

Université d'Abomey-Calavi (UAC)



École Doctorale des Sciences De l'Ingénieur (ED-SDI)

Diplôme d'Études Approfondies (DEA)

Spécialité : Génie Electrique (GE)

Rapport de stage

Thème :

Stratégie d'optimisation de la qualité de l'image
en radiodiagnostic

Présenté par :

François Bolariwon Ayodélé IDJIWOLE

Ingénieur de conception en Génie Electrique

Soutenu publiquement le 07 mars 2017 devant le jury composé de :

Président :

Prof. Malahimi ANJORIN

Membres :

Prof. Marc Kokou ASSOGBA

Prof. Julien DOSSOU

Dr. Théophile Kokou HOUNGAN

Directeur de mémoire :

Prof. Daton MEDENOU

Laboratoire :

Laboratoire d'Électrotechnique de Télécommunications et d'Informatique Appliquée
(LETIA)

Promotion 2014-2015

Dédicaces

Je dédie ce travail à

Mon père IDJIWOLE A. Dominique

&

Ma mère OKOTCHE B. Augustine

Remerciements

Nul ne peut y parvenir seul...

Ainsi, sans l'aide d'un certain nombre de personnes, nous ne serions pas venus à bout non seulement de notre formation mais aussi du présent travail. C'est ce qui suscite ce paragraphe destiné à adresser à ces personnes toute notre gratitude et nos sincères reconnaissances. Il s'agit de :

- Professeur Daton MEDENOU, Enseignant-Chercheur à L'EPAC et encadreur du présent mémoire, pour son soutien à notre formation de DEA, ses précieux conseils et ses encouragements pendant le déroulement du travail ;
- Professeur Antoine VIANOU, Directeur de l'Ecole Doctorale des Sciences de l'Ingénieur (ED-SDI), pour sa détermination à nous offrir une formation de qualité ;
- Professeur Marc Kokou ASSOGBA, Directeur du Laboratoire d'Électrotechnique, de Télécommunications et d'Informatique Appliquée (LETIA), pour avoir autorisé notre intégration dans son laboratoire ;
- Docteur Roland C. HOUESSOUVO, pour ses conseils avisés et sa disponibilité ;
- Tout le corps professoral de l'ED-SDI et de l'École Polytechnique d'Abomey-Calavi (EPAC), pour la qualité de leurs enseignements ;
- Tout les membres du LETIA pour leur sympathie et leur esprit d'équipe ;
- Alice HOUKPONOU, ma fiancée, pour son amour, son soutien et sa patience sans conditions.

Résumé : La formation de l'image en radiodiagnostic implique plusieurs facteurs interdépendants. Le compromis idéal entre ces facteurs est d'obtenir une image adéquate pour faire un bon diagnostic en minimisant la dose de radiation. Ces facteurs qui affectent la qualité de l'image et la dose peuvent être classés en quatre groupes : qualité de rayonnement, quantité de rayonnement, rayonnement diffusé et le récepteur d'image. Le but du présent travail est de proposer une méthode d'optimisation du strict ratio Qualité/Dose par le choix adéquat des différents facteurs intervenant dans la chaîne de production de l'image. Pour cela, les fonctions Dose et Qualité dépendantes des facteurs techniques ont été proposées.

Mots clés : Optimisation - Qualité image - Dose - Radiodiagnostic.

Abstract : The formation of the image in radiodiagnosis involves several interdependence factors. The ideal compromise between these factors is to obtain an adequate image to make a good diagnosis by minimizing the dose of radiation. These factors affecting image quality and dose can be classified into four groups : radiation quality, radiation quantity, scattered radiation and image receptor. The aim of this work is to propose a method for optimizing the strict Quality/Dose ratio by the appropriate choice of the controllable technical factors involved in the production chain of the image. For that, Dose and Quality functions depending on technical factor have been proposed.

Keywords : Optimization - Image quality - Dose - Radiodiagnostic.

Liste des figures

1.1	Capture d'écran de l'interface du programme PCXMC	7
1.2	Les mesures de la dose des patients	9
1.3	Niveau de contraste d'une image	10
1.4	Image bruitée	11
1.5	Triangle de la qualité d'une image	12
1.6	Images de fantômes utilisés pour les tests psychophysiques .	14
2.1	Dépendance de la pénétrabilité de rayons X avec la tension du tube	17
2.2	Influence du kilovoltage sur le contraste de l'image radiogra- phique	17
2.3	Forme d'onde de générateur de tube	18
2.4	Dépendance des spectres de rayons X avec la forme d'onde de la tension du tube	19
2.5	Conception géométrique d'une grille anti-diffusante	21

Liste des tableaux

1.1	Facteurs de pondération des rayonnements	5
1.2	Facteurs de pondération tissulaire	6

Liste des symboles et abréviations

Abréviations

ALARA	As Low As Reasonable Achievable
CNR	Contrast to Noise Ratio
DAP	Dose Area Product
DQE	Detective Quantum Efficiency
DRL	Diagnostic Reference Levels
ESD	Entrance Skin Dose
FRD	facteur de rétro-diffusion
IQI	Indice de qualité image
MTF	Modulation Transfert Function
NPS	Noise Power Spectrum
ROC	Receiver Operator Characteristic
RX	rayons X
SNR	Signal to Noise Ratio
VGA	Visual Grading Analysis

Symbole

Φ_P	fluence du faisceau monoénergétique incident sur le patient
Φ_r	fluence du faisceau monoénergétique incident sur le récepteur d'image
$\frac{\mu_{en}}{\rho_a}$	le coefficient massique d'absorption d'énergie de l'air
D_{air}	dose dans l'air

Contenu

Dédicaces	i
Remerciements	ii
Résumé	iii
Abstract	iii
Liste des figures	iv
Liste des tableaux	v
Liste des symboles et abréviations	vi
Contenu	vii
Introduction générale	1
A- Contexte et justification	2
B- Objectifs du travail	3
1 Généralités sur la dose et la qualité d'image	4
Introduction	4
1.1 La dose	4
1.1.1 Les grandeurs dosimétriques de protection radiologique	4

1.1.1.1	La dose absorbée	5
1.1.1.2	La dose équivalente	5
1.1.1.3	La dose efficace	6
1.1.2	Les grandeurs dosimétriques spécifiques	7
1.1.2.1	Produit dose surface	7
1.1.2.2	La dose à la surface d'entrée ou dose d'entrée	8
1.2	La qualité d'image	9
1.2.1	Définition	9
1.2.1.1	Le contraste	10
1.2.1.2	La résolution	10
1.2.1.3	Le bruit	11
1.2.2	Évaluation de la qualité de l'image	11
1.2.2.1	Évaluation objective	12
1.2.2.2	Évaluation subjective	13
	Conclusion	15
2	Facteurs de compromis entre qualité d'image et dose . .	16
	Introduction	16
2.1	Production de rayons X	16
2.1.1	Organe de production de la tension du tube	16
2.1.2	La charge du tube	18
2.1.3	La filtration	19
2.1.4	Le collimateur des faisceaux	20
2.2	Unité radiographique	20
2.2.1	Grille anti-diffusante	20
2.2.2	Distance foyer récepteur d'image	21
2.3	Le patient	22
2.4	Récepteur d'image	22
2.5	État de l'art sur l'optimisation de la qualité de l'image et de la dose	23
	Conclusion	27
3	Stratégie d'optimisation du ratio Qualité/Dose	28
	Introduction	28

3.1	Approche méthodologique	28
3.1.1	Fonction Dose	29
3.1.1.1	Dose dans l'air	29
3.1.1.2	Dose d'entrée ou dose à la surface d'entrée .	30
3.1.1.3	Dose efficace	30
3.1.2	Fonction Qualité	30
3.1.2.1	Contraste de l'image	30
3.1.2.2	Sensibilité du récepteur d'image	33
3.2	Optimisation du ratio Qualité/Dose	34
	Conclusion	36
	Conclusion et perspectives	37
	Références Bibliographiques	38

Introduction générale

Dans le domaine médical, les explorations structurale et fonctionnelle du corps humain, dont le but est d'aider au diagnostic médical n'étaient pas chose aisée. Les praticiens n'avaient recours qu'aux techniques directes d'exploration du corps telles que la palpation, l'inspection, la percussion ou même la dissection pour diagnostiquer les maladies. En 1895, la médecine connaît un élan dans son évolution, grâce à la découverte par Roentgen des rayons X. L'application des propriétés des rayons X en médecine donne alors naissance à la radiologie. La radiologie devient alors une technique d'investigation primordiale qui participe à l'établissement du diagnostic. Passant à travers une partie du corps, les rayons X impressionnent un film radiographique, plus ou moins noirci en fonction de l'organe traversé, ce qui permet de fournir aux radiologues des images comportant les données leur permettant de faire un diagnostic.

Cependant l'utilisation des rayons X est sujette à deux préoccupations cruciales. La première est l'exposition involontaire du patient à des doses supérieures à celles nécessaires à l'obtention de l'image diagnostique. Cela peut engendrer des effets biologiques irréversibles pour le patient. La deuxième est la mauvaise qualité de l'image diagnostique mettant le radiologue dans une incertitude de pose de diagnostic, ce qui pourrait entraîner des diagnostics faux-positifs (le radiologue décrit une image anormale, mais qui n'est pas symptomatique) et faux-négatifs (lorsqu'une lésion échappe au radiologue, car étant mal visible). Il s'agit donc pour nous, au

cours de cette étude d'explorer les pistes pour améliorer de manière concomitante la qualité d'image tout en minimisant la dose de radiation pour le patient.

Le présent rapport est organisé en trois chapitres. Dans le premier, nous abordons les généralités sur la dose et la qualité de l'image en radiodiagnostic. A travers un second chapitre, nous présentons les différents facteurs, techniques ou non, de la chaîne radiographique affectant la dose et la qualité de l'image. Dans le troisième chapitre, nous exposons la méthode proposée pour optimiser le ratio Qualité/Dose.

A- Contexte et justification

A cause des effets biologiques des rayons X sur les patients, pour le respect de la radioprotection, la dose délivrée au patient doit être absolument réduite au minimum tout en gardant une qualité d'image convenable pour pouvoir faire un diagnostic. La règle majeure en radioprotection est fondée sur le principe As Low As Reasonable Achievable (ALARA) qui présente trois objectifs :

- la justification : toutes les utilisations du rayonnement doivent être justifiées de telle sorte que le dommage soit compensé par un avantage net ;
- l'optimisation : recherche du rapport maximal entre les avantages et les inconvénients, en amplifiant les premiers et en diminuant les seconds autant que possible ;
- la limitation : imposition de limites de dose qui assurent une protection appropriée aux personnes les plus exposées.

L'optimisation consiste alors à s'assurer, sous la contrainte d'une qualité suffisante pour assurer un diagnostic correct, que les conditions d'exposition soient choisies de sorte que la dose soit la plus faible possible. Toutefois, à notre connaissance, aucun logiciel ne propose à ce jour l'optimisation des protocoles d'examen radiologique en tenant compte à la fois de la dose du patient et de la qualité des images. Certes, des efforts ont été faits mais en faisant les tests sur les fantômes. Pour les pays en voie de développement,

l'accès aux fantômes et matériel associés est difficile à cause de leur coût. Des stratégies alternatives à l'utilisation des fantômes pour l'optimisation des protocoles d'examen seront donc les bienvenues.

B- Objectifs du travail

En radiologie médicale, la qualité de l'image et la dose sont en règle générale antagonistes, c'est à dire que toute mesure visant à améliorer la qualité augmentera la dose. L'objectif principal de cette étude est de rechercher l'équilibre entre la qualité des images nécessaire pour que le diagnostic soit efficace et les facteurs contraires principalement la dose. Pour atteindre cet objectif, nous nous proposons :

- de recenser les principes de l'évaluation de la dose et de la qualité des images en radiodiagnostic ;
- d'identifier les facteurs maîtrisables qui influent sur la qualité des images et la dose du patient en radiodiagnostic ;
- de proposer un processus d'optimisation des examens radiologiques en donnant des conseils sur les stratégies des pratiques d'amélioration de la qualité des images et de réduction de dose du patient.

