Corrélation entre les performances physiques mesurées des détecteurs et la qualité diagnostique de l'image en mammographie numérique

Hector Perez-Ponce

▶ **To cite this version:**

Hector Perez-Ponce. Corrélation entre les performances physiques mesurées des détecteurs et la qualité diagnostique de l'image en mammographie numérique. Sciences de l'ingénieur [physics]. Institut National Polytechnique de Lorraine - INPL, 2009. Français. NNT : . tel-00402161

HAL Id: tel-00402161
https://theses.hal.science/tel-00402161

Submitted on 6 Jul 2009

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

Institut National Polytechnique de Lorraine

Ecole Doctorale IAEM

Centre de Recherche en Automatique de Nancy

Centre Alexis Vautrin

THESE

Pour obtenir le grade de

DOCTEUR DE L'INSTITUT NATIONAL POLYTECHNIQUE DE LORRAINE

Spécialité: Rayonnement et Imagerie Médicale

Thèse présentée et soutenue publiquement par

Hector PEREZ-PONCE

Le 19 Mai 2009

CORRELATION ENTRE LES PERFORMANCES PHYSIQUES MESUREES DES DETECTEURS ET LA QUALITE DIAGNOSTIQUE DE L'IMAGE EN MAMMOGRAPHIE NUMERIQUE.

Membres du jury:

Pr. Alain BLUM	CHU, Nancy	*Invité*
Pr. Hilde BOSMANN	Leuven, (Be)	*Membre*
Dr. Christian DAUL	INPL-CRAN, Nancy	*Co-directeur de thèse*
Pr. François GUILLEMIN	CAV, Nancy	*Invité*
Dr. Serge MULLER	GEMS, Paris	*Rapporteur*
Dr. Alain NOEL	CAV, Nancy	*Directeur de thèse*
Dr. Joseph STINES	CAV, Nancy	*Invité*
Dr. Francis VERDUN	IURA, Lausanne (Ch)	*Rapporteur*
Pr. Didier WOLF	INPL-CRAN, Nancy	*Membre*

REMERCIEMENTS

Monsieur le Docteur Alain NOEL, pour avoir dirigé cette thèse, pour le temps que vous m'avez consacré, malgré vos nombreuses obligations professionnelles, et votre patience, en particulier lors de la relecture de ce manuscrit. Le large champ de vos connaissances en physique médicale, et en particulier en mammographie, ont été d'une grande aide tout au long de ma thèse. Veuillez trouver dans l'accomplissement de ce travail, toute la sympathie et le respect que je vous porte.

Monsieur le Docteur Christian DAUL, pour avoir co-dirigé cette thèse, et, en particulier, pour tout le temps que vous avez consacré à la révision des différents travaux réalisés au cours de ces années. Je tiens à vous remercier pour votre forte implication dans ce travail, vos conseils avisés, notamment pour la partie « imagerie », et votre sympathie.

Monsieur le Professeur Didier WOLF, pour avoir suivi ma thèse depuis son commencement jusqu'à la relecture du manuscrit. Vos remarques, toujours pertinentes, ont été d'une aide précieuse.

Monsieur le Professeur François GUILLEMIN, pour avoir accepté de faire partie de mon jury de thèse. Je vous adresse également mes profonds remerciements pour l'aide financière accordée par le Centre Alexis Vautrin, qui m'a aidée à finaliser ce travail de thèse.

Monsieur le Docteur Joseph STINES, pour avoir accepté de faire partie de mon jury de thèse, pour votre aide lors de la préparation de la présentation pour les JFR, ainsi que pour m'avoir permis de travailler au sein du service de radiologie dans les meilleures conditions.

Monsieur le Docteur Francis VERDUN, pour avoir accepté d'examiner et de juger ce travail. J'ai beaucoup apprécié de pouvoir vous présenter mon travail de thèse à Lausanne. Vos remarques ont été très utiles pour la suite de la réalisation de ce travail.

Monsieur le Docteur Serge MULLER, pour avoir accepté d'examiner et de juger ce travail. Vos remarques constructives m'ont permis d'améliorer ce manuscrit. Soyez assuré de ma plus profonde reconnaissance.

Monsieur le Professeur Alain BLUM et Madame le Professeur Hilde BOSMANN, pour avoir accepté de faire partie de ce jury de thèse.

Monsieur Xavier GALUS et toute l'équipe de Radiologie du Centre Alexis Vautrin, pour m'avoir donné tout le support technique nécessaire pour le développement de ce travail de thèse, ainsi que pour votre amitié.

L'équipe de mammographie de la Clinique Majorelle, pour m'avoir permis d'utiliser votre mammographe pour la réalisation de mesures.

L'équipe de physiciens médicaux du Centre Alexis Vautrin, Yann METAYER, Christine METAYER, Sandrine HUGER, Vincent MARCHESI, Pierre ALETTI, Isabelle BUCHHEIT, une équipe sans égal, que j'estime beaucoup et n'oublierai jamais. Merci pour votre support, tant professionnel que personnel.

Madame le Docteur Muriel BARBERI-HEYOB, pour votre aide dans la partie « statistiques » de ce travail, et vos conseils avisés lors de la préparation de ma présentation pour le prix Wittner.

Loraine TIRAND, pour avoir eu le courage de faire les corrections des fautes de français dans ma thèse, et surtout pour m'avoir motivé, encouragé et donné de bonnes idées pour la réalisation de la partie finale de ma thèse. Eres para mí una persona muy especial que se ha ganado un lugar muy especial en mi corazón, te agradezco por haberme dado la oportunidad de conocerte. TQM.

Samantha WARREN, pour ton aide précieuse et tes conseils judicieux lors de la réalisation de ma thèse, ainsi que pour ton amitié.

Fleur KUBS, pour ton soutien dès le début de ma thèse et pour m'avoir aidé à m'intégrer à la culture française. Merci pour les moments agréables partagés lors de nos activités sportives.

Barbara GIRARD, pour m'avoir accueilli à bras ouverts. Chez moi sera toujours chez toi.

L'équipe d'ORL et l'équipe des manipulateurs et médecins de Radiothérapie du Centre Alexis Vautrin, pour les bons moments partagés dans la salle café et en dehors.

Azad MOHAMMAD, Safa ALKHAWAJA, Karine GIRARD, doctorants ou ex-doctorants au Centre Alexis Vautrin, pour avoir partagé avec moi la souffrance et le bonheur que nous procure la thèse.

Les DQPRM, les stagiaires, et les différentes personnes que j'ai eu l'occasion de côtoyer au Centre Alexis Vautrin, tout au long de ces années: Estelle, Marie-Lynn, Magatte, Rui, Lucie, Daniel, Bénédicte, Céline…, pour avoir rendu plus agréable mon passage dans ce si beau pays qu'est la France…

Le Laboratoire de Recherche du Centre Alexis Vautrin. Je ne citerai pas de nom afin de n'oublier personne, mais je tiens à vous remercier pour votre sympathie et votre accueil, en particulier lors de mes derniers mois de thèse.

A mis **amigos mexicanos, Flavio, Gilberto, Rebeca, Hugo, Gabriel, Paola, Nazario y Mario,** por haber compartido conmigo muy buenos momentos durante nuestro recorrido y sobre todo por su apoyo incondicional.

Nati et Chipos, pour m'avoir empêché de sombrer dans la folie…

La Fondation de France, pour le soutien financier que vous m'avez accordé par l'attribution du prix Wittner en 2008.

A los **mexicanos** por permitirme realizar mis estudios de doctorado, a través de la beca brindada por el **Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT)**.

Yo dedico esta tesis:

A mis papas y hermanos, la familia más bonita del mundo. Sin ustedes yo no sería lo que soy, y no hubiera tenido el coraje de emprender esta aventura. Los quiero mucho.

A la memoria de mi abuelita, espero te pueda honorar con este trabajo.

TABLE DES MATIERES

Table des Matières ..... **i**

Liste des Abréviations ..... **v**

Introduction Générale **3**

1 Etat de l'art **11**

1.1. Généralités 11

1.1.1. Cancer du sein 11

1.1.2. Description d'un mammographe 12

1.2. Approches de la mesure de la qualité de l'image 18

1.2.1. Simulation de lésions 19

1.2.2. Mesure de la performance physique du détecteur 23

1.3. Corrélation entre la mesure des paramètres physiques du détecteur et la qualité diagnostique de l'image 31

1.3.1. Méthode basée sur la comparaison des descripteurs physiques de la performance des détecteurs et la qualité de l'image 32

1.3.2. Méthode basée sur la dégradation d'une image de haute qualité 33

1.3.3. Observateur mathématique 35

1.3.4. Methodes basées sur l'estimation de la qualité de l'image 36

1.4. Objectifs de la thèse et méthode proposée 39

1.4.1. Objectifs 39

1.4.2. Méthode proposée 40

2 Impact de la diffusion de photons X sur les paramètres physiques du détecteur numérique 45

2.1. Introduction 45

2.2. Matériels et Méthodes 45

2.2.1. Mesure de la MTF 46

2.2.2. Mesure du NPS 49

2.2.3. Mesure de l'influence des effets de la diffusion de photons sur les paramètres physiques du détecteur 52

2.3. Résultats 53

2.3.1. Caractérisation du système 53

2.3.2. Effets du rayonnement diffusé sur la MTF* 54

2.3.3. Effets du rayonnement diffus sur le NPS* 57

2.4. Discussion 58

2.4.1. Impact de la diffusion seule sur la MTF* 58

2.4.2. Impact de la pénombre seule sur la MTF* 59

2.4.3. Impact de la diffusion de photons associée à la pénombre sur la MTF* 59

2.4.4. Origine et seuil d'impact de la pénombre 60

2.5. Exploitation des résultats 61

2.6. Conclusion 62

3 Génération des images virtuelles du fantôme CDMAM 67

3.1. Introduction 67

3.2. Matériels et méthodes 68

3.2.1. Simulation d'une image virtuelle 68

3.2.2. Validation de l'utilisation des Images virtuelles 102

3.3. Résultats et discussion 110

3.3.1. Simulation des images du fantôme CDMAM 110

3.3.2. Evaluation de la similarité entre images réelles et virtuelles 111

3.3.3. Corrélation linéaire entre les courbes de contraste-détail obtenues à partir des images réelles et des images virtuelles 114

3.3.4. Tests de comparaison statistique entre le facteur de qualité de l'image (IQF) obtenu à partir des courbes de contraste-detail des images réelles et virtuelles 116

3.4. Conclusion 117

4 Validation Clinique 121

4.1. Introduction 121

4.2. Matériels et méthodes 122

4.2.1. Effets de la pénombre sur l'obtention des courbes contraste-détail 122

4.2.2. Validation clinique du modèle « *Source à rayons X/Détecteur numérique* » 122

4.2.3. Vérification de l'utilisation du modèle « *Source à rayons X/Détecteur numérique* » pour un détecteur numérique à conversion indirecte. 126

4.3. Résultats et discussion 126

4.3.1. Effets de la pénombre sur l'obtention des courbes de contraste-détail 126

4.3.2. Validation clinique du modèle « *Source à rayons X/Détecteur numérique* » 127

4.3.3. Vérification de l'utilisation du modèle « *Source à rayons X/Détecteur numérique* » avec des détecteurs numériques à conversion indirecte. 135

4.4. Conclusion 138

5 Conclusion Générale et Perspectives 141

Annexes 147

A.1 Description d'un mammographe 149

A.1. Tube à rayons X 149

A.2. Generation du spectre des rayons X 151

A.3. Le temps d'exposition 153

A.4. Les dimensions du foyer et la géometrie 153

A.5. La compression 155

A.6. L'agrandissement 155

A.7. La grille anti-diffusante 156

A.7.1. Facteur de *Bucky* 157

A.7.2. Sélectivité 157

A.8. L'exposeur automatique 158

A.9. Recepteurs d'image 158

A.9.1. Couple écran-film 158

A.9.2. Mammographie numérique 159

B.1 Méthodes de mesure de la MTF 165

B.1. La Fonction Réponse à un signal périodique carré 165

B.2. Méthode de la Fente 167

C.1 Efficacité de Détection de Quanta (DQE) 173

C.1. Rapport signal sur bruit à la sortie 173

C.2. Rapport signal sur bruit à l'entrée 174

C.3. Estimation de q_0 175

D.1 Theorie Statistique de la Détection 179

D.1. Généralité 179

D.2. Critère de Neyman-Pearson 181

D.3. Matched Filters 182

D.4. Observateurs mathématiques 184

D.4.1. Observateur Idéal Bayésien 184

D.4.2. Filtre Non-Blanchisseur 185

Bibliographie 189

Liste de Publications et Communications 197

Communications Orales* et par Posters 197

Publications 197

Prix 197

LISTE DES ABREVIATIONS

Pour certaines termes, l'acronyme anglais a été privilégié, car plus usité que l'acronyme français.

