
		-75° ; 75°	-32% ; -46%	
RQR9	Fantôme avec Pb	[-75°, 75°]		[-17%, 13%]
		[-60°, 60°]	[-8%, 22%]	
		-75° ; 75°	-76% ; -58%	
	Fantôme sans Pb	[-60°, 60°]	[-9%, 2%]	
		-75° ; 75°	-34% ; 40%	
		[-75°, 75°]		[-18%, 20%]

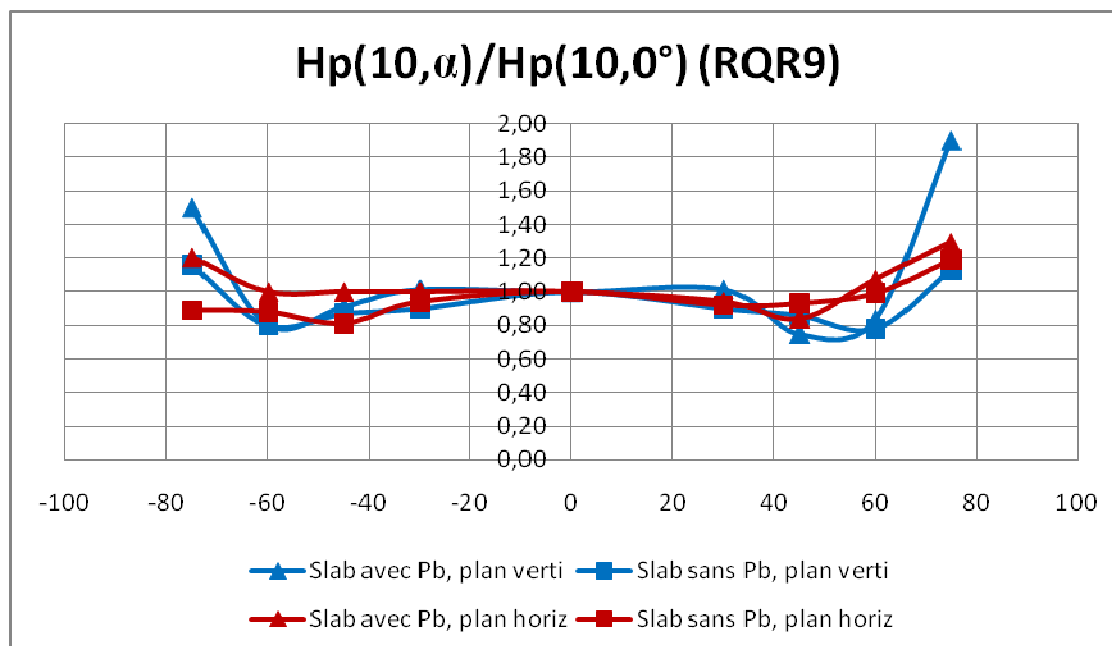
Après évaluation de ces écarts, nous avons utilisé la valeur moyenne de la dose enregistrée par les deux dosimètres pour nos analyses. Les réponses angulaires du dosimètre sont montrées aux figures 12 et 13.





**Figure 12 :** Réponse angulaire du dosimètre OSL dans le plan vertical (lignes bleues) et dans le plan horizontal (lignes rouges) sur un fantôme parallélépipédique recouvert (triangle) ou non d'un tablier plombé (carré) avec un faisceau de qualité RQR5.

La figure 12 montre la réponse angulaire du dosimètre OSL sur un fantôme parallélépipédique pour RQR5. Dans le plan vertical en l'absence de plomb (courbe bleue avec carrés) cette réponse varie de 0,77 à 1,4 pour les angles compris entre  $-75^{\circ}$  et  $75^{\circ}$ . Nous remarquons une faible variation de réponse comprise entre 0,77 et 1,01 pour les angles compris entre  $-60^{\circ}$  et  $60^{\circ}$  et des fortes réponses de 1,4 pour l'angle de  $75^{\circ}$  et de 1,35 pour l'angle de  $-75^{\circ}$ . En présence d'un tablier plombé, la réponse dans le plan vertical (courbe bleue avec triangles) montre la même tendance que la réponse sans plomb. La réponse angulaire varie de 0,67 à 2,47 pour les angles compris entre  $-75^{\circ}$  et  $75^{\circ}$ . Une faible variation de réponse comprise entre 0,67 et 1,00 pour les angles compris entre  $-75^{\circ}$  et  $60^{\circ}$  et une forte réponse de 2,47 à l'angle de  $75^{\circ}$  sont à remarquer. Dans le plan horizontal, la réponse sur fantôme sans plomb (courbe rouge avec carrés) varie entre 0,79 et 1,06; quand le fantôme est couvert de plomb (courbe rouge avec triangles), la réponse varie entre 0,82 et 1,10 pour les angles compris entre  $-75^{\circ}$  et  $75^{\circ}$ . Nous constatons que pour certains angles la réponse angulaire du dosimètre est presque la même dans le plan horizontal que dans le plan vertical (courbe bleue confondue avec la courbe rouge). Si nous tenons compte des réponses angulaires du dosimètre OSL dans le plan horizontal et vertical, nous pouvons conclure que la réponse varie de 0,77 à 1,4 pour le dosimètre sur un fantôme sans Pb et de 0,67 à 2,47 pour le dosimètre placé au-dessus du tablier de Pb.



**Figure 13 :** Réponse angulaire du dosimètre OSL dans le plan vertical (lignes bleues) et dans le plan horizontal (lignes rouges) sur un fantôme parallélépipédique recouvert (triangle) ou non d'un tablier plombé (carré) avec un faisceau de qualité RQR9.

La figure 13 montre la réponse angulaire du dosimètre OSL sur un fantôme parallélépipédique pour RQR9. Dans le plan vertical en l'absence de plomb (courbe bleue avec carrés) cette réponse varie de 0,78 à 1,16 pour les angles compris entre  $-75^\circ$  et  $75^\circ$ . Nous remarquons une faible variation de réponse comprise entre 0,78 et 1,00 pour les angles compris entre  $60^\circ$  et  $-60^\circ$  et des fortes réponses de 1,16 pour l'angle de  $-75^\circ$  et de 1,13 pour l'angle de  $75^\circ$ . En présence d'un tablier plombé, la réponse dans le plan vertical (courbe bleue avec triangles) montre la même tendance que la réponse sans plomb. La réponse angulaire varie de 0,75 à 1,9 pour les angles compris entre  $-75^\circ$  et  $75^\circ$ . Une faible variation comprise entre 0,75 et 1,01 pour les angles compris entre  $60^\circ$  et  $60^\circ$  et des fortes réponses de 1,9 pour l'angle de  $75^\circ$  et de 1,5 pour l'angle de  $-75^\circ$  sont aussi à remarquer. Dans le plan horizontal, la réponse sur fantôme sans plomb (courbe rouge avec carrés) varie entre 0,81 et 1,19; quand le fantôme est couvert de plomb (courbe rouge avec triangles), la réponse varie entre 0,84 et 1,29 pour les angles compris entre  $-75^\circ$  et  $75^\circ$ . Nous remarquons des fortes réponses de 1,29 à l'angle de  $75^\circ$  et de 1,21 à l'angle de  $-75^\circ$  pour le fantôme couvert de plomb. Nous constatons que pour certains angles la réponse angulaire du dosimètre est presque la même dans le plan horizontal que dans le plan vertical (courbe bleue confondue avec la courbe rouge). Si nous tenons compte des réponses angulaires du dosimètre OSL dans le plan horizontal et vertical, nous pouvons conclure que la réponse varie de 0,78 à 1,19 pour le dosimètre sur un fantôme sans Pb et de 0,75 à 1,9 pour le dosimètre placé au-dessus du tablier de Pb.