Généralités sur la dose et la qualité d'image

Introduction

Un examen radiodiagnostic doit permettre d'avoir une image de qualité pour pouvoir détecter une pathologie chez un patient sans lui faire courir de risque en minimisant la dose de radiation.

Ce chapitre présente d'une part, les grandeurs dosimétriques et unités utilisées pour quantifier l'exposition des patients en radiodiagnostic et d'autre part, les paramètres et les méthodes d'évaluation de la qualité des images radiographiques.

1.1 La dose

La dose de radiation reçue par un patient pendant un examen radiologique est l'énergie déposée dans son corps par les rayons X. Les différentes grandeurs dosimétriques employées pour quantifier cette dose peuvent être classées en deux groupes à savoir : les grandeurs dosimétriques de protection et les grandeurs dosimétriques spécifiques.

1.1.1 Les grandeurs dosimétriques de protection radiologique

Ce sont des indicateurs des risques des effets aléatoires, non directement mesurable liés à l'exposition d'un patient aux rayons X (RX). On peut citer entre autre : la dose absorbée, la dose équivalente et la dose efficace.

1.1.1.1 La dose absorbée

La dose absorbée D_a est le quotient de l'énergie moyenne d impartie par le rayonnement à la masse de matière m :

$$D_a = \frac{d}{m} \quad (1.1)$$

La dose absorbée s'exprime en Gray (Gy) avec : $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$.

1.1.1.2 La dose équivalente

La dose équivalente est définie comme la dose absorbée par le tissu ou l'organe T, pondérée pour le type et la qualité du rayonnement [1, 2]. Elle tient compte des différents effets biologiques liés à chaque type de rayonnement. Dans un champ de rayonnements, la dose équivalente totale H_T est donnée par :

$$H_T = \sum_R (W_R \cdot D_{T,R}) \quad (1.2)$$

$D_{T,R}$ et W_R représentent respectivement la moyenne de la dose absorbée dans le tissu ou l'organe T pour le rayonnement R et le facteur de pondération du rayonnement (tableau 1.1).

La dose équivalente s'exprime en sievert (Sv) avec $1 \text{ Sv} = 1 \text{ J/kg}$ mais son unité pratique est le mSv.

Tableau 1.1 – Facteurs de pondération des rayonnements (W_R) [3]

Rayonnement	W_R
Electromagnétique (X ou γ)	1
Electrons et β	1
Protons	2
Neutrons (selon l'énergie)	2,5 à 20
Alpha	20

1.1.1.3 La dose efficace

La dose efficace E (exprimée en sievert ou millisievert), premier indicateur des risques de radiation [4, 5], est la somme des doses équivalentes pondérées pour le tissu ou l'organe T [1, 2, 6]. La dose efficace est donnée par la formule :

$$E = \sum_T (W_T \cdot H_T) = \sum_T W_T \cdot \sum_R (W_R \cdot D_{T,R}) \quad (1.3)$$

Avec W_T le facteur de pondération tissulaire (tableau 1.2)

Tableau 1.2 – Facteurs de pondération tissulaire (W_T) [3]

Tissu ou organe	W_T
Gonades	0,08
Surface osseuse, glandes salivaires	0,01
Peau, cerveau	0,01
Foie, œsophage	0,04
Thyroïde, vessie	0,04
Côlon, estomac, sein	0,12
moelle osseuse, poumon	0,12
Autres tissus ou organes	0,12

La dose efficace ne peut pas être mesurée directement chez les patients lors des examens radiologiques et son évaluation à partir des mesures expérimentales en utilisant des fantômes physiques est difficile et chronophage [5, 7]. Pour cela, une simulation basée sur la méthode Monte Carlo a été proposée par Tapiovaara pour calculer la dose efficace [7, 8]. PCXMC est l'un des logiciels utilisant cette méthode. Les différents organes et tissus considérés dans le logiciel sont au nombre de vingt-neuf (29). On peut citer entre autre : le cerveau, les seins, le cœur, les reins, le foie, les poumons,

la peau, l'intestin grêle, la rate, l'estomac, les testicules, le thymus, la thyroïde, la vessie, l'utérus, etc. Le logiciel PCXMC calcule la dose efficace en utilisant les facteurs de pondération tissulaire des publications 103 et 60 de la Commission Internationale de Protection Radiologique (CIPR). La figure 1.1 présente l'interface du programme PCXMC.

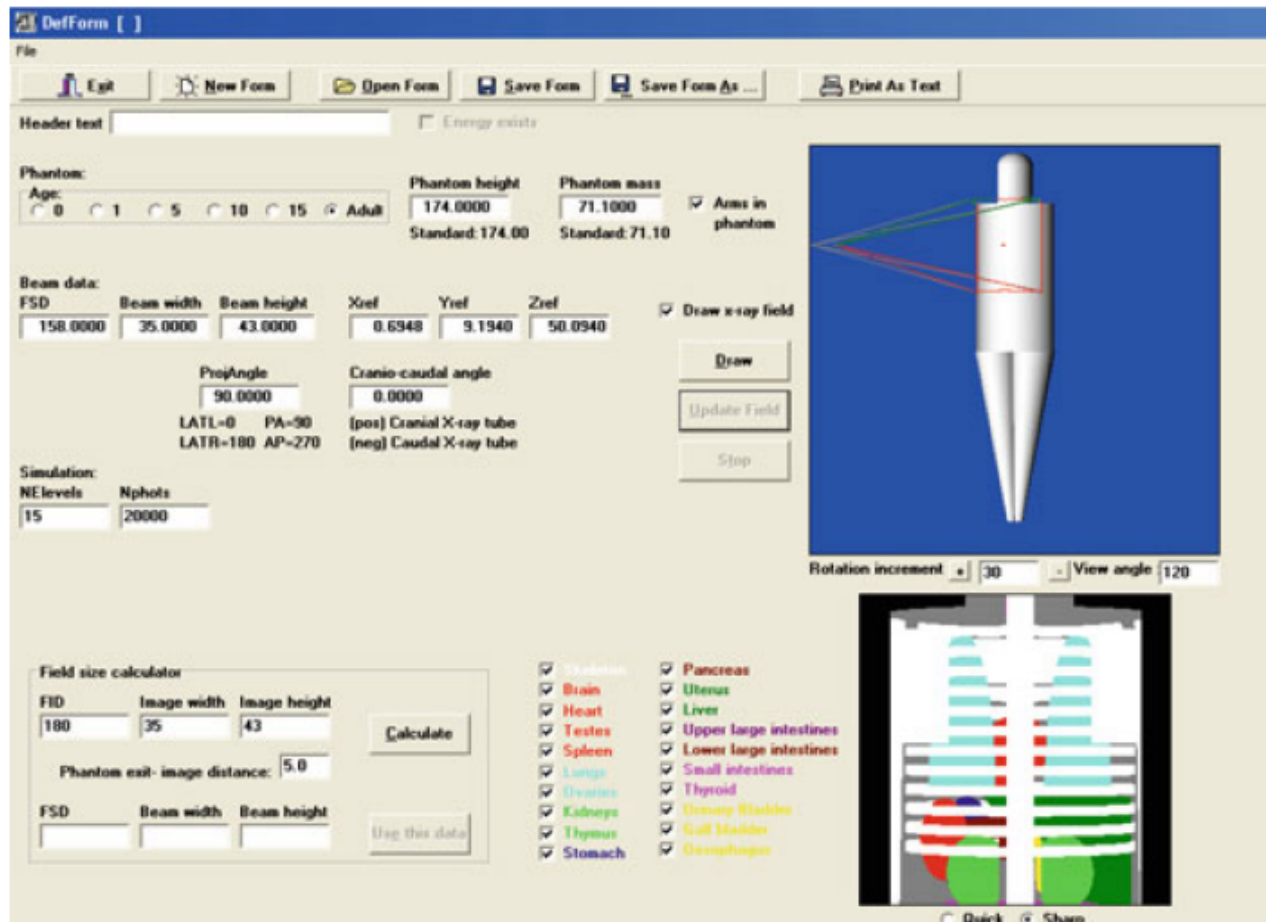


Figure 1.1 – Capture d'écran de l'interface du programme PCXMC [5]

1.1.2 Les grandeurs dosimétriques spécifiques

Ce sont des grandeurs utilisées dans la pratique clinique pour mesurer la dose liée aux expositions. Les plus utilisées sont : le produit dose surface (Dose Area Product, DAP) et la dose d'entrée (Entrance Skin Dose, ESD).

1.1.2.1 Produit dose surface

Il est le produit de la dose absorbée dans l'air (D_{air}) sans le rayonnement diffusé et la surface du champ d'irradiation (S) et s'exprime en $Gy.cm^2$

[1, 5, 6, 9] . C'est une grandeur indépendante de la distance entre la source et la surface d'entrée car à collimation égale, la surface exposée augmente avec le carré de la distance mais la dose diminue avec le carré de cette distance [1, 10].

$$DAP = D_{air} \cdot S \quad (1.4)$$

La chambre d'ionisation est l'instrument principal de mesure du produit dose surface. Elle est souvent installée au niveau du diaphragme du tube RX [5]. Par l'utilisation d'un coefficient de conversion C_{DAP} , la dose efficace peut être estimée à partir du produit dose surface avec une bonne approximation [1, 11] en appliquant la relation :

$$E = DAP \cdot C_{DAP} \quad (1.5)$$

1.1.2.2 La dose à la surface d'entrée ou dose d'entrée

La dose d'entrée est la dose en gray (Gy) absorbée dans l'air, rayonnement diffusé par les tissus inclus, au point d'intersection de l'axe du faisceau de rayons X avec la peau, à l'entrée du patient [1, 6].

La dose d'entrée peut être mesurée directement à l'aide de dosimètre placé sur la peau des patients pendant un examen ou, de manière alternative, peut être estimée à partir :

- de la dose dans l'air (D_{air}) et le facteur de rétro-diffusion (FRD) [1], par la formule suivante :

$$ESD = D_{air} \cdot FRD \quad (1.6)$$

- des paramètres d'exposition [1, 5, 12] par la formule suivante :

$$ESD = 0,15 \cdot (U/100)^2 \cdot Q \cdot (1/DFP)^2 \quad (1.7)$$

Où U est la tension du tube (kV), Q la charge du tube (mAs) et DFP la distance foyer-peau (m) encore nommée DFO (Distance Foyer Objet).

La dose à la surface d'entrée est la dose le plus souvent mesurée chez le patient . Cette dose est utilisée comme référence en Europe pour plusieurs examens radiologiques [5]. Une référence de dose des patients pour des

examens similaires sont définies par les niveaux de référence diagnostiques (Diagnostic Reference Levels, DRL) pour la dose à la surface d'entrée. Les niveaux de référence diagnostiques basés sur des enquêtes de doses dans un grand nombre d'hôpitaux ont été mis en place par diverses organisations [13, 14].

La figure 1.2 fait le résumé des grandeurs dosimétriques les plus utilisées en radiodiagnostic.

