



UNIVERSITE DE POITIERS

Faculté de Médecine et de Pharmacie



ANNEE 2020-2021

THESE
POUR LE DIPLOME D'ETAT
DE DOCTEUR EN MEDECINE

(décret du 16 janvier 2004)

présentée et soutenue publiquement
le vendredi 17 septembre 2021 à Poitiers
par **Ronan BOËNNEC**

Réduction de l'exposition délivrée par les radiographies de bassin
en pédiatrie à l'aide d'un logiciel de simulation de dose

Composition du Jury

Président :

Monsieur le Professeur Laurent BRUNEREAU

Membres :

Monsieur le Professeur Rémy GUILLEVIN

Monsieur le Professeur Jean-Pierre TASU

Directeur de thèse :

Monsieur le Docteur Baptiste MOREL

LISTE DES ENSEIGNANTS DE MEDECINE

Professeurs des Universités-Praticiens Hospitaliers

- BOULETI Claire, cardiologie
- BRIDOUX Frank, néphrologie
- BURUCOA Christophe, bactériologie – virologie
- CHEZE-LE REST Catherine, biophysique et médecine nucléaire
- CHRISTIAENS Luc, cardiologie
- CORBI Pierre, chirurgie thoracique et cardio-vasculaire
- DAHYOT-FIZELIER Claire, anesthésiologie – réanimation
- DEBAENE Bertrand, anesthésiologie réanimation
- DEBIAIS Françoise, rhumatologie
- DROUOT Xavier, physiologie
- DUFOUR Xavier, Oto-Rhino-Laryngologie
- FAURE Jean-Pierre, anatomie
- FRASCA Denis, anesthésiologie-réanimation
- FRITEL Xavier, gynécologie-obstétrique
- GAYET Louis-Etienne, chirurgie orthopédique et traumatologique
- GERVAIS Elisabeth, rhumatologie
- GICQUEL Ludovic, pédopsychiatrie
- GILBERT Brigitte, génétique
- GOMBERT Jean-Marc, immunologie
- GOUJON Jean-Michel, anatomie et cytologie pathologiques
- GUILLEVIN Rémy, radiologie et imagerie médicale
- HAUET Thierry, biochimie et biologie moléculaire
- HOUETO Jean-Luc, neurologie
- INGRAND Pierre, biostatistiques, informatique médicale
- ISAMBERT Nicolas, cancérologie
- JAAFARI Nematollah, psychiatrie d'adultes
- JABER Mohamed, cytologie et histologie
- JAYLE Christophe, chirurgie thoracique et cardio-vasculaire
- KARAYAN-TAPON Lucie, cancérologie
- KEMOUN Gilles, médecine physique et de réadaptation
- KRAIMPS Jean-Louis, chirurgie générale
- LECLERE Franck, chirurgie plastique, reconstructrice
- LECRON Jean-Claude, biochimie et biologie moléculaire
- LELEU Xavier, hématologie
- LEVARD Guillaume, chirurgie infantile
- LEVEQUE Nicolas, bactériologie-virologie
- LEVEZIEL Nicolas, ophtalmologie
- MACCHI Laurent, hématologie
- MCHEIK Jiad, chirurgie infantile
- MEURICE Jean-Claude, pneumologie
- MIGEOT Virginie, santé publique
- MILLOT Frédéric, pédiatrie, oncologie pédiatrique
- MIMOZ Olivier, anesthésiologie – réanimation
- NEAU Jean-Philippe, neurologie
- ORIOT Denis, pédiatrie
- PACCALIN Marc, gériatrie
- PERAULT Marie-Christine, pharmacologie clinique
- PERDRISOT Rémy, biophysique et médecine nucléaire
- PIERRE Fabrice, gynécologie et obstétrique
- PRIES Pierre, chirurgie orthopédique et traumatologique
- RAMMAERT-PALTRIE Blandine, maladies infectieuses
- RICHER Jean-Pierre, anatomie
- RIGOARD Philippe, neurochirurgie

- ROBERT René, réanimation
- ROBLOT France, maladies infectieuses, maladies tropicales
- ROBLOT Pascal, médecine interne
- RODIER Marie-Hélène, parasitologie et mycologie
- SAULNIER Pierre-Jean, thérapeutique
- SCHNEIDER Fabrice, chirurgie vasculaire
- SILVAIN Christine, hépato-gastro-entérologie
- TASU Jean-Pierre, radiologie et imagerie médicale
- THIERRY Antoine, néphrologie
- THILLE Arnaud, réanimation
- TOUGERON David, gastro-entérologie
- WAGER Michel, neurochirurgie
- XAVIER Jean, pédopsychiatrie

Maîtres de Conférences des Universités-Praticiens Hospitaliers

- ALBOUY-LLATY Marion, santé publique
- ALLAIN Géraldine, chirurgie thoracique et cardio-vasculaire
- BEBY-DEFAUX Agnès, bactériologie – virologie
- BEN-BRIK Eric, médecine du travail
- BILAN Frédéric, génétique
- BOISSON Matthieu, anesthésiologie-réanimation et médecine péri-opératoire
- CASTEL Olivier, bactériologie - virologie – hygiène
- CAYSSIALS Emilie, hématologie
- COUDROY Rémy, réanimation
- CREMNITER Julie, bactériologie – virologie
- DIAZ Véronique, physiologie
- FROUIN Eric, anatomie et cytologie pathologiques
- GACHON Bertrand, gynécologie-obstétrique
- GARCIA Magali, bactériologie-virologie
- JAVAUGUE Vincent, néphrologie
- KERFORNE Thomas, anesthésiologie-réanimation et médecine péri-opératoire
- LAFAY-CHEBASSIER Claire, pharmacologie clinique
- LIUU Evelyne, gériatrie
- MARTIN Mickaël, médecine interne
- PALAZZO Paola, neurologie
- PERRAUD Estelle, parasitologie et mycologie
- SAPANET Michel, médecine légale
- THUILLIER Raphaël, biochimie et biologie moléculaire

Professeur des universités

- PELLERIN Luc, biochimie et biologie moléculaire

Professeur des universités de médecine générale

- BINDER Philippe

Professeurs associés de médecine générale

- BIRAULT François
- FRECHE Bernard
- MIGNOT Stéphanie
- PARTHENAY Pascal
- VALETTE Thierry
- VICTOR-CHAPLET Valérie

Maîtres de Conférences associés de médecine générale

- AUDIER Pascal
- ARCHAMBAULT Pierrick
- BRABANT Yann
- JEDAT Vincent

Enseignants d'Anglais

- DEBAIL Didier, professeur certifié

Professeurs émérites

- CARRETIER Michel, chirurgie générale
- GIL Roger, neurologie
- GOMES DA CUNHA José, médecine générale
- GUILHOT-GAUDEFFROY François, hématologie et transfusion
- HERPIN Daniel, cardiologie
- KITZIS Alain, biologie cellulaire
- MARECHAUD Richard, médecine interne
- MAUCO Gérard, biochimie et biologie moléculaire
- RICCO Jean-Baptiste, chirurgie vasculaire
- SENON Jean-Louis, psychiatrie d'adultes
- TOUCHARD Guy, néphrologie

Professeurs et Maîtres de Conférences honoraires

- AGIUS Gérard, bactériologie-virologie
- ALCALAY Michel, rhumatologie
- ALLAL Joseph, thérapeutique (ex-émérite)
- ARIES Jacques, anesthésiologie-réanimation
- BABIN Michèle, anatomie et cytologie pathologiques
- BABIN Philippe, anatomie et cytologie pathologiques
- BARBIER Jacques, chirurgie générale (ex-émérite)
- BARRIERE Michel, biochimie et biologie moléculaire
- BECQ-GIRAUDON Bertrand, maladies infectieuses, maladies tropicales (ex-émérite)
- BEGON François, biophysique, médecine nucléaire
- BOINOT Catherine, hématologie – transfusion
- BONTOUX Daniel, rhumatologie (ex-émérite)
- BURIN Pierre, histologie
- CASTETS Monique, bactériologie -virologie – hygiène
- CAVELLIER Jean-François, biophysique et médecine nucléaire
- CHANSIGAUD Jean-Pierre, biologie du développement et de la reproduction
- CLARAC Jean-Pierre, chirurgie orthopédique
- DABAN Alain, oncologie radiothérapie (ex-émérite)
- DAGREGORIO Guy, chirurgie plastique et reconstructrice
- DESMAREST Marie-Cécile, hématologie
- DEMANGE Jean, cardiologie et maladies vasculaires
- DORE Bertrand, urologie (ex-émérite)
- EUGENE Michel, physiologie (ex-émérite)
- FAUCHERE Jean-Louis, bactériologie-virologie (ex-émérite)
- FONTANEL Jean-Pierre, Oto-Rhino Laryngologie (ex-émérite)
- GRIGNON Bernadette, bactériologie
- GUILLARD Olivier, biochimie et biologie moléculaire
- GUILLET Gérard, dermatologie
- JACQUEMIN Jean-Louis, parasitologie et mycologie médicale
- KAMINA Pierre, anatomie (ex-émérite)
- KLOSSEK Jean-Michel, Oto-Rhino-Laryngologie
- LAPIERRE Françoise, neurochirurgie (ex-émérite)
- LARSEN Christian-Jacques, biochimie et biologie moléculaire
- LEVILLAIN Pierre, anatomie et cytologie pathologiques
- MAIN de BOISSIERE Alain, pédiatrie
- MARCELLI Daniel, pédopsychiatrie (ex-émérite)
- MARILLAUD Albert, physiologie
- MENU Paul, chirurgie thoracique et cardio-vasculaire (ex-émérite)
- MORICHAU-BEAUCHANT Michel, hépato-gastro-entérologie
- MORIN Michel, radiologie, imagerie médicale
- PAQUEREAU Joël, physiologie
- POINTREAU Philippe, biochimie
- POURRAT Olivier, médecine interne (ex-émérite)
- REISS Daniel, biochimie
- RIDEAU Yves, anatomie
- SULTAN Yvette, hématologie et transfusion
- TALLINEAU Claude, biochimie et biologie moléculaire
- TANZER Joseph, hématologie et transfusion (ex-émérite)
- TOURANI Jean-Marc, oncologie
- VANDERMARCO Guy, radiologie et imagerie médicale

Remerciements

A Monsieur le Professeur Brunereau, je vous remercie de me faire l'honneur de présider le jury et d'accorder du temps à mon travail.