ACR :	**A**merican **C**ollege of **R**adiology
AFSSAPS:	**A**gence **F**rançaise de **S**écurité **S**anitaire des **P**roduits de **S**anté
CAD :	**C**omputer **A**ided **D**iagnosis
CCD :	**C**harge-**C**oupled **D**evices
CDMAM :	**C**ontrast-**D**etail **MAM**mography
CF :	**C**onversion **F**unction
CV :	**C**oefficient de **V**ariation
DICOM :	**D**igital **I**maging and **CO**mmunications in **M**edicine
DQE :	**D**etective **Q**uantum **E**fficiency
ERLM :	**E**cran **R**adio-**L**uminescent à **M**émoire
ESF :	**E**dge **S**pread **F**unction
FTM :	**F**onction **T**ransfert de **M**odulation
GE :	**G**eneral **E**lectric
IQF :	**I**ndex **Q**uality **F**actor
LSF :	**L**ine **S**pread **F**unction
MSE :	**M**eans **S**quared **E**rror
MTF :	**M**odulation **T**ransfer **F**unction
MTF_{APER} :	**aper**ture **M**odulation **T**ransfer **F**unction
MTF_{PRE}:	**pre**-sampling **M**odulation **T**ransfer **F**unction
NP:	Théorème de **N**eyman **P**earson
NPS :	**N**oise **P**ower **S**pectrum
NPWMF :	**N**oise **P**re-**W**hitening **M**atched **F**ilter
PMMA :	**P**oly**M**ethyl **M**eth**A**crylate-polyméthacrylate de méthyle
PSF :	**P**oint **S**pread **F**unction
PSNR :	**P**eak **S**ignal to **N**oise **R**atio
PV :	**P**ixel **V**alue
ROI :	**R**egion **o**f **I**nterest
RSD :	**R**elative **S**tandard **D**eviation
SDT :	**S**tatistical **D**etection **T**heory
SKE/BKE :	**S**ignal-**K**nown-**E**xactly/**B**ackground-**K**nown-**E**xactly
SID :	**S**ource **I**mage **D**istance
SSIM :	**S**tructural **SIM**ilarity Index
TFT :	**T**hin **F**ilm **T**ransistor
WSS :	**W**ide **S**ense **S**tationary
W/L :	**W**indow/**L**evel : Largeur de Fenêtre/Niveau de Fenêtre

Introduction Générale

INTRODUCTION GENERALE

Le cancer du sein est la première cause de mortalité, par cancer, chez la femme. La technique la plus efficace pour combattre cette maladie est la détection précoce. Sur l'ensemble des patientes atteintes par un cancer du sein, 65% à 85% des femmes ne présentaient pas de facteurs de risque (dispositions génétiques, consommation d'alcool…). Durant les 50 dernières années, l'incidence de cette maladie a augmenté (actuellement, 40 000 à 50 000 nouveaux cas sont diagnostiqués par an en France), mais la mortalité est restée constante, voire même a diminué. Ce constat témoigne de l'efficacité du dépistage et des traitements. Le dépistage de masse mis en œuvre pour combattre le cancer du sein est basé sur la mammographie. Ce dépistage permet une réduction de 30% de la mortalité due au cancer du sein chez la femme au-delà de 50 ans [1]. Pour cette raison, évaluer la pratique de la mammographie en organisant un programme strict d'assurance de qualité est primordial dans le cadre de la mise en place d'une action de dépistage. Le contrôle de qualité, qui est la partie technique de l'assurance qualité, consiste à s'assurer de la qualité diagnostique optimale des images mammographiques produites pour une dose délivrée aussi faible que raisonnablement possible. Ces conditions assurent un rapport bénéfice-risque maximal à la fois pour la population dépistée (en garantissant qu'un grand nombre de cancers seront détectés avec un nombre minimum de cancers qui pourraient être radio-induits) et pour une patiente considérée individuellement (en lui garantissant que la probabilité de lui détecter un cancer est beaucoup plus élevée que celle de lui en induire un du fait de l'utilisation de rayonnements ionisants en mammographie).

Avec l'avènement des nouveautés technologiques au niveau des détecteurs, la mammographie est en pleine mutation et évolue rapidement de l'analogique vers le numérique. Même si la mammographie conventionnelle, basée sur les couples écran-film, est aujourd'hui considérée comme la référence (ou le « gold standard »), le développement de nouvelles technologies pour les détecteurs numériques commence à changer les perspectives. Par exemple, nous pouvons mentionner comme différence entre les technologies analogique et numérique que les couples écran-film présentent une excellente résolution spatiale [2-8] favorisant la visualisation des détailles en l'image, alors que les points forts des détecteurs numériques sont la large gamme dynamique et l'efficacité quantique de détection élevée qui permettent d'améliorer la détectabilité à bas contraste des masses tumorales [5, 6, 8-10]. Une caractéristique importante de la mammographie numérique réside dans le fait que l'étape d'acquisition est découplée de l'étape de visualisation de l'image ce qui permet d'optimiser l'acquisition et la visualisation indépendamment l'une de l'autre. En effet, les détecteurs numériques permettent d'utiliser, après l'acquisition, des techniques de traitement d'images telles que l'égalisation du contraste (égalisation d'histogrammes) et le renforcement de bords dans le but d'améliorer la visualisation. De plus, la mammographie numérique permet le transfert des images entre des sites distants ainsi qu'un archivage et un stockage de données plus efficace. Enfin, l'image numérique donne aussi la possibilité d'utiliser des outils de diagnostic assisté par ordinateur (CAD, Computer-Aided Diagnosis) ainsi que l'image 3D par tomosynthèse pour les détecteurs numériques plans plein champ [6, 8, 11, 12].

Du fait des avantages potentiels que peuvent présenter les systèmes numériques, l'acceptation de leur utilisation dans le programme de dépistage de masse organisé est effective depuis 2008 en France. Mais, cela a exigé la mise à jour du programme des contrôles de qualité pour cette nouvelle technologie. Il faut d'ailleurs distinguer deux technologies différentes identifiées à partir des capteurs utilisés. La première est basée sur l'utilisation de détecteurs amovibles, les écrans radio-luminescents à mémoire, qui ne sont pas des détecteurs numériques mais qui permettent grâce au système de lecture basé sur une excitation au laser, d'obtenir une image sous format numérique. La deuxième utilise des détecteurs numériques constitués de matrices de capteurs permettant l'acquisition directement d'une image numérique. Ce travail se limitera à l'étude des détecteurs numériques plans plein champ sans aborder les systèmes à balayage.

L'évaluation de la qualité de l'image en mammographie numérique est primordiale et nécessite encore d'être développée. Deux types d'approches d'estimation de la qualité de l'image peuvent être envisagés. Chacune de ces approches présente des avantages et des inconvénients qui font que leur implémentation est ou n'est pas effectuée dans la pratique. Ces deux approches sont les suivantes.

1. En imagerie médicale, la qualité diagnostique de l'image est définie en terme d'efficacité avec laquelle une image peut être utilisée pour réaliser une tâche donnée [13]. Dans le cas particulier de la mammographie, cette tâche est la détection des indicateurs du cancer du sein (micro-calcifications et masses) qui permettent de suspecter la présence d'une lésion bénigne ou maligne. Jusqu'à aujourd'hui, diverses approches ont été développées pour quantifier cette qualité [13, 14]. Parmi les meilleures approches se trouve le test psycho-visuel des expériences de choix forcés qui est réalisé sur plusieurs images du fantôme contraste-détail CDMAM (Artinis Medical Systems B.V. Arnhem, Hollande)[15]. Ce fantôme contient des inserts de disques qui simulent des lésions de taille et de contraste variables (microcalcifications ou masses tumorales plus ou moins grandes). La quantification de la qualité d'une image est réalisée en prenant en compte la plus petite taille d'insert d'un niveau de contraste donné qui peut être détecté sur les images de ce fantôme. Cette approche utilise une méthode facile à implémenter et surtout qui présente une relation directe avec la qualité diagnostique de l'image. Toutefois, il s'agit d'un test psycho-physique conduisant à une variabilité inter-observateur non négligeable et dont l'évaluation prend beaucoup de temps et de ressources humaines.

2. L'approche la plus utilisée, principalement par les constructeurs d'appareils de mammographie afin, notamment, de caractériser les performances de nouvelles technologies, est basée sur la mesure objective des performances des détecteurs [8, 16-20]. Cette performance est généralement mesurée dans des conditions expérimentales de laboratoire à partir de la résolution spatiale (liée à l'appréciation plus détaillé de petites lésions à haut contraste) et des propriétés de bruit (liées à la détectabilité à bas contraste de masses tumorales présentant une faible différence de contraste avec le milieu environnant). Ces paramètres intrinsèques du détecteur conduisent à la détermination de l'efficacité quantique de détection des systèmes d'imagerie en fonction de la fréquence spatiale. Il est supposé qu'une meilleure efficacité quantique de détection conduira à une meilleure détection de

lésions à faible contraste. Mais, bien que la mesure des paramètres physiques soit une méthode objective fiable, elle présente l'inconvénient de ne pas présenter une relation directe avec la qualité diagnostique de l'image [21].