### III.3.1.3. Réponse de dosimètre DIS-1 sur un fantôme cylindrique

Pour le faisceau RQR5 sur fantôme cylindrique avec plomb, l'écart relatif entre les deux dosimètres était compris entre -4% et 13% pour les angles allant de  $-75^\circ$  à  $75^\circ$  dans le plan

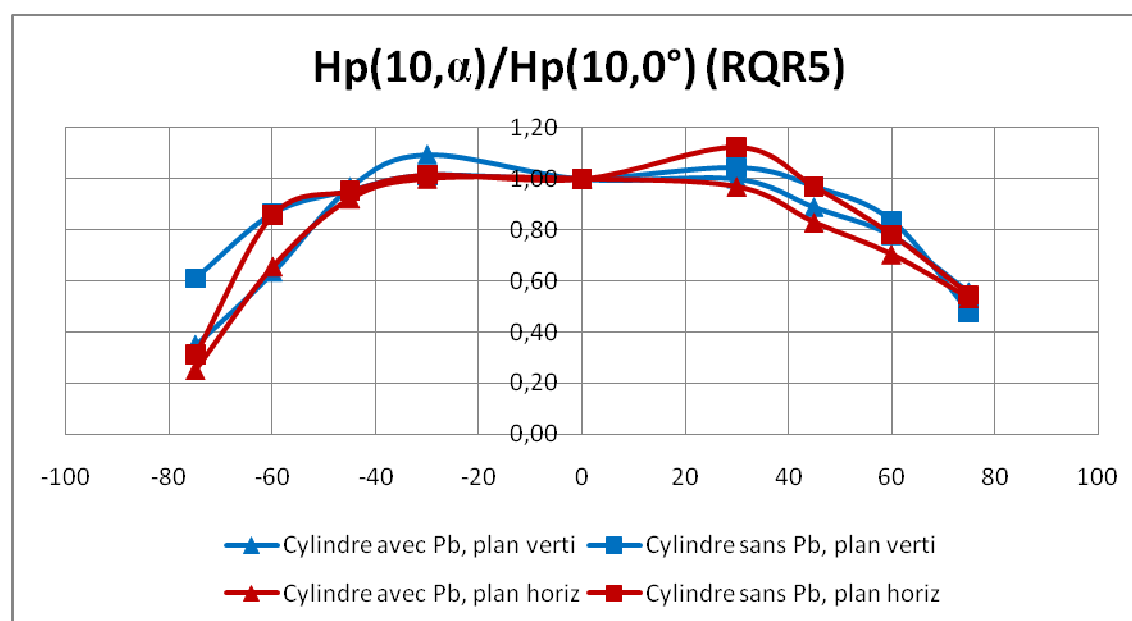
vertical tandis qu'il était compris entre -17% et 6% pour les angles allant de  $-75^\circ$  à  $75^\circ$  dans le plan horizontal. Pour le fantôme sans plomb, l'écart relatif était compris entre -14% et 10% pour les angles allant de  $-75^\circ$  à  $75^\circ$  dans le plan vertical et entre -14% et 2% pour les angles allant de  $-75^\circ$  à  $75^\circ$  dans le plan horizontal.

Pour le faisceau RQR9 sur fantôme cylindrique avec plomb, l'écart relatif entre les deux dosimètres était compris entre -26% et 15% pour les angles allant de  $-75^\circ$  à  $75^\circ$  dans le plan vertical tandis qu'il était compris entre -14% et 0% pour les angles allant de  $-75^\circ$  à  $75^\circ$  dans le plan horizontal. Pour le fantôme sans plomb, l'écart relatif était compris entre -18% et 0% pour les angles allant de  $-75^\circ$  à  $75^\circ$  dans le plan vertical et entre -24% et 0% pour les angles allant de  $-75^\circ$  à  $75^\circ$  dans le plan horizontal. Ces résultats sont résumés dans le tableau 4 ci-dessous.

**Tableau 4:** Tableau récapitulatif des écarts relatifs des dosimètres

Faisceau	Fantôme parallélépipédique	angles	Ecart relatif des dosimètres dans le:	
			Plan vertical	Plan horizontal
RQR5	Fantôme avec Pb	$[-75^\circ, 75^\circ]$	[-4%, 13%]	[-17%, 6%]
	Fantôme sans Pb	$[-75^\circ, 75^\circ]$	[-14%, 10%]	[-14%, 2%]
RQR9	Fantôme avec Pb	$[-75^\circ, 75^\circ]$	[-26%, 15%]	[-14%, 0%]
	Fantôme sans Pb	$[-75^\circ, 75^\circ]$	[-18%, 0%]	[-24%, 0%]

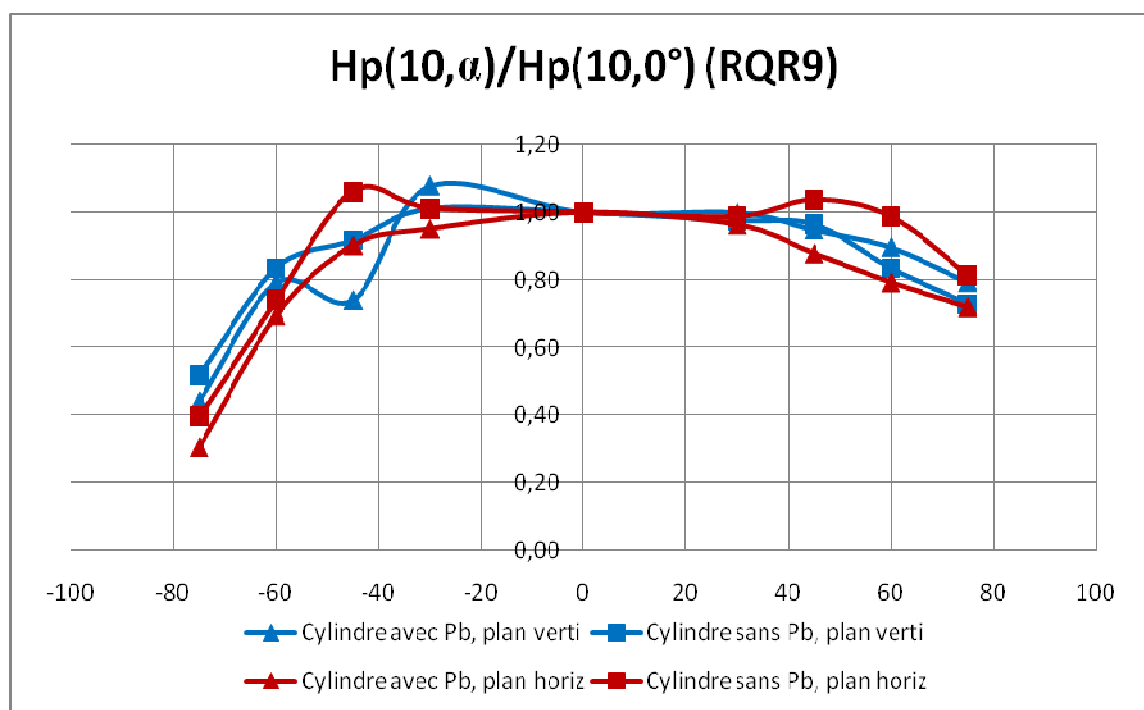
Après évaluation de ces écarts, nous avons utilisé la valeur moyenne de la dose enregistrée par les deux dosimètres pour nos analyses. Les courbes de tendance des réponses angulaires du dosimètre sont montrées dans les figures 14 et 15.