A Messieurs les Professeurs Guillevin et Tasu, je vous remercie pour vos enseignements durant cet internat. Vous me faites l'honneur de lire et de juger mon travail, merci pour l'intérêt que vous y portez.

A Baptiste, merci d'avoir dirigé et de m'avoir accompagné dans ce travail, pour ta motivation communicative et tes enseignements.

A ceux qui ont participé à cette thèse : à Paul-Armand pour ton aide immense et tes précieux conseils, à Benjamin pour ton travail qui a permis une double lecture, à Jean-Michel, et à toute l'équipe de Clocheville.

A mes co-internes, à mes chefs, pour cet internat passé dans la bonne humeur et pour ces enseignements.

A mes collègues manipulateurs de Poitiers, Angoulême et Royan.

A mes amis, pour votre soutien et pour tous les bons moments passés (et futurs).

A Astrid, pour l'obsolescence de tes corrections.

A Natacha, pour le poteau rose.

A mes parents, cette thèse vous est dédiée.

Table des matières

Liste des abréviations	6
Introduction.....	7
Matériel et méthodes.....	9
Aspect éthique	9
Population étudiée	9
Indications des radiographies.....	9
Acquisition et recueil des radiographies	9
Utilisation du logiciel de simulation de réduction de dose	10
Lecture des radiographies	10
Evaluation de la qualité	10
Analyse statistique.....	11
Résultats	13
Description de la population	13
Interprétation des radiographies	13
Analyse de la concordance	14
Analyse de la reproductibilité inter-observateur	18
Discussion	19
Conclusion	21
Conflits d'intérêt.....	21
Bibliographie.....	22
Annexes	25
Avis du groupe éthique d'aide à la recherche clinique	25
Annexe 2 : version publiée (Radiation Protection Dosimetry, 09 juin 2021).....	26
Serment	33

Liste des abréviations

ALADA : As Low As Diagnostically Achievable

ALARA : As Low As Reasonably Achievable

cGy.cm² : centiGray par centimètre carré

DICOM : Digital Imaging and COmmunications in Medecine

ICC : coefficient de Corrélacion Intra-Classe

kg : kilogramme

kV : kiloVolt

kVp : kiloVoltage peak

mAs : milliAmpère-seconde

mm : millimètre

NRD : Niveau de Référence Diagnostique

PDS : Produit Dose Surface

TDM : TomoDensitoMétrie

TFT : Thin Film Transistor

µm : micromètre

Introduction

La radiographie de bassin est l'un des examens d'imagerie les plus fréquemment réalisés en pratique quotidienne, pour son apport diagnostique dans de nombreuses situations cliniques relatives aux pathologies ostéo-articulaires ou des tissus mous, qu'elles soient d'origine infectieuse, inflammatoire, traumatique, néoplasique ou développementale.

En 2015, dans la plupart des pays européens, la radiographie de bassin était le deuxième acte de radiologie conventionnelle le plus fréquent après la radiographie thoracique (10,5 à 109,3 pour 1000 habitants) [1].

Au sein de la population pédiatrique, les valeurs de dose maximale recommandée sont fixées en fonction du poids de l'enfant, avec des valeurs spécifiques à chaque type d'examen, selon des valeurs types nationales ou internationales régulièrement mises à jour [2, 3]. Ces critères, concernant la radiographie de bassin, ne sont basés que sur le poids de l'enfant, et émettent des restrictions de dose selon 4 niveaux de référence diagnostiques (NRD), de NRD 1 (poids < 5 kilogrammes) à NRD 4 (poids > 35 kilogrammes).

C'est une obligation légale d'après le Code de Santé Publique de justifier (Articles 333-56 and 1333-70) et d'optimiser (Article R. 1333.71) l'exposition d'origine médicale aux radiations ionisantes. Cette injonction est bien illustrée par l'approche « as low as reasonably achievable » (ALARA) [4, 5].

L'optimisation de l'exposition aux rayonnements ionisants en radiologie pédiatrique est essentielle. La grande radiosensibilité chez l'enfant est multifactorielle, en partie expliquée par une plus petite surface corporelle que l'adulte, et par des tissus constitués d'une plus grande proportion de cellules en croissance, avec une plus longue durée de vie cellulaire. Les examens de radiologie diagnostique apportent un plus haut risque de cancer par unité de radiation chez le nourrisson et l'enfant en comparaison à l'adulte [6], et le risque moyen est plus élevé chez le nourrisson et le jeune enfant en comparaison à l'enfant plus âgé [7].

Les radiologues doivent rester vigilants, en particulier chez une population jeune, à la fréquence des examens impliquant des radiations ionisantes : il a été montré que l'exposition liée à des examens tomodensitométriques (TDM) répétés est corrélée à une augmentation du risque de leucémie et de cancer, même à faible dose [8, 9].

Lors d'une radiographie de bassin, des organes radiosensibles comme les gonades sont exposés aux rayonnements. La réduction de cette exposition apportée par une éventuelle protection gonadique paraît négligeable, et entraîne d'ailleurs le risque d'une perte d'information diagnostique [10].

L'optimisation de la dose en suivant les concepts ALARA puis « as low as diagnostically achievable » (ALADA) requiert des étapes itératives de décroissance de la dose délivrée, avec un arrêt du processus lorsque le bruit dans l'image radiographique générée rend l'interprétation trop délicate [11–12]. Cette méthode nécessite du temps et des efforts importants pour être efficace.

Les processus d'optimisation en radiographie conventionnelle se concentrent actuellement sur l'amélioration de la qualité de l'image en post-traitement et/ou sur la réduction de l'irradiation en modifiant les constantes physiques [13–15].

Une société a commercialisé un logiciel de simulation de réduction de la dose émise, Dosesimulationtool®, où l'image subit des transformations impactant sa qualité, avec ajout de bruit photonique virtuel, montrant ce à quoi elle ressemblerait si la dose avait été à 80%, 64%, 50%, 40% et 32% de la dose émise.

Pour une évaluation standardisée de la qualité d'image d'une radiographie, la Commission européenne a développé des critères basés sur la visualisation de détails anatomiques, pour chaque examen radiographique standard [16,17]. Les études comparatives peuvent se référer à ces critères, dont la visibilité varie en fonction des paramètres techniques utilisés [18]. L'utilisation d'une échelle visuelle pour évaluer la qualité de reproduction de ces détails anatomiques sur un cliché est actuellement la méthode de référence pour ce type d'étude [19], ce principe étant basé sur l'hypothèse que la détection d'une pathologie est directement corrélée à la bonne visualisation des structures anatomiques concernées [20].

L'objectif de notre étude est de déterminer l'exposition minimale aux radiations tout en maintenant la qualité de reproduction des principales structures osseuses et des tissus mous sur les radiographies du bassin en pédiatrie, en utilisant un nouveau logiciel simulant des images à doses décroissantes.

Matériel et méthodes

Aspect éthique

Notre étude a été approuvée par le Groupe Ethique d'Aide à la Recherche pour les Protocoles de Recherche Non Soumis au Comité de Protection des Personnes (Ethics Committee in Human Research) sous le numéro de projet 2019 088 (Annexe 1). Un consentement parental écrit a été obtenu pour chaque enfant.

Le traitement informatique a été enregistré dans le registre des traitements informatiques du Centre Hospitalier Régional de Tours sous le numéro 2019_075, en règle vis-à-vis de la Commission Nationale de l'Informatique et des Libertés.

Population étudiée

D'avril à août 2019, nous avons inclus de manière prospective 60 patients ayant passé une radiographie de bassin à l'hôpital pédiatrique Gatien de Clocheville du Centre Hospitalier Régional Universitaire de Tours en 2019. Nous avons recueilli des données socio-démographiques : l'âge en jours et en mois, le sexe, le poids (kg) ; ainsi que les caractéristiques techniques de l'examen : le voltage (kV), les milliAmpère-secondes (mAs), le produit dose surface (PDS) ; et enfin l'indication de chaque examen. Parmi ces patients, les sous-groupes de niveaux de référence diagnostiques étaient équitablement représentés (15 patients par sous-groupe). Ces sous-groupes, libellés NRD 1 à NRD 4, correspondaient respectivement aux patients dont le poids était compris entre 0 et 15 kg, 15 et 25 kg, 25 et 35 kg et au-dessus de 35 kg.