Le fait que, d'une part, la mesure des paramètres physiques du détecteur est une méthode objective, qu'elle autorise une évaluation rapide des performances d'un détecteur, et que, d'autre part, l'utilisation d'un fantôme contraste-détail CDMAM permet d'évaluer la qualité du système d'imagerie en offrant une relation directe avec la détectabilité des lésions, a conduit à plusieurs études [21-24] visant à établir une correspondance entre les deux types d'approche des points 1. et 2. La façon de procéder pour certaines études est de réaliser la mesure de la performance du détecteur d'un côté, et d'évaluer la qualité de l'image de l'autre. La comparaison des résultats pour différents détecteurs est ensuite réalisée. D'autres études, mesurent la qualité de l'image à partir des images qui ont été dégradées, soit par l'ajout de bruit, soit par l'altération de la résolution spatiale. Les auteurs analysent ensuite l'impact de la variation de ces deux paramètres sur la détectabilité des lésions. En général, les résultats de ces travaux montrent que, dans certaines limites, la détectabilité des lésions est faiblement affectée par la diminution de la résolution spatiale et dans certains cas, celle-ci est même améliorée.

Bien que les résultats trouvés jusqu'à maintenant soient intéressants et donnent une appréciation globale de ce qu'il est possible d'attendre pour certaines conditions d'exposition, il n'est pas encore possible d'estimer la qualité de l'image sans avoir les inconvénients de la subjectivité et du temps important nécessaire pour l'évaluation des images du fantôme CDMAM. Pour résoudre en partie ce problème, des observateurs mathématiques ont été étudiés dans le but de remplacer les observateurs humains [21, 25]. Ces observateurs mathématiques présentent une performance similaire à celle des observateurs humains en ce qui concerne l'analyse des images du fantôme contraste-détail CDMAM [21, 26], tout en présentant l'avantage de minimiser le temps d'évaluation des images, et de supprimer la variabilité inter- et intra-observateurs. Pour cette raison, l'entreprise Artinis Medical Systems qui commercialise le fantôme contraste-détail CDMAM, propose le logiciel CDCOM, basé sur un observateur mathématique, pour évaluer les images du fantôme.

L'utilisation d'un observateur mathématique réduit de façon drastique le temps d'évaluation des images du fantôme CDMAM. Néanmoins, lors de sa mise en œuvre, plusieurs images doivent être prises pour l'évaluation d'une seule condition d'exposition dans le but d'assurer une validité statistique des résultats. Il est suggéré par Artinis Medical Systems d'utiliser huit images pour chaque condition. Le temps d'occupation du mammographe est un problème quand plusieurs conditions d'expositions doivent être évaluées, surtout sur un dispositif qui doit être le plus possible disponible pour le travail clinique. Pour cette raison, le fantôme n'est pas nécessairement utilisé en pratique pour la mesure du contrôle de la qualité. A partir de ce constat, l'intérêt de développer une méthode qui permet de réduire les temps nécessaires pour réaliser la mesure, l'évaluation de la qualité et l'occupation des dispositifs de mammographie (minimisation de l'indisponibilité clinique du mammographe et du temps d'évaluation des images) est une voie intéressante à étudier.

Fixé sur la problématique actuelle liée à l'estimation de la qualité *via* l'utilisation d'un fantôme contraste-détail de type CDMAM, l'objectif du travail de thèse présenté dans ce manuscrit est de trouver la corrélation entre les performances physiques du détecteur et la qualité diagnostique de l'image. Pour cela, une méthode de mesure qui autorise l'estimation de la qualité de l'image (détection de lésions) à partir de mesures rapides et objectives comme celles employées pour la mesure des performances physiques du détecteur, a été développée.

Notre recherche est basée sur la simulation d'images du fantôme CDMAM qui pourront être utilisées pour évaluer la qualité diagnostique de l'image. L'idée est de générer par ordinateur des images synthétiques du fantôme CDMAM à partir des mesures de résolution spatiale et du bruit du système d'imagerie qui ne se limite pas simplement au détecteur. La particularité essentielle de ce travail est la prise en compte de l'atténuation du rayonnement et du rayonnement diffusé, comme rencontré dans les conditions cliniques habituelles lors de l'évaluation des performances du système de mammographie. Pour ce faire, nous nous éloignons volontairement des conditions de laboratoires habituellement utilisées pour caractériser les performances intrinsèques d'un détecteur.

L'utilisation des images virtuelles du fantôme CDMAM, est une technique efficace qui permettra de supprimer l'inconvénient lié au temps d'acquisition d'un grand nombre d'images nécessaires quand un observateur mathématique est utilisé. Le recours à un observateur mathématique réduira le temps d'évaluation des images et permettra une comparaison plus objective de la qualité pour différentes conditions d'expositions cliniques.

Pour les chapitres qui sont liés à un travail personnel, nous avons retenu une présentation classique en décrivant d'abord les matériels et les méthodes retenus, en donnant ensuite les résultats, en discutant ces résultats pour finalement aboutir à une conclusion. Les résultats marquants de nos travaux sont présentés sous la forme d'une discussion générale dans le dernier chapitre. Les perspectives sont également incluses dans ce dernier chapitre. Le manuscrit est découpé en cinq chapitres.

1. Le *Chapitre I* est dédié à un état de l'art général situant ce travail de thèse. Il débouche sur les problèmes à résoudre dans le cadre de ce travail de thèse.
2. Le *Chapitre II* décrit l'étude réalisée pour évaluer l'effet de la diffusion des photons sur deux des paramètres physiques du détecteur, à savoir la fonction de transfert de modulation (MTF, Modulation Transfer Function) et le spectre de puissance de bruit (NPS, Noise Power Spectrum). Cette étude est nécessaire pour caractériser la différence entre la mesure des paramètres physiques du détecteur réalisée dans des conditions de laboratoire et dans des conditions réelles cliniques qui tiennent compte de la diffusion des photons par l'objet radiographié (le sein) et l'agrandissement lié à l'écart existant entre les lésions et le détecteur numérique . L'intérêt général de ce chapitre est de mettre en lumière l'impact des conditions réelles d'acquisition sur la MTF et le NPS.
3. Le *Chapitre III* décrit mathématiquement un modèle pour la paire *« Source à rayons X/Détecteur numérique* » utilisée pour la création des images virtuelles du fantôme contraste-détail CDMAM. Ce modèle génère, à partir des paramètres physiques du système d'imagerie mesurés pour des conditions cliniques, des images réalistes qui ressemblent à celles qui seraient réellement acquises. Ce

chapitre contient aussi la validation de ce modèle en utilisant un observateur mathématique. Cette validation se fera en comparant la qualité de l'image obtenue sur des images réelles et des images virtuelles du fantôme CDMAM utilisé.

4. Le *Chapitre IV* présente la validation clinique du modèle développé dans le chapitre précédent. Pour cette validation, la qualité obtenue à partir d'images réelles et d'images virtuelles est comparée en faisant analyser ces images par des observateurs humains Les observateurs humains analysent les images sur une console de diagnostic dans des conditions d'interprétation cliniques.

5. Le *Chapitre V* est une discussion générale de la pertinence des résultats que nous avons obtenus et présente les perspectives que ce travail permet d'envisager.

Etat de l’art

CHAPITRE 1

ETAT DE L'ART

1.1. GENERALITES

1.1.1. CANCER DU SEIN

Le cancer constitue un problème majeur de santé publique. Chez les êtres pluricellulaires en bonne santé, un certain nombre de cellules disparaissent régulièrement et sont remplacées par de nouvelles cellules. Il doit normalement exister un équilibre entre mort et prolifération cellulaires (il s'agit de l'homéostasie). Le cancer, qui résulte d'une accumulation de mutations génétiques après exposition à un (des) carcinogène(s) (d'origine chimique, physique ou virale), est le résultat d'une prolifération cellulaire anarchique aboutissant à la formation d'une masse tumorale qui s'attaque aux tissus sains environnants. Cette masse tumorale peut migrer à distance et coloniser d'autres tissus (métastases), conduisant ainsi à la mort du sujet hôte.

En France, une femme sur huit développera un cancer du sein au cours de sa vie (40 000 à 50 000 nouveaux cas diagnostiqués par an). Il s'agit de la première cause de mortalité par tumeur maligne chez la femme (20% des décès féminins par cancer sont dus au cancer du sein). Les principaux facteurs de risque de survenue d'un cancer du sein sont l'âge (75% des cancers du sein surviennent après 50 ans), la consommation d'alcool, une puberté précoce, une ménopause précoce ou une première grossesse tardive, mais également certaines dispositions génétiques.

Le cancer du sein se traduit par une tumeur maligne qui touche la glande mammaire. Les glandes mammaires sont des glandes exocrines qui sécrètent le lait. Elles sont composées d'un réseau de canaux galactophores lactifères (canaux excréteurs) et de lobules renfermant les alvéoles (portions sécrétrices du lait, appelées également acini). L'architecture de la glande mammaire se construit tout au long de la vie, du stade fœtal à la ménopause, notamment sous l'influence des hormones sexuelles (voir Figure 1).

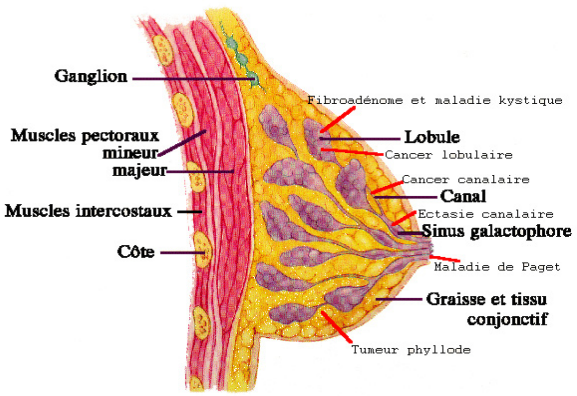


Figure 1: Image anatomique du sein qui montre l'origine de quelques carcinomes invasives (image disponible sur "http://pages.infinit.net/trh/index.html").

Diagnostiqué et traité précocement, le cancer du sein a un très bon pronostic en terme de survie ; en revanche, plus la maladie est à un stade avancé, plus elle est difficile à éradiquer (risques de métastases). C'est pourquoi un dépistage de ce cancer par mammographie (pris en charge par la sécurité sociale) est proposé tous les deux ans à toutes les Françaises de plus de 50 ans (âge où les femmes sont le plus exposées à ce type de cancer). La mammographie est une technique de radiographie utilisant des rayons X permettant de détecter des **masses** tumorales de taille inférieure à 2 mm (la palpation, quant à elle, ne permet de détecter que des tumeurs de taille supérieure à 5 mm). Par ailleurs, certaines autres anomalies, purement radiologiques, peuvent être observées. Parmi ces anomalies, les **microcalcifications** sont les plus fréquentes.

En résumé, les lésions à détecter dans une mammographie correspondent à des *microcalcifications,* dont l'image radiographique correspondante est un petit point bien contrasté, et des *masses tumorales,* dont l'image radiographique est un objet de plus grande taille mais moins contrasté. La mammographie devra donc permettre d'obtenir, à la fois, une excellente résolution spatiale et une bonne détectabilité à bas contraste. Un contrôle de qualité rigoureux permettra de s'assurer que ces conditions sont remplies.

1.1.2. DESCRIPTION D'UN MAMMOGRAPHE

Lors d'une mammographie, chaque sein est radiographié de face et de profil pour visualiser l'intégralité de la glande mammaire. Chaque sein est comprimé entre le détecteur du mammographe et une plaque transparente (palette de compression) pour réduire ainsi l'épaisseur que les rayons X traverseront (voir Figure 2). Cette compression étalera le tissu du sein en évitant ainsi la superposition des structures, et elle limitera aussi le mouvement qui pourrait brouiller l'image radiographique. Le but de la mammographie est de produire de façon systématique des images de haute résolution (pour une appréciation plus détaillé des microcalcifications) et hautement contrastées (pour une bonne détection des masses) tout en délivrant la plus petite dose de rayonnement possible.