**Figure 14 :** Réponse angulaire du dosimètre DIS-1 dans le plan vertical (lignes bleues) et dans le plan horizontal (lignes rouges) sur un fantôme cylindrique recouvert (triangle) ou non d'un tablier plombé (carré) avec un faisceau de qualité RQR5.

La figure 14 montre la réponse angulaire du dosimètre DIS-1 sur un fantôme cylindrique pour RQR5. Dans le plan vertical en l'absence de plomb (courbe bleue avec carrés) cette réponse varie de 0,48 à 1,04 pour les angles compris entre  $-75^\circ$  et  $75^\circ$ . Nous remarquons une faible

variation de réponse comprise entre 0,61 et 1,04 pour les angles compris entre  $-75^\circ$  et  $60^\circ$  et une faible réponse de 0,48 à l'angle de  $75^\circ$ . En présence d'un tablier plombé, la réponse dans le plan vertical (courbe bleue avec triangles) montre la même tendance que la réponse sans plomb. La réponse angulaire varie de 0,35 à 1,00 pour les angles compris entre  $-75^\circ$  et  $75^\circ$ . Une faible variation de réponse comprise entre 0,56 et 1,00 pour les angles compris entre  $-60^\circ$  et  $75^\circ$  et une faible réponse de 0,35 à l'angle de  $-75^\circ$  sont à remarquer. Dans le plan horizontal, la réponse sur fantôme sans plomb (courbe rouge avec carrés) varie entre 0,31 et 1,13; quand le fantôme est couvert de plomb (courbe rouge avec triangles), la réponse varie entre 0,25 et 1,00 pour les angles compris entre  $-75^\circ$  et  $75^\circ$ . Nous observons de faibles réponses de 0,31 pour le fantôme sans plomb et de 0,25 pour le fantôme couvert de plomb à l'angle de  $-75^\circ$ . Nous constatons que pour certains angles la réponse angulaire du dosimètre est presque la même dans le plan horizontal que dans le plan vertical (courbe bleue confondue avec la courbe rouge). Si nous tenons compte des réponses angulaires du dosimètre DIS-1 dans le plan horizontal et vertical, nous pouvons conclure que la réponse varie de 0,31 à 1,13 pour le dosimètre sur un fantôme sans Pb et de 0,25 à 1,00 pour le dosimètre placé au-dessus du tablier de Pb.



**Figure 15 :** Réponse angulaire du dosimètre DIS-1 dans le plan vertical (lignes bleues) et dans le plan horizontal (lignes rouges) sur un fantôme cylindrique recouvert (triangle) ou non d'un tablier plombé (carré) avec un faisceau de qualité RQR9.

La figure 15 montre la réponse angulaire du dosimètre DIS-1 sur un fantôme cylindrique pour RQR9. Dans le plan vertical en l'absence de plomb (courbe bleue avec carrés) cette réponse varie de 0,52 à 1,01 pour les angles compris entre  $-75^\circ$  et  $75^\circ$ . Nous remarquons une faible variation de réponse comprise entre 0,73 et 1,01 pour les angles compris entre  $-60^\circ$  et  $75^\circ$  et une faible réponse de 0,52 à l'angle de  $-75^\circ$ . En présence d'un tablier plombé, la réponse dans le plan vertical (courbe bleue avec triangles) montre la même tendance que la réponse sans plomb. La réponse angulaire varie de 0,44 à 1,08 pour les angles compris entre  $-75^\circ$  et  $75^\circ$ . Une faible variation comprise entre 0,74 et 1,08 pour les angles compris entre  $-60^\circ$  et

75° et une faible réponse de 0,44 à l'angle de -75° sont aussi à remarquer. Dans le plan horizontal, la réponse sur fantôme sans plomb (courbe rouge avec carrés) varie entre 0,40 et 1,06; quand le fantôme est couvert de plomb (courbe rouge avec triangles), la réponse varie entre 0,30 et 1,00 pour les angles compris entre -75° et 75°. Nous observons une faible variation comprise entre 0,70 et 1,00 pour les angles compris entre -60° et 75° avec une faible réponse de 0,3 à l'angle de -75° pour le fantôme avec plomb et une variation comprise entre 0,74 et 1,06 pour les angles comprises entre -60° et 75° avec une faible réponse de 0,4 à l'angle de -75° pour le fantôme sans plomb. Nous constatons que pour certains angles la réponse angulaire du dosimètre est presque la même dans le plan horizontal que dans le plan vertical (courbe bleue confondue avec la courbe rouge). Si nous tenons compte des réponses angulaires du dosimètre DIS-1 dans le plan horizontal et vertical, nous pouvons conclure que la réponse varie de 0,4 à 1,06 pour le dosimètre sur un fantôme sans Pb et de 0,30 à 1,08 pour le dosimètre placé au-dessus du tablier de Pb.

### III.3.1.4. Réponse de dosimètre OSL sur un fantôme cylindrique

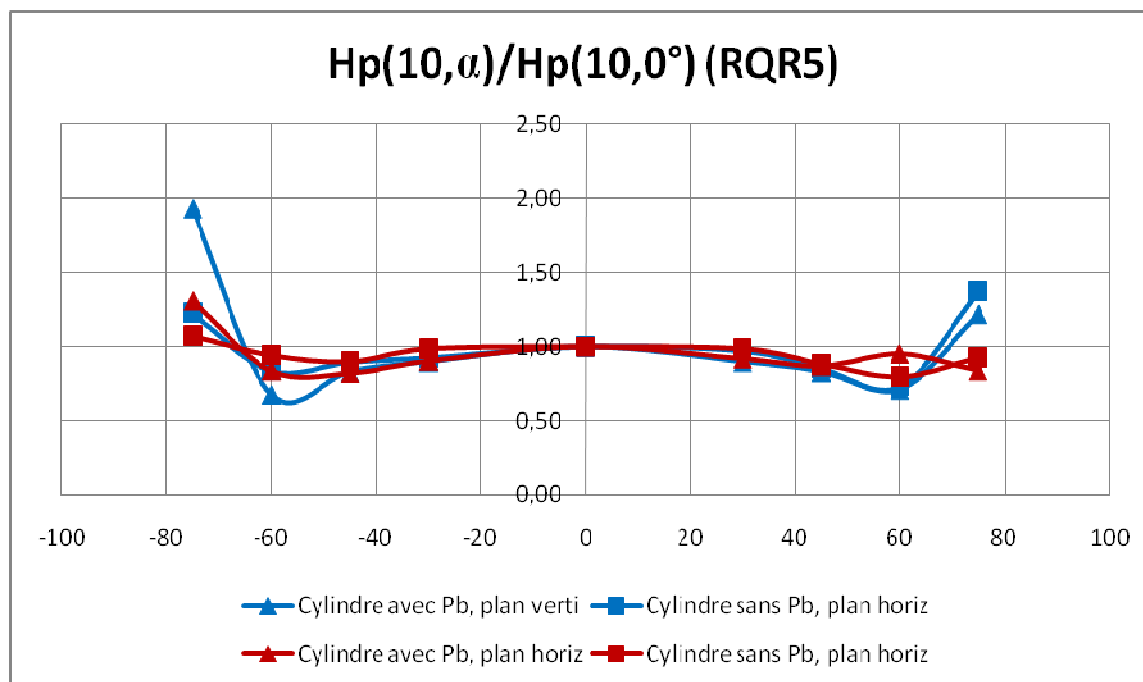
Pour le faisceau RQR5 sur fantôme cylindrique avec plomb, l'écart relatif entre les deux dosimètres était compris entre -12% et 22% pour les angles allant de -60° à 60°, était de -50% pour l'angle de 75° et de 78% pour l'angle de -75° dans le plan vertical tandis qu'il était compris entre -11% et 15% pour les angles allant de -75° à 75° dans le plan horizontal. Pour le fantôme sans plomb, l'écart relatif était compris entre -12% et 15% pour les angles allant de -60° à 60°, était de -29% pour l'angle de -75° et de -36% pour l'angle de 75° dans le plan vertical tandis qu'il était compris entre -9% et 21% pour les angles allant de -75° à 75° dans le plan horizontal.

