

ARTICLE

Comparaison de la dosimétrie et de la qualité d'image des équipements de radiologie conventionnelle utilisés pour les radiographies du Thorax et de l'ASP au niveau d'un GHT (Groupement Hospitalier de Territoire)

F. Couzon^{1,*}, A. Liogier², C. Boutet³ et V. Gineys³

¹ CHU de Saint-Étienne, Direction de la qualité et de la gestion des risques, 42055 Saint-Étienne Cedex 2, France.

² Université Clermont Auvergne, 9 bd François Mitterrand, CS 60032, 63001 Clermont-Ferrand, France.

³ CHU de Saint-Étienne, Service de radiologie, 42055 Saint-Étienne Cedex 2, France.

Reçu le 24 juillet 2023 / Accepté le 17 octobre 2023

Résumé – Objectifs : Cette étude a pour but d'établir une cartographie territoriale complète et détaillée des salles de radiologie présentes sur un « Groupement Hospitalier de Territoire (GHT) », aussi bien pour la qualité d'image que pour la dosimétrie des radiographies du thorax et de l'ASP. **Matériels et méthodes :** Sur les différentes installations du GHT, la mesure du kerma dans l'air incident (K_i) et l'évaluation de la qualité d'image à l'aide de l'objet test TOR 18-FG ont été réalisées sur un fantôme de PMMA simulant l'atténuation d'un patient de gabarit standard. Une étude rétrospective complémentaire a également permis d'évaluer la performance clinique des installations. **Résultats :** L'engagement territorial a permis de recueillir des données pour 23 salles de radiologie au total. Pour la partie dosimétrique, il existe des facteurs 10,3 ; 8,6 et 8,2 entre les valeurs extrêmes des K_i respectivement pour les radiographies « ASP debout » (Abdomen Sans Préparation), « ASP couché » et « Thorax de face ». Concernant la qualité d'image, les disparités observées sont beaucoup plus faibles et semblent plus liées à la technologie de détection. **Conclusion :** Le travail effectué a permis de mettre en évidence des variations considérables concernant la dosimétrie des radiographies étudiées. Si le paramétrage des protocoles est souvent à l'origine de ces différences, les utilisateurs ont également un rôle majeur dans la radioprotection des patients.

Mots clés : radiographie / qualité image / dosimétrie / capteur plan / ERLM

Abstract – Comparison of dosimetry and image quality of conventional X-ray equipments used for chest x-ray and X-ray of the abdomen and pelvis at an GHT (Territorial Hospital Group) level. Objectives: This study aims to establish a complete and detailed territorial mapping of the radiology rooms present on a « Territorial Hospital Group (GHT) », both for image quality and for the dosimetry of chest and abdomen and pelvis radiographs. **Materials and methods:** On the different GHT installations, the incident air-kerma (K_i) and the assessment of image quality using the TOR 18-FG test object was performed on a PMMA phantom simulating the attenuation of a patient of standard size. An additional retrospective study also evaluated the clinical performance of the facilities. **Results:** The territorial engagement allowed to collect data for a total of 23 radiology rooms. For the dosimetric part, there are factors 10.3; 8.6 and 8.2 between the extreme values of K_i respectively for the « standing x-ray of abdomen and pelvis », « spine x-ray of abdomen and pelvis » and « chest x-ray ». In terms of image quality, the disparities observed are much smaller and seem more related to detection technology. **Conclusion:** The work carried out has revealed considerable variations in the dosimetry of the radiographs. While protocol settings are often responsible for these differences, users also have a major role in the radioprotection of patients.

Keywords: radiography / image quality / dosimetry / flat panel / PSP

* Auteur correspondant : franck.couzon@chu-st-etienne.fr

1 Introduction

La radiologie conventionnelle représente 55 % des actes d'imagerie réalisés en France en 2017, ce qui donne à cette modalité la deuxième place des contributeurs à la dose efficace collective (IRSN, 2020). Si l'on exclut les radiographies des membres (très variées) et de la zone maxillo-faciale (majoritairement dentaires), la radiographie du thorax est l'acte le plus fréquent. L'abdomen sans préparation (ASP) est environ dix fois moins fréquent mais présente des doses efficaces élevées en raison de l'atténuation plus importante des tissus abdomino-pelviens et de la présence d'un grand nombre d'organes à risque tels que les intestins, le foie et les reins (IRSN, 2020). Les examens du thorax et de l'ASP sont des examens courants, pourtant les conditions de leur réalisation ne sont pas uniformisées (El Fahssi *et al.*, 2023). En effet, les pratiques divergent entre les manipulateurs en électroradiologie médicale (MERM) d'un même service de radiologie mais aussi dans le paramétrage des protocoles entre les constructeurs, et ceux pour beaucoup d'examen radiographiques (IRSN, 2014).

Depuis quelques années, les centres hospitaliers publics sont impliqués dans des démarches territoriales avec la création des GHT. Dans une démarche de qualité et d'optimisation des pratiques, il semble important d'identifier les établissements performants et ceux rencontrant des difficultés. Les services de radiologie sont souvent des services centraux au sein des hôpitaux. D'un point de vue éthique, pourquoi un patient se rendant dans un centre hospitalier pour une radiographie recevrait une dose relativement plus importante que dans un autre centre ? La même question peut également se poser sur la qualité d'image. Il semble donc très intéressant d'avoir une réflexion territoriale sur les équipements existants et leur utilisation actuelle. Obtenir une cartographie précise et complète des protocoles utilisés en routine pour la réalisation d'une radiographie de l'ASP ou du Thorax permettrait d'évaluer et de comprendre les écarts qu'il peut exister au sein d'une même structure ainsi qu'entre les différents centres. Cela pourrait également permettre de tendre vers une harmonisation des pratiques afin de lisser les différences.

2 Objectifs

Depuis de nombreuses années, les actes de radiologie sont guidés par la nécessité d'obtenir une qualité d'image acceptable pour le diagnostic, tout en délivrant le moins de dose possible (IAEA, 2018). Si la qualité d'image est essentiellement évaluée par les radiologues lorsqu'ils interprètent les images, la dosimétrie est quant à elle gérée principalement par le médecin. La qualité d'image et la dosimétrie sont des indicateurs qui dépendent de très nombreux paramètres : tension du tube, courant, distance source-détecteur, taille du foyer, etc. (Dillenseger et Moerschel, 2009 ; Foulquier, 2010). Tous ces paramètres sont, en général, protocolisés afin d'uniformiser les pratiques au sein d'une salle de radiologie. Les protocoles enregistrés dans un équipement sont souvent basés sur une référence fournie par le constructeur lors de la mise en service. Ensuite, ils peuvent

évoluer en fonction des exigences médicales ou de physiques médicales. Aussi, les avancées technologiques rendent ces équipements de plus en plus performants. Ainsi, chaque salle présente un protocole différent pour le Thorax et l'ASP et il est extrêmement difficile d'avoir une vision d'ensemble de la dosimétrie et de la qualité d'image d'une salle par rapport au reste du parc technique.