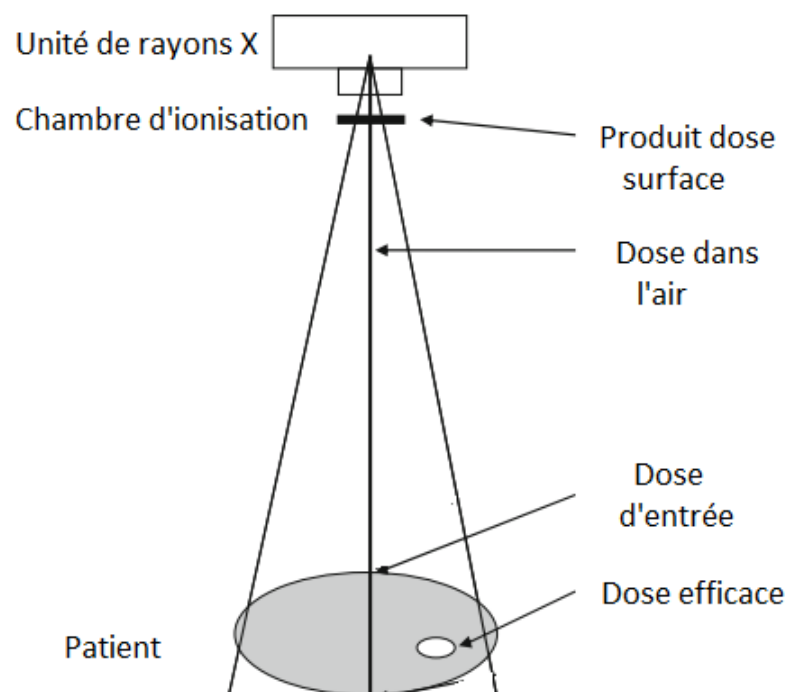


Figure 1.2 – Les mesures de la dose des patients [4]

1.2 La qualité d'image

1.2.1 Définition

La qualité d'image est une notion très liée à la perception visuelle humaine indiquant le degré de visibilité d'une information pertinente dans une image [15, 16]. Elle est d'une importance majeure pour faire un diagnostic précis et elle est en général caractérisée par trois paramètres physiques de base qui sont le contraste, la résolution et le bruit [4, 15, 17, 18, 19, 20, 21, 22].

1.2.1.1 Le contraste

Le contraste qualifie la différence de densité optique entre deux régions voisines de l'image radiographique. C'est lui qui permet sur une image radiologique de différencier deux structures de densités différentes. En radiologie classique, le contraste n'est pas très marqué [23].

En outre, le contraste correspond à la gamme des gris compris entre le blanc et le noir. Une image fortement contrastée présente une faible quantité de gris. A l'inverse, une image faiblement contrastée présente une grande gamme de gris [24] (figure 1.3).



Figure 1.3 – Contraste faible à gauche, optimale au milieu et élevé à droite.

1.2.1.2 La résolution

La résolution caractérise la plus petite distance que l'on peut observer entre deux objets d'un certain contraste, pour que chacun soit identifiable sur l'image [20, 25, 26].

La résolution dépend du [15, 19, 26, 27] :

- faisceau à RX (taille et collimation),
- flou géométrique (taille du foyer et la distance entre foyer-objet-récepteur),
- flou cinétique (mouvements du patient),
- flou de détection (qualité du récepteur numérique ou analogique),
- et du rayonnement diffusé.

La radiologie classique peu contrastée est au contraire caractérisée par une résolution d'excellente qualité [23].

1.2.1.3 Le bruit

Le bruit se réfère aux fluctuations aléatoires et indésirables à travers l'image qui tendent à masquer le détail [18, 20]. Le bruit dégrade la qualité de l'image et limite la capacité de visualiser des objets à faible contraste (figure 1.4).

Il existe deux types de bruit :

- le bruit quantique : il est lié à la manière aléatoire dont les photons sont distribués dans l'image et au processus d'atténuation du faisceau par les structures traversées ;
- et le bruit électronique : il est dû à la numérisation [1, 15].

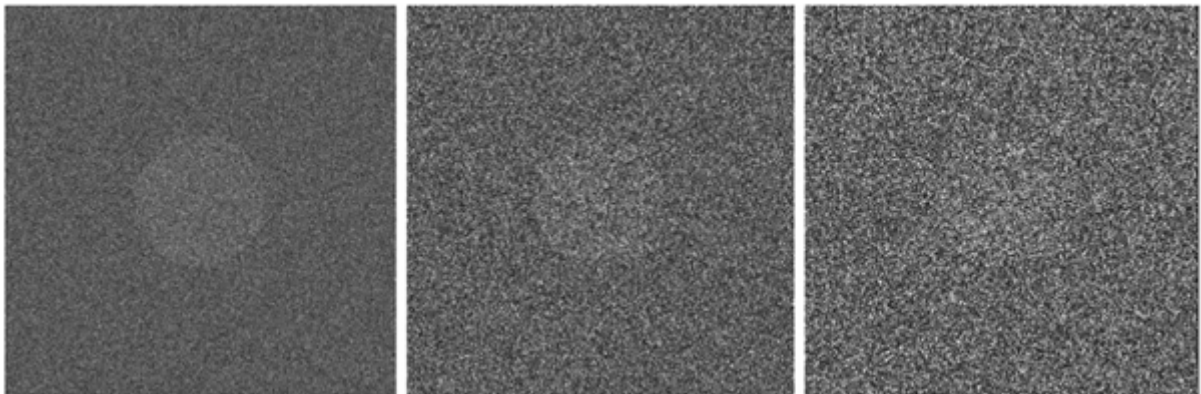


Figure 1.4 – Image peu bruitée à gauche et bruitée à droite [28]

1.2.2 Évaluation de la qualité de l'image

Dans la littérature, de nombreuses méthodes d'évaluations de la qualité d'image sont développées. Ces méthodes peuvent être classées en deux catégories. La première consiste à faire une évaluation subjective en se basant sur la qualité clinique de l'image par des tests sur des fantômes ou des patients. La seconde consiste à effectuer une évaluation objective basée sur la performance globale du système d'imagerie [15, 21, 25, 29].

1.2.2.1 Évaluation objective

L'évaluation objective permet de quantifier précisément les paramètres de la qualité d'image c'est-à-dire la résolution, le contraste et le bruit [18, 20]. Elle repose sur la mesure des facteurs physiques du système d'imagerie tels que la fonction de transfert de modulation (Modulation Transfert Function, MTF), le spectre de bruit (Noise Power Spectrum, NPS) et le rapport signal à bruit (signal to noise ratio, SNR) [5, 15, 18, 19]. L'ensemble de ces facteurs permettent d'évaluer l'efficacité quantique de détection (Detective Quantic Efficiency, DQE), facteur le plus indiqué pour décrire la performance globale d'un système d'imagerie (figure 1.5).

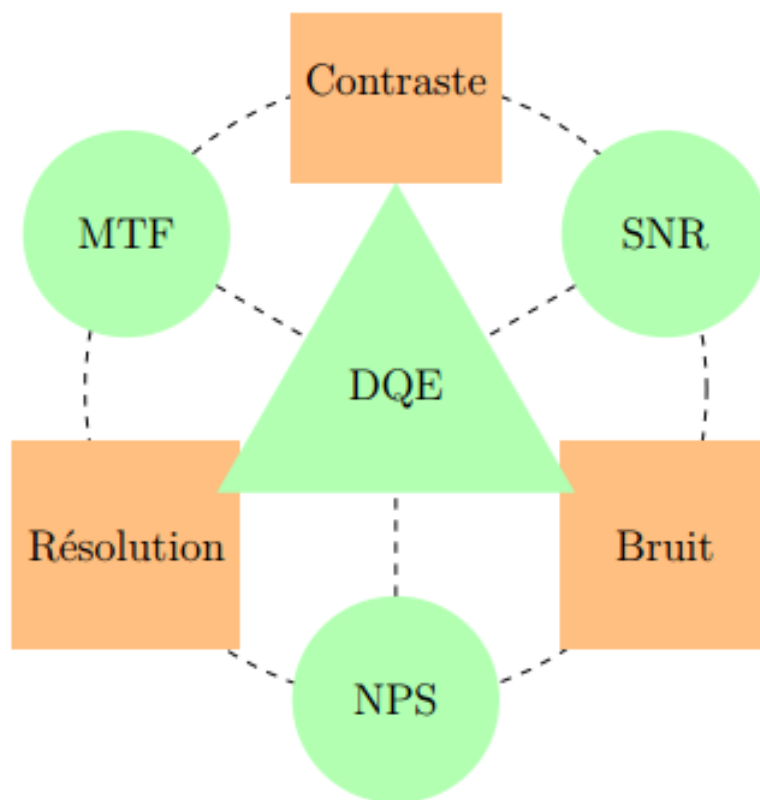


Figure 1.5 – Triangle de qualité d'une image : relation entre les paramètres de qualité d'une image et les mesures faites sur l'image [5]

Le spectre de bruit représente la relation entre le bruit et la résolution spatiale [5]. Il est considéré comme l'écart-type de l'intensité du signal pour les différentes fréquences spatiales contenues dans l'image [30, 31].

Les propriétés de contraste d'un système d'imagerie sont décrites par le rapport signal à bruit comme le contraste est fortement dégradé par le

bruit [32]. Le rapport signal à bruit représente le rapport entre le contraste et le bruit [5].

Les propriétés de la résolution d'un système d'imagerie sont décrites par la fonction de transfert de modulation [15, 32]. La fonction de transfert de modulation traduit la perte de contraste provoquée lors du transfert de l'information entre l'entrée et la sortie du système en fonction de la fréquence spatiale [1, 30].

L'efficacité quantique de détection est une mesure de la qualité du système d'imagerie, qui est définie de manière générale comme étant le rapport des carrés des rapports signal/bruit à la sortie et à l'entrée du détecteur [6, 19, 22]. Elle est donnée par l'équation (1.8).

$$DQE = \frac{(\text{SNR}_{out})^2}{(\text{SNR}_{in})^2} \quad (1.8)$$

Une autre méthode permettant de décrire la performance globale d'un système d'imagerie est l'indice de qualité d'image (IQI). L'indice de qualité d'image d'un système d'imagerie est le diamètre de la plus petite sphère (microcalcification) à haut contraste détectable avec le système. L'indice de qualité d'image est déterminé en combinant la fonction de transfert de modulation, le spectre de Wiener et le contraste du système d'imagerie. Il est surtout utilisé en mammographie [22].

1.2.2.2 Évaluation subjective

L'évaluation subjective est utilisée comme une alternative à la détermination objective car elle reflète mieux la valeur de l'information clinique contenue dans l'image [18, 33]. Elle fait intervenir des observateurs humains pour juger la qualité d'une image. Elle se base sur les tests psychophysiques et les tests de performance des observateurs.

Tests psychophysiques

Ces tests consistent à évaluer la qualité des objets-tests ou de fantômes anthropomorphiques [19, 25, 32]. L'acquisition se fait en utilisant des paramètres techniques d'acquisition proches de ceux utilisés en cliniques [19].

La figure 1.6 montre l'image d'un fantôme utilisé en test psychophysique pour l'évaluation du bruit, de contraste et de résolution.