Pour le faisceau RQR9 sur fantôme cylindrique avec plomb, l'écart relatif entre les deux dosimètres entre les dosimètres OSL était compris entre -28% et 5% pour les angles allant de -75° à 75° dans le plan vertical tandis qu'il était compris entre -13% et 10% pour les angles allant de -75° à 75° dans le plan horizontal. Pour le fantôme sans plomb, l'écart relatif était compris -13% et 19% pour les angles allant de -60° à 75°, et de -30% pour l'angle de -75° dans le plan vertical tandis qu'il était compris entre -17% et 4% pour les angles allant de -75° à 75° dans le plan horizontal. Ces résultats sont résumés dans le tableau 5 ci-dessous.

**Tableau 5:** Tableau récapitulatif des écarts relatifs des dosimètres

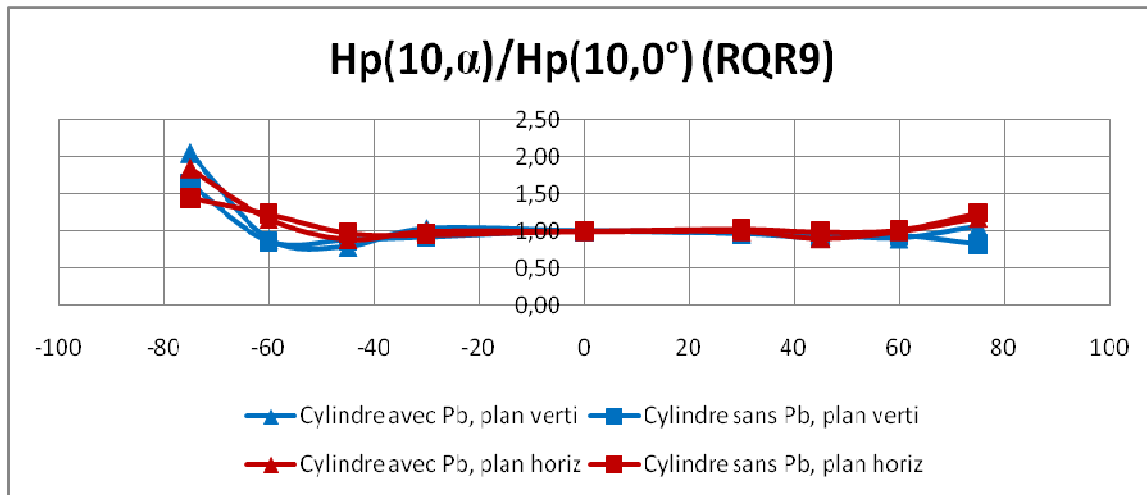
Faisceau	Fantôme parallélépipédique	angles	Ecart relatif des dosimètres dans le:	
			Plan vertical	Plan horizontal
RQR5	Fantôme avec Pb	[-60°,60°]	[-12%, 22%]	
		-75° ; 75°	78% ; -50%	
		[-75°,75°]		[-11%, 15%]
	Fantôme sans Pb	[-75°,75°]		[-9%, 21%]
		[-60°,60°]	[-12%, 15%]	
		-75° ; 75°	-29% ; 36%	
RQR9	Fantôme avec Pb	[-75°,75°]	[-28%, 5%]	[-13%, 10%]
	Fantôme sans Pb	[-60°,75°]	[-13%, 19%]	
		-75°	-30%	
		[-75°,75°]		[-17%, 4%]

Après évaluation de ces écarts, nous avons utilisé la valeur moyenne de la dose enregistrée par les deux dosimètres pour nos analyses. Les courbes de tendance des réponses angulaires du dosimètre sont montrées dans les figures 16 et 17.



**Figure 16:** Réponse angulaire du dosimètre OSL dans le plan vertical (lignes bleues) et dans le plan horizontal (lignes rouges) sur un fantôme cylindrique recouvert (triangle) ou non d'un tablier plombé (carré) avec un faisceau de qualité RQR5.

La figure 16 montre la réponse angulaire du dosimètre OSL sur un fantôme cylindrique pour RQR5. Dans le plan vertical en l'absence de plomb (courbe bleue avec carrés) cette réponse varie de 0,73 à 1,37 pour les angles compris entre -75° et 75°. Nous remarquons une faible variation de réponse comprise entre 0,73 et 1,00 pour les angles compris entre -60° et 60° et des fortes réponses de 1,37 à l'angle de 75° et de 1,22 à l'angle de -75°. En présence d'un tablier plombé, la réponse dans le plan vertical (courbe bleue avec triangles) montre la même tendance que la réponse sans plomb. La réponse angulaire varie de 0,68 à 1,93 pour les angles compris entre -75° et 75°. Une faible variation comprise entre 0,68 et 1,00 pour les angles compris entre -60° et 60° et des fortes réponses de 1,22 à l'angle de 75° et de 1,93 à l'angle de -75° sont aussi à remarquer. Dans le plan horizontal, la réponse sur fantôme sans plomb (courbe rouge avec carrés) varie entre 0,79 et 1,07; quand le fantôme est couvert de plomb (courbe rouge avec triangles), la réponse varie entre 0,82 et 1,31 pour les angles compris entre -75° et 75°. Nous remarquons une forte réponse de 1,31 à l'angle de -75° pour le fantôme couvert de plomb. Nous constatons que pour certains angles la réponse angulaire du dosimètre est presque la même dans le plan horizontal que dans le plan vertical (courbe bleue confondue avec la courbe rouge). Si nous tenons compte des réponses angulaires du dosimètre OSL dans le plan horizontal et vertical, nous pouvons conclure que la réponse varie de 0,73 à 1,37 pour le dosimètre sur un fantôme sans Pb et de 0,68 à 1,93 pour le dosimètre placé au-dessus du tablier de Pb.