Indications des radiographies

Les radiographies de bassin recueillies étaient réalisées pour des indications :

- Orthopédiques : 28 patients (46,5%) ;
- Traumatologiques : 20 patients (33,5%) ;
- Rhumatologiques : 11 patients (18,5%) ;
- Oncologiques : 1 patient (1,5%).

Acquisition et recueil des radiographies

Les 60 radiographies de bassin de face ont été réalisées sur une console Samsung GC 85, essentiellement dédiée à l'imagerie d'urgence. Le détecteur S4335W était un Thin Film

Transistor (TFT) en silicium amorphe / scintillateur à iodure de césium, avec une matrice de pixels effectifs de 3,04*2,466 pixels, une surface de pixels effectifs de 425,6*345,2 mm, un pas de pixel de 140 µm et une gamme d'énergie entre 40-150 kVp. Nous y avons extrait les images prétraitées (RAW) en format Digital Imaging and COmmunications in Medecine (DICOM).

Utilisation du logiciel de simulation de réduction de dose

Pour chacune des 60 radiographies extraites, nous avons utilisé le logiciel Dosesimulationtool® pour générer cinq images supplémentaires, chacune correspondant à un pourcentage réduit de dose de la radiographie initiale, grâce à l'ajout virtuel de bruit photonique. Ce logiciel repose sur la méthode introduite par Carlander et al. [21] et Bath et al. [22] pour ajouter un bruit photonique artificiel à l'image brute, et simuler ainsi une image générée à dose réduite, à voltage constant, en modifiant uniquement les mAs. Nous avons conservé les paramètres de base proposés par le constructeur : 80%, 64%, 50%, 40% et 32% de la dose initiale. Par exemple, une réduction de dose de 50% en cGy.cm² correspondait à une réduction de 50% des mAs. Les simulations effectuées par le logiciel ont été validées par un rapport de Bath et al [22] et Feghali JA et al [23]. Ces images synthétiques ont été comparées à notre radiographie originale (100% de la dose), soit en tout 360 images.

Lecture des radiographies

Les 360 images ont été anonymisées et lues en double aveugle par deux radiologues juniors (Ronan Boënnec et Benjamin Meunier) à l'aide d'un logiciel de lecture DICOM. La lecture a été réalisée sur des écrans à 2 ou 3 mégapixels, dans des conditions de pratique usuelle. Les radiologues étaient informés du but de l'étude mais ne connaissaient pas l'indication clinique de chaque radiographie.

Evaluation de la qualité

L'évaluation de la qualité des images a été basée sur les critères de qualité européens pour la réalisation des clichés radiographiques de bassin de face en radiologie pédiatrique, correspondant aux recommandations européennes [17], avec deux sous-classes d'âge, soit 4 critères pour les nourrissons et 7 critères pour les enfants plus âgés. Plusieurs critères apparaissent dans les deux sous-classes.

Au total, nous avons retenu 5 critères objectifs pouvant être influencés par une modulation de la dose délivrée, les autres critères dépendant uniquement de l'incidence du faisceau de rayons X ou la position du patient, et donc peu pertinents pour cette étude. Les 5 critères que nous avons retenus étaient les suivants : visualisation des tissus mous péri-articulaires,

visualisation du sacrum et des foramens intervertébraux (en fonction du contenu digestif), visualisation des portions inférieures des articulations sacro-iliaques, visualisation de l'os spongieux et cortical, et visualisation des trochanters.

Une échelle de Likert a été utilisée, comme pour les études similaires : à chacun des critères a été attribué une notation (ordinaire à 4 valeurs). Les critères ont été notés 0 si « non visible », 1 si « visible avec difficulté », 2 si « visible partiellement » et 3 si « parfaitement visible ». Une notation sur 3 points pour chaque critère a permis une analyse détaillée.

Enfin, nous avons ajouté un critère subjectif, tenant compte de la qualité globale de l'image et de son éventuelle gêne à l'interprétation due au caractère artéfacté de l'image dégradée (ordinaire à 4 valeurs). Ce critère a été noté 0 si « non interprétable », 1 si « interprétation difficile », 2 si « gêne minimale à l'interprétation » et 3 « pas de gêne à l'interprétation ».

La somme de ces critères aboutissait à un score maximal de 18 points par radiographie analysée (Tableau 1). La moyenne des scores des deux radiologues pour chaque radiographie a ensuite été calculée et utilisée pour l'analyse statistique.

Critères analysés	Notation
Visualisation des tissus mous péri-articulaires	3
Visualisation du sacrum et des foramens intervertébraux	3
Visualisations des portions inférieures des articulations sacro-iliaques	3
Visualisation de l'os spongieux et cortical	3
Visualisation des trochanters	3
Gêne globale ressentie à l'interprétation	3
Total	18

Tableau 1. Critères de qualité de l'image et leur notation.

Analyse statistique

Toutes les analyses statistiques ont été réalisées avec le logiciel Matlab® (MathWorks, USA), version R2007b.

Le but de l'analyse était de détecter à quel pourcentage réduit, par rapport à 100 %, le score n'était pas significativement différent ($p > 0,05$), indiquant que la dose peut être réduite à ce faible pourcentage sans diminuer la qualité d'image.

L'analyse de la concordance entre la radiographie de référence correspondant à 100 % de la dose et les radiographies dégradées a été réalisée à l'aide d'un test de Friedman pour données appariées sur la moyenne des scores obtenus par les deux radiologues, dans les différents groupes, pour chaque critère de qualité et pour chaque dose. Des analyses par paires ont ensuite été réalisées à l'aide du test de Wilcoxon pour les données appariées.

L'analyse de la reproductibilité inter-observateur entre les deux radiologues a été réalisée grâce à des coefficients de corrélation intra-classe (ICC) et leur intervalle de confiance à 95%, sur le score total des radiographies dans les différents groupes.

Résultats

Description de la population

Les données démographiques de la population, les caractéristiques dosimétriques de la radiographie initiale du bassin et les valeurs recommandées de NRD sont présentées par groupes (Tableau 2). Les variables qualitatives sont exprimées en nombre (et pourcentage), et les variables quantitatives en utilisant les quartiles (médiane [1^{er} quartile ; 3^e quartile]).

	NRD 1 (n=15)	NRD 2 (n=15)	NRD 3 (n=15)	NRD 4 (n=15)	Total (n=60)
Age (mois)	27.6 [23.7 ; 34.6]	68.2 [54.9 ; 76.6]	112.2 [95.8 ; 133.2]	146.3 [132.6 ; 164.7]	81.9 [39.4 ; 132.7]
Sexe - N (%)					
Garçon	9 (60)	9 (60)	9 (60)	10 (66.7)	37 (61.7)
Fille	6 (40)	6 (40)	9 (60)	5 (33.3)	23 (38.3)
Poids (kg)	13 [12 ; 14]	20 [17 ; 21]	28 [27 ; 32]	43 [38 ; 47]	24 [15 ; 35]
kV	59.6 [56.8 ; 59.6]	59.6 [59.6 ; 59.7]	64.4 [59.7 ; 64.6]	64.9 [64.6 ; 68.5]	59.7 [59.6 ; 64.8]
mAs	2.40 [2.32 ; 4.77]	2.70 [2.40 ; 4.42]	3.30 [2.73 ; 4.05]	12 [3.90 ; 14.15]	3.25 [2.40 ; 6.40]
PDS médian (cGy.cm ²)	0.87 [0.78 ; 2.26]	1.49 [1.22 ; 2.62]	2.42 [2.13 ; 4.54]	15.12 [4.58 ; 16.64]	2.42 [1.31 ; 5.21]
NRD (cGy.cm²)	12	-	51	-	-

Tableau 2. Données démographiques, paramètres dosimétriques des radiographies recueillies, et niveaux de référence diagnostiques recommandés.

Interprétation des radiographies

Le diagnostic final retenu pour ces 60 patients était :

- Radiographie normale : 41 patients (69%) ;
- Synovite aiguë transitoire : 9 patients (15%) ;
- Ostéomyélite aiguë : 4 patients (6,5%) ;
- Maladie luxante congénitale : 3 patients (5%) ;
- Epiphysiolyse : 1 patient (1,5%).
- Tumeur : 1 patient (1,5%) ;
- Fracture 1 patient (1,5%).

Analyse de la concordance

Dans le sous-groupe NRD 1, il n'y avait pas de différence significative entre les radiographies à 100% et les radiographies simulées à 80% de la dose initiale (13.0 [11.1 ; 13.5] vs 11.0 [9.6 ; 13.0], $p=0,1816$).

Dans le sous-groupe NRD 2, il y avait une différence significative entre les radiographies à 100% et chaque radiographie simulée avec une réduction de dose ($p<0.05$).

Dans le sous-groupe NRD 3, il n'y avait pas de différence significative entre les radiographies à 100% et les radiographies simulées à 80% de la dose initiale (14.0 [13.1 ; 15.5] vs 14.0 [12 ; 16.3], $p=0,4834$).

Dans le sous-groupe NRD 4, il n'y avait pas de différence significative entre les radiographies à 100% et les radiographies simulées à 80% de la dose initiale (16.5 [16.0 ; 17.5] vs 16.5 [15.5 ; 17.9], $p=0.8594$).

Ces résultats sont résumés dans le Tableau 3.

Les Figures 1-3 montrent les radiographies simulées par le logiciel à 100% et 80% de la dose initiale dans les sous-groupes NRD 1, NRD 3 et NRD 4.