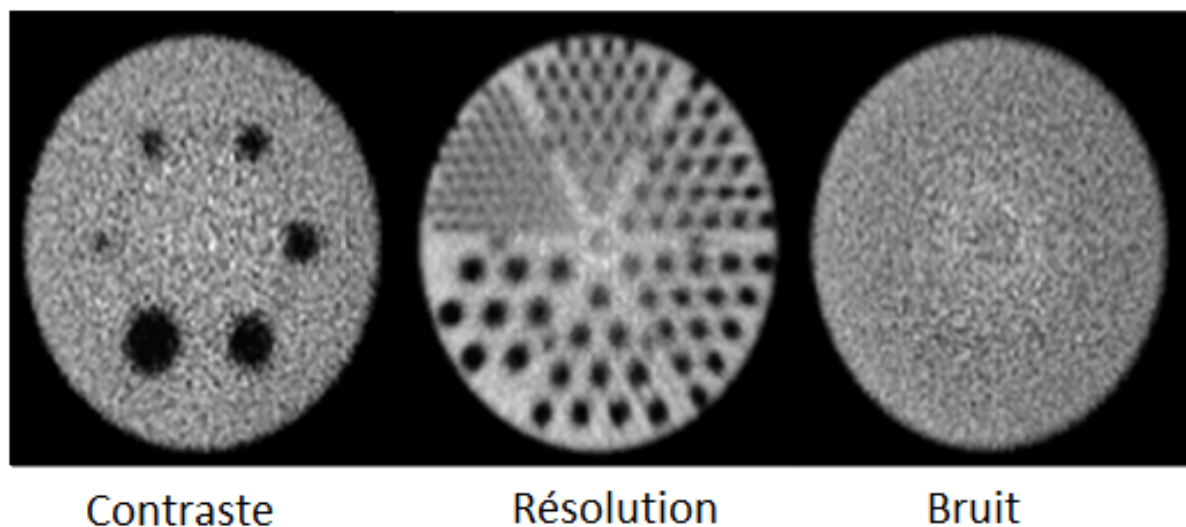


Figure 1.6 – Images de fantômes utilisés pour les tests psychophysiques [32]

Tests de performance des observateurs

Les tests de performance des observateurs sont regroupés en deux catégories [5, 34] : la détection des lésions et la visibilité des structures anatomiques.

La détection des lésions est basée sur la méthode «Receiver Operator Characteristic» (ROC). La tâche des observateurs avec la méthode ROC est d'indiquer si une lésion/anomalie est présente dans une image [6, 35]. Il existe plusieurs variantes de ROC : Free-response ROC (FROC), Alternative free response (AFROC), Free-response forced error (FFE) [5, 6, 36].

La visibilité des structures anatomiques est basée sur la méthode d'analyse visuelle par classement (Visual grading analysis, VGA) et la méthode des critères d'image (Image Criteria Score, ICS) [34]. Avec la méthode VGA, la tâche de l'observateur est d'évaluer la visibilité des structures anatomiques par rapport à une image de référence. Avec l'évaluation ICS, l'observateur doit décider si les critères de qualités préalablement définies sont présentes ou pas. Pour éviter la variabilité entre les jugements des différents observateurs, des lignes directrices ont été mises en place par la

Commission européenne (CE) pour évaluer les aspects fondamentaux de la qualité des images radiographiques cliniques [18, 30, 37].

Conclusion

Il ressort de ce chapitre que la dose efficace est l'indicateur le mieux indiqué pour apprécier les risques liés à l'exposition au RX. Pour la calculer, il faut nécessairement connaître la dose d'entrée ou le produit dose surface. La qualité des images peut être jugée sur trois critères : le contraste, la résolution et le bruit. Pour évaluer la qualité des images, les méthodes objectives ou subjectives peuvent être utilisées. Le chapitre suivant présente les facteurs techniques qui affectent la dose et la qualité de l'image pendant un examen.

Facteurs de compromis entre qualité d'image et dose

Introduction

En radiodiagnostic, la dose reçue par le patient et la qualité de l'image dépendent de multiples facteurs techniques ou non. Ces facteurs sont liés à la production et au conditionnement des rayons X, aux dispositifs auxiliaires et au récepteur d'image. L'objectif de ce chapitre est de présenter ces facteurs de même que leurs influences sur la dose et la qualité de l'image.

2.1 Production de rayons X

2.1.1 Organe de production de la tension du tube

Le kilovoltage (exprimée en kV) détermine l'énergie et le pouvoir de pénétration des photons [23, 24]. Le kilovoltage est un facteur qui affecte la qualité du rayonnement c'est-à-dire la distribution énergétique des photons dans le spectre de RX [18, 38, 39]. Pour les examens radiologiques les tensions utilisées sont établies par expérience et recommandées pour une série d'examens [5].

D'après [4, 23, 24, 28] la tension du tube contrôle le contraste de l'image radiographique suivant deux règles :

- 1^{ère} règle : À haute tension, les rayons X sont plus pénétrants, le contraste et la dose du patient diminuent (figure 2.1).
- 2^e règle : À basse tension, les rayons X sont moins pénétrants, le contraste et la dose du patient augmentent (figure 2.1).

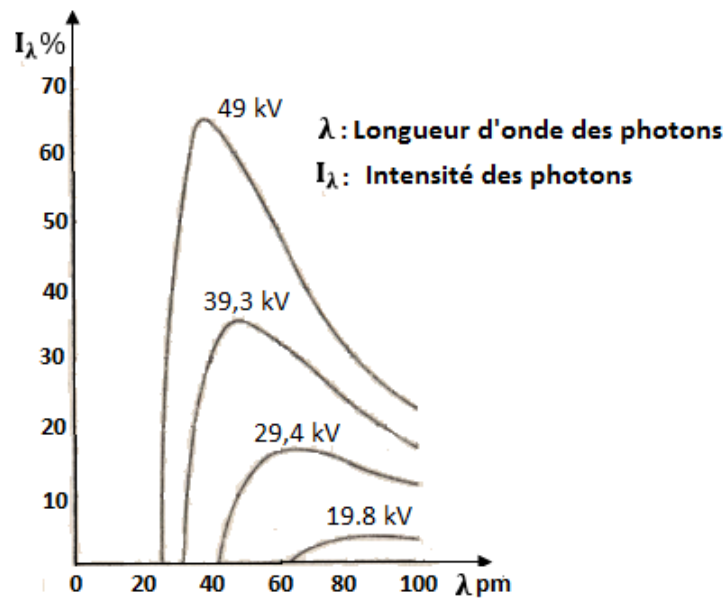


Figure 2.1 – Dépendance de la pénétrabilité de rayons X avec la tension du tube

L'image radiographique est plus contrastée (faible niveau de gris) pour les faibles tensions que pour les tensions élevées (figure 2.2).

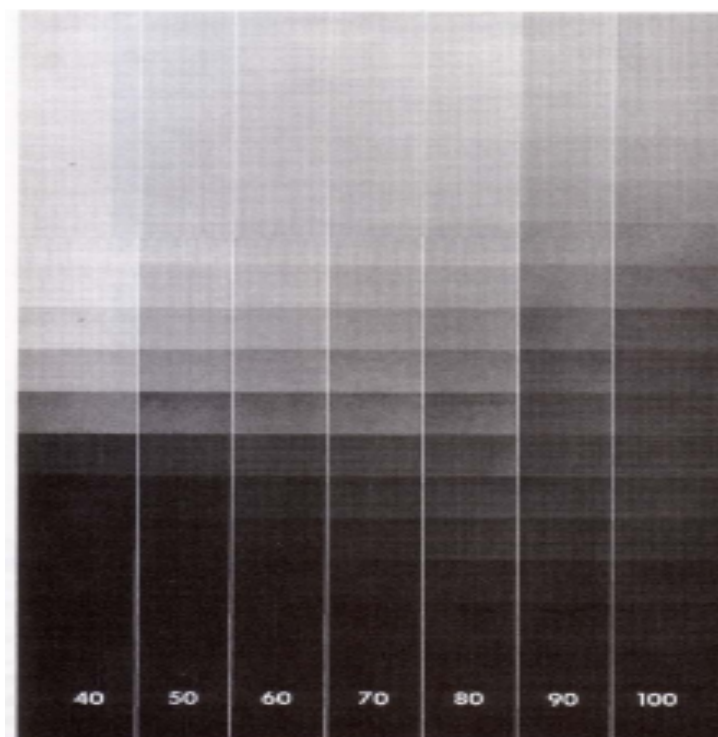


Figure 2.2 – Ensemble des résultats de contraste obtenus sur films entre un bas kilovoltage (à gauche), un kilovoltage moyen de 70 kV (au centre) et un haut kilovoltage (à droite) [24]

Il en ressort donc que, le contraste de l'image radiographique et la dose de radiation chez le patient varient avec la tension du tube. Un compromis doit donc être recherché en utilisant la tension du tube la plus élevée possible sans réduire le contraste de l'image à un niveau inacceptable.

La forme d'onde de la tension du générateur (figure 2.3) affecte également la qualité de l'image et la dose, car pour une même valeur de tension, le spectre de rayons X diffère [4, 28] (figure 2.4).

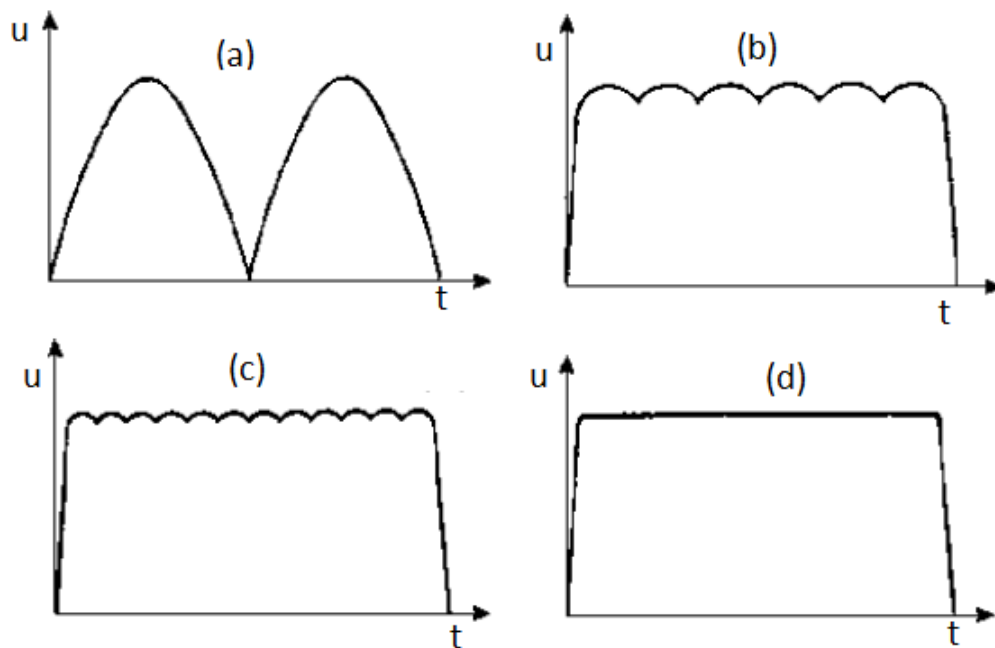


Figure 2.3 – Forme d'onde de générateur de tube à : (a) 2 crêtes, (b) 6 crêtes, (c) 12 crêtes, (d) générateur DC [28]

2.1.2 La charge du tube

La charge du tube (mAs) est le produit de courant (milliampère, mA) du tube et le temps d'exposition (s). Le nombre de photons X délivrés pour toutes les expositions est proportionnel à la charge du tube [28, 24]. Le nombre de photons utilisés pour la formation de l'image affecte la qualité de l'image et la dose [7]. En effet, si plus de photons sont utilisés, la qualité potentielle de l'image qui peut être obtenue est plus élevée, mais la dose de radiation chez le patient serait plus grande. Dans ce cas, la dose délivrée au patient est directement proportionnelle au temps pendant lequel le patient est exposé. Un faible temps d'exposition peut améliorer la