L'objectif de notre étude est donc d'obtenir une cartographie territoriale complète et détaillée des salles de radiologie présentes sur le GHT, autant pour la qualité d'image que pour la dosimétrie des radiographies du thorax et de l'ASP, en s'appuyant sur les protocoles utilisés au quotidien par les MERM. Et également de comprendre l'origine des écarts éventuels entre les différentes installations et centres.

3 Matériel

Afin de simuler un patient de morphologie standard, des plaques de Polyméthyl Méthacrylate (PMMA) de 30 cm de côté et de 1 ou 5 cm d'épaisseur ont été utilisées. L'épaisseur totale a varié selon la zone anatomique à étudier. Pour l'évaluation de la qualité d'image, on a utilisé l'objet test Leeds TOR 18-FG. Cet objet test ou mire permet d'évaluer la résolution à bas contraste et la résolution spatiale. Pour chaque radiographie étudiée, le K_i (mGy) a été mesuré grâce au système dosimétrique RaySafe X2 à semi-conducteur, avec une précision de 5 % (étalonnage à jour). Ce système possède un blindage à l'arrière permettant d'atténuer fortement le rayonnement rétro-diffusé, ce qui a permis de positionner le dosimètre directement sur la surface des plaques de PMMA (ICRU, 2006). Pour l'analyse objective de la qualité d'image sur fantôme, les clichés ont été analysés avec le logiciel ImageJ Version 1.8.0. Il s'agit d'un logiciel libre et open source de traitement et d'analyse d'images développé par le NIH (National Institutes of Health).

4 Méthode

L'abdomen et le thorax des patients étant composés d'organes très différents, il a d'abord fallu déterminer l'épaisseur de PMMA permettant d'obtenir une atténuation proche de celle d'un patient de morphologie standard. L'abdomen est entièrement composé de tissus mous dont la densité est proche de celle de l'eau, l'épaisseur de PMMA utilisée pour simuler l'abdomen a été définie à 20 cm. Contrairement à l'abdomen, le thorax est majoritairement composé d'air en inspiration bloquée. Le rapport entre l'épaisseur de PMMA et l'épaisseur thoracique des patients est d'environ 1,5. Ainsi, pour simuler un thorax de 20 cm d'épaisseur, il faut environ 13 cm de PMMA. (Vano *et al.*, 2008).

Pour la dosimétrie, le K_i (mGy) a été mesuré en posant directement le dosimètre à la surface du fantôme, à la perpendiculaire de l'axe du tube à rayons X. À partir de ces mesures de Kerma, l'influence des différents paramètres d'exposition (Technologie de détection, filtration additionnelle, tension, distance foyer-récepteur d'image) a été évaluée en fonction des plages d'utilisation.

La qualité d'image a été évaluée sur fantôme grâce à l'objet test (ou mire) TOR 18-FG qui permet d'apprécier la résolution à bas contraste et la résolution spatiale (Fig. 1). Pour la



Fig. 1. Photographie du montage pour l'exposition de l'objet test permettant l'évaluation de la qualité d'image de l'ASP couché.

Fig. 1. Photograph of the assembly for the test object exposure allowing the evaluation of the image quality of the supine x-ray of abdomen and pelvis.

dosimétrie, ainsi que pour la qualité d'image, la taille du champ au niveau du récepteur d'image était un rectangle de $36 \times 43 \text{ cm}^2$.

La résolution spatiale est étroitement liée à la taille des pixels de détection et se mesure en analysant le nombre de paires de lignes par millimètre distinguables dans une image. La qualité d'image sur fantôme a été évaluée de plusieurs manières. Dans un premier temps, une évaluation visuelle a été réalisée. Pour le bas contraste, l'analyse a été effectuée en comptabilisant le nombre de disques visibles aux contours nets, le score obtenu est noté sur 18 (nombre de disques total). Pour évaluer la résolution spatiale, le dernier secteur pour lequel les lignes restaient différenciables a été déterminé. La résolution spatiale a été notée sur 21 (nombre de secteurs total). Ensuite, les deux scores ont été additionnés afin d'obtenir une note de qualité image sur 39. Dans le but d'obtenir une analyse objective, indépendante de la vision de l'opérateur, une analyse a ensuite été réalisée à l'aide du logiciel ImageJ. La résolution spatiale a été évaluée en étudiant les tracés de profils réalisés au centre de chaque groupe de paires de lignes (Fig. 2). Un outil du logiciel permet d'obtenir la valeur en niveaux de gris de tous les pixels le long de ces lignes. Grâce à ces valeurs, il a été possible de calculer le contraste pour chaque secteur à l'aide de la formule suivante :

$$\text{Contraste du secteur} = \frac{NG_{\text{max}} - NG_{\text{min}}}{NG_{\text{max}} + NG_{\text{min}}}$$

Avec :

- NG_{max} : Niveau de gris maximal mesuré sur le profil tracé.
- NG_{min} : Niveau de gris minimal mesuré sur le profil tracé.

Ainsi, la modulation du contraste en fonction de la fréquence des 21 secteurs a pu être représentée. La valeur du contraste a été normalisée à la fréquence 0. Finalement, une fonction de transfert de contraste (FTC) a été obtenue en traçant la courbe de tendance polynomiale d'ordre 5 correspondante. La courbe a ensuite permis de déterminer la FTC 10 %, considérée comme étant la résolution spatiale limite (Peyret, 1985). Pour le bas contraste, 3 régions d'intérêt (ROI) circulaires ont été tracées : une dans le disque et deux en dehors mais relativement proche du disque (Fig. 2). Pour chaque ROI, ImageJ donne la valeur moyenne des niveaux de gris (NG). Après avoir calculé la moyenne du niveau de gris des ROI externes pour chaque disque, le calcul du contraste relatif de chaque disque par rapport au fond qui l'entoure a été réalisé. La formule utilisée est la suivante :

$$\text{Contraste relatif} = \frac{NG_{\text{du disque}}}{\left(\frac{NG_{\text{externe 1}} + NG_{\text{externe 2}}}{2} \right)}$$

Avec :

- $NG_{\text{du disque}}$: Niveau de gris moyen de la ROI dans le disque.
- $NG_{\text{externe 1}}$ et $NG_{\text{externe 2}}$: Niveaux de gris moyen des ROI externes du disque.