	100%	80%	64%	50%	40%	32%
NRD 1	13.0 [11.1 ; 13.5]	11.0* [9.6 ; 13.0]	10.0 [8.3 ; 12.4]	9.5 [6.5 ; 10.9]	7.5 [5.5 ; 9.4]	5.0 [4.0 ; 9.5]
NRD 2	14.5 [13.0 ; 15.9]	14.0 [11.9 ; 15.8]	11.5 [10.0 ; 12.4]	8.0 [7.0 ; 11.5]	7.0 [6.5 ; 11.0]	6.0 [5.5 ; 8.4]
NRD 3	14.0 [13.1 ; 15.5]	14.0* [12.0 ; 16.3]	12.5 [10.8 ; 15.0]	10.5 [9.1 ; 13.5]	9.5 [7.6 ; 11.3]	8.0 [6.0 ; 8.9]
NRD 4	16.5 [16.0 ; 17.5]	16.5* [15.5 ; 17.9]	15.5 [13.8 ; 17.0]	15.5 [12.4 ; 17.0]	16.0 [10.4 ; 17.0]	14.5 [8.4 ; 15.9]

* : pas de différence significative comparativement à la référence (100%)

Tableau 3. Notes exprimées sous forme de médiane [Q1 ; Q3].



Figure 1. NRD 1, radiographies simulées à 100% (gauche) et 80% (droite) de la dose initiale.



Figure 2. NRD 3, radiographies simulées à 100% (gauche) et 80% (droite) de la dose initiale.



Figure 3. NRD 4, radiographies simulées à 100% (gauche) et 80% (droite) de la dose initiale.

Analyse de la reproductibilité inter-observateur

Le coefficient de corrélation intra-classe de l'analyse globale était 0.800 [0.759 ; 0.834].

Il y avait une différence de notation de 2 points ou moins pour 51 (56.7%) des radiographies dans le sous-groupe NRD 1, pour 59 (65.6%) des radiographies dans le sous-groupe NRD 2, pour 55 (61.1%) des radiographies dans le sous-groupe NRD 3, et pour 56 (62.2%) des radiographies dans le sous-groupe NRD 4 (Figure 4).

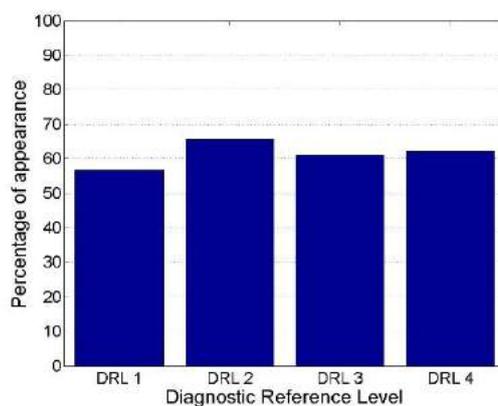


Figure 4. Différence de notation de 2 points ou moins entre les deux radiologues.

Discussion

Notre étude a montré que les doses de rayons X délivrées lors de radiographies de bassin de face pouvaient être réduites dans notre centre de 20% chez les enfants de 0 à 15 kg, chez les enfants de 25 à 35 kg et chez les enfants de plus de 35 kg, avec une qualité d'image perçue comme identique. Comme dans une précédente étude s'intéressant à la tomодensitométrie [24], l'objectif de notre étude était de diminuer la dose délivrée tout en conservant l'apport diagnostique, nous n'avons donc pas retenu une réduction de dose entraînant une dégradation significative de la qualité de l'image.

Le logiciel Dosesimulationtool®, en générant des radiographies simulées avec une dose décroissante de rayonnement ionisant, a permis aux radiologues de comparer et de choisir le meilleur compromis entre la dose délivrée et la qualité de l'image [25], ce qui est primordial pour les radiographies de bassin en raison de l'exposition des gonades. Il s'inscrit dans une nouvelle approche méthodologique pour réduire l'exposition, plus rapide et objective qu'une diminution progressive de la dose délivrée soumise à l'appréciation subjective du radiologue.

Cet outil a également révélé que des radiographies réalisées avec des niveaux d'exposition beaucoup plus faibles que les NRD actuels assurent également une qualité de diagnostic suffisante, ce qui pourrait nous encourager à optimiser davantage nos paramètres techniques. Il faudra cependant établir quels examens nécessitent ou non une dose réduite. En effet, une réduction de dose trop importante pourrait conduire à une erreur diagnostique en cas d'anomalie subtile. Par exemple, en ce qui concerne la scoliose chez les adolescents, après une première évaluation radiologique avec une bonne qualité d'image, un suivi avec une image à dose réduite semble acceptable [26].

L'un des points forts de notre étude a été l'analyse en groupes de NRD, basée sur des valeurs types établies en fonction des catégories de poids, permettant une analyse détaillée et cliniquement pertinente [2,27] (Tableau 2). Notre échantillon de 60 enfants était similaire à ceux de précédentes études de radioprotection rapportées dans la littérature [13,15,28], et conforme aux recommandations de la Commission européenne, qui préconise un échantillon représentatif d'au moins 10 patients par type de procédure et par groupe de patients pour les examens non complexes tels que la radiographie standard. L'utilisation des critères de qualité européens a apporté un cadre objectif et reproductible à notre analyse de la qualité des images. Nous avons décidé de prendre en compte également l'appréciation subjective de la qualité de l'image (avec une difficulté d'analyse liée au bruit photonique, plus intense lorsque la dose diminue). La prise en compte du bruit photonique s'avère importante en radiologie pédiatrique en raison de la plus petite taille des structures anatomiques analysées, impactant la performance diagnostique du radiologue, comme cela a été rapporté dans d'autres études [29,30].

L'absence ou la faible réduction de dose pour l'un des groupes d'enfants les plus légers (NRD 2) peut s'expliquer par le fait que les paramètres utilisés pour ce groupe de patients étaient déjà optimisés, la dose délivrée dans notre centre étant bien inférieure aux seuils recommandés (PDS médian à 1,49 cGy.cm² dans notre centre, contre 12 cGy.cm² pour les valeurs recommandées) [2]. Le logiciel a ici été utile pour nous empêcher de réduire davantage la dose délivrée, ce qui aurait entraîné une qualité d'image radiologique inacceptable et une exposition secondaire.

La reproductibilité inter-observateur était bonne. Nous avons observé logiquement que la discordance, mesurée par 2 points de différence entre les deux radiologues, était plus élevée chez les patients les plus jeunes (NRD 1), dont les paramètres étaient déjà optimisés, avec un niveau de bruit proportionnellement plus élevé. Nous avons également observé ce phénomène dans notre étude s'intéressant à la radiographie pulmonaire [31].

Nos résultats suggèrent que la dose de certains examens radiographiques pourrait être réduite sans affecter l'apport diagnostique. Cependant, d'autres études sont nécessaires pour évaluer des anomalies subtiles, qui seraient potentiellement manquées et entraîneraient un impact clinique négatif. Ces résultats méritent d'être confirmés sur de plus larges populations, et par d'autres examens radiologiques impliquant des organes radiosensibles. Les radiographies simulées par le logiciel doivent également maintenant être comparées à nos futures « vraies » radiographies obtenues avec ces paramètres adaptés, pour s'assurer que le logiciel fournit des images réalistes. On peut imaginer que de tels résultats seraient probablement bien plus significatifs dans des centres où les doses délivrées sont plus importantes, et dans lesquels cet outil permettrait sans doute une meilleure optimisation.

Conclusion

Le logiciel Dosesimulationtool® s'est avéré utile pour identifier les groupes d'enfants chez lesquels la dose de rayons X pouvait être réduite lors de radiographies de bassin de face. Avec une bonne reproductibilité inter-observateur, nous avons observé que la dose délivrée lors de radiographies de bassin de face peut être réduite jusqu'à 20% pour la plupart des sous-groupes de NRD et adaptée en fonction du poids des enfants, tout en maintenant la qualité d'image. Le logiciel, en simulant une diminution de la dose délivrée, permet de déterminer le meilleur compromis entre qualité de l'image et dose délivrée dans un processus d'optimisation des radiographies, et constitue un outil prometteur pour réduire l'irradiation médicale, en particulier dans une population pédiatrique.

Conflits d'intérêt

Les auteurs ne déclarent aucun conflit d'intérêt.