**Figure 17 :** Réponse angulaire du dosimètre OSL dans le plan vertical (lignes bleues) et dans le plan horizontal (lignes rouges) sur un fantôme cylindrique recouvert (triangle) ou non d'un tablier plombé (carré) avec un faisceau de qualité RQR9.

La figure 17 montre la réponse angulaire du dosimètre OSL sur un fantôme cylindrique pour RQR9. Dans le plan vertical en l'absence de plomb (courbe bleue avec carrés) cette réponse varie de 0,82 à 1,64 pour les angles compris entre  $-75^\circ$  et  $75^\circ$ . Nous remarquons une faible variation de réponse comprise entre 0,82 et 1,00 pour les angles compris entre  $-60^\circ$  et  $75^\circ$  et une forte réponse de 1,64 à l'angle de  $-75^\circ$ . En présence d'un tablier plombé, la réponse dans le plan vertical (courbe bleue avec triangles) montre la même tendance que la réponse sans plomb. La réponse angulaire varie de 0,79 à 2,05 pour les angles compris entre  $-75^\circ$  et  $75^\circ$ . Une faible variation comprise entre 0,79 et 1,06 pour les angles compris entre  $-60^\circ$  et  $75^\circ$  et une forte réponse de 2,05 à l'angle de  $-75^\circ$  sont à remarquer. Dans le plan horizontal, la réponse sur fantôme sans plomb (courbe rouge avec carrés) varie entre 0,95 et 1,44; quand le fantôme est couvert de plomb (courbe rouge avec triangles), la réponse varie entre 0,91 et 1,85 pour les angles compris entre  $-75^\circ$  et  $75^\circ$ . Nous remarquons de fortes réponses de 1,85 à l'angle de  $-75^\circ$  pour le fantôme couvert de plomb et de 1,44 à l'angle de  $-75^\circ$  pour le fantôme sans plomb. Nous constatons que pour certains angles la réponse angulaire du dosimètre est presque la même dans le plan horizontal que dans le plan vertical (courbe en bleu confondue avec la courbe en rouge). Si nous tenons compte des réponses angulaires du dosimètre OSL dans le plan horizontal et vertical, nous pouvons conclure que la réponse varie de 0,82 à 1,64 pour le dosimètre sur un fantôme sans Pb et de 0,79 à 2,05 pour le dosimètre placé au-dessus du tablier de Pb.

Après analyse de ces résultats, quelques observations sont à remarquer pour les réponses angulaires sur le fantôme parallélépipédique et/ou cylindrique. En premier lieu, nous remarquons que, d'une façon générale, la réponse angulaire du dosimètre placé sur un fantôme au dessus du tablier de plomb est diminuée de quelques pourcents par rapport à sa réponse sur un fantôme sans plomb. Des cas particuliers ont été observés pour les dosimètres OSL aux angles de  $75^\circ$  et  $-75^\circ$  où les réponses sur le fantôme sans Pb sont inférieures aux réponses sur fantôme avec Pb. Ces réponses sont pour la plupart des cas supérieures à 1,00. Une autre chose pour les DIS-1 est une nette différence de réponse trouvée pour les plus grands angles selon que les irradiations sont du côté gauche ou du côté droit (à  $75^\circ$  ou  $-75^\circ$  par exemple). Nous constatons que cette différence est liée à la position exacte des chambres à l'intérieur du dosimètre. En deuxième lieu, comme l'analyse

des réponses angulaire a été faite en normalisant la dose à  $\alpha$  degré par la dose à zéro degré ; nous constatons que les réponses angulaires relatives sont presque les même pour les faisceaux RQR9 et RQR5. Mais en générale, la réponse pour les DIS-1 semble être un peu faible pour RQR5 et RQR9. En fin, si nous comparons les réponses angulaires sur le fantôme parallélépipédique et cylindrique, nous constatons que les dosimètres répondent mieux sur le fantôme cylindrique que sur le fantôme parallélépipédique et surtout pour les angles élevés. A titre illustratif, pour le faisceau RQR9 et fantôme sans plomb, la réponse du dosimètre OSL varie entre 0,78 et 1,19 pour un fantôme parallélépipédique et entre 0,82 et 1,64 pour un fantôme cylindrique. La réponse du dosimètre DIS-1 varie entre 0,38 à 1,01 pour le fantôme parallélépipédique et entre 0,4 et 1,06 pour le fantôme cylindrique.

### III.3.2. Réponse des dosimètres sur le fantôme RA

Lors des mesures sur le fantôme dans un environnement clinique, des dosimètres DIS-1 ont été utilisés pour mesurer le  $H_p(10)$  au niveau du cou, à la poitrine et à l'épaule ainsi que les TLD pour mesurer  $H_p(3)$  au cristallin. Pour chaque angle et à chaque projection, le rapport entre la dose mesurée par chacun des dosimètres corps entier et la dose au cristallin a été calculé. La dose corps entier a été normalisée par le produit dose-surface (DAP) pour mettre en évidence l'influence de la position sur la réponse angulaire du dosimètre. Certains résultats sont donnés dans les tableaux ci-dessous.

**Tableau 6: Résultats des mesures sur un fantôme RA, projection PA**

Position dosimètre sur fantôme RA	Dose à 0° ( $\mu$ Sv)		Dose à 15° ( $\mu$ Sv)		Dose à 30° ( $\mu$ Sv)	
	$H_p(10)$	$H_p(3)$	$H_p(10)$	$H_p(3)$	$H_p(10)$	$H_p(3)$
Poitrine gauche (Po)	165		202		205	
Thyroïde milieu (Th.M)	19		53		72	
Thyroïde gauche 1 (Th.G1)	29		82		47	
Thyroïde gauche 2 (Th.G2)	-		83		70	
Epaule gauche (E.G)	90		57		108	
Œil gauche (O.G)		158		204		190
Œil droite (O.D)		130		182		149
Tempe gauche (T.G)		183		202		184
Tempe droite (T.D)		131		154		134
DAP ( $\mu$ Gycm <sup>2</sup> )	5533,5		6122,8		5281,1	

PA : postéro-antérieure ; DAP : produit dose –surface ; - : pas de dose



**Tableau 7: Résultats de mesures sur un fantôme RA, projection LLAO**

Position dosimètre sur fantôme RA	Dose à 0° (μSv)		Dose à 15° (μSv)		Dose à 30° (μSv)	
	H <sub>p</sub> (10)	H <sub>p</sub> (3)	H <sub>p</sub> (10)	H <sub>p</sub> (3)	H <sub>p</sub> (10)	H <sub>p</sub> (3)
Poitrine gauche (Po)	95		23		23	
Thyroïde milieu (Th.M)	-		22		30	
Thyroïde gauche 1 (Th.G1)	12		23		40	
Thyroïde gauche 2 (Th.G2)	55		132		9	
Epaule gauche (E.G)	-		20		21	
Œil gauche (O.G)		91		114		75
Œil droite (O.D)		66		71		63
Tempe gauche (T.G)		87		115		280
Tempe droite (T.D)		59		70		51
DAP (μGycm <sup>2</sup> )	5042,4		4085,5		4046,2	