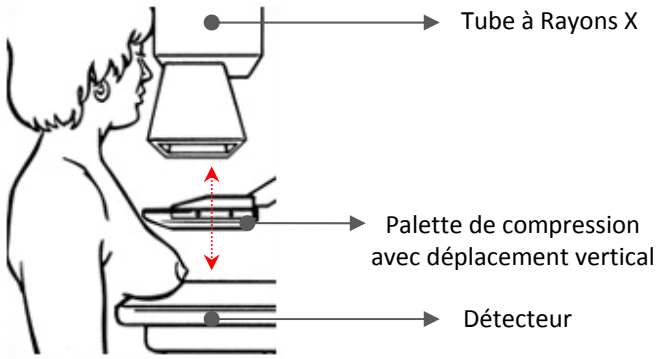


Figure 2: Positionnement de la patiente pour la prise d'une mammographie de face. Image d'origine sur le site: http://bluegyn.free.fr/spip/local/cache-vignettes/L140xH180/arton311-b891a.gif

Les deux dernières décennies ont connu des améliorations technologiques importantes: amélioration des générateurs, augmentation de la distance foyer-détecteur, amélioration de la compression du sein, diminution

de la dimension des foyers (voir l'annexe A), changement des matériaux de l'anode et du filtre, et surtout, développement des détecteurs (films ou détecteurs numériques)[27].

Actuellement, les appareils de mammographie (voir Figure 3) comprennent notamment:

- un tube à rayons X qui délivre un faisceau de qualité appropriée,
- une palette de compression,
- une grille anti-diffusante,
- un exposeur automatique et une distance foyer-détecteur au moins égale à 60 cm.

Une explication détaillée sur chaque composant du mammographe est donnée dans l'annexe A.

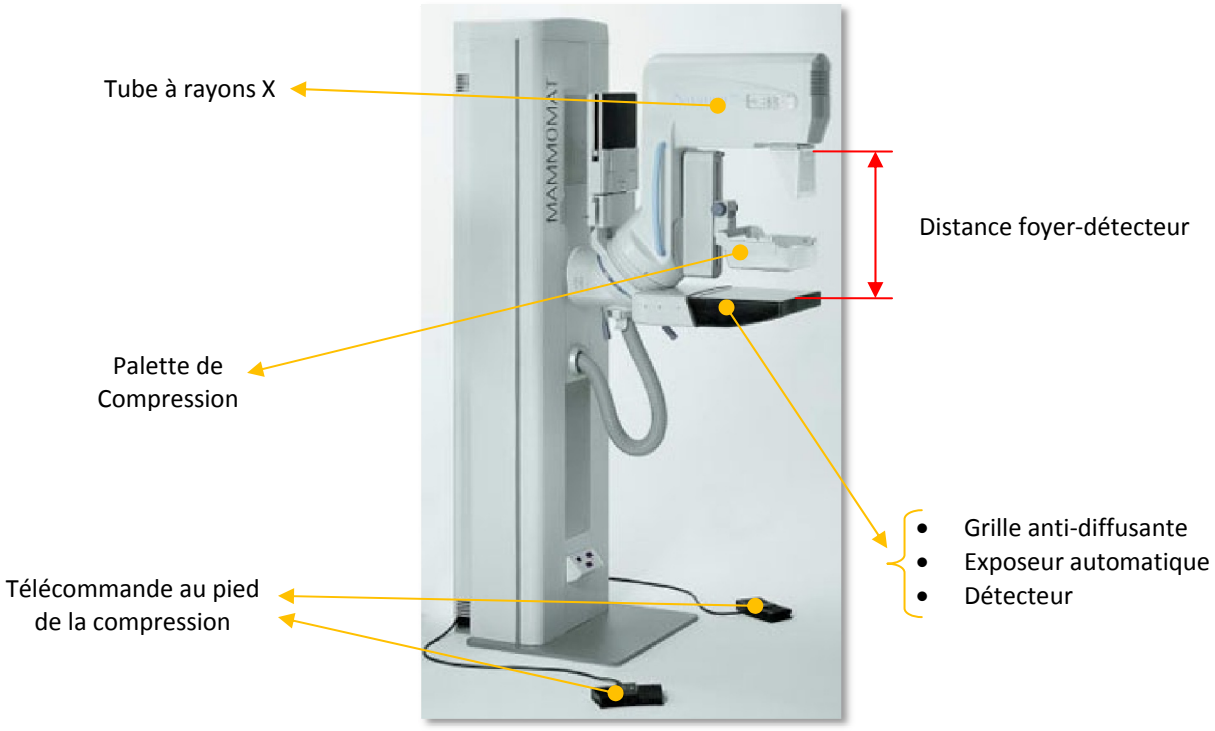


Figure 3: Principaux composants d'un mammographe.

En mammographie le spectre des rayons X doit être adapté à l'examen du sein. Le faisceau doit être de faible énergie avec un spectre quasi-monochromatique de façon à obtenir un bon contraste entre les structures normales et pathologiques du sein, les différences de contraste étant extrêmement subtiles. Un exemple du spectre obtenu pour un couple Anode-Filtre: Molybdène-Molybdène est donné dans la Figure 4. Cette figure montre le spectre obtenu après filtrage.

Aujourd'hui, les spectres utilisés sont produits grâce à l'utilisation de plusieurs couples anode-filtration [28]:

- ***Mo-Mo: Molybdène (Mo ; Z= 42) filtré par le Molybdène (50 µm):*** c'est le plus ancien couple, qui reste la base du système mammographique.

- ***Mo-Rh : Molybdène (Mo ; Z= 42) filtré par le Rhodium (25 µm)*** permettant d'obtenir une énergie moyenne légèrement plus élevée que celle du couple Mo-Mo.
- ***Rh-Rh: Rhodium (Rh ; Z = 45) filtré par Rhodium (25 µm)*** qui permet d'obtenir un contraste supérieur pour les seins épais et denses
- ***W-Rh: Tungstène filtré par Rh :*** bénéficie d'une meilleure tolérance du tungstène pour des charges thermiques fortes et de la sélection du spectre par le Rhodium.
- ***Molybdène filtré par l'aluminium***: ce couple utilisé vers 1980 donnait la possibilité d'utiliser en Xérographie le spectre continu du Mo émis sous 35 kVp.

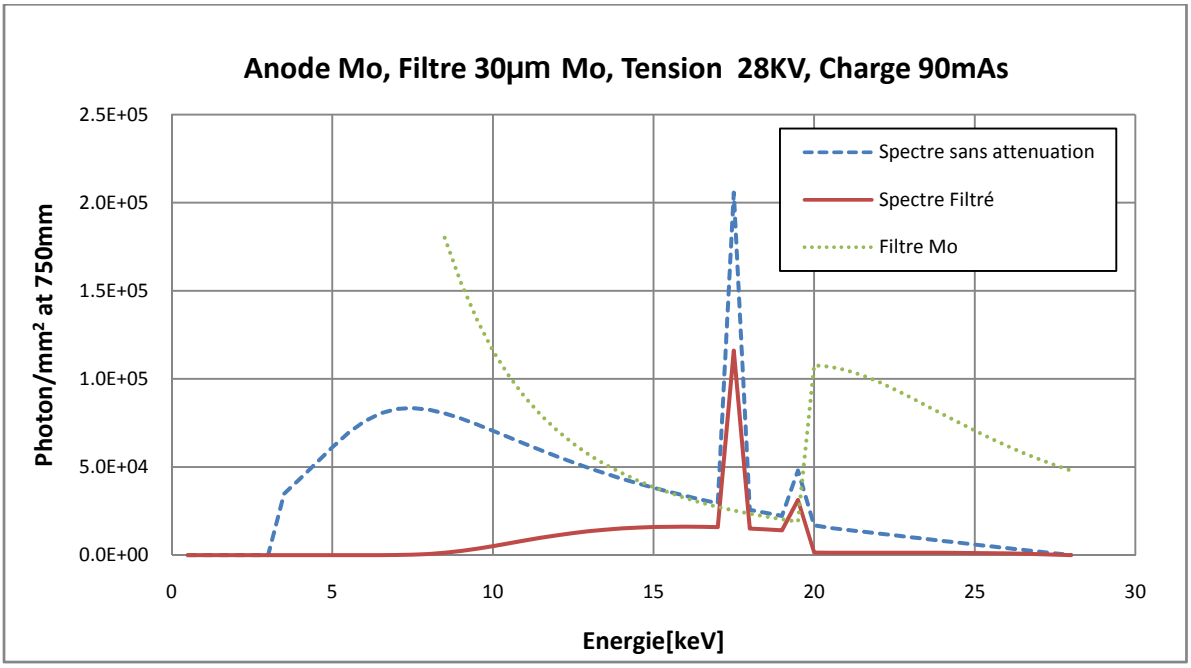


Figure 4: Spectre de rayons X pour une anode en Mo, une filtre de 30 µm en Mo, une charge de 90 mAs et une tension de tube fixée à 28 kVp. Le filtre en Mo réagit comme un filtre du type passe-bande en laissant passer les énergies comprises entre 15 et 20 keV.

RECEPTEURS D'IMAGE

Les récepteurs basés sur le couple écran-film ont été par le passé les détecteurs standards utilisés dans la mammographie conventionnelle. Aujourd'hui, les nouveaux développements technologiques en matière de détecteurs et d'ordinateurs ont permis l'avènement des détecteurs numériques [8, 29-31]. Actuellement, les détecteurs utilisés en mammographie sont classés principalement en deux branches: couples écran-film (analogiques) et détecteurs numériques. Ces derniers peuvent à leur tour être classés en deux catégories: ceux qui effectuent une numérisation directe (détection de quanta et numérisation en une seule étape) et ceux qui réalisent une numérisation secondaire (détection de quanta et numérisation réalisée en deux étapes). La Figure 5 montre une classification des différents détecteurs et technologies utilisés en mammographie [29].