Bibliographie

1. Institut de radioprotection et de sûreté nucléaire. Exposition des enfants aux rayonnements ionisants due aux actes d'imagerie réalisés en France en 2015. [En ligne]. [21 août 2019]. https://www.irsn.fr/FR/expertise/rapports_expertise/radioprotection-homme/Pages/IRSN_Rapport-PSE-SAN-SER-2018-00004_Expripediatrique.aspx#.XV1dpgzaUk.
2. Institut de radioprotection et de sûreté nucléaire. Les niveaux de référence diagnostiques en radiologie. [En ligne]. [12 août 2019]. <https://nrd.irsn.fr/radiologie>.
3. ICRP. Diagnostic reference levels in medical imaging. ICRP Publication 135. Ann ICRP. 2017;46.
4. Voss SD, Reaman GH, Kaste SC, Slovis TL. The ALARA concept in pediatric oncology. *Pediatr Radiol*. 2009 Nov;39(11):1142-6.
5. Willis CE, Slovis TL. The ALARA concept in pediatric CR and DR: dose reduction in pediatric exams-a white paper conference. *AJR Am J Roentgenol*. 2005 Feb;184(2):373-4.
6. Khong P-L, Ringertz H, Donoghue V, Frush D, Rehani M, Appelgate K, et al. ICRP Publication 121: Radiological protection in paediatric diagnostic and interventional radiology. Ann ICRP. 2013 Apr;42(2):1-63.
7. Preston DL, Ron E, Tokuoka S, Funamoto S, Nishi N, Soda M, et al. Solid cancer incidence in atomic bomb survivors: 1958-1998. *Radiat Res*. 2007 Jul;168(1):1-64.
8. Pearce MS, Salotti JA, Little MP, McHugh K, Lee C, Kim KP, et al. Radiation exposure from CT scans in childhood and subsequent risk of leukaemia and brain tumours: a retrospective cohort study. *Lancet*. 2012 Aug 4;380(9840):499-505.
9. Mathews JD, Forsythe AV, Brady Z, Butler MW, Goergen SK, Byrnes GB, et al. Cancer risk in 680 000 people exposed to computed tomography scans in childhood or adolescence: data linkage study of 11 million Australians. *BMJ*. 2013 May 21;346:f2360.
10. Levy AR, Goldberg MS, Mayo NE, Hanley JA, Poitras B. Reducing the lifetime risk of cancer from spinal radiographs among people with adolescent idiopathic scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1996 Jul 1;21(13):1540-7; discussion 1548.
11. Jaju PP, Jaju SP. Cone-beam computed tomography: Time to move from ALARA to ALADA. *Imaging Sci Dent*. 2015 Dec;45(4):263-5.

12. Bushberg JT. Eleventh annual Warren K. Sinclair keynote address-science, radiation protection and NCRP: building on the past, looking to the future. *Health Phys.* 2015 Feb;108(2):115-23.
13. Precht H, Gerke O, Rosendahl K, Tingberg A, Waaler D. Digital radiography: optimization of image quality and dose using multi-frequency software. *Pediatr Radiol.* 2012 Sep;42(9):1112-8.
14. Precht H, Gerke O, Rosendahl K, Tingberg A, Waaler D. Large dose reduction by optimization of multifrequency processing software in digital radiography at follow-up examinations of the pediatric femur. *Pediatr Radiol.* 2014 Feb;44(2):239-40.
15. Precht H, Waaler D, Outzen CB, Brock Thorsen JB, Steen T, Hellfritsch MB, et al. Does software optimization influence the radiologists' perception in low dose paediatric pelvic examinations? *Radiography.* 2019 May;25(2):143-147.
16. Maccia C, Ariche-Cohen M, Nadeau X, Severo (INVITED) G. The 1991 CEC trial on quality criteria for diagnostic radiographic images. *Radiat Prot Dosimetry.* 1995 Jan;57(1):111-7.
17. European guidelines on quality criteria for diagnostic radiographic images: In paediatrics. Luxembourg: European Commission; 1996.
18. Almén A, Tingberg A, Besjakov J, Mattsson S. The use of reference image criteria in X-ray diagnostics: an application for the optimisation of lumbar spine radiographs. *Eur Radiol.* 2004 Sep;14(9):1561-7.;14:1561-7.
19. Båth M, Månsson LG. Visual grading characteristics (VGC) analysis: a non-parametric rankinvariant statistical method for image quality evaluation. *Br J Radiol.* 2007 Mar;80(951):169-76.
20. Niemann T, Reisinger C, Ruiz-Lopez L, Bongartz G. Image quality in conventional lumbar spine radiography. *Eur J Radiol.* 2009 May;70(2):357-61.
21. Carlander A, Hansson J, Söderberg J, Steneryd K, Båth M. The effect of radiation dose reduction on clinical image quality in chest radiography of premature neonates using a dual-side readout technique computed radiography system. *Radiat Prot Dosimetry.* 2010 Apr-May;139(1-3):275-80.
22. Båth M, Håkansson M, Tingberg A, Månsson LG. Method of simulating dose reduction for digital radiographic systems. *Radiat Prot Dosimetry.* 2005 May;114(1-3):253-9.

23. Feghali J. Mise en oeuvre du principe ALADA (As Low As Diagnostically Acceptable) en radiopédiatrie : le point de vue du physicien. Journées Francophones de Radiologie, Paris, 2019. 2019.
24. Morel B, Bouëtté A, Lévy P, Antoni G, Chalard F, Blondiaux E, et al. Optimization of the pediatric head computed tomography scan image quality: Reducing dose with an automatic tube potential selection in infants. *J Neuroradiol.* 2016 Dec;43(6):398-403.
25. Alejo L, Corredoira E, Sánchez-Muñoz F, Huerga C, Aza Z, Plaza-Núñez R, et al. Radiation dose optimisation for conventional imaging in infants and newborns using automatic dose management software: an application of the new 2013/59 EURATOM directive. *Br J Radiol.* 2018 Jun;91(1086):20180022.
26. Morel B, Moueddeb S, Blondiaux E, Richard S, Bachy M, Vialle R, et al. Dose, image quality and spine modeling assessment of biplanar EOS micro-dose radiographs for the follow-up of in-brace adolescent idiopathic scoliosis patients. *Eur Spine J.* 2018 May;27(5):1082-1088.
27. Asada Y, Ichikawa T. Consideration of diagnostic reference levels for pediatric chest X-ray examinations. *Radiol Phys Technol.* 2019 Dec;12(4):382-387.
28. Moore CS, Avery G, Balcam S, Needler L, Swift A, Beavis AW, et al. Use of a digitally reconstructed radiograph-based computer simulation for the optimisation of chest radiographic techniques for computed radiography imaging systems. *Br J Radiol.* 2012 Sep;85(1017):e630-9.
29. Huda W. Assessment of the problem: pediatric doses in screen-film and digital radiography. *Pediatr Radiol.* 2004 Oct;34 Suppl 3:S173-82; discussion S234-41.
30. Verdun FR, Lepori D, Monnin P, Valley J-F, Schnyder P, Gudinchet F. Management of patient dose and image noise in routine pediatric CT abdominal examinations. *Eur Radiol.* 2004 May;14(5):835-41.
31. Meunier B, Boënnec R, Dujardin P-A, Rafin JM, Sirinelli D, Chassagnon G, et al. A dose simulation X-Ray software: an innovating tool to reduce chest radiograph exposure in children. *J. Thorac. Imaging.* 2021 Jan;36(1):37-42.

Annexes

Avis du groupe éthique d'aide à la recherche clinique



**GROUPE ETHIQUE D'AIDE A LA RECHERCHE CLINIQUE POUR LES PROTOCOLES DE
RECHERCHE NON SOUMIS AU COMITE DE PROTECTION DES PERSONNES
ETHICS COMMITTEE IN HUMAN RESEARCH**

AVIS

Responsables de la recherche : Dr Baptiste MOREL / Benjamin MEUNIER / Ronan BOENNEC

Titre du projet de recherche : Intérêt d'un logiciel de simulation de réduction de dose sur les radiographies de thorax et de bassin réalisées chez des enfants

N° du projet : 2019 088

Le groupe éthique d'aide à la recherche clinique donne un avis

- FAVORABLE**
- DÉFAVORABLE**
- SURSIS A STATUER**
- DÉCLARATION D'INCOMPÉTENCE**

au projet de recherche n° 2019 088

A Tours, le 17.01.2020

A handwritten signature in blue ink, appearing to read 'B. Birmelé', is positioned above the printed name of the signatory.

**Dr Béatrice Birmelé
Présidente du Groupe Ethique Clinique**

REDUCING PELVIS RADIOGRAPH EXPOSURE IN CHILDREN USING A DOSE SIMULATION X-RAY RESEARCH SOFTWARE

Ronan Boënnec¹, Paul-Armand Dujardin², Benjamin Meunier¹, Jean-Michel Rafin¹, Dominique Sirinelli¹, Laurent Brunereau³ and Baptiste Morel^{1,4,*}

¹Pediatric Radiology Department, Clocheville Hospital, CHRU of Tours, Tours 37000, France

²CIC 1415, CHU Tours, Inserm, Tours Cedex 37000, France

³Radiology Department, Trousseau Hospital, CHRU of Tours, Tours 37000, France

⁴UMR 1253, iBrain, Université de Tours, Inserm, Tours 37000, France

*Corresponding author: bamorel@univ-tours.fr

Received 3 August 2020; revised 9 March 2021; editorial decision 7 May 2021; accepted 7 May 2021

Pelvis radiography is a frequent X-ray examination. The objective of our study was to determine the minimum dose to be delivered without reducing the quality. We included 60 children having a pelvis X-ray in four groups that were equally represented by weight ranges. A software simulated, for each radiograph, six additional simulated photonic noise images corresponding to 100, 80, 64, 50, 40 and 32% of the initial dose. The 360 radiographs were blindly scored by two radiologists using a semi-quantitative Likert scale. There was no significant difference in scoring between the reference radiograph and simulated radiographs at 80% of the dose in children between 0 and 15 kg and over 35 kg. Inter-observer reproducibility was moderate to very good. Pelvis X-ray doses might be reduced by 20% in children in our institution. Software that produces simulated X-ray with decreasing dose might be a useful tool for an optimization process.