*LLAO : gauche latérale oblique*

L'analyse des résultats nous montre une variation de l'équivalent de dose corps entier, H<sub>p</sub>(10) d'une position à l'autre du dosimètre. La dose la plus élevée reste localisée à la poitrine pour la projection PA et pour tous les angles considérés. Le constat n'est pas le même pour la projection LLAO car la dose la plus élevée a été observée à la poitrine seulement à l'angle de 0°. Pour les autres angles (15° et 30°), la dose la plus élevée est observée au niveau du cou (thyroïde). Concernant la variation de H<sub>p</sub>(10) pour les dosimètres localisés au niveau du cou (thyroïde milieu, thyroïde gauche1 et thyroïde gauche2), nous remarquons une différence de dose à chaque angle considéré. Nous constatons d'une manière générale que H<sub>p</sub>(10) augmente du milieu à l'extrême gauche pour toutes les projections lorsque le fantôme est à 0° ou à 15° ce qui n'a pas été observé lorsque le fantôme est à 30°. La dose la plus élevée est observée à l'extrême gauche (thyroïde gauche2) lorsque le fantôme est à 0° et à 15° pour toutes les projections tandis que la dose la plus élevée est observée au milieu (thyroïde milieu) lorsque le fantôme est tourné à 30° pour la projection PA et à la gauche (thyroïde gauche1) pour la projection LLAO. Nous constatons aussi une grande influence de la position du dosimètre selon que la projection est PA ou LLAO. A titre explicatif, l'écart relatif observé entre la dose au milieu (thyroïde milieu) et la dose à l'extrême gauche (thyroïde gauche2) est de -36% pour la projection PA tandis qu'il est de -83% pour la projection LLAO pour l'angle de 15°. Pour l'angle de 30°, l'écart relatif observé est de -3% pour la projection PA et de -70% pour la projection LLAO.

L'analyse de la réponse angulaire du dosimètre selon sa position sur le fantôme, nous montre une différence selon que le dosimètre est positionné à la poitrine, à l'épaule ou au niveau du cou (thyroïde). Cette analyse a été faite après avoir normalisé la dose mesurée par chaque dosimètre par le DAP. Pour la projection PA, la réponse angulaire est comprise

entre 0,030  $\mu\text{Sv}/\mu\text{Gycm}^2$  et 0,039  $\mu\text{Sv}/\mu\text{Gycm}^2$  à la poitrine ; entre 0,009  $\mu\text{Sv}/\mu\text{Gycm}^2$  et 0,020  $\mu\text{Sv}/\mu\text{Gycm}^2$  à l'épaule et entre 0,003  $\mu\text{Sv}/\mu\text{Gycm}^2$  et 0,014  $\mu\text{Sv}/\mu\text{Gycm}^2$  au niveau du cou pour les angles compris entre 0° et 30°. Une différence entre la réponse angulaire des dosimètres localisés au niveau du cou est aussi observée selon sa position. A titre illustratif, l'écart relatif entre la réponse du dosimètre du milieu (thyroïde milieu) et celle du dosimètre de gauche (thyroïde gauche1) est évalué à -35% à l'angle de 30°. La même analyse a été faite pour la projection LLAO. La réponse angulaire est comprise entre 0,006  $\mu\text{Sv}/\mu\text{Gycm}^2$  et 0,019  $\mu\text{Sv}/\mu\text{Gycm}^2$  à la poitrine ; entre 0,002  $\mu\text{Sv}/\mu\text{Gycm}^2$  et 0,032  $\mu\text{Sv}/\mu\text{Gycm}^2$  au niveau du cou et est de 0,005  $\mu\text{Sv}/\mu\text{Gycm}^2$  à l'épaule pour les angles compris entre 0° et 30°. Une différence entre la réponse angulaire des dosimètres localisés au niveau du cou est aussi observée selon sa position. L'écart relatif entre la réponse du dosimètre du milieu (thyroïde milieu) et celle du dosimètre de gauche (thyroïde gauche1) est évalué à +33% à l'angle de 30°.

**Tableau 8 : Rapport entre  $H_p(3)/H_p(10)$  à différentes positions et différents angles**

		Rapport $H_p(3)/H_p(10)$ , pour PA				Rapport $H_p(3)/H_p(10)$ , pour LLAO			
		Œil		Tempe		Œil		Tempe	
		Gauche	droite	Gauche	Droite	Gauche	droite	Gauche	Droite
Angle : 0°	Poitrine gauche	0,96	0,79	1,11	0,79	0,96	0,69	0,92	0,62
	Thyroïde milieu	8,32	6,84	9,63	6,89	-	-	-	-
	Thyroïde gauche1	5,45	4,48	6,31	4,52	7,58	5,50	7,25	4,92
	Thyroïde gauche2	-	-	-	-	1,65	1,20	1,58	1,07
	Epaule gauche	1,76	1,44	2,03	1,46	-	-	-	-
Angle : 15°	Poitrine gauche	1,00	0,90	1,00	0,76	4,96	3,09	5,00	3,04
	Thyroïde milieu	3,85	3,43	3,81	2,91	5,18	3,23	5,23	3,18
	Thyroïde gauche1	2,49	2,22	2,46	1,88	4,96	3,09	5,00	3,04
	Thyroïde gauche2	2,46	2,19	2,43	1,86	0,86	0,54	0,87	0,53
	Epaule gauche	3,58	3,19	3,54	2,70	5,70	3,55	5,75	3,50
Angle : 30°	Poitrine gauche	0,93	0,73	0,90	0,65	3,26	2,74	12,17	2,22
	Thyroïde milieu	2,64	2,07	2,56	1,86	2,50	2,10	9,33	1,70
	Thyroïde gauche1	4,04	3,17	3,91	2,85	1,88	1,58	7,00	1,28
	Thyroïde gauche2	2,71	2,13	2,63	1,91	8,33	7,00	31,11	5,67
	Epaule gauche	1,76	1,38	1,70	1,24	3,57	3,00	13,33	2,43

L'analyse des résultats sur l'exposition au cristallin a été faite en deux étapes. D'abord analyse de la dose enregistrée par les dosimètres mis sur les yeux de RA (dosimètres yeux) et les dosimètres mis sur les tempes de RA (dosimètres tempes)

comparée à la dose enregistrée par le dosimètre Unfors mis entre les deux yeux de RA et ensuite l'analyse de rapport entre  $H_p(3)$  mesurée à l'œil gauche ou droite sur  $H_p(10)$  mesurée à la poitrine, au niveau de cou ou à l'épaule. Les résultats nous montrent que le côté gauche est plus exposé que le côté droit. S'agissant de doses enregistrées par les dosimètres tempes et les dosimètres yeux, nous avons constaté un écart relatif compris entre -19% et 1% entre la dose tempe droite et la dose œil droite et un écart compris entre -4% et 16% entre la dose tempe gauche et la dose œil gauche pour toutes les projections sauf un cas particulier où nous avons observé un écart œil gauche et tempe gauche de 373% à l'angle de 30° pour la projection LLAO. Ce cas a été considéré comme un cas anormal vu que l'écart relatif entre la dose enregistrée par le dosimètre tempe et dosimètre Unfors était également très élevé (412%). Cette analyse nous montre que le dosimètre porté sur la tempe est un bon estimateur de la dose au cristallin et seule la dose enregistrée par les dosimètres yeux a été considérée à la suite pour analyser le rapport entre  $H_p(3)$  et  $H_p(10)$ . Les résultats nous montrent une grande variabilité de rapport de  $H_p(3)$  sur  $H_p(10)$  selon la position du dosimètre. Se basant sur la moyenne de rapports observés, le facteur de dispersion des rapports (rapport maximal sur rapport minimal) et le coefficient de variation (Cov, écart type sur la moyenne exprimé en pourcentage), nous constatons que  $H_p(3)$  corrèle mieux avec  $H_p(10)$  mesurée au niveau du cou à gauche (thyroïde gauche1). Le rapport est compris entre 1,88 et 7,58 avec un Cov de 47% à l'œil gauche et entre 1,58 et 5,50 avec un Cov de 43% à l'œil droit pour toutes les projections. Le tableau 9 montre le rapport moyen, le Cov et le facteur de dispersion compte tenu des projections PA et LLAO.