Cela a permis de tracer la courbe de variation de contraste du premier au dernier disque. Cette courbe est décroissante, à tendance exponentielle. Aucune source bibliographique n'a été trouvée pour déterminer la valeur de résolution à bas contraste à partir de laquelle l'œil humain n'est plus capable de distinguer deux objets. Nous avons donc déterminé cette valeur nous-même. Pour cela, la valeur du contraste obtenu avec ImageJ correspondant au dernier disque visible (déterminé visuellement dans un premier temps) a été calculée pour toutes les images : le contraste du dernier disque visible oscillait entre 15 et 20 %. Afin d'avoir une valeur plus précise, la courbe exponentielle décroissante de la variation du contraste entre les 18 disques nous a servi de base. Pour 79 % des images, nous retrouvions à un disque près le nombre de disques visibles établi visuellement lorsqu'un contraste limite à 20 % était choisi, et seulement 37 % pour un contraste limite à 15 %. Ainsi, la détermination du nombre de disques visibles avec le logiciel ImageJ a été réalisée en trouvant le dernier disque ayant un contraste relatif supérieur à 20 % avec la courbe de tendance exponentielle.

Afin de compléter les résultats de qualité d'image sur fantôme, une analyse d'images cliniques a été réalisée. Pour cela, nous avons sollicité l'aide d'une Professeure en radiologie, ainsi que d'un interne pour évaluer la qualité de ces images cliniques. Ces images sont des radiographies de patients totalement anonymisées (nom, prénom, date de naissance, date et lieu d'examen) afin d'avoir une évaluation

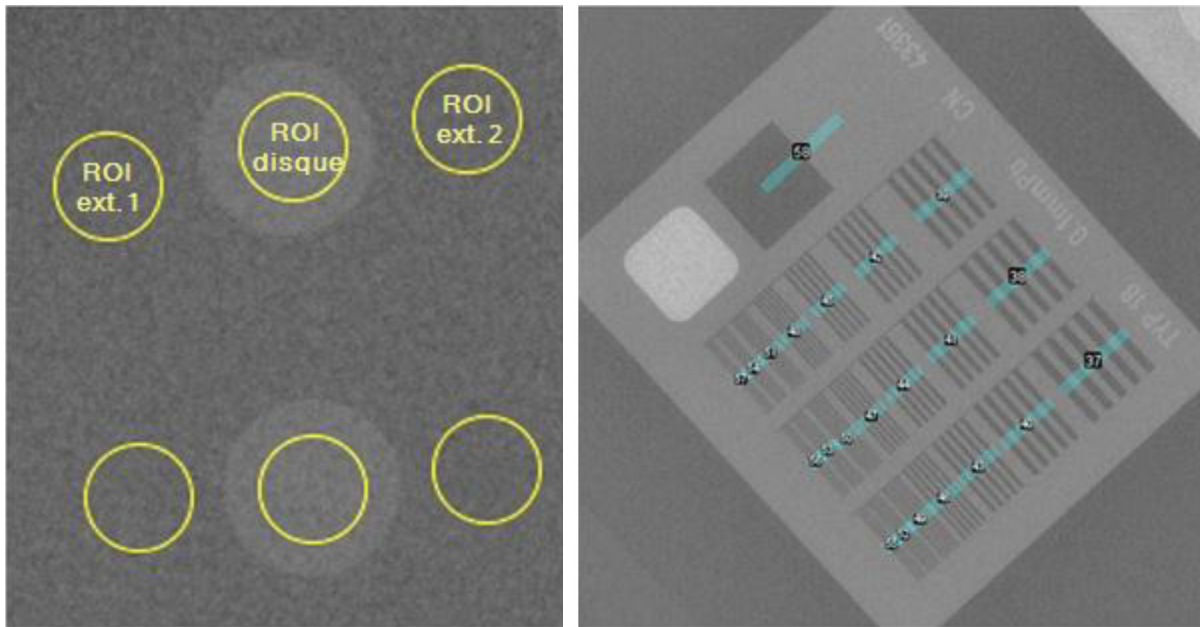


Fig. 2. Illustration des positionnements des ROI pour l'évaluation du bas contraste (à gauche) et des tracés de profils réalisés au centre de chaque groupe de paires de lignes pour l'évaluation de la résolution spatiale (à droite).

Fig. 2. Illustration of ROI positions for low contrast evaluation (left) and profile plots made in the center of each group of line pairs for spatial resolution evaluation (right).

à l'aveugle. Pour chaque salle de radiologie, nous avons essayé d'obtenir 5 clichés d'ASP (debout ou couché) et 5 clichés de Thorax. Les critères d'inclusion des patients pour l'évaluation clinique étaient un âge supérieur à 18 ans avec des conditions de réalisation standard (ex: pas d'ASP en faisceaux tangentiel). Au final, les 2 radiologues ont relu séparément 96 ASP et 104 Thorax et évalué la qualité visuelle de plusieurs structures anatomiques propres à chaque examen en se basant sur l'échelle d'analyse suivante: 0=non visualisé car mauvaise réalisation du cliché ou présence d'une pathologie, 1=non visualisé, 2=visualisé difficilement, 3=visualisé, 4=très bien visualisé. Pour objectiver l'analyse d'images, un guide des critères d'évaluation a été créé à partir des recommandations de la SFR (Société française de radiologie) et la Commission européenne (SFR/OPRI, 1999 : [Commission européenne, 1999](#)). Sur la base de ces critères, les notes obtenues pour les clichés du thorax et de l'ASP étaient respectivement sur des totaux de 24 et 16. Afin d'être le plus précis possible, il leur a été demandé d'indiquer si la radiographie montrait une pathologie et si cette dernière gênait la visualisation de certaines structures anatomiques à évaluer. Tous les clichés présentant une pathologie ont été supprimés pour l'analyse.

Afin de ne pas surestimer les résultats sur fantôme, il a été décidé de toujours se positionner dans les conditions les moins favorables. En raison de la géométrie des anodes, une partie des photons émis est auto-absorbée par l'anode (= effet talon) ([Régent et al., 2013](#)). L'intensité du faisceau est donc moins importante du côté de l'anode. Le côté de l'anode a été identifié pour chaque salle étudiée et la mire a été positionnée de façon à maximiser l'impact de l'effet talon sur la qualité d'image. Pour cela, l'objet test a toujours été positionné selon la même

angulation (environ 45° par rapport à l'axe du tube à rayons X) et avec les premiers disques de bas contraste du côté de la cathode afin que les disques de plus bas contraste soient du côté de l'anode et donc moins exposés.

Étant donné que la quasi-totalité des protocoles rencontrés étaient paramétrés avec l'AEC (Contrôle automatique de l'exposition), deux expositions ont été réalisées sur fantôme pour chaque protocole étudié. La première exposition pour la qualité d'image (avec mire) était donc réalisée avec le protocole utilisé en clinique ; la seconde (pour la mesure du K_i) était réalisée en désactivant l'AEC afin d'utiliser la même charge de tube (mAs) que la première exposition. Dans les cas où l'installation ne permettait pas d'exposer strictement la même charge de tube, une correction a été appliquée à la mesure du K_i (relation linéaire). Dans un souci d'anonymat, les salles ont été randomisées, un numéro leur a été attribué pour les désigner durant toute l'étude.