INTRODUCTION

Pelvis radiography is one of the most frequently performed pediatric imaging exams in daily practice due to its diagnostic input in many clinical situations related to bone, articular and soft tissue conditions, involving infectious, inflammatory, traumatic, neoplastic or developmental causes. In most European countries, in 2015, pelvis radiography was the second most frequent act of conventional radiology after chest radiography (10.5–109.3 per 1000 of population)⁽¹⁾. Within the pediatric population, the recommended maximum dose values are set based on the weight of the child, with values specific to each type of examination, according to national or international diagnostic reference levels (DRLs) that are regularly updated^(2, 3). This obligation is well illustrated by the ‘as low as reasonably achievable’ (ALARA) approach^(4, 5). Optimization of ionizing exposure in pediatric radiology is essential. Increase in radio sensitivity in children is multifactorial, which is related to a smaller body volume than in adults, with more sensitive tissues (larger proportion of growing cells and a longer lifespan). Diagnostic radiological examinations carry a higher cancer risk per unit of radiation in infants and children compared with adults⁽⁶⁾, and the average risk is also higher in infants and young children compared with older children⁽⁷⁾. Increased risk of leukemia and cancer has been linked to an increase in radiation exposure related to multiple computed tomography (CT) examinations, even at low doses^(8, 9). During

pelvis radiographs, radiosensitive organs, such as gonads, are exposed to radiation, and the reduction of the detriment-adjusted risk by an eventual gonad shielding is negligibly small, with the potential consequences of loss of diagnostic information⁽¹⁰⁾.

For many years, our institution has put a great deal of effort into an optimization process. Indeed, with the help of specialized X-ray technologists, we have progressively decreased our delivered dose following the ALARA concept and the ‘as low as diagnostically achievable’ (ALADA) concept^(11, 12). X-ray technologists asked for feedback from the radiologists who interpreted the images with a decreased dose. We process iteratively again step by step. If the noise in the images appeared to be at the limit of an interpretation with confidence, we stopped the optimization process, considering that we had reached the best-optimized parameters for X-ray. However, this method requires time and significant effort to be efficient.

Recent optimization developments in conventional radiography focus on increasing image quality through post-processing and/or decreasing irradiation by modifying physical constants^(13–15). However, software, dose simulation tool, can simulate, for each radiograph, six additional simulated photonic noise images corresponding to 100, 80, 64, 50, 40 and 32% of the initial dose. For a standardized evaluation of the image quality of a radiograph, for example, the European Commission has developed criteria based on anatomical details for each standard radiograph examination^(16, 17). Image quality benchmarking

studies may refer to these anatomical criteria, whose visibility varies depending on the technical parameters used⁽¹⁸⁾. The use of a visual scale to assess the reproduction quality of these anatomical criteria on a snapshot was currently the reference method for this type of study⁽¹⁹⁾. This principle was based on the assumption that the detection of a pathology was directly correlated with the proper reproduction of anatomical structures⁽²⁰⁾.

The objective of our study was to determine the minimum radiation exposure while maintaining the image quality of the main bone and soft tissues structures observed in pediatric pelvis radiographs using new software simulating radiographs with decreasing doses.

MATERIALS AND METHODS

Ethical considerations

The study was approved by the Human Research Ethic Committee (reference 2019-088). Written informed parental consent was obtained for all infants.

Study population

From April to August 2019, 60 successive patients having pelvis radiography at our university hospital center were prospectively enrolled. Sociodemographic data were collected, such as date of birth, sex, weight as well as the initial dosimetric characteristics of the performed pelvis radiography, like kilovoltage (kV), milliamps per second (mAs) and the dose area product (DAP) expressed in $\text{cGy}\cdot\text{cm}^2$. Among these patients, groups of the different DRLs according to weight categories were fairly represented (15 patients per group). These groups, named Group 1–Group 4, were between 0 and 15 kg, between 15 and 25 kg, between 25 and 35 kg and over 35 kg, respectively.

Pelvis X-ray explorations were referred by:

- orthopedic department: 28 patients, 46.5%,
- traumatology department: 20 patients; 33.5%,
- rheumatology department: 11 patients, 18.5% and
- oncology department: 1 patient; 1.5%

Dose reduction simulation software

Pelvis X-rays were done on a Samsung GC 85 console, mostly dedicated to emergency examinations. We extracted the preprocessed images (RAW) in DICOM format, which were anonymized. Then, we used the research dose simulation tool software to create six separate images, the dose of which was a percentage of that of the initial radiography. We retained the basic

parameters proposed by the software: 100, 80, 64, 50, 40 and 32% of the initial dose.

The preprocessed (RAW) pelvic radiograph images were extracted in an anonymized DICOM format from the dose simulation tool software. The dose simulation tool software relies on the method introduced by B ath *et al.* and Carlander *et al.*^(21, 22) to add artificial photonic noise into raw images and thereby simulates image quality at reduced dose levels of tube current intensity at constant kV, reproducing changes in mAs only. First, the original raw image is divided into six groups of regions depending on their pixel intensity. And, by each divided group, the noise is simulated using the noise database calculated using the pre-obtained air scan data with the six exposure levels setting. Then, the simulated noise is calculated with respect to this intensity group (or exposure level) and added to each image region according to the pixel intensity of the image.

In the study, photonic noise referred to the noise characteristics of an image, where the noise was exclusively described in terms of noise power spectrum (NPS). It was assumed that the pixel values were directly proportional to the X-ray dose, the modulation transfer function (MTF) was dose independent and the detective quantum efficiency (DQE) was constant across the image. The assumed linear relationship between the X-ray dose and pixel value was used to calculate the NPS. The dose simulation tool can trust simulation results at a level with linearity characteristics. In our study, for example, 32% dose was applied. The pixel value at zero dose was approximated to zero ($0 \sim 0.03\%$ of maximum pixel value). These synthetic images were compared to the simulated X-ray at 100% of the radiation dose corresponding to our original pelvis X-ray. The simulations carried out by the software were validated by a report by B ath *et al.*⁽²²⁾ and Feghali *et al.*⁽²³⁾.

Image quality analysis

The images were anonymized and read blindly by two radiologists using DICOM viewer software. Radiologists were aware of the purpose of the study but were not aware of the clinical indication of each image. The reading was performed on 3 million pixel screens under the usual practice conditions.

The evaluation of the quality of the images was judged on the European quality criteria for performing pelvis X-rays in pediatric radiology, corresponding to the European guidelines⁽¹⁷⁾, which are four for infants and seven for older children. Several quality criteria appear in both sub-classes. In total, we retained five objective criteria which could be influenced by dose modulation (the other quality criterion was a reflection of the incidence of the X-ray or the patient position, therefore without any influence by dose modulation). The five quality criteria

Table 1. Image quality criteria and scoring.

Diagnostic requirement image criteria	Scoring
Visualization of the peri-articular soft tissue planes	3
Visualization of the sacrum and its intervertebral foramina depending on bowel content	3
Reproduction of the lower parts of the sacroiliac joints	3
Reproduction of medulla and cortical bone	3
Visualization of the trochanters consistent with age	3
Subjective appreciation of the image quality	3
Total	18

we retained were: visualization of the peri-articular soft tissue planes, visualization of the sacrum and its intervertebral foramina depending on bowel content, reproduction of the lower parts of the sacroiliac joints, reproduction of spongiosa and cortex and visualization of the trochanters consistent with age.

A Likert scale of analysis was used, as with similar studies. The five analyzed criteria were noted as 0 if 'not visible', 1 if 'difficulty viewing', 2 if 'average viewing' and 3 if 'perfectly visualized'. A rating of three values for these last criteria allowed a more detailed analysis.

Finally, we added a subjective criterion assessing the overall inconvenience of the felt interpretation according to the artifact character of the radiography. This criterion was 0 if 'not interpretable', 1 if 'significant discomfort with interpretation', 2 if 'little discomfort with the interpretation' and 3 if 'absence of discomfort with the interpretation'.

The sum of all these criteria resulted in a maximum score of 18 points per radiograph analyzed (Table 1). The average of the scores of the two radiologists per radiography was then calculated and used for analysis.

Statistical analysis

All statistical analyses were performed using Matlab® software (MathWorks, USA), version R2007b. The analysis of the agreement between the reference radiograph corresponding to 100% of the dose and the radiographs corresponding to the dose reduction simulation was performed using a Friedman test for matched data on the average of the scores obtained by the two radiologists, in the different groups. Pairwise analyses were further performed using the Wilcoxon's test for matched data. The goal of the analysis was to detect at which reduced percentage, compared to 100%, the score was not significantly different, indicating that the dose can be reduced at this low percentage without decrease of the image quality.

The analysis of inter-observer reproducibility between the two radiologists was performed by intra-class correlation coefficients (ICCs) and its

95% confidence interval on the total score of the radiograph scores in the different groups.

RESULTS

Population

Population demographics, dosemetric characteristics of the initial pelvis radiograph and DRLs were presented by groups in Table 2. The quantitative variables were expressed using the median, the first and third quartiles and the qualitative variable using number and percentage.

Pelvis X-ray interpretation

Final interpretations for pelvis X-rays were:

- normal X-ray: 25 patients; 43%,
- muscle contusion: 16 patients; 26%,
- acute transient synovitis: 9 patients; 15%,
- acute osteomyelitis: 4 patients; 7%,
- dislocating congenital disease: 3 patients; 5%,
- epiphysiolysis: 1 patient; 1.5%,
- tumor: 1 patient; 1.5% and
- fracture: 1 patient; 1.5%

Concordance analysis

All these results are summarized in Table 3.