**Tableau 9 : Le rapport moyen entre la dose au cristallin de l'œil gauche et droite et  $H_p(10)$  mesurée à différents endroits, compte tenu des projections PA et LLAO45°**

Rapport		Po	Th.M	Th.G1	Th.G2	E.G
Œil gauche	Moyenne de rapport	2,01	4,50	4,40	3,20	3,27
	Cov	85%	53%	47%	92%	50%
	Fact dispersion	5,35	3,33	4,04	9,65	3,24
Œil droit	Moyenne	1,49	3,53	3,34	2,61	2,51
	Cov	75%	55%	43%	98%	41%
	Fact dispersion	4,44	3,31	3,49	13,01	2,57

### III.4. Résultats des mesures cliniques sur docteur

#### III.4.1. Conditions de réalisation de mesures

Dans le but de comparer les mesures effectuées sur le fantôme et les mesures cliniques, des mesures cliniques sur docteur ont été effectuées à l'Hôpital Saint Jan Genk et d'autres sont en cours de réalisation. Lors de ces mesures, deux systèmes radiogènes Philips et Siemen ont été utilisés. Le tube mono-plan était positionné en dessous de la table durant toutes les procédures. Les conditions d'exposition du docteur (temps d'exposition, le produit dose-surface (DAP) et équipement de protection) ont été rapportées pour chaque procédure. Les procédures suivies ont été menées par deux docteurs qui sont identifiés comme X et Y. Les mesures ont été effectuées à l'aide de dosimètres OSL pour mesurer la dose corps entier,  $H_p(10)$  au niveau de la poitrine et de la thyroïde, et de dosimètres TLD sur les tempes pour mesurer la dose au cristallin (figure 18). En cas de port de lunettes de protection, les

dosimètres cristallin étaient fixés sur les branches de lunettes. Les résultats déjà disponibles sont présentés dans ce document.



Figure 18: Positionnement des dosimètres sur docteur

Les conditions de réalisation de ces mesures c'est-à-dire le nombre de procédures par mesure, le système utilisé, le DAP total par mesure, le temps d'exposition par mesure et le type d'équipement de protection utilisé sont rapportés dans le tableau 10.

**Tableau 10: condition de réalisation des mesures cliniques**

Mesure n°	Nbre procédures	Nom docteur	Système	DAP	Temps	Equipement de protection
N°1	4	X	Philips	5708,7 mGycm <sup>2</sup>	13min 24sec	-Tablier Pb -cache thyroïde
N°2	5	X	Philips	11308 mGycm <sup>2</sup>	29min 24sec	-Tablier Pb -cache thyroïde
N°3	1	Y	Siemen	19260 μGycm <sup>2</sup>	23min	-Tablier Pb -cache thyroïde -lunettes de Pb

### III.4.2. Résultats des mesures cliniques sur docteur

Après chaque mesure, un rapport entre la dose corps entier,  $H_p(10)$  (mesurée à la poitrine et à la thyroïde) et la dose mesurée à l'œil,  $H_p(3)$  (œil gauche et œil droite) a été calculé. Les résultats des mesures sont rapportés dans le tableau 11.

**Tableau 11 : Résultats des mesures cliniques**

Mesure	Poitrine ( $H_p(10)$ )		Thyroïde ( $H_p(10)$ )		Dose œil ( $H_p(3)$ )				Rapport			
	Po	Th	O.G	O.D	O.G/Po	O.D/Po	O.G/Th	O.D/Th				
N°1	0,02 mSv	0,05 mSv	0,021 mSv	0,029 mSv	1,05	1,45	0,42	0,58				
N°2	-	-	0,053 mSv	0,069 mSv	-	-	-	-				
N°3	0,29 mSv	0,09 mSv	0,154mSv	0,049 mSv	0,53	0,16	1,7	0,54				

*Po : poitrine ; Th : thyroïde ; O.G : œil gauche ; O.D : œil droite*

Pour l'expérience n°2, nous n'avons pas obtenu la dose à la poitrine et à la thyroïde en raison d'un problème technique.

### III.5. Conclusion

Les résultats des expériences nous ont permis de voir la variation des réponses angulaires des dosimètres sur les fantômes parallélépipédique et cylindrique. Cette caractérisation nous a montré que les dosimètres DIS-1 et OSL répondent mieux dans des champs de rayonnement semblable au rayonnement présent dans la salle de RI et CI. Nous aurions souhaité vérifier la réponse angulaire de ces dosimètres avec le faisceau RQR7 en plus mais la disponibilité limitée du laboratoire secondaire d'étalonnage dosimétrique du SCK•CEN ne nous l'a pas permis. Le laboratoire est fort sollicité pour des expériences et recherches variées. Nous n'avons utilisé que le faisceau RQR5 et RQR9. Les expériences réalisées sur le fantôme anthropomorphique RA dans des conditions cliniques nous montrent la variation de dose corps entier enregistrée par les dosimètres selon leurs localisations. Les dosimètres localisés au niveau du cou ne répondent pas de la même manière selon leurs positions et leur orientation. Tandis que pour un dosimètre corps entier porté au niveau de la poitrine, le problème des orientations différentes n'existent pas vraiment vu que la poitrine est « plate ». C'est un avantage du dosimètre poitrine. Nous avons observé une grande variation de rapport entre la dose corps entier et la dose au cristallin selon la position du dosimètre. En raison de cette grande variation, l'estimation de la dose au cristallin basée sur la dose corps entier ne peut pas se substituer à la mesure de la dose cristallin effectuée à l'aide d'un dosimètre dédié. Ces rapports pourraient le cas échéant être utilisés pour des estimations rétrospectives de la dose au cristallin, si aucune mesure plus précise n'est présente.

Nous avons conclu en disant que la dose enregistrée par le dosimètre corps entier positionnée à gauche (thyroïde gauche<sup>1</sup>) corrèle mieux avec la dose au cristallin pour toutes les projections. Néanmoins, cette analyse reste qualitative du fait que seules deux projections et trois orientations du fantôme RA ont été réalisées ; de plus, il aurait été intéressant de tester différentes machines et qualités de rayonnements cliniques. Les équipements du laboratoire d'imagerie médicale de la haute école Odisee à Bruxelles ne sont pas adaptés pour ces genres d'expériences parce que les débits de doses étaient très faibles. Il fallait beaucoup de tirs pour pouvoir générer du rayonnement diffusé mesurable ce qui chauffe le filament nécessitant ainsi un temps plus long pour une même configuration. Le peu de résultats disponible sur les mesures cliniques réalisées sur docteur ne nous permet pas de réaliser une approche comparative des mesures sur fantôme et sur docteurs. Cependant, ces quelques résultats nous montrent cette tendance de grande variabilité de rapports entre  $H_p(3)$  et  $H_p(10)$  mesurée au niveau de la thyroïde. Sur base de ces résultats nous ne pouvons pas préciser si la dose corps entier mesurée au niveau du cou peut être utilisée pour estimer la dose au cristallin. La surveillance de l'œil à partir d'un dosimètre dédié étalonné en  $H_p(3)$  porté sur la tempe gauche (en direction du tube radiogène) nous apparaît donc comme le meilleur moyen pour estimer la dose au cristallin.