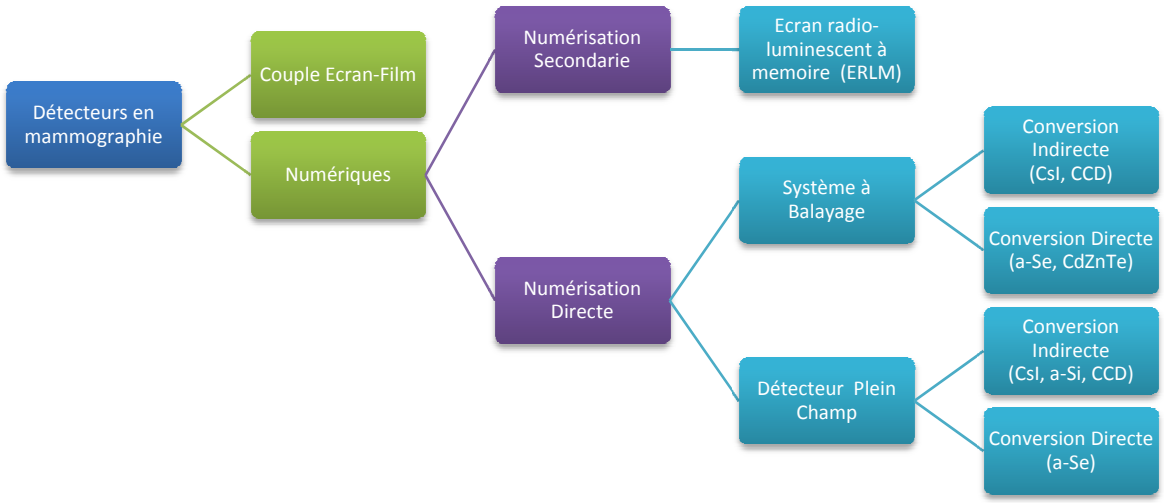


Figure 5: Schéma précisant les différents types de capteurs et technologies en mammographie numérique.

MAMMOGRAPHIE NUMERIQUE

La mammographie numérique remplace le couple écran-film par des capteurs numériques qui transforment les photons X en signaux électriques pour former ainsi des images numériques qui possèdent un certain nombre d'avantages sur le couple écran-film. Ces avantages sont entre autres [1, 8]:

- l'amélioration de la latitude d'exposition et du contraste,
- la possibilité d'effectuer un post-traitement de l'image,
- la dissociation des fonctions de lecture, de stockage et de transfert,
- la possibilité de télé-radiologie,
- la tomosynthèse et autres technologies de visualisation 3-D,
- la réduction de la compression du sein et
- l'amélioration de la qualité de l'image.

Néanmoins, cette nouvelle technologie présente aussi des inconvénients par rapport aux couples écran-film, notamment [1]:

- une résolution spatiale plus petite que celle du couple écran-film,
- un coût élevé de la mise en œuvre et
- une ergonomie des consoles de lecture encore insuffisante pour permettre d'afficher 8 clichés sur un seul moniteur.

La mammographie numérique peut utiliser soit des détecteurs dédiés (numérisation directe), soit des détecteurs amovibles (ERLM, écran radio-luminescent à mémoire) [29].

DETECTEURS NUMERIQUES PLANS PLEIN CHAMP (NUMERISATION DIRECTE)

Les détecteurs plans plein champ sont classés en deux catégories selon la technique mise en œuvre pour transformer l'énergie.

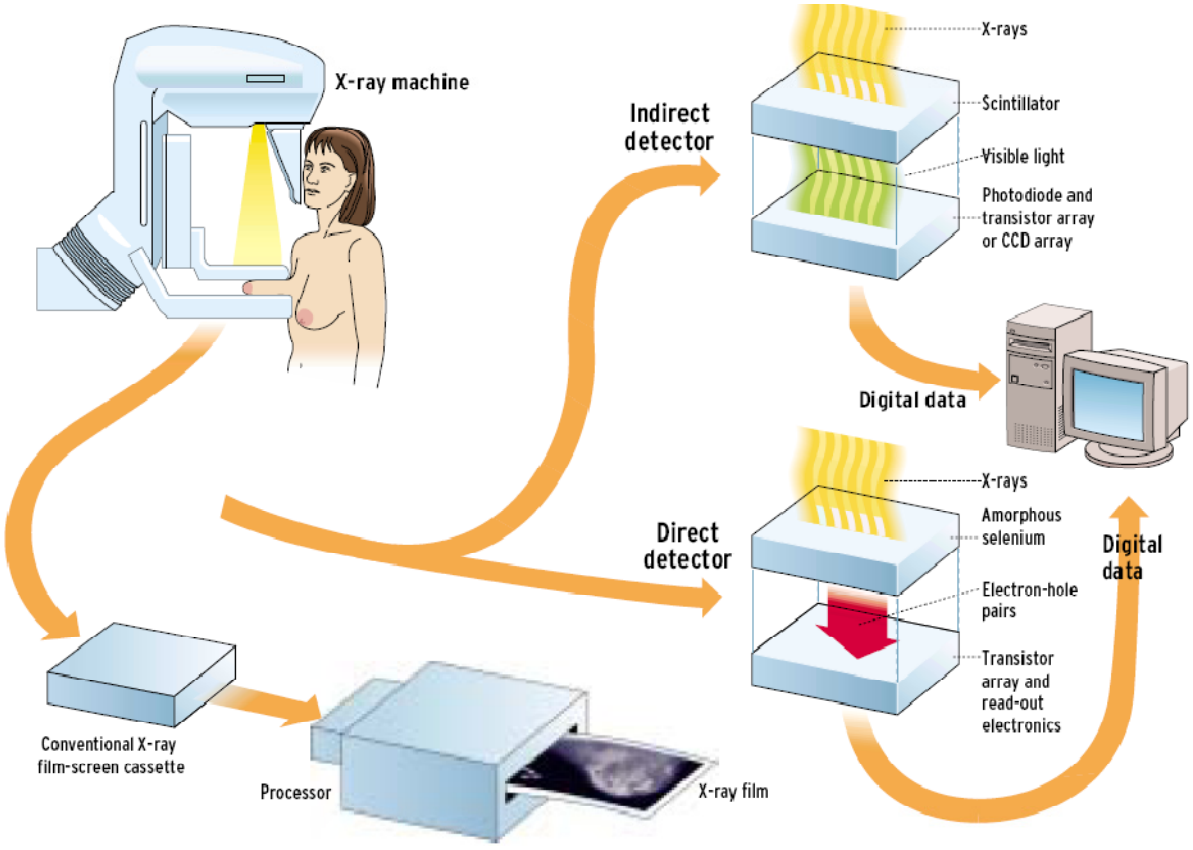


Figure 6: Résumé des technologies de détection actuellement employées dans la mammographie. La mammographie conventionnelle utilise les cassettes film-écran. La mammographie numérique utilise soit des détecteurs à conversion indirecte (photons X → lumière → Signal électrique), soit des détecteurs à conversion directe (photons X→ Signal électrique)[32].

CONVERSION INDIRECTE

Les détecteurs à conversion indirecte transforment l'énergie des photons X en lumière grâce à un scintillateur construit à base d'Iodure de Césium dopé avec du Thallium [CsI(Tl)] ou du Gadolinium oxysulfure (Gd_2O_2S). Cette lumière est ensuite transformée en charge électrique par l'intermédiaire d'une matrice de photodiodes composées de silicium amorphe couplées à des transistors TFT (Thin Film Transistor), qui, comme illustré dans la Figure 6, conditionnent et amplifient les signaux.

Une autre alternative utilise des CCD (charge-coupled devices) au lieu des copules photodiodes-TFT pour transformer la lumière en signaux électriques. Ces dispositifs utilisent un système de couplage optique pour capter la lumière produite par le scintillateur et l'acheminer à l'entrée du CCD. Ce couplage optique utilise soit une lentille, soit des fibres optiques. Comme les CCD sont des éléments de petites dimensions, de nombreux CCD juxtaposés sont utilisés pour construire une matrice et couvrir la totalité de la surface du champ d'acquisition. L'inconvénient de ces systèmes est la perte de lumière et la complexité due aux fibres optiques. Le couplage optique peut aussi introduire des distorsions géométriques et des artéfacts.

CONVERSION DIRECTE

Les détecteurs à conversion directe sont composés d'un semi-conducteur, typiquement, du sélénium amorphe (a-Se) qui a la propriété de transformer l'énergie des photons X en charges électriques *via* un phénomène photoélectrique. Sous l'influence d'un champ électrique externe, les trous (ou électrons, selon la polarité) sont acheminés vers les électrodes du pixel pour être stockés dans un condensateur. Le signal électrique est échantillonné par des transistors (TFT) comme pour la conversion indirecte (voir Figure 6). L'utilisation du Sélénium a une longue histoire commerciale en xérographie, et son exploitation est bien maîtrisée.

La différence principale de ce type de conversion par rapport à la conversion indirecte, est la génération de charges électriques, en évitant les problèmes liés à la diffusion de lumière.

ECRAN RADIOLUMINESCENT A MEMOIRE (ERLM)

Cette technique est basée sur l'utilisation des écrans radio-luminescents à mémoire (ERLM) qui stockent l'énergie transmise par les rayons X dans une structure cristalline. Puis, à l'aide d'un laser, cette énergie est restituée par photo-stimulation. Les particules photo-luminescentes sont constituées de fluoro-halogénure de baryum dopé à l'europium qui forment une image latente lors de l'arrivée des photons X. L'énergie stockée est libérée sous la forme de photons lumineux lorsque l'écran est balayé par un faisceau laser de longueur d'onde précise. Cette lumière est guidée vers un photomultiplicateur qui la transforme en un signal électrique. Le signal électrique est ensuite amplifié et échantillonné par des composants électroniques. Après lecture, l'énergie résiduelle contenue dans les ERLM est totalement effacée au moyen de tubes néons ou d'une lampe flash. Les ERLM ainsi réinitialisés peuvent être réutilisés.

De façon générale, un récepteur de rayons X utilisé en mammographie numérique, doit avoir comme objectif une absorption efficace des rayons X, pour générer ainsi une image numérique qui permet la détection de lésions (microcalcifications, ou masses). Pour cela, les récepteurs doivent respecter les exigences de résolution spatiale et de résolution en contraste nécessaires pour la mammographie. Ces dernières sont vérifiées et quantifiées par des paramètres de performances physiques (décrits en détail dans la section 1.2.2 de ce chapitre) pour chaque type de récepteur (numérisation directe ou numérisation secondaire). La performance de ces détecteurs dépend de plusieurs facteurs ``de conception''. Parmi ceux-ci, la surface active du détecteur, la taille du pixel, la vitesse de détection, la gamme dynamique, ainsi que les dimensions et le poids du

détecteur. Chacun de ces paramètres doit être sélectionné avec prudence. Une explication plus détaillée sur des mesures de performances des détecteurs (souvent utilisés pour la comparaison des différents types de détecteurs numériques) et une analyse critique des différents procédés utilisés lors de la mesure de ces performances seront données dans la section 1.2.2 de ce chapitre.