Il est important de noter que le fantôme a été exposé avec les protocoles utilisés en clinique par les MERM. Les paramètres n'ont en aucun cas été modifiés. Pour la distance source-détecteur, la pratique majoritaire des différents MERM a été déterminée dans chaque centre et utilisée pour l'étude.

5 Résultats

L'étude a été menée sur l'ensemble des services de radiologie du Groupement Hospitalier de Territoire.

L'engagement territorial a permis de recueillir des données pour 23 salles au total. Le [tableau 1](#) récapitule les paramètres d'acquisition observés en fonction des 3 types de radiographies étudiées :

Tableau 1. Récapitulatif des paramètres d'acquisition observés pour les radiographies « ASP debout », « ASP couché » et « Thorax de face ».
Table 1. Summary of the acquisition parameters observed for the « standing x-ray of abdomen and pelvis », « supine x-ray of abdomen and pelvis » and « chest x-ray ».

		ASP debout	ASP couché	Thorax de face
Tension (kV)	Médiane	77	77	120
	Minimale–maximale	70–90	70–90	105–125
Nombre d'équipements paramétrés sans et avec filtration additionnelle	Sans	17	15	14
	Avec	6	5	9
Nombre d'équipements paramétrés en fonction des différentes géométries de cellules	Centrale	9	10	0
	Latérales	6	5	22
	3 Cellules	8	5	0
	Aucune	0	0	1
Distance foyer-récepteur d'image (cm)	Médiane	150	133	150
	Minimale-maximale	110-200	110-150	144-200

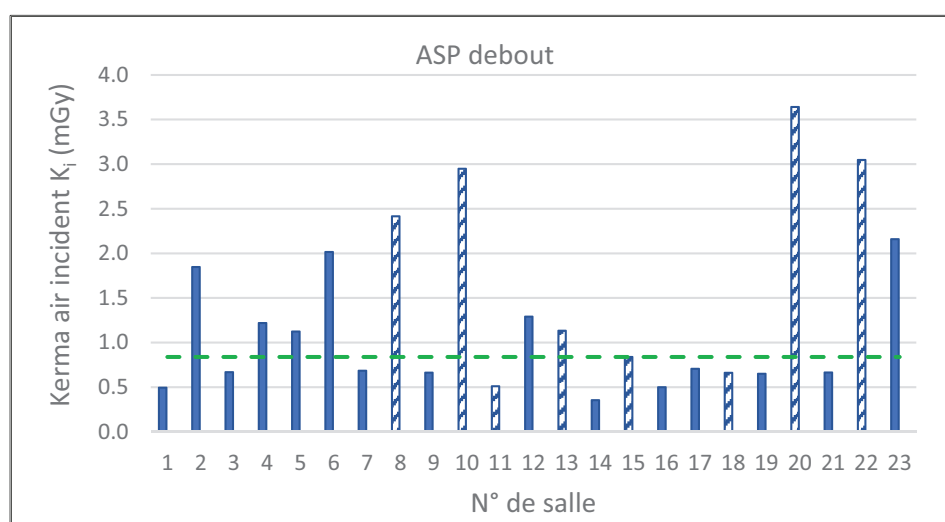


Fig. 3. K_i (mGy) en fonction des salles pour la radiographie de l'ASP debout (le K_i médian est représenté en pointillés).

Fig. 3. K_i (mGy) according to the X-ray rooms for the « standing x-ray of abdomen and pelvis » (The median K_i is shown in dotted lines).

5.1 Partie « dosimétrie patient »

Les K_i (mGy) des différentes installations pour les radiographies « ASP debout », « ASP couché » et « Thorax de face » sont illustrés dans les figures 3, 4 et 5.

Pour les 3 radiographies étudiées, nous observons une forte disparité des K_i (mGy). Il existe des facteurs 10,3 ; 8,6 et 8,2 entre les valeurs extrêmes respectivement pour les radiographies « ASP debout », « ASP couché » et « Thorax de face ». Les facteurs influençant le K_i (mGy), directement ou indirectement, sont très nombreux : tension, filtration additionnelle, géométrie et niveau de dose à l'exposeur automatique (appelé également cellule), distance foyer-récepteur d'image, type de récepteur. (Foulquier, 2010 ; Herrmann *et al.*, 2012 ; Couzon *et al.*, 2018). On peut facilement étudier ces facteurs indépendamment les uns des autres, mais notre étude repose sur des protocoles cliniques avec tous les paramètres qui varient d'une salle à l'autre, il est donc plus difficile de mettre en évidence l'impact des différents paramètres sur le

K_i (mGy). Toutefois, même si le nombre de salles étudiées est relativement limité, on peut mettre en évidence l'impact de certains facteurs. Le K_i (mGy) médian a donc été calculé en fonction des paramètres suivants : technologie de détection (Capteur plan et ERLM), présence ou non de filtration additionnelle, plage d'utilisation de tension (inférieure ou supérieure à la tension médiane) et plage d'utilisation de la distance foyer-récepteur d'image ($110 < \text{DFI} \leq 140$, $140 < \text{DFI} \leq 170$ et $170 < \text{DFI} \leq 200$). Les résultats sont reportés dans le tableau 2.

L'influence de la technologie de détection est bien retrouvée dans notre étude : Les K_i (mGy) médians pour les technologies à capteur plan sont réduits d'un facteur 2,6 ; 2,6 et 2,1 respectivement pour les radiographies « ASP debout », « ASP couché » et « Thorax de face » par rapport aux technologies ERLM. L'influence de ce facteur technologique se retrouve également dans l'étude du K_i (mGy) en fonction de la date de mise en service de la salle de radiologie (Fig. 6).

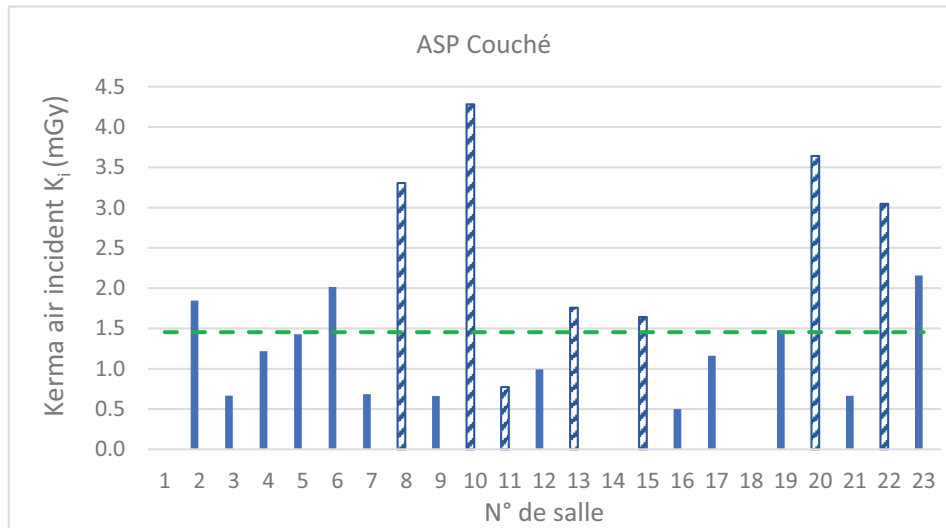


Fig. 4. K_i (mGy) en fonction des salles pour la radiographie de l'ASP couché (le K_i médian est représenté en pointillés).