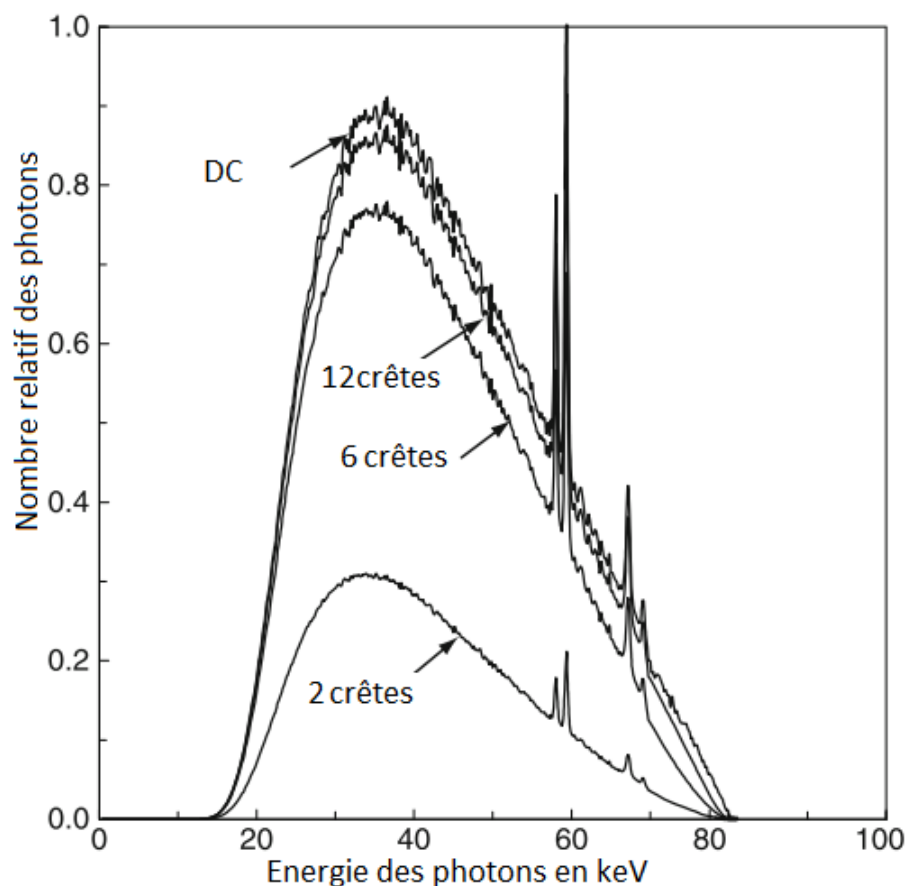


Figure 2.4 – Dépendance des spectres de rayons X avec la forme d'onde de la tension du tube à 80 kV [4]

qualité de l'image (réduction de flou cinétique dû au patient) avec une dose faible mais cela n'est faisable qu'en augmentant le mA [5].

2.1.3 La filtration

Le faisceau de rayons X issu du tube est composé de photons d'énergies différentes. Les photons «mous» très peu pénétrants ne participent pas à la création de l'image radiographique. Ils sont arrêtés par la peau et les premiers centimètres de tissus traversés et irradient ainsi inutilement le patient [10, 24]. Pour des raisons de radioprotection, pour éliminer ces photons de faible énergie, la réglementation impose une filtration additionnelle minimale de 2 à 3 mm d'aluminium lorsque les tensions utilisées vont de 60 à 120 kV.

La filtration a pour avantage la réduction de la dose du patient [5, 10, 28]. En effet, comme les rayons X deviennent plus pénétrants, moins de

dose incidente à l'entrée du patient est nécessaire pour obtenir la même dose au récepteur d'image. À titre d'exemple, pour un faisceau de 80 kV, le passage de la filtration de 2,5 mm à 3 mm d'aluminium diminue de 10% la dose cutanée [10].

L'inconvénient majeur de la filtration est qu'elle augmente l'énergie moyenne du faisceau. Cette augmentation d'énergie peut réduire le contraste de l'image radiographique [4, 28] puisque les photons deviennent plus pénétrants.

Il en ressort donc que pour réduire la dose au patient par l'utilisation d'un filtre, un choix optimal de l'épaisseur et du type de métal à utiliser doit être fait pour maintenir le contraste de l'image radiographique à un niveau acceptable.

2.1.4 Le collimateur des faisceaux

La collimation permet de limiter précisément le faisceau de rayons X à la partie du corps à examiner lors d'un examen radiologique. L'utilisation de la collimation offre un double avantage [5, 10, 28] :

- L'amélioration du contraste de l'image à cause de la réduction du rayonnement diffusé,
- La réduction de la dose du patient par la limitation du volume de tissus du patient qui sera exposé.

Le choix du collimateur est donc un facteur important à prendre en compte car il permet à la fois de réduire la dose du patient et d'améliorer la qualité de l'image.

2.2 Unité radiographique

2.2.1 Grille anti-diffusante

Lorsque le faisceau de rayons X primaire traverse une épaisseur importante de tissu, il naît un rayonnement diffusé émis dans toutes les directions de l'espace. Ce rayonnement diffusé affecte la qualité d'image par la réduction du contraste de l'objet radiographié [7, 19]. Dans la plupart des

examens, la méthode la plus efficace et la plus pratique pour éliminer une partie du rayonnement diffusé consiste à utiliser une grille anti-diffusante [4, 7, 28, 40, 41, 22]. La grille est un ensemble constitué de fines lamelles de plomb d'épaisseur d et de hauteur h dont les arêtes sont parallèles et séparées par une distance D par un matériau très faiblement atténuateur (figure 2.5).

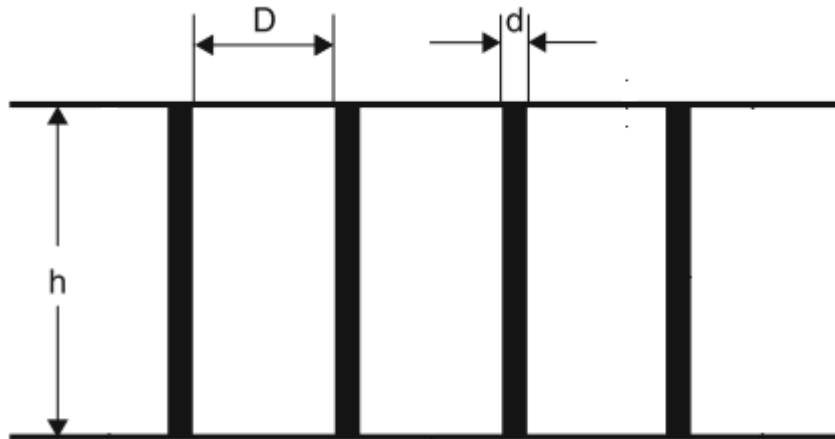


Figure 2.5 – Conception géométrique d'une grille anti-diffusante [4]

L'utilisation de la grille présente deux inconvénients :

- l'atténuation du faisceau primaire transmis, ce qui nécessite un faisceau de rayon X à intensité plus élevée. Cette atténuation augmente la dose du patient par un facteur de 2-4 [7, 22]. Pour cela, toute grille doit éliminer 80-90% de la diffusion tout en transmettant au moins 75% du faisceau utile [28] .
- l'apparition de l'image des lignes de grille dans les images radiographiques, ce qui peut compromettre le diagnostic [28].

Nous retenons donc que l'utilisation de la grille anti-diffusante permet certes l'amélioration de la qualité d'image mais elle peut provoquer une irradiation accrue du patient. Pour les examens où la grille est utilisée, le choix de ces caractéristiques s'avère donc important.

2.2.2 Distance foyer récepteur d'image

Pour une distance foyer patient (DFP) donnée, la dose du patient augmente proportionnellement au carré de la distance foyer détecteur d'image

(DFD) [4] comme l'intensité du faisceau atteignant le détecteur diminue selon la loi du carré inverse [5]. Mais, l'augmentation de la distance patient détecteur d'image (DPD) fait qu'une proportion importante de rayonnement diffusé ne parvient plus au détecteur [19], ce qui permet alors de limiter la dégradation du contraste de l'image par le rayonnements diffusé. Par ailleurs, l'augmentation de la distance DPD contribue également à une augmentation de l'agrandissement de l'anatomie du patient. Il en résulte de fait, une augmentation de la résolution spatiale par la visibilité des petits détails [19].

Nous retenons que la géométrie dans les installations radiographiques a une grande influence sur la dose du patient et la qualité de l'image. Le choix d'une distance DFD correcte, améliorera donc le contraste et la résolution spatiale mais aussi une réduction de la dose du patient.

2.3 Le patient

Lorsque le patient ou la zone à imager est dense, le faisceau de rayons X est plus absorbé ou diffusé. La qualité du contraste de l'image sera donc dégradée. Pour maintenir le contraste à un niveau acceptable, la quantité et la qualité de rayonnement incident sur le patient doivent être augmentées, car une pénétration de rayons X suffisante est nécessaire. Pour cela il faut augmenter le kilovoltage et le milliampère. L'augmentation de ces facteurs peut entraîner une augmentation de la dose du patient. Donc le patient même est un facteur affectant la dose et la qualité de l'image.

2.4 Récepteur d'image

Pour obtenir une représentation anatomique de la région du patient traversée par les photons, il faut se servir de récepteurs (analogique ou numérique) de RX. Parmi les propriétés qui décrivent ces récepteurs, la sensibilité et l'efficacité quantique de détection, sont des paramètres à évaluer si l'on cherche à minimiser la dose délivrée au patient [10]. La connaissance de ces paramètres permet donc d'orienter le choix vers le récepteur le plus

efficace pour réduire la dose au patient et augmenter la qualité de l'image. En technologie analogique, on se sert de la technique couple écran-film. Le choix du meilleur couple écran-film contribue pour la même information diagnostique (qualité d'image) à la diminution de la dose [10].

En technologie numérique, il existe plusieurs systèmes de détection des rayons X. Les détecteurs numériques supplantent aujourd'hui pour la majorité des examens le couple-écran film. Ces détecteurs présentent de nombreux avantages. L'un des principaux avantages de cette numérisation de l'image tient à ce qu'elle donne accès à des techniques simples de traitement permettant de modifier et d'améliorer le rendu final [15].

2.5 État de l'art sur l'optimisation de la qualité de l'image et de la dose

Les différents facteurs d'influence sur la dose et sur la qualité de l'image sont bien connus. Mais le problème majeur réside dans le fait qu'en optimisant un facteur dans le but de réduire la dose, la qualité de l'image se dégrade. Il faut donc toujours faire un compromis entre réduire la dose et conserver une bonne qualité de l'image. Pour cela, différents axes de recherche ont été menés au fil des années pour étudier des stratégies d'optimisation qui peuvent réduire la dose délivrée aux patients tout en produisant des images de qualité diagnostique. De ces recherches, une variété de stratégies d'optimisation ont été identifiées.

Pour certains examens de routine, une stratégie d'optimisation appelée kVp élevé - mAs faible, fondée sur l'augmentation de la tension du tube (kVp) et la diminution du produit courant du tube/temps d'exposition (mAs) a été mise en œuvre. En effet, avec cette stratégie, les photons ont une énergie plus élevée et sont plus pénétrants. Ainsi, au lieu d'être absorbés par le patient comparativement au kVp faible, les photons sont capables de pénétrer et de sortir des tissus du patient, ce qui se traduit par une dose moindre délivrée aux patients.

Tsai *et al.* [42] ont utilisé la stratégie kVp élevé-mAs faible pour la radiographie thoracique numérique. Les analyses ont été effectuées sur les patients

adultes chinois (Taïwan) sélectionnés en fonction de leur indice de masse corporelle. Les images ont été évaluées par trois radiologues indépendants en utilisant les directives européennes sur les critères de qualité pour les images radiologiques diagnostiques. Le logiciel WinODS a été utilisé pour calculer la dose efficace en utilisant les données des patients (la taille, le poids et le sexe) et les facteurs techniques (le potentiel, la filtration, taille du faisceau, l'angle d'anode et la distance foyer objet). Du point de vue qualité image, il ressort de cette étude que la technique kVp élevé - mAs faible n'est pas idéale pour les patients ayant un indice de masse corporelle faible. Donc pour de tels patients, la technique kVp élevé - mAs faible ne doit pas être considérée.