In Group 1, there were no statically significant differences between radiography at 100% and the simulated radiography at 80% of the initial dose ($p = 0.18$).

In Group 2, there was a significant difference between radiography at 100% and each simulated radiography with dose reduction ($p < 0.05$).

In Group 3, there were no statically significant differences between radiography at 100% and the simulated radiography at 80% of the initial dose ($p = 0.48$).

In Group 4, there were no statically significant differences between radiography at 100% and the simulated radiography at 80% of the initial dose ($p = 0.85$).

Table 2. Population demographic and dosimetric characteristics of the initial pelvis radiograph.

	Group 1	Group 2	Group 3	Group 4	Total
	<i>n</i> = 15	<i>n</i> = 15	<i>n</i> = 15	<i>n</i> = 15	<i>n</i> = 60
Age (months)	27.6 [23.7; 34.6]	68.2 [54.9; 76.6]	112.2 [95.8; 133.2]	146.3 [132.6; 164.7]	81.9 [39.4; 132.7]
Sex— <i>N</i> (%)					
Boys	9 (60)	9 (60)	9 (60)	10 (66.7)	37 (61.7)
Girls	6 (40)	6 (40)	9 (40)	5 (33.3)	23 (38.3)
Weight (kg)	13 [12; 14]	20 [17; 21]	28 [27; 32]	43 [38; 47]	24 [15; 35]
kV	59.6 [56.8; 59.6]	59.6 [59.6; 59.7]	64.4 [59.7; 64.6]	64.9 [64.6; 68.5]	59.7 [59.6; 64.8]
mAs	2.40 [2.32; 4.77]	2.70 [2.40; 4.42]	3.30 [2.73; 4.05]	12 [3.90; 14.15]	3.25 [2.40; 6.40]
Typical values: median DAP (cGy.cm ²)	0.87 [0.78; 2.26]	1.49 [1.22; 2.62]	2.42 [2.13; 4.54]	15.12 [4.58; 16.64]	2.42 [1.31; 5.21]
Recommended DRL (cGy.cm ²)		12		51	

Table 3. Score, expressed as median [Q1; Q3].

	100%	80%	64%	50%	40%	32%
Group 1	13.0 [11.1; 13.5]	11.0* [9.6; 13.0]	10.0 [8.3; 12.4]	9.5 [6.5; 10.9]	7.5 [5.5; 9.4]	5.0 [4.0; 9.5]
Group 2	14.5 [13; 15.9]	14 [11.9; 15.8]	11.5 [10; 12.4]	8 [7; 11.5]	7 [6.5; 11.0]	6 [5.5; 8.4]
Group 3	14.0 [13.1; 15.5]	14* [12.0; 16.3]	12.5 [10.8; 15.0]	10.5 [9.1; 13.5]	9.5 [7.6; 11.3]	8 [6; 8.9]
Group 4	16.5 [16; 17.5]	16.5* [15.5; 17.9]	15.5 [13.8; 17.0]	15.5 [12.4; 17.0]	16 [10.4; 17.0]	14.5 [8.4; 15.9]

*Parameters with no significant difference compared to the reference (100%).



Figure 1: Group 1, simulated radiographs at 100% (left) and 80% (right) of the initial dose.



Figure 2: Group 3, simulated radiographs at 100% (left) and 80% (right) of the initial dose.

Figures 1–3 illustrate the simulated radiographs at 100 and 80% of the dose, respectively, in Groups 1, 3 and 4.

Diagnostic concordance

All abnormalities were still diagnosed by both observers with the simulated X-ray with lowest dose achievable while maintaining the image quality.

Inter-observer reproducibility

The ICC of the global analysis was 0.80 [0.76; 0.83].

There was an overall difference in rating between the two radiologists of two points or less for 51 (56.7%) of the radiographs in Group 1, for 59 (65.6%) of the radiographs in Group 2, for 55 (61.1%) of the radiographs in Group 3 and for 56 (62.2%) of the radiographs in Group 4.

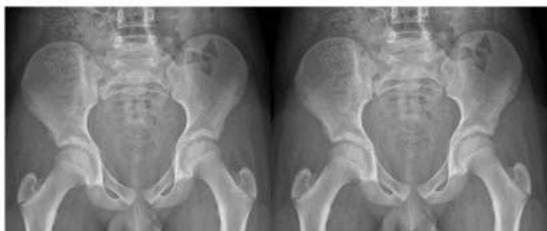


Figure 3: Group 4, simulated radiographs at 100% (left) and 80% (right) of the initial dose.

DISCUSSION

Our study showed that the X-ray doses might be reduced by 20% in children between 0 and 15 kg, in children between 25 and 35 kg and in children over 35 kg, with an identical image quality of the pelvis radiographs when compared to those without dose reduction. The absence or low reduction of dose for one of the lowest weighted categories (Group 2) can be explained by the already optimized doses, the dose delivered in our center being well below the recommended thresholds for DRLs (1.49 cGy.cm² in our center for this group vs. 12 cGy.cm² in the national DRLs)⁽²⁾. As the aim of our study was to decrease the delivered dose during pelvic radiographs while maintaining the image quality, the same method used in a previous CT study⁽²⁴⁾, we did not retain a dose reduction that led to significant decreased image quality based on the two observers.

The benefit of the dose simulation software tool was its ability to provide simulated radiographs with decreasing delivered ionizing radiation dose. It allowed radiologists to compare and choose the best compromise in the delivered dose while maintaining the image quality⁽²⁵⁾, which is preeminent concerning pelvis X-rays because of the gonad exposure. It constitutes a methodological approach to reduce radiation exposure in a faster way than a progressive decrease of delivered dose with the subjective appreciation of the interpreting radiologists.

This could explain how our reduction dose was significant but probably would be more so in an adult radiology center without a frequent optimization process. Furthermore, there is more impact from the reduction of parameters on anatomical regions like the pelvis because there is a lot of solid tissue to pass through by the X-rays, unlike the chest where it is mainly air. DRLs give quantitative delivered dose objectives. Each center should be below the recommendations as much as possible. The software provides a method for demonstrating that X-rays with much lower exposure levels than current DRLS also ensure a sufficient diagnostic quality. It should encourage us to decrease our X-ray parameters even more. Software that simulates X-ray with

decreased parameters could be useful in an optimization process. However, the criteria for acceptable clinical image quality have to be defined in each institution. Repeated X ray examinations have to be particularly optimized with an adapted image quality. Indeed, a too important dose reduction might lead to misdiagnosis in case of subtle anomaly to depict. As for scoliosis in adolescents, after an initial X-ray evaluation with good image quality, a follow-up with decreased but sufficient image seems acceptable⁽²⁶⁾.

One of the strengths of our research was the group analysis based on the DRLs established according to weight categories, allowing for a more detailed and clinically relevant analysis with comparative reference values^(2, 27). Our sample of 60 children was similar to previous radiation protection studies reported in the literature^(13, 15, 28), which was in accordance to the European Commission Recommendations. A representative sample of at least 10 patients per procedure type and per patient group is recommended for noncomplex examinations such as radiography.

The use of European quality criteria has given standard to our image quality analysis. We have decided to add subjective appreciation of the image quality. This discomfort was related to photonic noise, which was more and more present as the delivered dose was decreasing. The consideration of photonic noise was important in pediatric radiology because of the smaller size of the anatomical structures analyzed, further influencing the diagnostic performance of the radiologist, as reported in other studies^(29, 30).

Inter-observer reproducibility was good. However, we observed logically that the discrepancy measured by two points of difference between the two radiologists was the highest in the youngest patients whose pelvis radiographs were the most optimized (DRL 1), with a proportional highest level of noise. Discrepancy was negligible in older children, suggesting an insignificant clinical impact in the interpretability of pelvis radiographs. We did observe this phenomenon on our pediatric chest X-ray study recently reported⁽³¹⁾. Our second patient group (15–25 kg) did not respond to any dose reduction. We could hypothesize that our parameters used in the second patient group were already optimized. The dose simulation tool was useful to prevent us from further decreasing the delivered dose that would lead to an unacceptable X-ray image quality and a secondary exposition.

Our results suggest that the dose of many radiographic examinations could be reduced without affecting the clinical outcomes. However, further studies are required to evaluate the proportion of subtle anomaly to depict, which potentially would be missed and lead to an adverse effect on the clinical decision. The results deserve to be confirmed with larger population studies and with other

X-ray examinations concerning radiosensitive organs. The simulated radiographs must now be compared with our future X-rays obtained with our adapted parameters to be sure that the software provides realistic images. Furthermore, such results would probably be much more significant in other centers, where the X-ray doses are less optimized, and this innovating tool would probably lead to a consequent improvement in dose optimization in these centers.

CONCLUSION

The software was useful for identifying groups of children where the X-ray delivered dose could be reduced during frontal pelvis radiographs. With good inter-observer reproducibility, we observed that the dose can be reduced up to 20% for most DRL subgroups and adapted depending on the children's weight while maintaining the image quality. The dose simulation tool software, by simulating decreasing delivered dose, was useful to determine the best compromise between the image quality and delivered dose during an X-ray optimization process, and it is a promising tool to reduce irradiation, especially in a pediatric population.

SUPPLEMENTARY DATA

Supplementary data would be available on demand.