Fig. 4. K_i (mGy) according to the X-ray rooms for the « supine x-ray of abdomen and pelvis » (The median K_i is shown in dotted lines).

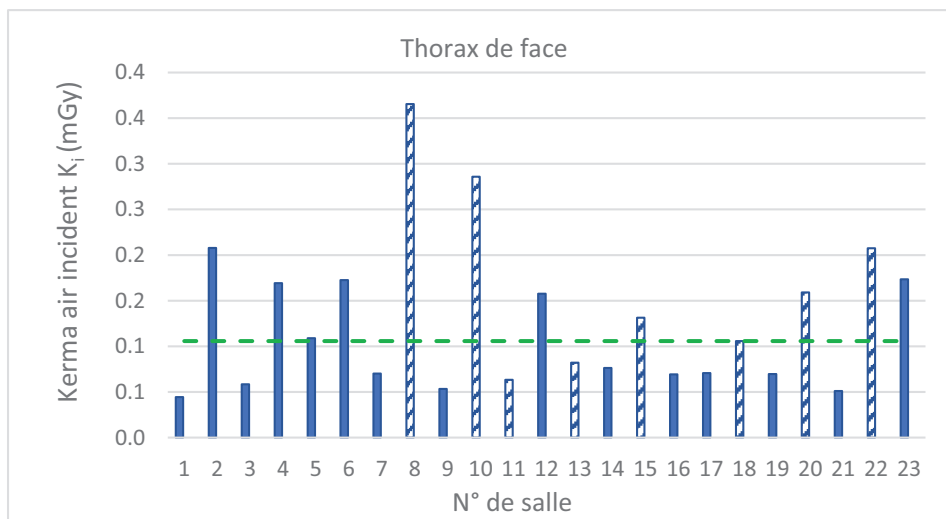


Fig. 5. K_i (mGy) en fonction des salles pour la radiographie du thorax de face (le K_i médian est représenté en pointillés).

Fig. 5. K_i (mGy) according to the X-ray rooms for the « chest x-ray » (The median K_i is shown in dotted lines).

Il n'est présenté ici que les résultats pour la radiographie «ASP debout» car ceux des 2 autres radiographies sont similaires : ils montrent une augmentation des K_i (mGy) avec l'ancienneté de la salle. On retrouve également que l'avènement des capteurs plans à partir de 2004 (dans cette étude) a engendré des diminutions de K_i (mGy).

Concernant la filtration supplémentaire (Tab. 2), les résultats mettent en évidence une diminution du K_i (mGy) avec l'utilisation de la filtration supplémentaire de 33 %, 57 % et 47 % respectivement pour les radiographies « ASP debout », « ASP couché » et « Thorax de face » (Kawashima *et al.*, 2017). On retrouve ici la logique théorique qui consiste à privilégier des faisceaux filtrés pour certaines radiographies pour optimiser les « doses patients ». Les filtrations observées dans cette étude étaient : 0,1 mmCu (majoritairement), 0,1 mmCu + 1 mmAl et

0,2 mmCu + 1 mmAl. Pour certaines salles (5/23) nous n'avons pas obtenu l'information de l'utilisation de la filtration supplémentaire pour les 3 radiographies. L'étude du paramètre « tension » a consisté à comparer les K_i (mGy) pour les protocoles utilisant une tension inférieure ou égale à la valeur médiane et ceux utilisant une tension supérieure. Les tensions médianes pour les radiographies «ASP debout», «ASP couché» et «Thorax de face» étaient respectivement de 77 kV, 77 kV et 120 kV.

Dans cette évaluation, il n'y a pas de tendance identique pour les 3 radiographies étudiées. En effet, les K_i (mGy) médians sont similaires pour l'ASP couché, les K_i (mGy) des protocoles de plus hautes tensions sont 71 % supérieures pour l'ASP debout et 65 % inférieures pour la radiographie du Thorax de face. On ne retrouve donc pas, dans cette étude, la

Tableau 2. K_i médian (mGy) en fonction de la technologie de détection (Capteur plan ou ERLM), de la présence éventuelle de filtration additionnelle, de la plage d'utilisation de la tension (inférieure ou supérieure à la tension médiane) et de la plage d'utilisation de la distance foyer-récepteur d'image pour les radiographies « ASP debout », « ASP couché » et « Thorax de face ».

Table 2. Median K_i (mGy) according to the detection technology (Flat panel or photostimulable phosphor plates), the possible presence of additional filtration, the voltage usage range (lower or higher than the median voltage) and the range of use of the focal point-image receptor distance for the « standing x-ray of abdomen and pelvis », « supine x-ray of abdomen and pelvis » and « chest x-ray ».

		K_i médian (mGy)		
		ASP debout	ASP couché	Thorax de face
Technologie de détection	Capteur Plan	0,68	1,16	0,07
	ERLM	1,77	3,05	0,15
Filtration additionnelle	Sans	0,99	1,56	0,13
	Avec	0,66	0,66	0,07
Tension du protocoles (kV)	Inférieure ou égale à la valeur médiane	0,68	1,48	0,16
	Supérieure à la valeur médiane	1,17	1,43	0,07
Plage d'utilisation de la distance foyer-récepteur d'image (cm)	110 < DFI ≤ 140	1,65	1,76	–
	140 < DFI ≤ 170	0,68	0,68	0,08
	170 < DFI ≤ 200	0,58	–	0,11