De nombreux travaux antérieurs ont étudié l'utilité de la stratégie d'optimisation kVp élevé - mAs faible. Une étude a été menée par Jenna et *al.* [43] en 2015. Ils ont examiné trois types de radiographies (image « standard », image à +20 kVp, image à +30 kVp) de fantômes anthropomorphiques du pelvis, de la poitrine, du crâne et de la main selon la qualité diagnostique. Dans le cas des images du pelvis, du crâne et de la main, mais non celles de la poitrine, les images prises avec la technique kVp élevé - mAs faible ont reçu une note significativement plus élevée pour la qualité diagnostique que celles prises en utilisant les facteurs techniques standard. Les résultats de cette étude ont révélé que dans le cas du pelvis, du crâne et de la main que la technique kVp élevé - mAs faible est une stratégie efficace pour réduire la dose tout en acquérant des images de qualité diagnostique.

De façon spécifique, Jones et *al.* [44] ont réalisé une étude ayant pour objectif l'évaluation de l'influence de la qualité du faisceau sur la qualité de l'image des radiographies de cheville chez les patients pédiatriques dans la tranche d'âge de 0 à 1 an tout en maintenant une dose efficace constante. Pour ce faire, les radiographies latérales de la cheville d'un fantôme ont été prises pour des potentiels du tube de 40 à 64,5 kV avec et sans filtration de cuivre (Cu) de 0,1 mm à l'aide d'un détecteur Trixell Pixium 4600. La dose efficace a été calculée en utilisant PCXMC v. 2.0. Le rapport contraste sur bruit (CNR) de l'image a été mesuré entre le tibia et les tissus mous adjacents. Suite à cette étude, il en ressort que l'abaissement du potentiel

du tube et l'élimination de la filtration améliorent la qualité de l'image des radiographies pédiatriques de la cheville dans la tranche d'âge de 0 à 1 ans.

Toujours en pédiatrie, Hess et *al.* [45] ont étudié l'influence de la tension du tube et de la filtration sur le CNR et la dose pour la radiographie numérique des extrémités distales pour déterminer les conditions qui donnent le meilleur équilibre entre le CNR et la dose du patient. Les images d'un fantôme ont été prises en fonction de la tension du tube dans la plage de 40 à 66 kV, avec et sans filtration supplémentaire de 0,1 mm Cu/1 mm Al. Le CNR a été utilisé comme indicateur de qualité d'image, tandis que la dose moyenne absorbée, a été utilisée comme indicateur de la dose du patient. L'équilibre le plus favorable entre le CNR et la dose a été trouvé pour la tension du tube la plus basse étudiée (40 kV) sans filtration supplémentaire.

Dans la foulée des travaux, une étude ayant pour but d'optimiser les paramètres radiologiques dans le laboratoire de cathétérisme cardiaque a été menée par Andrew et *al.* [46]. Cette étude a examiné les effets du pic de la tension du tube à RX dans la plage de 50-70 kVp, de la filtration de 0-0,9 mm de cuivre et de l'utilisation de la grille anti-diffusante sur la qualité de l'image et de la dose. Des séquences d'images de fantômes de polyméthacrylate de méthyle ont été capturées. Le CNR a été utilisé comme indicateur de la qualité de l'image tandis que c'est la dose à la surface d'entrée et la dose efficace qui ont été utilisées comme indicateur de la dose du patient. Cette étude a permis de conclure que l'utilisation d'une filtration de 0,25-0,9 mm de Cu tout en maintenant le pic de la tension entre 50-55 kVp, selon la taille du patient, fournit un ratio qualité/dose optimal. Le retrait de la grille anti-diffusante donne également un ratio qualité/dose optimal uniquement pour les enfants plus jeunes. Pour cela, les auteurs recommandent l'utilisation de la grille pour les enfants plus âgés.

Avec l'étude de Andrew et *al.* [46], l'utilisation de la grille est recommandée à partir de certains âges. La grille est même connue selon la littérature comme étant le meilleur moyen recommandé pour supprimer le rayonnement diffusé [4, 7, 28]. Cependant, Mariyya et *al.* [47] ont montré que pour l'optimisation de la qualité de l'image et de la dose en radiographie pel-

vienne, la technique air-gap permet d'atteindre des résultats meilleurs que la grille.

Pour l'optimisation de la qualité de l'image et de la dose, il existe une pléthore de travaux dans la littérature qui se basent sur le choix optimal de la tension du tube (kVp), la charge du tube (mAs), la filtration et l'utilisation ou non de la grille anti-diffusante selon le type de radiographie et la tranche d'âge. Dans leur revue publiée en 2013, Euclid et *al.* [48] mentionnent les efforts qui ont été faits dans la période de 2005 à 2010.

Mais puisque la tension du tube, la charge du tube, la filtration du faisceau de RX et la grille anti-diffusante ne sont pas les seuls facteurs à prendre en compte pour l'optimisation, il existe des travaux qui se sont intéressés plutôt à la distance entre la source et le récepteur d'image. L'un des travaux est celui de Joyce et *al.* [49] sur les radiographies occipitales frontales et crânielles latérales. Des mesures de dose ont été prises pour différentes distance entre la source et le récepteur d'image et la qualité de l'image a été évaluée au moyen de l'analyse de classement visuel (VGA). Cette étude conclut que l'augmentation de la distance à 150 cm permet d'optimiser les radiographies occipitales frontales et crânielles latérales.

L'un des sujets de recherches ayant le plus d'intérêt aujourd'hui pour les équipes de recherche à travers le monde, est la mise au point d'un outil d'optimisation des protocoles d'examen et la simulation de la chaîne radiographique, ce dernier devant tenir compte de la qualité image, indispensable aux radiologues pour poser leur diagnostic. La majorité de ces outils se base sur les simulations Monte Carlo [50]. Ces simulations fournissent une estimation précise de la dose efficace pour le patient et de leurs risques potentiels. Avec ces simulations, l'utilisateur saisit les paramètres d'acquisition telles que le kilovoltage, la filtration totale et la distance foyer objet et la taille du faisceau [51].

De cette étude de littérature il ressort donc que :

- les stratégies d'optimisation utilisant les fantômes sont spécifiques à chaque examen et pour un patient donné,
- les outils d'optimisation ne prennent qu'en compte uniquement la simulation de la dose efficace et ceci qu'à partir des facteurs d'expo-

sition.

Il serait donc important de trouver un outil numérique d'estimation des facteurs d'exposition optimaux à partir des données d'un patient et du type de la radiographie à effectuer.

Conclusion

Les facteurs techniques qui affectent la dose et la qualité de l'image sont plus liés à la qualité de rayonnement (kilovoltage, filtration), la quantité de rayonnement (courant du tube, temps de pose) , aux rayonnements diffusés (grille anti-diffusante) et au récepteur d'image. Pour cette raison, pour l'optimisation de la qualité de l'image et la dose, ces différents facteurs doivent être pris soigneusement en compte. Des stratégies d'optimisation de la qualité de l'image et de la dose existantes dans la littérature sont présentées. La stratégie d'optimisation que nous proposons est présentée au chapitre suivant.

Stratégie d'optimisation du ratio Qualité/Dose

Introduction

Généralement, optimiser un processus n'est pas une chose facile voire pas évidente d'où la nécessité de proposer des stratégies pour aborder un même problème d'optimisation. Ainsi, l'optimisation du ratio Qualité/Dose en radiodiagnostic, consiste à faire le choix des facteurs techniques évoqués dans le chapitre 2 pour un examen et un patient donné. L'objectif de ce chapitre est de proposer une méthodologie pour le choix de ces facteurs techniques.

3.1 Approche méthodologique

Notre contribution à l'amélioration de la qualité d'image consiste à optimiser le ratio Qualité/Dose que nous définissons par la relation suivante :

$$R = \frac{Q}{D}$$

Avec :

- Q : la fonction qualité image
- D : la fonction dose de rayon X

Mathématiquement parlant, nous posons l'hypothèse que, optimiser le quotient R, revient à simultanément maximiser la fonction qualité (Q) et minimiser la fonction dose (D). Pour cela, il nous faut la relation qui lie chacune des fonctions et les facteurs techniques de la chaîne d'acquisition de l'image radiographique. L'expression de ces fonctions est présentée dans

les paragraphes suivants.

3.1.1 Fonction Dose

Puisque la dose efficace E est utilisée comme le premier indicateur des risques d'exposition, nous allons l'utiliser comme la fonction dose. Son expression est établie à partir de la dose d'entrée du patient. La dose d'entrée du patient est estimée à partir de la dose dans l'air. L'expression de chacune des doses se présente comme suit.

3.1.1.1 Dose dans l'air

La dose dans l'air $D_{air}(E)$ libérée par chaque faisceau de RX mono-énergétique E est donnée par l'équation (3.1) :

$$D_{air}(E) = \Phi_P(E) \cdot E \cdot \frac{\mu_{en}(E)}{\rho_a} \quad (3.1)$$

Avec :

- Φ_P : la fluence du faisceau monoénergétique E incident sur le patient,
- $\frac{\mu_{en}}{\rho_a}$: le coefficient massique d'absorption d'énergie de l'air.

La dose dans l'air total D_{air} libérée par l'ensemble des faisceaux mono-énergétiques pour un spectre de rayon X est donnée par l'équation (3.2) :

$$D_{air} = \int_0^{E_{max}=e.U} \Phi_P(E) \cdot E \cdot \frac{\mu_{en}(E)}{\rho_a} \cdot dE \quad (3.2)$$

Avec :

- E_{max} : l'énergie maximale des photons dans le spectre de rayon X,
- U : le kilovoltage choisi,
- e : la charge d'un électron.

En échantillonnant le spectre de RX à un pas constant d'énergie ΔE , l'équation (3.2) devient :

$$D_{air} = \sum_{E_i=0}^{E_{max}} \Phi_P(E_i) \cdot E_i \cdot \frac{\mu_{en}(E_i)}{\rho_a} \quad (3.3)$$

3.1.1.2 Dose d'entrée ou dose à la surface d'entrée

En multipliant la dose dans l'air D_{air} par le facteur de rétrodiffusion FRD selon le type d'examen et la projection utilisée, la dose d'entrée ESD peut être obtenue par l'équation (3.4) :

$$ESD = FRD \cdot \sum_{E_i=0}^{E_{max}} \Phi_P(E_i) \cdot E_i \cdot \frac{\mu_{en}(E_i)}{\rho_a} \quad (3.4)$$

3.1.1.3 Dose efficace

L'utilisation d'un coefficient de conversion C_{ESD} , permet d'estimer la dose efficace E à partir de la dose d'entrée ESD en utilisant l'approximation donnée par l'équation (3.5) :

$$E \approx ESD \times C_{ESD} \quad (3.5)$$

La fonction Dose est alors donnée par :

$$D = E = C_{ESD} \cdot FRD \cdot \sum_{E_i=0}^{E_{max}} \Phi_P(E_i) \cdot E_i \cdot \frac{\mu_{en}(E_i)}{\rho_a} \quad (3.6)$$

3.1.2 Fonction Qualité

Parmi les paramètres physiques qui permettent de décrire la qualité d'une image radiographique, nous avons remarqué à travers le chapitre précédent que le contraste est le plus affecté par les facteurs techniques. Ainsi, nous nous proposons d'utiliser comme fonction Qualité, le contraste.

3.1.2.1 Contraste de l'image

Le contraste de l'image radiante (contraste de l'image du rayonnement derrière le patient) d'un objet traversé par un faisceau de RX monoénergétique E par rapport à l'arrière-plan est défini par :

$$C(E) = \frac{I_1(E) - I_2(E)}{I_1(E)} = \frac{\Delta I(E)}{I(E)} \quad (3.7)$$

Avec :

- I_1 : l'intensité du rayonnement transmis à travers l'arrière-plan entourant l'objet,
- I_2 : l'intensité du rayonnement transmis à travers l'objet.