ACKNOWLEDGEMENTS

The authors thank Mr. John Sheath for English language assistance and for his friendly support.

REFERENCES

1. *Exposition des enfants aux rayonnements ionisants due aux actes d'imagerie médicale diagnostique réalisés en France en 2015 [Internet]*. [cited 2019 Aug 21]. Available from: https://www.irsn.fr/FR/expertise/rappports_expertise/radioprotection-homme/Pages/IRSN_Rapport-PSE-SAN-SER-2018-00004_Expri-pediatrique.aspx#.XV1dp-gzaUk.
2. *Les niveaux de référence diagnostiques en radiologie [Internet]*. [cited 2019 Aug 12]. Available from: <https://nrd.irsn.fr/radiologie>.
3. ICRP. *Diagnostic reference levels in medical imaging. ICRP Publication 135*. Ann. ICRP. **46** (2017).
4. Voss, S. D., Reaman, G. H., Kaste, S. C. and Slovis, T. L. *The ALARA concept in pediatric oncology*. *Pediatr. Radiol.* **39**, 1142 (2009).
5. Willis, C. E. and Slovis, T. L. *The ALARA concept in pediatric CR and DR: dose reduction in pediatric radiographic exams – a white paper conference executive summary*. *Pediatr. Radiol.* **34**, S162–S164 (2004).
6. Khong, P.-L. et al. *ICRP Publication 121: radiological protection in paediatric diagnostic and interventional radiology*. Ann. ICRP. **42**, 1–63 (2013).
7. Preston, D. L. et al. *Solid cancer incidence in atomic bomb survivors: 1958–1998*. *Radiat. Res.* **168**, 1–64 (2007).
8. Pearce, M. S. et al. *Radiation exposure from CT scans in childhood and subsequent risk of leukaemia and brain tumours: a retrospective cohort study*. *Lancet* **380**, 499–505 (2012).
9. Mathews, J. D. et al. *Cancer risk in 680 000 people exposed to computed tomography scans in childhood or adolescence: data linkage study of 11 million Australians*. *BMJ* **360**, 346 (2013).
10. Levy, A. R., Goldberg, M. S., Mayo, N. E., Hanley, J. A. and Poitras, B. *Reducing the lifetime risk of cancer from spinal radiographs among people with adolescent idiopathic scoliosis*. *Spine* **21**, 1540–1547 (1996) discussion 1548.
11. Jaju, P. P. and Jaju, S. P. *Cone-beam computed tomography: time to move from ALARA to ALADA*. *Imaging Sci. Dent.* **45**, 263–265 (2015).
12. Bushberg, J. T. *Eleventh annual Warren K. Sinclair keynote address-science, radiation protection and NCRP: building on the past, looking to the future*. *Health Phys.* **108**, 115–123 (2015).
13. Precht, H., Gerke, O., Rosendahl, K., Tingberg, A. and Waaler, D. *Digital radiography: optimization of image quality and dose using multi-frequency software*. *Pediatr. Radiol.* **42**, 1112–1118 (2012).
14. Precht, H., Gerke, O., Rosendahl, K., Tingberg, A. and Waaler, D. *Large dose reduction by optimization of multifrequency processing software in digital radiography at follow-up examinations of the pediatric femur*. *Pediatr. Radiol.* **44**, 239–240 (2014).
15. Precht, H. et al. *Does software optimization influence the radiologists' perception in low dose paediatric pelvic examinations?* *Radiography*. **25**, 143–147 (2019).
16. Maccia, C., Ariche-Cohen, M., Nadeau, X. and Severo, G. (INVITED) *The 1991 CEC trial on quality criteria for diagnostic radiographic images*. *Radiat. Prot. Dosimetry* **57**, 111–117 (1995).
17. European guidelines on quality criteria for diagnostic radiographic images. In: *Paediatrics*. (Luxembourg: European Commission) (1996).
18. Almén, A., Tingberg, A., Besjakov, J. and Mattsson, S. *The use of reference image criteria in X-ray diagnostics: an application for the optimisation of lumbar spine radiographs*. *Eur. Radiol.* **14**, 1561–1567 (2004).
19. Båth, M. and Månsson, L. G. *Visual grading characteristics (VGC) analysis: a non-parametric rank-invariant statistical method for image quality evaluation*. *Br. J. Radiol.* **80**, 169–176 (2007).
20. Niemann, T., Reisinger, C., Ruiz-Lopez, L. and Bongartz, G. *Image quality in conventional lumbar spine radiography*. *Eur. J. Radiol.* **70**, 357–361 (2009).
21. Carlander, A., Hansson, J., Söderberg, J., Steneryd, K. and Båth, M. *The effect of radiation dose reduction on clinical image quality in chest radiography of premature neonates using a dual-side readout technique computed radiography system*. *Radiat. Prot. Dosimetry* **139**, 275–280 (2010).

REDUCING PELVIS EXPOSURE IN CHILDREN

22. Båth, M., Håkansson, M., Tingberg, A. and Månsson, L. G. *Method of simulating dose reduction for digital radiographic systems*. Radiat. Prot. Dosimetry **114**, 253–259 (2005).
23. Feghali, J. Mise en œuvre du principe ALADA (As Low As Diagnostically Acceptable) en radiopédiatrie: le point de vue du physicien. (Paris: Journées Francophones de Radiologie) p. 2019 (2019).
24. Morel, B., Bouëtté, A., Lévy, P., Antoni, G., Chalard, F., Blondiaux, E., Ducou Le Pointe H. *Optimization of the pediatric head computed tomography scan image quality: reducing dose with an automatic tube potential selection in infants*. J. Neuroradiol. **43**, 398–403 (2016).
25. Alejo, L. *et al. Radiation dose optimisation for conventional imaging in infants and newborns using automatic dose management software: an application of the new 2013/59 EURATOM directive*. Br. J. Radiol. **91**, 20180022 (2018).
26. Morel, B. *et al. Dose, image quality and spine modeling assessment of biplanar EOS micro-dose radiographs for the follow-up of in-brace adolescent idiopathic scoliosis patients*. Eur. Spine J. **27**, 1082–1088 (2018).
27. Asada, Y. and Ichikawa, T. *Consideration of diagnostic reference levels for pediatric chest X-ray examinations*. Radiol. Phys. Technol. (2019).
28. Moore, C. S. *et al. Use of a digitally reconstructed radiograph-based computer simulation for the optimisation of chest radiographic techniques for computed radiography imaging systems*. Br. J. Radiol. **85**, e630–e639 (2012).
29. Huda, W. *Assessment of the problem: pediatric doses in screen-film and digital radiography*. Pediatr. Radiol. **34**, S173–S182 (2004).
30. Verdun, F. R., Lepori, D., Monnin, P., Valley, J.-F., Schnyder, P. and Gudinchet, F. *Management of patient dose and image noise in routine pediatric CT abdominal examinations*. Eur. Radiol. **14**, 835–841 (2004).
31. Meunier, B., Boënnec, R., Dujardin, P.-A., Rafin, J. M., Sirinelli, D., Chassagnon, G. Morel B. *A dose simulation X-Ray software: an innovating tool to reduce chest radiograph exposure in children*. J. Thorac. Imaging. **36**, 37–42 (2021).

Serment



En présence des Maîtres de cette école, de mes chers condisciples et devant l'effigie d'Hippocrate, je promets et je jure d'être fidèle aux lois de l'honneur et de la probité dans l'exercice de la médecine. Je donnerai mes soins gratuits à l'indigent et n'exigerai jamais un salaire au-dessus de mon travail. Admis dans l'intérieur des maisons mes yeux ne verront pas ce qui s'y passe ; ma langue taira les secrets qui me seront confiés, et mon état ne servira pas à corrompre les mœurs ni à favoriser le crime. Respectueux et reconnaissant envers mes Maîtres, je rendrai à leurs enfants l'instruction que j'ai reçue de leurs pères.

Que les hommes m'accordent leur estime si je suis fidèle à mes promesses !
Que je sois couvert d'opprobre et méprisé de mes confrères si j'y manque !



Résumé de la thèse

Introduction

La radiographie du bassin est un examen radiologique fréquent en pédiatrie. L'objectif de notre étude est de déterminer la dose minimale à délivrer sans en altérer la qualité.

Matériel et méthodes

Nous avons inclus 60 enfants ayant passé une radiographie du bassin dans 4 groupes équitablement représentés par tranches de poids. Un logiciel a généré, pour chaque radiographie, cinq images supplémentaires avec bruit photonique virtuel correspondant à 80%, 64%, 50%, 40% et 32% de la dose initiale. Les 360 radiographies ont été notées en aveugle par deux radiologues à l'aide d'une échelle semi-quantitative de Lickert.

Résultats

Il n'y avait pas de différence de notation entre la radiographie de référence et les radiographies simulées à 80 % de la dose chez les enfants de 0 à 15 kilogrammes et de plus de 25 kilogrammes, avec une bonne reproductibilité inter-observateur.

Conclusion

Les doses délivrées lors de radiographie du bassin pourraient être réduites de 20 % chez la plupart des enfants dans notre établissement. Un logiciel capable de générer des radiographies en simulant une dose réduite semble être un outil prometteur dans une démarche d'optimisation de l'irradiation en radiographie standard.

Mots-clés

Pédiatrie ; radiographie de bassin ; logiciel ; exposition aux rayonnements