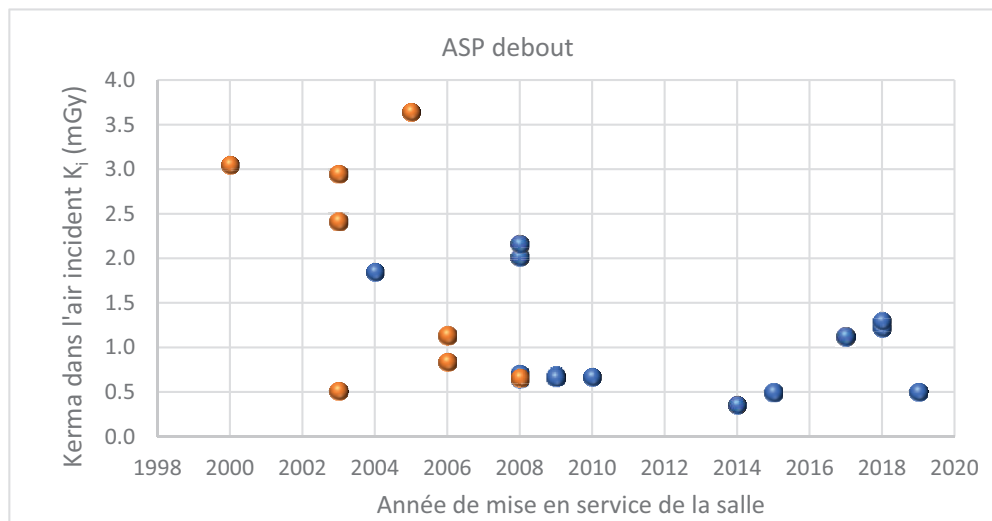


Fig. 6. K_i (mGy) en fonction de l'année de mise en service de la salle pour la radiographie « ASP debout » (En orange les salles à technologie ERLM et en bleu, celle à capteur plan).

Fig. 6. K_i (mGy) according to the year of commissioning of the room for the « standing x-ray of abdomen and pelvis » (In orange, the rooms with photostimulable phosphor technology and in blue, the one with flat panel).

logique théorique qui consiste à privilégier les plus hautes tensions si le protocole fonctionne avec l'exposeur automatique ; en restant toutefois dans une gamme de tension acceptable. Cette étude a également mis en évidence des disparités dans les distances foyer-récepteur d'image entre les salles et parfois même entre les MERM d'une même équipe. À chaque fois, l'exposition du fantôme était réalisée à la distance source-récepteur d'image la plus utilisée sur la salle. Les résultats sont illustrés dans le [tableau 2](#). Pour les radiographies « ASP debout » et « ASP couché », le K_i médian (mGy) décroît lorsque la distance foyer-récepteur d'image augmente. On retrouve donc, pour ces 2 radiographies, la logique théorique qui consiste à privilégier les plus grandes distances foyer-récepteur d'image si le protocole fonctionne avec l'exposeur automatique et que l'on ne s'éloigne pas trop de la distance

focale de la grille anti-diffusante. Par contre, pour le thorax, on ne retrouve pas cette théorie. Cela est probablement dû à un échantillon faible : seulement 6 salles avaient une DFI comprise entre 170 et 200.

5.2 Partie « qualité image »

Les qualités images estimées sur les différentes installations pour la radiographie du thorax sont illustrées dans la [figure 7](#).

La [figure 7](#) montre des disparités dans la qualité d'images pour la radiographie du thorax des différentes salles, mais elles sont moins marquées que celles des K_i (idem pour les radiographies ASP). Ces disparités sont plus marquées pour les salles à technologies ERLM par rapport aux capteurs plans.

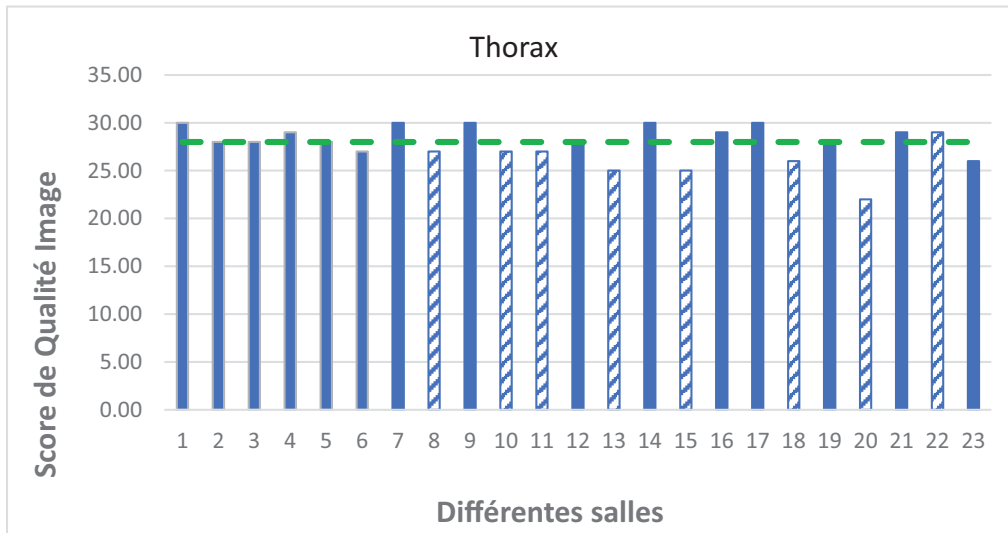


Fig. 7. Score de qualité image sur fantôme (sur 38) en fonction des salles pour la radiographie de l’ASP (le score médian est représenté en pointillés).

Fig. 7. Phantom image quality score (out of 38) according to the rooms for the « x-ray of abdomen and pelvis » (the median score is shown in dotted lines).

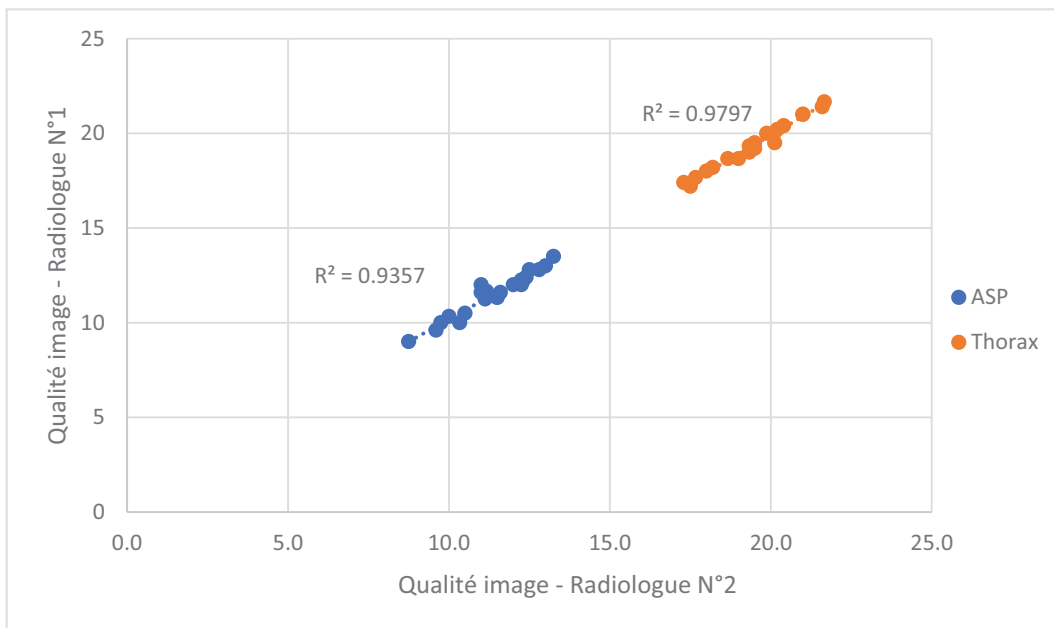


Fig. 8. Évaluation de la corrélation entre les résultats des 2 radiologues pour l’analyse de la qualité d’image clinique pour l’ASP et le Thorax.