## Bibliographie

- Broughton J, Cantone M C, Ginjaume M and Shah B: Report of task group on the implications of the implementation of the icrp recommendations for a revised dose limit to the lens of the eye *J. Radiol. Prot.* **33** 855–68 (2013).
- Buls N, Pagés J, de Mey J and Osteaux M: Evaluation of patient and staff doses during various ct fluoroscopy guided interventions *Health Phys.* **85** 165–73 (2003).
- Ciraj-Bjelac, O., Rehani, M., Minamoto, A., Sim, K. H., Liew, H. B. and Vano, E: Radiation-induced eyelens changes and risk for cataract in interventional cardiology. *Cardiol.* **123**, 168–171 (2012).
- Clerinx P, Buls N, Bosmans H and de Mey J: Double-dosimetry algorithm for workers in interventional radiology *Radiat. Prot. Dosim.* **129** 321–7 (2008).
- Covens P, Berus D, Buls N, Clerinx P and Vanhavere F: Personal dose monitoring in hospitals: global assessment, critical applications and future needs *Radiat. Prot. Dosim.* **124** 250–9 (2007).
- Dauer L T, Thornton RH, Solomon SB, St Germain J: Unprotected operator eye lens doses in oncologic interventional radiology are clinically significant: estimation from patient kerma-area-product data. *J. Vasc Interv Radiol.* **21**:1859-1861 (2010).
- Efstathopoulos E P, Katritsis D G, Kottou S, Kalivas N, Tzanalaridou E, Giazitoglou E, Korovesis S and Faulkner K: Patient and staff radiation dosimetry during cardiac electrophysiology studies and catheter ablation procedures: a comprehensive analysis *Europace* **8** 443–8 (2006).
- Farah J, Struelens L, Dabin J, Koukorava C, Donadille L, Jacob S, Schnelzer M, Auvinen A, Vanhavere F and Clairand I: A correlation study of eye lens dose and personal dose equivalent for interventional cardiologists *Radiat. Prot. Dosim.* **157** 561–9 (2013).
- Harstall R, Heini P F, Mini R L and Orlor R: Radiation exposure to the surgeon during fluoroscopically assisted percutaneous vertebroplasty: a prospective study *Spine* **30** 1893–98 (2005).
- Häusler U, Czarwinski R and Brix G: Radiation exposure of medical staff from interventional x-ray procedures: a multicentre study *Eur. Radiol.* **19** 2000–8 (2009).
- ICRP (International Commission on Radiological Protection): Avoidance of radiation injuries from medical interventional procedures. ICRP Publication 85. *Ann. ICRP* **30**(2) (2000).
- ICRP (International Commission on Radiological Protection): Statement on tissue reactions/early and late effects of radiation in normal tissues and organs – threshold doses for tissue reactions in a radiation protection context. ICRP Publication 118. *Ann. ICRP* **41**(1/2) (2012).

- Janssen R J J N, Hadders R H, Henkelman M S and Bos A J J: Exposure to operating staff during cardiac catheterisation measured by thermoluminescence dosimetry *Radiat. Prot. Dosim.* **43** 175–77 (1992).
- Junk A K, Haskal Z and Worgul B V: Cataract in interventional radiology—an occupational hazard? *Invest Ophthalmol. Visual Sci. E-Abstr.* **45** 388 (2004).
- Kicken P J H, Kemerink G J and van Engelshoven J M A: Dosimetry of occupationally exposed persons in diagnostic and interventional arteriography. Part 1: assessment of entrance doses *Radiat. Prot. Dosim.* **82** 93–103 (1999).
- Kim K P, Miller D L, Balter S, Kleinerman R A, Linet M S, Kwon D and Simon S L. Occupational radiation doses to operators performing cardiac catheterization procedures *Health Phys.* **94** 211–27 (2008).
- Koukorava C, Farah J, Struelens L, Clairand I, Donadille L, Vanhavere F and Dimitriou P: Efficiency of radiation protection equipment in interventional radiology: a systematic Monte Carlo study of eye lens and whole body doses. *J. Radiol. Prot.* **34**,509–528 (2014).
- Koukorava C, Carinou E, Ferrari P, Krim S and Struelens L : Study of the parameters affecting operator doses in interventional radiology using Monte Carlo simulations. *Radiat. Meas.* **46**,1216-1222 (2011).
- Lie Ø , Paulsen G U and Wøhni T: Assessment of effective dose and dose to the lens of the eye for the interventional cardiologist *Radiat. Prot. Dosim.* **132** 313–8 (2008).
- Li L B, Kai M, Takano K, Ikeda S, Matsuura M and Kusama T: Occupational exposure in pediatric cardiac catheterization *Health Phys.* **69** 261–4 (1995).
- Martin C. J: Personal dosimetry for interventional operators: when and how should monitoring be done? *Br. J. Radiol.* **84**, 639–648 (2011).
- Martin C. J: A review of radiology staff doses and dose monitoring requirements. *Radiat. Prot. Dosimetry* **136**, 140–157 (2009).
- NCRP (National Council on Radiation Protection and Measurement): Use of personal monitors to estimate effective dose equivalent and effective dose to workers for external exposure to low-LET radiation. NCRP Report No. 122, Bethesda, MD., NCRP (1995).
- NF ISO 15382 (Norme française International organisation of Standardization) : Radioprotection-Procédures pour la surveillance des doses au cristallin, à la peau et aux extrémités. NF ISO 15382, Indice de classement : **M 60-531** (2016)

- Picano E, Vano E, Domenici L, Bottai M and Thierry-Cheffl: Cancer and non-cancer brain and eye effects of chronic low-dose ionizing radiation exposure. *BMC cancer* 2012, 12:157
- Struelens L, Schoonjans W, Schils F, De Smedt K, Vanhavere F: Extremity and eye lens dosimetry for medical staff performing vertebroplasty and kyphoplasty procedures. *J Radiol Prot.* 2013 Sep;33(3): 635-45
- User's Guide.ver 1.04: DIS-Dosimeter User'Guide, Document number 20966058, version 1.04
- Vanhavere F, Carinou E, Gualdrini G, Clairand I, Sans-Merce M, Ginjaume M, Nikodemova D, Jankowski J, Bordy J. M, Rimpler A. et al. European dosimetry group. ORAMED: Optimization of Radiation Protection of Medical Staff. Eurados report 2012-02. ISBN 978-3-943701-01-2 (2012).
- Vano E, Gonzalez L, Guibelalde E, Fernandez J M and Ten J I: Radiation exposure to medical staff in interventional and cardiac radiology *Br. J. Radiol.* **71** 954-60 (1998).
- Vano E, Gonzalez L, Fernandez J M, Prieto C and Guibelalde E: Influence of patient thickness and operation modes on occupational and patient doses in interventional cardiology. *Radiat. Prot. Dosimetry* 118, 325-330 (2006).