1.2. APPROCHES DE LA MESURE DE LA QUALITE DE L'IMAGE.

La qualité de l'image radiologique (détectabilité des lésions) dépend des conditions d'exposition utilisées lors de la prise du cliché et du récepteur d'images. Concernant l'exposition, les principaux paramètres qui interviennent sont les matériaux du couple anode-filtration, la tension du tube à rayons X (kVp), le courant du tube à rayons X (mA), et le temps d'exposition (s). L'optimisation de ces paramètres nécessite une estimation de la détectabilité des lésions pour chaque condition d'exposition. La détectabilité des lésions peut être estimée par deux approches différentes:

- La première approche de l'estimation de la qualité de l'image utilise des fantômes contraste-détail qui permettent des évaluations subjectives réalisées *via* des expériences de choix forcés [13, 14, 27, 28]. Le fantôme de référence est le fantôme CDMAM (Contrast-Detail MAMmography) [15, 33, 34] constitué d'un support avec des pastilles de tailles et épaisseurs variables qui simulent des objets de divers contrastes et tailles. La qualité des images acquises est usuellement représentée par des courbes de contraste-détail déterminées à partir des pastilles détectées par des observateurs humains. L'avantage de cette approche subjective réside en l'utilisation d'un fantôme qui permet de faire une simulation plus ou moins réaliste des microcalcifications et des masses. Néanmoins, les tests subjectifs présentent l'inconvénient de la variabilité inter-observateur. Ce type de test est très consommateur de temps.
- La seconde approche est largement utilisée par les constructeurs pour comparer la performance des détecteurs numériques en termes de résolution spatiale et de bruit. Cette approche exploite les paramètres physiques des détecteurs mesurés en conditions de laboratoire (par exemple, sans considérer les effets de l'agrandissement et de la diffusion de photons) [14, 35]. Ces paramètres sont la fonction de transfert de modulation (MTF, *Modulation Transfer Function*) et le spectre de puissance de bruit (NPS, *Noise Power Spectrum*) [6, 8, 36, 37] qui traduisent les qualités en termes de résolution spatiale et de bruit du détecteur. A partir de ces deux paramètres, un troisième paramètre est calculé. Celui-ci est l'efficacité quantique de détection (DQE, *Detective Quantum Efficiency*) [38]. Normalement, plus l'efficacité quantique de détection est grande, meilleure est la détection des lésions. Toutefois, il semble que pour quelques conditions d'exposition, la détection de lésions est meilleure pour le mammographe qui présente la DQE la plus faible [21]. Ainsi, cette seconde approche, fondée sur des mesures objectives, présente l'inconvénient de ne pas présenter de relation directe avec la qualité clinique des images réalisées. La description détaillée de chaque approche est présentée dans la suite.

1.2.1. SIMULATION DE LESIONS

L'évaluation de la qualité de l'image en mammographie à partir de fantômes est une approche largement utilisée pour estimer la performance de détection des lésions par des observateurs humains. La complexité de l'évaluation dépend du fantôme. Par exemple, si une estimation doit être réalisée rapidement, un fantôme composé d'un petit nombre d'inserts comme ceux du fantôme ACR (American College of Radiology) ou du MTM100 [39] (voir Figure 7) peut être utilisé. Mais ce type de fantôme donnera une estimation limitée de la détectabilité des lésions en raison du faible nombre d'inserts à détecter. A l'opposé, les fantômes avec un grand nombre d'inserts comme le fantôme CDMAM (fantôme considéré comme le *gold standard*) conduisent à des protocoles expérimentaux fastidieux et chronophages.

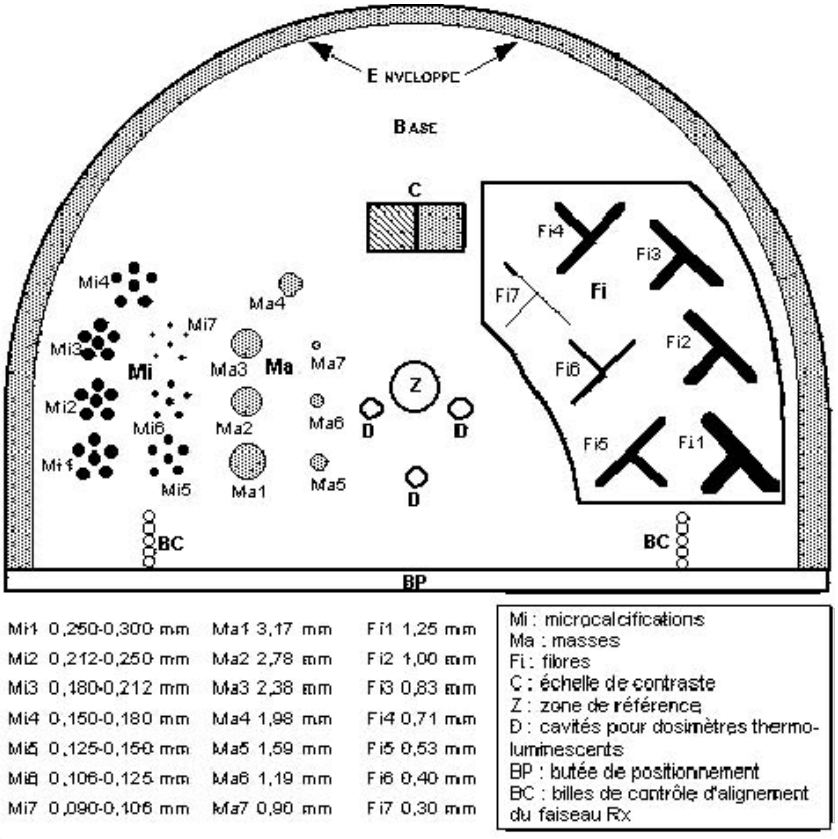


Figure 7: Schéma du fantôme MTM 100 en matériau équivalent sein avec les différentes inclusions et leur taille [39]. L'utilisation de fantômes comme le MTM100 permet de simuler de façon réaliste des masses, fibres et microcalcifications. Le test demande aux observateurs d'identifier les lésions qui sont détectables et de donner un score dépendant du type de lésion détectée. Finalement, le score total est obtenu par la somme de tous les scores partiels donnés pour chaque type de lésion détectée. Ce type de fantôme aboutit à une estimation subjective qui peut présenter un biais lié à la familiarisation des observateurs avec le fantôme.

Quand un fantôme est utilisé pour évaluer la qualité de l'image, il faut que celui-ci soit discriminant et qu'il permette d'établir un score. L'évaluation du fantôme se fait en présentant à l'observateur une image sur laquelle figurent les objets d'intérêt. L'observateur indique alors le nombre d'objets qu'il parvient à détecter.

L'opération peut être répétée avec différents observateurs ou différentes images. Un score est établi à partir des résultats obtenus et permet de donner une mesure de la qualité de l'ensemble de la chaîne d'acquisition des images.

FANTOME CDMAM

Le fantôme CDMAM (Contrast-Detail MAMmography) a été développé pour évaluer une installation de mammographie conventionnelle utilisant un couple écran-film. Cependant, avec l'évolution des mammographes numériques, le fantôme peut aider au développement et à l'évaluation de la qualité de l'image de ces nouvelles modalités.

Le fantôme CDMAM est constitué d'une plaque en aluminium qui contient des pastilles en or de différentes épaisseurs et diamètres. Les pastilles sont rangées dans une grille de 16 lignes et 16 colonnes. Un total de 205 cellules constituent la grille. Chaque ligne contient des pastilles de même épaisseur mais de diamètre variable, et chaque colonne contient de pastilles ayant un même diamètre mais des épaisseurs variables (voir Figure 8). Chaque cellule de la matrice contient deux pastilles identiques. L'une est située au centre de la cellule, l'autre dans un des coins. Le choix du coin est aléatoire.

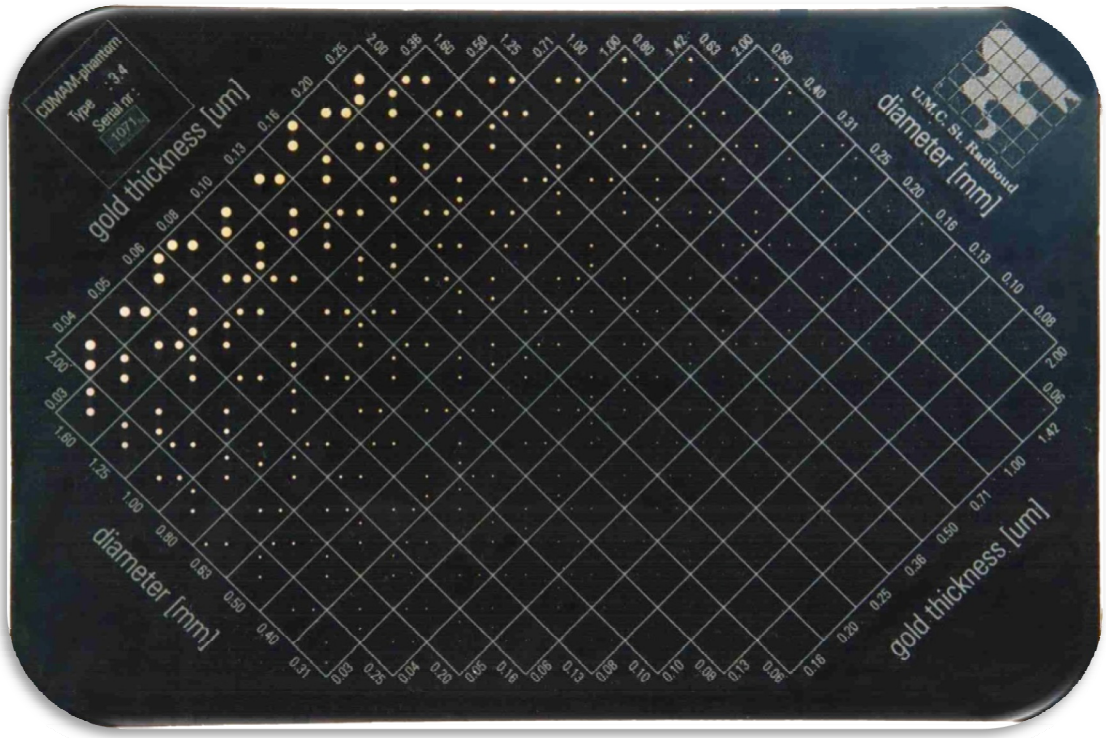


Figure 8: Fantôme CDMAM (Contrast-Detail Mammography) conçu par Artinis Medical Systems [15].

La plaque d'aluminium (AL1050) d'une épaisseur de 0.5 mm est placée dans une cavité de 2 mm de profondeur d'une plaque de PMMA (*PolyMethyl MethAcrylate* - Polyméthacrylate de méthyle). L'ensemble (PMMA et aluminium) a une épaisseur équivalente à 10 mm de PMMA dans des conditions d'exposition standards en mammographie, et des dimensions correspondant à celles d'un film mammographique de format standard

(180 mm x 240 mm). Les disques d'or varient en épaisseur dans une gamme de 0.03 à 2.0 µm et en diamètre dans une gamme de 0.06 à 2.0 mm. Ils ont été fixés à la base en aluminium par évaporation.

Le fantôme CDMAM inclut un jeu de 4 plaques de PMMA pour simuler différentes épaisseurs de sein. Les plaques ont une épaisseur de 10 mm et les mêmes dimensions que le fantôme.

Pour l'obtention des images du fantôme CDMAM, le fantôme est placé entre les plaques de PMMA (voir Figure 9). Dans cette configuration, le fantôme est positionné de façon à ce que les pastilles les plus petites soient placées du côté de la paroi thoracique. La fonction des plaques de PMMA est de simuler une absorption de rayons X équivalente à celle d'un sein de même épaisseur et de produire la diffusion des photons X comme lors de la prise d'un cliché.