Fig. 8. Evaluation of the correlation between the results of the 2 radiologists for the analysis of the clinical image quality for the « x-ray of abdomen and pelvis » and the « chest x-ray ».

Aussi, la qualité d’images est globalement moins bonne pour les technologie ERLM, même si on peut observer une technologie ERLM avec un score de qualité image plus élevé que la moyenne (salle N°22), mais au détriment d’une dosimétrie élevée (Fig. 5). Mise à part la technologie de détection, cette étude n’a pas permis de mettre en évidence l’influence des autres paramètres (tension, filtration additionnelle, géométrie et niveau de l’exposeur automatique, distance source récepteur d’image), probablement à cause du nombre limité de salles étudiées. Concernant l’analyse d’images

cliniques, les notes moyennes obtenues sur les différentes salles pour le thorax se situaient entre 17,2 et 21,7, avec une valeur médiane à 19,5 sur un total de 24. Pour l’ASP, les notes se situaient entre 8,8 et 13,5, avec une valeur médiane à 11,6 sur un total de 16. Il a été observé une bonne corrélation entre les scores de qualité image évalués par les deux radiologues : $R^2=0,94$ pour les ASP et $R^2=0,98$ pour le Thorax. (Fig. 8). Par contre, il est important de noter qu’il n’y a pas eu une bonne corrélation entre la qualité d’image sur fantôme et celle évaluée par les radiologues. Ce qui sous-entend que l’analyse

«simple» des résolutions à bas contraste et spatiale sur fantôme ne remplace pas l'analyse clinique des radiologues. Elle peut par contre être un bon outil dans la démarche d'optimisation des doses.

6 Discussion

Dans cette étude, des disparités importantes entre les K_i (mGy) ont été observées pour les 3 radiographies étudiées (facteurs 10,3; 8,6 et 8,2 entre les valeurs extrêmes respectivement pour les radiographies «ASP debout», «ASP couché» et «Thorax de face»). L'influence de la technologie de détection ainsi que de la présence de filtration additionnelle sur les K_i (mGy) mesurés ont été mise en évidence. Concernant l'étude de la qualité d'images sur fantôme, les disparités observées sont moins marquées que celles des K_i (mGy); et dans cette évaluation, seule l'influence de la technologie de détection a été mise en évidence.

Parmi tous les paramètres étudiés, certains fonctionnent de la même façon et ont la même influence sur le K_i (mGy). C'est le cas de la tension et de la filtration additionnelle. En effet, augmenter la tension de quelques kV ou ajouter une filtration additionnelle durcit le faisceau de rayons. L'énergie du faisceau augmente et celui-ci devient plus pénétrant donc laisse moins de dose à la surface d'entrée du patient, le K_i (mGy) est donc réduit à condition que la charge du tube soit adaptée avec des exposeurs automatiques (AEC). Ceci est mis en évidence, pour la filtration additionnelle, dans le [tableau 2](#) (mais pas pour la tension concernant les ASP). Il est cependant indispensable de rester dans une gamme de tension adaptée à la zone anatomique afin de maintenir un contraste image suffisant. En effet, en augmentant l'énergie moyenne du faisceau, les courbes d'atténuation des différentes densités composant le corps humain se rapprochent. Ainsi, le contraste entre deux structures d'atténuations différentes est moins important à plus haute énergie.

La distance est très certainement le paramètre le plus difficile à contrôler car il dépend souvent du MERM réalisant l'examen. Lorsque l'on travaille avec l'exposeur automatique, il est fortement recommandé d'éloigner le tube à rayons X au maximum du patient (sans pour autant trop s'éloigner de la distance focale de la grille anti-diffusante). La qualité d'image ne sera pas impactée mais l'effet sur le K_i (mGy) est relativement important. En effet, pour une même dose au détecteur, un même protocole et un même patient, le K_i (mGy) est uniquement dépendant de la distance source-détecteur.

La qualité d'image est dépendante de la dose au récepteur d'image, de la technologie, de la taille du foyer, de la tension utilisée et de la filtration additionnelle. Pour ces 3 radiographies étudiées, la dose au récepteur d'image est gérée par l'exposeur automatique, donc la géométrie des cellules et du niveau de dose déclenchant l'arrêt de l'exposition. Ces paramétrages de cellules ont peu été évalués dans cette étude pour deux raisons principales : la première est que le niveau de dose à l'exposeur automatique n'est pas universel, certains constructeurs parlent en «points de cellules», d'autres en «densité» ou également «dose absorbée». L'autre raison est liée à l'uniformité de notre fantôme de PMMA qui ne

correspond pas aux hétérogénéités d'atténuation présentées dans le patient. En effet la position médiane de la colonne vertébrale du patient impacte de manière importante la réponse des cellules en fonction de leur géométrie (centrale, ou les 2 latérales ou encore les 3 combinées).

L'utilisation du petit foyer limite le flou géométrique et entraîne une légère amélioration de la résolution spatiale. Cependant, il est nécessaire de prendre en compte l'état du patient. En effet, un patient agité ou instable nécessite l'utilisation du gros foyer pour avoir un temps de pose court et limiter le flou cinétique.

Du fait du nombre limité de salles, nous n'avons pas mis en évidence une corrélation entre la qualité d'image et le K_i (mGy). En effet, si l'on s'intéresse à une salle donnée et que l'on étudie un paramètre unique (ex : tension) sans changer tous les autres paramètres, il est facile de corréler la qualité d'image sur fantôme à la dose. Mais dans cette étude, les radiographies étaient réalisées avec les paramètres et conditions cliniques de chaque salle, donc tous les paramètres variaient en même temps (tension, filtration additionnelle, géométrie et niveau de l'exposeur automatique, distance source récepteur d'image). Un plus grand échantillon de salles serait donc nécessaire pour montrer une bonne corrélation entre la qualité d'image et le K_i (mGy).