Ici pour des raisons de simplification, la contribution du rayonnement diffusé, qui dégrade le contraste, n'est pas prise en compte. L'atténuation du rayonnement suit la loi de Beer-Lambert, l'intensité du rayonnement I_1 et I_2 après atténuation s'exprime de la façon suivante :

$$I_1 = I_0 \cdot \exp[-\mu_1(E) \cdot d] \text{ et } I_2 = I_0 \cdot \exp[-\mu_2(E) \cdot d] \quad (3.8)$$

Avec :

- I_0 : intensité du rayonnement monoénergétique avant atténuation,
- μ_1 et μ_2 : les coefficients linéiques d'atténuation respectifs de l'arrière-plan et de l'objet en cm^{-1} ,
- d : l'épaisseur traversée en cm.

En remplaçant l'équation (3.8) dans (3.7), le contraste devient :

$$C(E) = 1 - \exp \left[\left(\mu_1(E) - \mu_2(E) \right) \cdot d \right] \quad (3.9)$$

Pour $\mu_1(E) \approx \mu_2(E)$, on a :

$$\begin{aligned} C(E) &= 1 - \exp \left[\left(\mu_1(E) - \mu_2(E) \right) \cdot d \right] \\ &\cong \left(\mu_1(E) - \mu_2(E) \right) \cdot d \end{aligned}$$

On peut donc approximer l'équation (3.9) par :

$$C(E) = \Delta\mu(E) \cdot d \quad (3.10)$$

En prenant en compte l'ensemble des faisceaux monoénergétique, le contraste de l'objet par rapport à l'arrière plan est donné par :

$$C = \sum_{E_i=0}^{E_{max}} \Delta\mu(E_i) \cdot d \quad (3.11)$$

Par ailleurs, pour une qualité de faisceau de rayons X donnée, le signal ΔI peut être exprimé également par la différence du nombre moyen de photons $\Delta \bar{N}$ détectés par chaque zone (pixel) du récepteur d'image. Le nombre moyen \bar{N} de photons incident sur chaque zone (ou pixel) du récepteur ayant pour surface a est donné par :

$$\bar{N} = \sum_{E_i=0}^{E_{max}} \Phi_R(E_i) \cdot a \quad (3.12)$$

A partir des équations (3.7), (3.10) et (3.12) on obtient :

$$\Delta \bar{N} = \sum_{E_i=0}^{E_{max}} \left(\Phi_R(E_i) \cdot a \cdot \Delta \mu(E_i) \cdot d \right) \quad (3.13)$$

Avec Φ_R la fluence des photons d'énergie E_i à la sortie du patient et incident sur le récepteur d'image.

La distribution statistique pour les photons X suit une distribution de Poisson et le bruit quantique dans une image varie comme l'écart-type de la distribution du nombre de photons incidents. Donc le bruit quantique est égale à la racine carrée du nombre moyen de photons détectés. Pour un récepteur d'image avec seulement le bruit quantique, le rapport contraste sur bruit de l'image peut donc être calculé par la relation :

$$CNR = \frac{\Delta \bar{N}}{\sqrt{\bar{N}}} \quad (3.14)$$

soit :

$$CNR = \frac{\sum_{E_i=0}^{E_{max}} \left(\Phi_R(E_i) \cdot a \cdot \Delta \mu(E_i) \cdot d \right)}{\sqrt{\sum_{E_i=0}^{E_{max}} \Phi_R(E_i) \cdot a}} \quad (3.15)$$

Le contraste déterminé ne prend pas en compte la sensibilité du récepteur. Pour obtenir la fonction Qualité, on multiplie ce contraste par la sensibilité du récepteur.

3.1.2.2 Sensibilité du récepteur d'image

La sensibilité d'un récepteur peut être évaluée à partir de son efficacité d'absorption d'énergie des photons. L'efficacité d'absorption d'énergie est la fraction d'énergie absorbée dans le récepteur par rapport à l'énergie totale des photons incidents. L'énergie $A(E)$ absorbée dans le récepteur à partir d'un photon d'énergie E peut être évaluée par la formule (3.16) .

$$A(E) = E \left[1 - \exp \left(\frac{\mu_{en}(E)}{\rho_r} \cdot \rho_r \cdot d_r \right) \right] \quad (3.16)$$

Avec :

- $\frac{\mu_{en}}{\rho_r}$: le coefficient massique d'absorption du récepteur d'image,
- ρ_r : la densité du récepteur d'image,
- d_r : l'épaisseur du récepteur d'image.

Pour chaque examen (tension du tube, filtration, patient, etc.), la sensibilité S du récepteur est alors donnée par la relation (3.17) :

$$S = \frac{\sum_{E_i=0}^{E_{max}} \left(\Phi_R(E_i) \cdot A(E_i) \right)}{\sum_{E_i=0}^{E_{max}} \left(\Phi_R(E_i) \cdot E_i \right)} \quad (3.17)$$

Des équations (3.15) et (3.17), on obtient la fonction Qualité donnée par :

$$Q = CNR \cdot S$$

Soit :

$$Q = \frac{\sum_{E_i=0}^{E_{max}} \left(\Phi_R(E_i) \cdot a \cdot \Delta\mu(E_i) \cdot d \right)}{\sqrt{\sum_{E_i=0}^{E_{max}} \Phi_R(E_i) \cdot a}} \cdot \frac{\sum_{E_i=0}^{E_{max}} \left(\Phi_R(E_i) \cdot A(E_i) \right)}{\sum_{E_i=0}^{E_{max}} \left(\Phi_R(E_i) \cdot E_i \right)} \quad (3.18)$$

Dans le cas d'un rayonnement monoénergétique E , la fluence Φ_R des photons d'énergie E à la sortie du patient ou un fantôme (pour un nombre total T de tissu traversé) est donnée par l'équation (3.19). Le calcul de

cette fluence ne tient pas compte ici du rayonnement diffusé.

$$\Phi_R(E) = \Phi_P(E) \sum_t^T \exp\left(-\frac{\mu_t(E)}{\rho_t} \cdot \rho_t \cdot d_t\right) \quad (3.19)$$

Avec :

- Φ_P : la fluence des photons d'énergie E incidents sur le patient,
- $\frac{\mu_t}{\rho_t}$: le coefficient massique d'atténuation de tissu t ,
- ρ_t : l'épaisseur de tissu traversé,
- t : l'indice des différents tissus traversés.

3.2 Optimisation du ratio Qualité/Dose

L'optimisation du ratio Qualité/Dose revient à résoudre le système suivant :

$$\left\{ \begin{array}{l} \max Q = \frac{\sum_{E_i=0}^{E_{max}} \left(\Phi_R(E_i) \cdot a \cdot \Delta\mu(E_i) \cdot d \right)}{\sqrt{\sum_{E_i=0}^{E_{max}} \Phi_R(E_i) \cdot a}} \cdot \frac{\sum_{E_i=0}^{E_{max}} \left(\Phi_R(E_i) \cdot A(E_i) \right)}{\sum_{E_i=0}^{E_{max}} \left(\Phi_R(E_i) \cdot E_i \right)} \\ \min D = C_{ESD} \cdot FRD \cdot \sum_{E_i=0}^{E_{max}} \Phi_P(E_i) \cdot E_i \cdot \frac{\mu_{en}(E_i)}{\rho_a} \end{array} \right. \quad (3.20)$$

Avec :

$$\left\{ \begin{array}{l} A(E_i) = E_i \left[1 - \exp\left(\frac{\mu_{en}(E_i)}{\rho_r} \cdot \rho_r \cdot d_r\right) \right] \\ \Phi_R(E_i) = \Phi_P(E_i) \sum_t^T \exp\left[-\frac{\mu_t(E_i)}{\rho_t} \cdot \rho_t \cdot d_t\right] \end{array} \right.$$

Dans le système (3.20), existent des fonctions dont il faut absolument déterminer les expressions avant de procéder à la résolution du système. Il s'agit :

- de la fluence des photons incidents sur le patient,
- du coefficient massique d'absorption d'énergie de l'air,
- du coefficient massique d'absorption d'énergie du récepteur d'image,
- et les coefficients massiques d'atténuation des tissus.

La fonction Φ_P représente le spectre de RX, distribution du nombre de photons produits en fonction de leur énergie. Puisque le spectre de RX est déterminé par les variables telles que le kilovoltage (kV), le type du matériau (m) et l'angle d'anode (α), l'épaisseur (e) du filtre et du milliampère (mA), nous posons donc :

$$\Phi_P(E) = f(kV, \alpha, m, e, mA)$$

Exprimer la fonction f revient à :

- modéliser un spectre de RX non filtré pour un type de générateur à RX donné,
- modéliser les éléments spécifiques que sont : la collimation et la filtration (type et épaisseur).

Le coefficient massique d'absorption d'énergie de l'air dépend de l'énergie des photons ; on peut donc poser :

$$\frac{\mu_{en}(E)}{\rho_a} = g(E) \quad (3.21)$$

Les coefficients massiques d'atténuation des tissus dépendent aussi de l'énergie des photons ; on peut donc poser :

$$\frac{\mu_t(E)}{\rho_t} = h(E)$$

Les coefficients massiques d'absorption des récepteurs dépendent aussi de l'énergie des photons ; on peut donc poser :

$$\frac{\mu_{en}(E)}{\rho_r} = i(E)$$

Pour pouvoir exprimer la fonction g , il faut des données sur le coefficient massique d'absorption d'énergie de l'air. Quand aux fonctions h , il est nécessaire de connaître les différents tissus mis en jeu pour chaque examen et les données sur leur coefficient massique d'atténuation. Pour les fonctions i , il faut également des données sur les coefficients massiques d'absorption des récepteurs utilisés en radiographie.

Exprimer les fonctions f , g , h et i n'est pas aisé et cela nécessite du temps. Néanmoins, ce travail exprime les relations principales entre la qualité du rayonnement, la qualité de l'image et la dose pour chaque examen, patient et récepteur d'image donné. Ces relations peuvent donc être utilisées pour l'optimisation en radiographie.

Conclusion

Pour l'optimisation du ratio Qualité/Dose, il est nécessaire de connaître la relation qui lie la Dose et la Qualité avec les facteurs techniques. Dans ce chapitre, il a été établi les expressions de la Dose et de la Qualité en fonction de la fluence des photons incidents sur le patient, les coefficients massiques d'absorption d'énergie de l'air, et les coefficients massiques d'atténuation des tissus et des récepteurs.

Conclusion et perspectives

Ce travail a été effectué dans le cadre de l'amélioration de la qualité de l'image diagnostique exploitée par les radiologues dans l'exercice de leur métier au quotidien. Mais, améliorer la qualité des images n'a aucun sens si la dose de radiation délivrée au patient pendant les examens n'est pas très faible sans pouvoir induire des effets délétères. Ainsi, le premier chapitre a été consacré aux différentes grandeurs dosimétriques pouvant permettre de quantifier les risques radiologiques des patients et aux différentes métriques utilisées pour évaluer la qualité des images. Dans le second chapitre, sont présentés les différents facteurs techniques qui affectent la dose et la qualité des images. Les facteurs importants sont liés à la qualité et la quantité de rayonnement utilisé, la suppression de rayonnement diffusé et au récepteur d'image. Pour l'amélioration de la qualité d'image, il a été proposé dans le chapitre 3, une stratégie d'optimisation du ratio Qualité/Dose. Cette stratégie a consisté à élaborer une expression partielle des fonctions Qualité et Dose.

Les relations de la qualité de l'image et la dose établies pourraient donc être utilisées, pour proposer aux techniciens à chaque examen et pour chaque patient donné, les facteurs techniques d'exposition optimaux pour avoir une bonne qualité d'image et une dose faible. Mais avant tout, la maîtrise de la qualité et la disponibilité de l'énergie sont incontournables dans nos services de radiologie. Pour cela, des travaux doivent être effectués dans ce sens également.