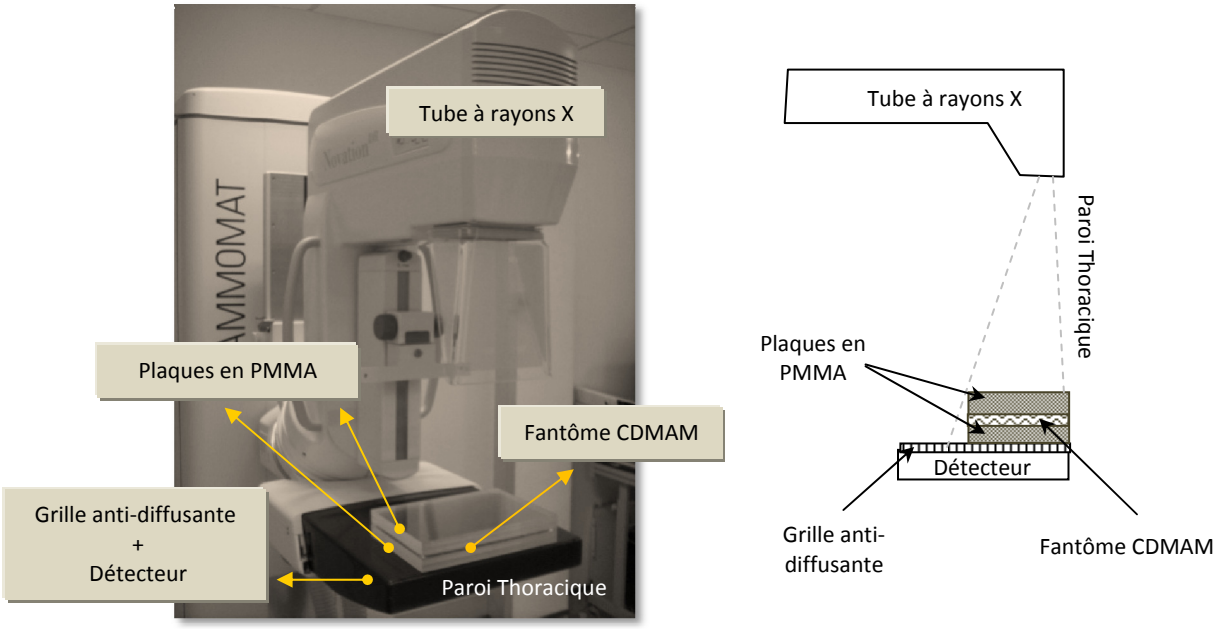


Figure 9: Dispositif expérimental permettant la mesure de la qualité d'image avec le fantôme CDMAM.

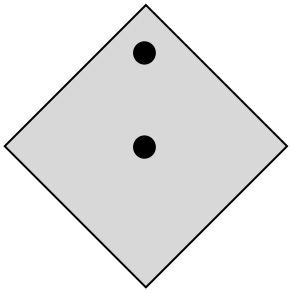


Figure 10: Cellule du fantôme CDMAM contenant deux pastilles en or. Une située au centre de la cellule et la seconde située aléatoirement dans l'un des quatre coins de la cellule.

L'évaluation de la qualité est réalisée par l'examen du cliché du fantôme CDMAM, c'est-à-dire par la recherche, pour chaque diamètre de disque, de la pastille visible ayant la plus faible épaisseur. Pour cela, chaque cellule du fantôme est soumise à une évaluation de choix-forcé : dont l'observateur doit, dans un premier temps, regarder si la pastille centrale est visible, puis il doit dire dans lequel des quatre coins se trouve la deuxième pastille (voir Figure 10).

Une courbe de contraste-détail est obtenue à partir de cette évaluation. Cette courbe montre les pastilles avec l'épaisseur la plus petite visible pour l'œil humain pour chaque diamètre. Un exemple est donné dans la Figure 11, où la courbe tracée sépare le domaine des objets visibles présentant un niveau de contraste et un diamètre suffisant, du domaine des objets non-visibles sur l'image. L'axe des ordonnées est dans une échelle logarithmique afin de couvrir toute la gamme d'épaisseurs contenues dans le fantôme. De cette courbe, une valeur numérique nommée « Facteur d'Index de Qualité (IQF, *Index Quality Factor*) » est obtenue de façon à pouvoir comparer numériquement différentes courbes de qualité. Cette valeur est calculée à partir du produit abscisses-ordonnées (épaisseur minimale visible multipliée par le diamètre). L'expression mathématique de l'IQF est donnée par l'équation (1):

$$(1) \qquad IQF = \frac{100}{\sum_{i=1}^{16} D_i \cdot T_{i,min}}$$

Où $T_{i,min}$ est l'épaisseur d'or minimal perçue dans la $i^{ème}$colonne, qui correspond à un diamètre D_i.

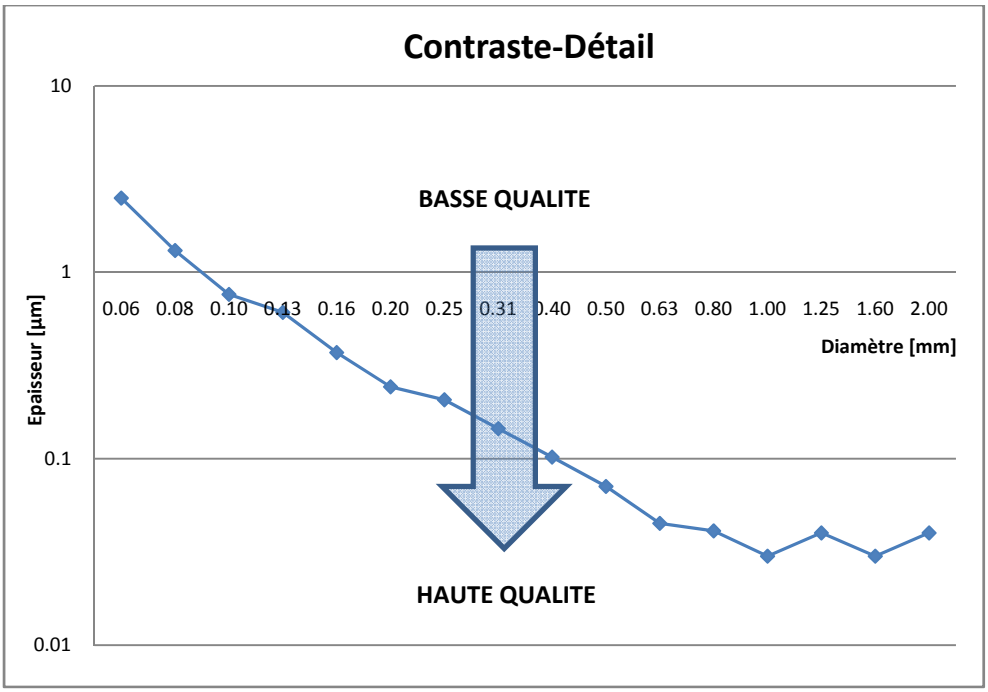


Figure 11: Courbe de Contraste-Détail obtenue à partir d'une image du fantôme CDMAM v3.4.

A cause de la variabilité intra- et inter-observateurs que ce type d'évaluation présente, mais aussi à cause du temps important nécessaire pour réaliser la lecture des images du fantôme, des travaux de recherche ont été mis en place [26] pour remplacer les observateur humains par des observateurs mathématiques lors de

l'évaluation des images du fantôme CDMAM. Ces observateurs mathématiques sont basés sur la théorie de la décision statistique. Ils ne présentent pas de variabilité et permettent de réaliser rapidement l'évaluation des images. Toutefois, leur sensibilité de détection doit être adaptée à celle des observateurs humains. Ces observateurs mathématiques sont décrits plus en détail dans l'annexe D.

1.2.2. MESURE DE LA PERFORMANCE PHYSIQUE DU DETECTEUR

1.2.2.1. FONCTION DE TRANSFERT DE MODULATION (MTF)

La résolution spatiale traduit la capacité à discerner dans une image deux structures qui se trouvent proches l'une de l'autre. Elle dépend de la taille du pixel mais aussi du bruit contenu dans une image. Plus la résolution est mauvaise, plus l'image sera floue, ce qui rendra difficile la détection des éléments caractéristiques dans l'image. En mammographie, la résolution spatiale est caractérisée par la fonction de transfert de modulation (MTF, *Modulation Transfer Function*) du système. Cette fonction décrit l'altération de l'image d'entrée (représentation de la scène) lors de son passage dans le système d'imagerie (formation de l'image à la sortie du détecteur). Si on exprime l'image dans l'espace des fréquences, ses composantes fréquentielles seront atténuées par le système d'imagerie avec un coefficient d'atténuation différent selon la fréquence. Le rapport entre l'amplitude de chaque composante fréquentielle à la sortie de détecteur et l'amplitude de chaque composante fréquentielle à l'entrée fournit la fonction de transfert de modulation (MTF). Cela est illustré dans la Figure 12.

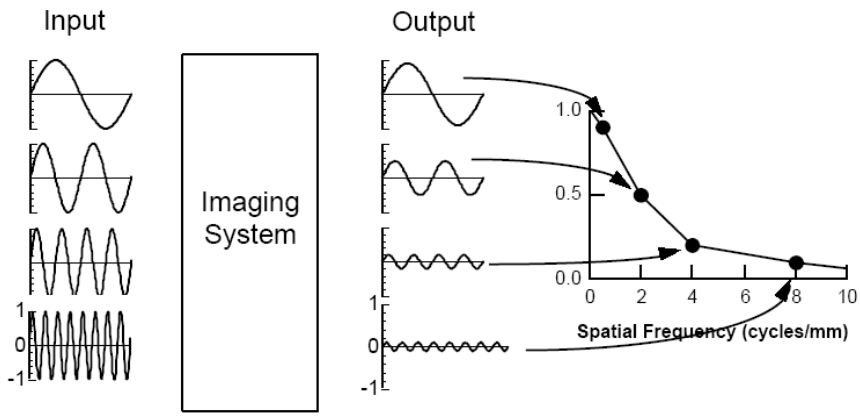


Figure 12: MTF obtenue à partir du rapport entre les amplitudes de sortie de chaque composante fréquentielle d'un signal et les amplitudes originales de ce signal à l'entrée du système [40].

Pour une image numérique, la taille du pixel devient un facteur supplémentaire important qui affecte directement la résolution spatiale. Plus celle-ci est élevée, plus il est possible de « zoomer » l'image et d'identifier clairement des petites structures (par exemple des microcalcifications qui peuvent avoir une taille de 100 à 200 microns de diamètre).

On définit ainsi la fréquence spatiale de coupure (appelée aussi fréquence de Nyquist d'après le théorème de Shannon), c'est-à-dire la fréquence spatiale la plus élevée qui peut être visualisée, avec une taille de pixel (capteur) donnée. Cette taille est définie par la relation suivante:

$$Fc = (2p)^{-1}$$

Avec :

Fc : fréquence spatiale en paire de ligne (ou cycle) par millimètre (pl/mm)

p : taille du pixel en mm, en considérant un pixel (capteur) carré.