Les paramètres présentés sont les plus accessibles et les plus faciles à modifier. Cependant, on se rend vite compte qu'ils sont tous étroitement liés les uns aux autres. Ainsi, la modification d'un seul de ces paramètres perturbe tout le protocole. Trouver le bon compromis demande un travail minutieux. Aussi, ce qui ne ressort pas de cette étude, c'est le taux d'utilisation des salles de radiologie. En effet, les salles les plus utilisées étaient souvent les plus modernes, donc les plus performantes. L'ensemble de ce travail a mis en évidence un besoin de mieux uniformiser les pratiques et les paramétrages sur les équipements de technologie comparable. Des propositions d'axes d'amélioration ont donc été faites aux référents des salles de radiologie qui paraissent les moins optimisées : en fonction du paramétrage initial, il a été recommandé différentes solutions, par exemple, mise en place d'une filtration additionnelle, augmentation de la distance source récepteur d'image, augmentation légère de la tension, changement de géométrie ou du niveau de l'exposeur automatique. Pour sensibiliser le personnel à tous ces aspects pratiques, des formations seraient un bon vecteur de communication ([Bertho et Habib Geryes, 2023](#)).

De nombreux autres facteurs tels que les paramètres intrinsèques de la grille anti-diffusante ou l'index d'exposition pourraient également être étudiés dans le cadre d'une démarche plus poussée. Enfin, l'une des limites de cette étude est l'homogénéité du fantôme utilisé. En effet, l'utilisation d'un fantôme anthropomorphique aurait permis de mieux caractériser l'impact de la géométrie des exposeurs automatiques et également d'améliorer la robustesse de la qualité d'image dans le but d'être mieux corrélée à l'analyse clinique faite par les radiologues. L'autre limite est le nombre limité de salles : 23 salles, cela reste convenable pour une étude à l'échelle d'un GHT, mais mériterait d'être étendu et notamment à des centres de radiologie de plus petite taille.

7 Conclusion

Le travail effectué a permis de mettre en évidence des variations considérables concernant la dosimétrie des radiographies « ASP debout », « ASP couché » et « Thorax de face » entre les différentes salles. Si le paramétrage des protocoles est souvent à l'origine de ces différences, les MERM ont également un rôle à jouer dans la radioprotection des patients. La qualité d'image s'est avérée assez homogène d'une salle à l'autre, celle-ci est principalement basée sur l'analyse des radiologues. Il serait intéressant de compléter cette évaluation de la qualité image par des analyses sur fantôme anthropomorphiques, surtout lors d'installation de nouvelles salles.

Conflit d'intérêt

Les auteurs déclarent n'avoir aucun conflit d'intérêt.

Financement

Ces travaux n'ont fait l'objet d'aucun financement spécifique.

Approbation éthique

L'approbation éthique n'était pas requise.

Déclaration de consentement éclairé

Cet article ne contient aucune étude impliquant des sujets humains.

Contributions des auteurs

F. Couzon : Conceptualisation, méthodologie, analyse, rédaction, enquête et supervision.

A. Liogier : Méthodologie, analyse, rédaction et enquête.

Pr. C. Boutet : Méthodologie et analyse.

V. Gineys : Méthodologie et analyse.

Remerciements

Les auteurs remercient chaleureusement l'ensemble des services de radiologie ayant participé à cette étude pour leur disponibilité et leur confiance. En particulier, les chefs de service, les cadres de santé et les manipulateurs. Services de radiologie concernés :

CHU Saint-Étienne, CH de Roanne, CH Ardèche Nord, Hôpital Le Corbusier, Hôpital du Gier, CH du Forez.

Références

- Bertho JM, Habib Geryes B. 2023. La radioprotection est une attitude. *Radioprotection* 58(2): 77–78.
- Commission européenne. 1999. *Guide européen relatif aux critères de qualité des clichés de radiodiagnostic*. pp. 12–20.
- Couzon F, Gulyayeva Nsair L, Russel Robillard AS. 2018. Optimisation des doses en radio-pédiatrie lors des cystographies et TOGD. *Radioprotection* 53(2): 123–131.
- Dillenseger JP, Moerschel E. 2009. *Guide des technologies de l'imagerie médicale et de la radiothérapie: quand la théorie éclaire la pratique*. pp. 34–38. Issy-les-Moulineaux: Masson.
- Foulquier JN. 2010. Éléments technologiques permettant de réduire la dose en radiologie conventionnelle et numérique. *J. Radiol.* 91(11-C2): 1225–1230.
- Herrmann TL *et al.* 2012. Best practices in digital radiography (White paper). ASRT – American Society of Radiologic Technologists. *Radiol. Technol.* 84(1): 83–89.
- IAEA. 2018. *Radiation protection and safety in medical uses of ionizing radiation – Specific Safety Guide N° SSG-46*, Vienna. pp. 7–63.
- ICRU Report 74. 2006. *Patient dosimetry for X rays used in medical imaging*. Bethesda: Maryland.
- IRSN. 2014. *PRP-HOM 2014-9 – Analyse des données relatives à la mise à jour des niveaux de référence diagnostiques en radiologie et en médecine nucléaire : bilan 2011-2012*, pp. 30–32.
- IRSN. 2020. *Rapport ExpRI – Exposition de la population française aux rayonnements ionisants*. IRSN: Fontenay-aux-Roses. pp. 18–52.
- Kawashima H, Ichikawa K, Nagasou D, Hattori M. 2017. X-ray dose reduction using additional copper filtration for abdominal digital radiography: Evaluation using signal difference-to-noise ratio. *Phys. Med* 34: 65–71.
- El Fahssi M, Semghouli S, Amaoui B, Jroundi L, Çaoui M. 2023. Assessment of entrance skin dose for adult patients undergoing diagnostic X-ray examinations in the Souss-Massa region of Morocco. *Radioprotection* 58(2): 107–112.
- Peyret O. 1985. *Étude d'un imageur radiographique numérique multilignes à balayage synchronisé sur la migration des ions du gaz détecteur*. pp. 15–19.
- Régent D, Mandry D, Croise-Laurent V, Oliver A, Jausset F, Lombard V. 2013. Production des rayons X en imagerie par projection et en scanographie. EMC – Radiologie et imagerie médicale – principes et technique. *Radioprotection* 8(1): 1–20.
- SFR/OPRI. 1999. *Guide des procédures radiologiques : critère de qualité et optimisation des doses*.
- Vano E., Ubeda C., Leyton F., Miranda P. 2008. Radiation dose and image quality for paediatric interventional cardiology. *Phys. Med. Biol.* 53: 4049–4062.

Citation de l'article : Couzon F, Liogier A, Boutet C, Gineys V. 2024. Comparaison de la dosimétrie et de la qualité d'image des équipements de radiologie conventionnelle utilisés pour les radiographies du Thorax et de l'ASP au niveau d'un GHT (Groupement Hospitalier de Territoire). *Radioprotection* 59(1): 3–12