Références Bibliographiques

- [1] Y.-S. Cordoliani and H.Foehrenbach. *Radioprotection en milieu médical : Principes et mise en pratique*. ELSEVIER MASSON, 3è edition, juillet 2014.
- [2] International Commission on Radiological Protection. *Managing patient dose in digital radiology, Annals of the ICRP 34 : ICRP Publication 93*, 2004.
- [3] International Commission on Radiological Protection. *Recommendations of the ICRP : Annals of the ICRP Publication 103* . Pergamon Press, Oxford, 2007.
- [4] Horst Aichinger, Joachim Dierker, Sigrid Joite-Barfuß, and Manfred Säbel. *Radiation Exposure and Image Quality in X-Ray Diagnostic Radiology : Physical Principles and Clinical Applications*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2nd edition, 2012.
- [5] L. Lanca and A.Silva. *Digital Imaging Systems for Plain Radiography*. Springer Science, New York, 2013.
- [6] Thulani Nyathi. *Dose Optimization in Diagnostic Radiology*. PhD thesis, Faculty of Science, University of the Witwatersrand, Johannesburg, 2012.
- [7] C.J. Martin, D.G. Sutton, and P.F. Sharp. Balancing patient dose and image quality. *Applied Radiation and Isotopes*, 50 :1–19, 1999.

- [8] Tapiovaara M, Lakkisto M, and Servomaa A. PCXMC : a PC-based Monte Carlo program for calculating patient doses in medical X-ray examinations. *Report STUK-A139. Helsinki :Finnish Centre for Radiation and Nuclear Safety*, 2005.
- [9] International Atomic Energy Agency. *Optimization of the radiological protection of patients undergoing radiography, fluoroscopy and computed tomography*, 2004.
- [10] J.N. Foulquier. Éléments technologiques permettant de réduire la dose en radiologie conventionnelle et numérique. *J Radiol, Elsevier Masson*, 91 :1225–30, November 2010.
- [11] Le Heron J. Estimation of effective dose to the patient during medical x-ray examination from measurements of the dose area-product. *Phys Med Biol*, 11 :2117–26, 1992.
- [12] Martin CJ, Dendy PP, and Corbett RH. Medical imaging and radiation protection for medical students and clinical staff. *London : British Institute of Radiology*, 2003.
- [13] Damijan Skrk, Urban Zdesar, and Dejan Zontar. Diagnostic reference levels for X-ray examinations in Slovenia. *Radiol Oncol*, 40(3) :189–95, 2006.
- [14] Johnston D.A. and Brennan P.C. Reference dose levels for patients undergoing common diagnostic X-ray examinations in Irish hospitals. *Br. J. Radiol*, 73(868) :396–402, 2000.
- [15] TRAN Michel. *Evaluation de la qualité d'image de trois appareils de tomographie volumique à faisceau conique petit champ en endodontie*. PhD thesis, Université Toulouse III-PAUL SABATIER, 2015.
- [16] Aladine Chetouani. *Vers un système d'évaluation de la qualité d'image multi-critères*. PhD thesis, Institut GALILEE - Université PARIS 13, 2010.
- [17] British Institute of Radiology. *Assurance of Quality in the Diagnostic Imaging Department*. London : BIR, 2nd edition, 2001.
- [18] Martin CJ. Optimisation in general radiography. *Biomedical Imaging and Intervention Journal*, 3(2), April 2007.

- [19] D. Régent, A. Lisbona, F. Masson, and N. Alain. *Scanner et rayons X*. Elsevier Masson, octobre 2013.
- [20] A. Workman and D.S. Brettle. Physical performance measures of radiographic imaging systems. *Dentomaxillofacial Radiology*, 26 :139–146, 1997.
- [21] Tapiovaara M. Relationships between physical measurements and user evaluation of image quality in medical radiology. *Radiation Protection Dosimetry*, 129 :244–8, 2008.
- [22] Karl Arne Jessen. Balancing image quality and dose in diagnostic radiology. *Springer, Eur Radiol Syllabus*, 14 :9–18, 2004.
- [23] Lionel Arrivé, Anne Miquel, Laurence Monnier-Cholley, and Ahmed Laurence Rocher. *Imagerie médicale pour le clinicien*. Elsevier Masson, août 2012.
- [24] CIRRE Christian. *L’installation radiologique en cabinet dentaire : choix et performances*. PhD thesis, Université Henri Poincaré-nancy I, faculté de chirurgie dentaire, janvier 2010.
- [25] Camille ADRIEN. *Développement d’un outil d’optimisation de la dose aux organes en fonction de la qualité image pour l’imagerie scanographique*. PhD thesis, Université Paris-Sud, 2015.
- [26] Louis-Charles GUIARD. Contrôle qualité en imagerie radiogène : Etat de l’art et perspectives. Master’s thesis, Université Technologie Compiègne (UTC), 2009.
- [27] Bushberg J., Seibert A., Leidholdt E., and Boone J. *The essential physics of medical imaging*. Springer Science, USA : Lippincott, 2nd edition, 2002.
- [28] D.R. Dance, S. Christofides, A.D.A. Maidment, I.D. McLean, and K.H. Ng. *Diagnostic Radiology Physics : A Handbook for Teachers and Students*. Technical editors, International Atomic Energy Agency (IAEA), VIENNA, september 2014.
- [29] Martin C.J., Sharp P.F., and Sutton D.G. Measurement of image quality in diagnostic radiology. *Applied Radiation and Isotopes*, 50 :21–38, 1999.

- [30] European Commission. *European guidelines on quality criteria for diagnostic radiographic images*. Luxembourg : European Commission ; EUR 16260 EN, 1996.
- [31] Solomon J. and E. Samei. Quantum noise properties of CT images with anatomical textured backgrounds across reconstruction algorithms : FBP and SAFIRE. *Medical Physics*, 41(9) :p.12, 2014.
- [32] Zarb Francis, Rainford Louise, and McEntee Mark F. Image quality assessment tools for optimization of CT images. *Radiography*, 16 :147–153, May 2010.
- [33] Shelley A.M., Brunton P., and Horner K. Subjective image quality assessment of cross sectional imaging methods for the symphyseal region of the mandible prior to dental implant placement. *Journal of Dentistry*, 39 :764–70, 2011.
- [34] Tingberg A. *Quantifying the quality of medical X-ray images : an evaluation based on normal anatomy lumbar spine and chest radiography*. PhD thesis, Sweden : Department of Radiation Physics, Lund University, 2000.
- [35] An De Crop. *Image quality evaluation in X-ray medical imaging based on Thiel embalmed human cadavers*. PhD thesis, University GENT, 2015.
- [36] Leng Shuai, Yu Lifeng, Zhang Yi, Carter Rickey, Toledano Alicia Y., and McCollough Cynthia H. Correlation between model observer and human observer performance in CT imaging when lesion location is uncertain. *Medical Physics*, 40(8), August 2013.
- [37] Maccia C., Asriche-Cohen M., Nadeau X., and Severo G. The 1991 CEC Trial on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images. *Radiation Protection Dosimetry*, 57 :111–117, January 1995.
- [38] Martin C.J. Interactions of ionising radiations with matter. *Practical Radiation Protection in Health Care*, pages 13–26, 2002.
- [39] C.J. Martin. The importance of radiation quality for optimisation in radiology. *Biomedical Imaging and Intervention Journal*, 3(2), April 2007.

- [40] Mazurov A. I. and Potrakhov N. N. Effect of Scattered X-ray Radiation on Imaging Quality and Techniques for its Suppression. *Biomedical engineering*, 48(5) :241–245, January 2015.
- [41] P. Sprawls. The physical principles of medical imaging. online textbook. Available : <http://www.sprawls.org/ppmi2>.
- [42] H.Y. Tsai, C.H. Yang, K.M. Huang, M.J. Li, and C.J. Tung. Analyses of patient dose and image quality for chest digital radiography. *Radiation Measurements*, 45(3-6) :722–725, January 2010.
- [43] Jenna R. Lorusso, Lyndsay Fitzgeorge, Daniel Lorusso, and Elizabeth Lorusso. Examining Practitioners’ Assessments of Perceived Aesthetic and Diagnostic Quality of High kVp-Low mAs Pelvis, Chest, Skull, and Hand Phantom Radiographs. *Journal of Medical Imaging and Radiation Sciences*, 46 :162–173, 2015.
- [44] A. Jones, C. Ansell, C. Jerrom, and I. D. Honey. Optimization of image quality and patient dose in radiographs of paediatric extremities using direct digital radiography. *The British Journal of Radiology*, 88 :20140660, June 2015.
- [45] R. Hess and U. Neitzel. Optimizing image quality and dose for digital radiography of distal pediatric extremities using the contrast-to-noise ratio. *RoFo : Fortschritte Auf Dem Gebiete Der Rontgenstrahlen Und Der Nuklearmedizin*, 184 :643–649, July 2012.
- [46] Gislason Amber J., Davies Andrew G., and Arnold R. Cowen. Dose optimization in pediatric cardiac x-ray imaging. *Medical Physics*, 37 :5258–5269, October 2010.
- [47] Soo-Foon Moey, Mariyya Mohd Rosli, and Inayatullah Shah Sayed. Optimisation of image quality and radiation dose using air-gap technique in pelvic radiography. *International Journal of Healthcare Sciences*, 4(1) :232–238, September 2016.
- [48] Euclid Seeram, Rob Davidson, Stewart Bushong, and Hans Swan. Radiation dose optimization research : Exposure technique approaches in CR imaging - A literature review. *Radiography*, 19(4) :331–338, July 2013.

- [49] Joyce Maria, McEntee Mark, Brennan Patrick C., and O’LearyDesiree. Reducing Dose for Digital Cranial Radiography : The Increased Source to the Image-receptor Distance Approach. *Journal of Medical Imaging and Radiation Sciences*, 44(4) :180–187, December 2013.
- [50] E Massoud and Hm Diab. Optimization of Dose to Patient in Diagnostic Radiology Using Monte Carlo Method. *Journal of Cell Science and Therapy*, 5(1), January 2014.
- [51] Charlotte Bloomfiel, Filipa Boavida, Diane Chabloz, and Emilie Crausaz. Review article - A narrative review on the reduction of effective dose to a paediatric patient by using different combinations of kVp, mAs and additional filtration whilst maintaining image quality. *OPTIMAX - radiation dose and image quality optimisation in medical imaging*, 2014.

Résumé

La formation de l'image en radiodiagnostic implique plusieurs facteurs interdépendants. Le compromis idéal entre ces facteurs est d'obtenir une image adéquate pour faire un bon diagnostic en minimisant la dose de radiation. Ces facteurs qui affectent la qualité de l'image et la dose peuvent être classés en quatre groupes : qualité de rayonnement, quantité de rayonnement, rayonnement diffusé et le récepteur d'image. Le but du présent travail est de proposer une méthode d'optimisation du strict ratio Qualité/Dose par le choix adéquat des différents facteurs intervenant dans la chaîne de production de l'image. Pour cela, les fonctions Dose et Qualité dépendantes des facteurs techniques ont été proposées.

Mots clés : Optimisation - Qualité image - Dose - Radiodiagnostic.

Abstract

The formation of the image in radiodiagnosis involves several interdependence factors. The ideal compromise between these factors is to obtain an adequate image to make a good diagnosis by minimizing the dose of radiation. These factors affecting image quality and dose can be classified into four groups : radiation quality, radiation quantity, scattered radiation and image receptor. The aim of this work is to propose a method for optimizing the strict Quality/Dose ratio by the appropriate choice of the controllable technical factors involved in the production chain of the image. For that, Dose and Quality functions depending on technical factor have been proposed.

Keywords : Optimization - Image quality - Dose - Radiodiagnostic.