Ils existent trois méthodes communes pour mesurer la MTF:

- **LA METHODE "FONCTION REPONSE A UN SIGNAL PERIODIQUE CARRE" (UTILISATION D'UNE MIRE):** Méthode indirecte basée sur la réponse sinusoïdale (voir les explications détaillées dans l'annexe B).
    - Avantage:
        - Implémentation simple et rapide
    - Inconvénients:
        - Méthode de mesure imprécise
- **METHODE DE LA FENTE:** méthode basée sur la réponse impulsionnelle du système (voir les explications détaillées dans l'annexe B)
    - Avantages:
        - Précision élevée, particulièrement aux hautes fréquences.
        - Méthode éprouvée.
    - Inconvénient :
        - Alignement précis, et donc compliqué, d'une mire.
        - Besoin de multiples acquisitions dues à la susceptibilité de la méthode au bruit.
- **METHODE DU BORD:** Méthode basée sur la réponse impulsionnelle du système (explication détaillée dans la section 2.2.1 du chapitre II)
    - Avantages:
        - Précision élevée, particulièrement aux basses fréquences.
        - Alignement simple et rapide.
        - Méthode répandue et éprouvée.
    - Inconvénients:
        - Sensible au bruit qui est amplifié par l'opération de différentiation du bord.
        - Moins précise à hautes fréquences.

Les courbes de MTF mesurées dans des conditions de laboratoire sont montrées sur la Figure 13 pour différents types de détecteurs. Les détecteurs évalués correspondent à un détecteur à conversion directe « Flat detector (a-Se) », un détecteur à conversion indirecte « Flat detector (CsI) », un détecteur ERLM « storage phosphore » et à un couple écran-film. A partir de ces courbes, il est visible qu'un détecteur ERLM et un couple écran-film présentent des valeurs de MTF similaires [30]. Le détecteur à conversion indirecte présente une amélioration en résolution, surtout dans les hautes fréquences, mais elle reste limitée par l'influence de la diffusion de photons produits par le scintillateur. Au final, le détecteur à conversion directe présente de loin la meilleure résolution spatiale grâce à la conversion directe des photons en charges électriques.

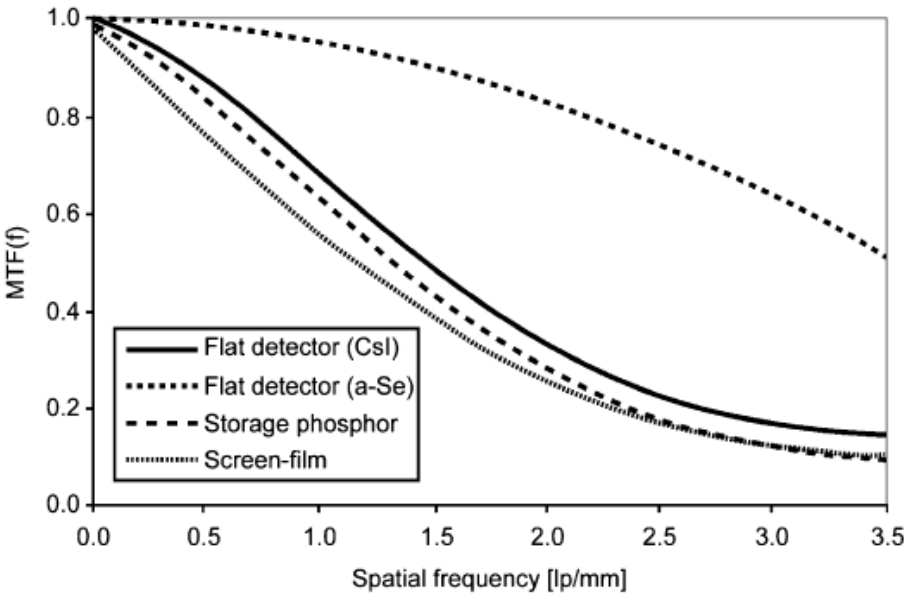


Figure 13: Fonction de Transfert de Modulation d'un couple écran-film, d'un détecteur à conversion directe, d´´un détecteur à conversion indirecte et un détecteur ERLM [30].

Dans ce travail, la méthode du bord, technique recommandée au niveau internationale par l'IEC (voir IEC-62220-1-2, [38]) sera utilisée.

1.2.2.2. SPECTRE DE PUISSANCE DU BRUIT (NPS)

Le spectre de puissance du bruit (NPS, *Noise Power Spectrum*) est une mesure du bruit basée sur une analyse statistique. Selon la nature du bruit, deux types d'analyse de bruit peuvent être employées. Quand le bruit est entièrement reproductible, le bruit est vu comme étant des artéfacts. La reproductibilité signifie que la source de bruit est présente de manière identique dans chaque image analysée. Quand le bruit présente des caractéristiques aléatoires, il doit être analysé avec des techniques statistiques.

Le NPS mesure un bruit considéré comme étant stochastique. Cette mesure est basée sur des hypothèses classiques en analyse de signaux aléatoires. La première consiste à considérer le système comme ergodique, c'est à dire que les propriétés statistiques mesurées sur une image (une réalisation), coïncident avec celles

évaluées à un endroit défini sur un ensemble d'images (ensemble de réalisations). La seconde hypothèse est de considérer le système comme stationnaire: les propriétés statistiques sont invariantes quel que soit l'endroit où on les évalue dans l'image.

En prenant en compte ces hypothèses, le bruit sera quantifié en termes de statistiques du deuxième ordre, à l'aide notamment de l'autocovariance. L'autocovariance, qui est la covariance entre un signal et une version décalée de ce signal, permet d'évaluer la dépendance existant entre deux signaux. Ainsi, plus le bruit est de haute fréquence, plus l'autocovariance décroît vite en fonction du décalage. Pour un bruit à très hautes fréquences, l'autocovariance tend vers une impulsion de Dirac.

Le NPS est simplement la transformée de Fourier de l'autocovariance, comme la MTF est la transformée de Fourier de la réponse impulsionnelle appelée aussi « Fonction de Dispersion Ponctuelle ».

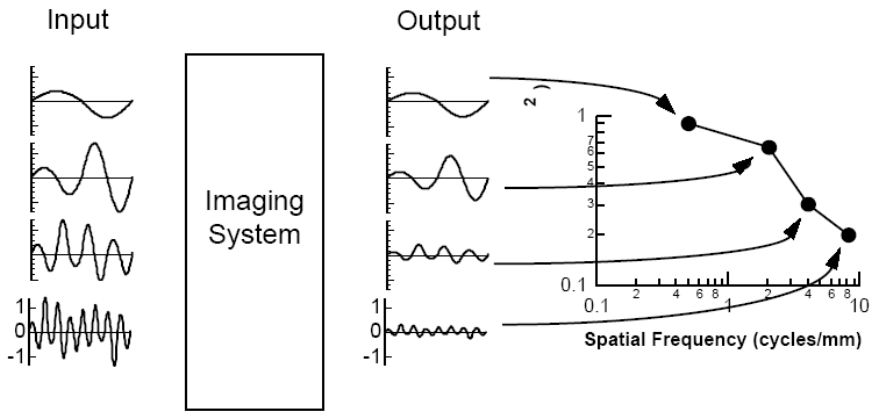


Figure 14: Spectre de puissance de bruit d'une image de sortie d'un système d'imagerie [40].

De façon générale, la MTF peut être considérée comme une représentation de l'atténuation subie par les composantes fréquentielles d'un signal placé à l'entrée d'un système d'imagerie (voir Figure 14). Pour calculer le NPS on peut, en l'absence de signal utile dans l'image (pas d'objet devant le détecteur), considérer le carré du module des composantes fréquentielles du signal de sortie. Bien que d'un point de vue formel, le NPS soit la transformée de Fourier de l'autocovariance, la procédure de mesure du NPS décrite par l'équation (2) est juste (l'autocovariance étant la transformée de Fourier inverse du module au carré de le transformée de Fourier d'un signal). Une description détaillée de la méthode du calcul du NPS est donnée dans la section 2.2.2 du chapitre II.

$$\mathbf{(2)} \qquad \boldsymbol{NPS(u,v) = \frac{\Delta x \Delta y}{M \cdot (256)^2} \sum_{m=1}^{M} \left| \sum_{x=1}^{256} \sum_{y=1}^{256} I_m(x,y) e^{-2\pi i(ux+vy)} \right|^2}$$

où :

Δx et Δy: distance entre deux pixels selon les colonnes et les lignes,

M: nombre de sous-régions considérées (classiquement, M=96),

$I_m(x, y)$: sous-région m de taille 256x256 pixels (voir section 2.2.2 du chapitre II),

$NPS(u, v)$**:** NPS en deux dimensions,

(u, v)**:** fréquences spatiales.

En mammographie, le NPS est calculé à partir de la transformée de Fourier d'images bruitées (acquisition d'images sans aucun objet placé devant le détecteur). Ces images, dont les pixels devraient tous avoir idéalement le même niveau de gris (au bruit près), sont affectées par un gradient (variation non linéaire) d'intensité des niveaux de gris. Cette variation en terme d'exposition est connue sous le terme « d'effet talon » de l'anode (voir annexe A). A cause de cet effet, qui peut être substantiel, la surface d'exposition doit être limitée à une petite surface centrée sur l'image.

Pour augmenter encore l'uniformité de l'exposition qui est fondamentale pour le calcul du NPS, des sous-régions sont extraites de la région correspondant à la partie centrale du détecteur [41]. Un nombre suffisant de sous-images doit être choisi pour avoir une variance de niveaux de gris représentant correctement le bruit. La taille des sous-images doit être suffisamment grande pour assurer une résolution fréquentielle suffisante pour le calcul du NPS.

En général, en mammographie numérique, le bruit est classé en deux types:

- le bruit quantique et
- le bruit électronique.

Le bruit quantique est généré lors de la production des photons X et par l'interaction de ceux-ci avec la matière. La fluctuation du bruit suit une loi de probabilité de Poisson dont l'écart-type est donné par: $\sigma = \sqrt{N}$, où N fait référence au nombre moyen de photons produits.

Le bruit électronique est lié à l'instrumentation du détecteur numérique. Un détecteur numérique est formé d'une matrice de capteurs (pixels), où le signal est échantillonné par chaque capteur (pixel) en délivrant chacun une tension. La tension finale que délivrera chaque capteur (pixel) dépendra du nombre de photons reçus, mais aussi d'une valeur de tension initiale. La différence entre les tensions initiales de chaque capteur du détecteur contribue à la formation du bruit électronique. Une autre cause liée à la formation du bruit électronique est la différence de gain entre l'instrumentation de chaque capteur (pixel), qui peut générer des résultats différents entre capteurs, même s'ils reçoivent la même quantité moyenne de photons. L'influence de ces différences peut être mesurée à partir d'une image obtenue en l'absence de photons X.

1.2.2.3. EFFICACITE QUANTIQUE DE DETECTION (DQE)

Un des principaux paramètres largement utilisé pour comparer les performances des différents détecteurs actuellement disponibles sur le marché est l'efficacité quantique de détection (DQE, *Detective Quantum Efficiency*). L'une de ses possibles interprétations est la mesure du pourcentage des photons X qui arrivent sur

le détecteur et qui sont effectivement utilisés par celui-ci pour former l'image [42]. Une autre façon de caractériser ce paramètre est de le voir comme une mesure de la qualité du transfert du rapport signal sur bruit au carré entre l'entrée et la sortie du détecteur [42-44] (voir l'équation (3) et la Figure 15).

$$\textbf{(3)} \qquad \boldsymbol{DQE(f)} = \left(\frac{\boldsymbol{SNR(f)_{out}}}{\boldsymbol{SNR(f)_{in}}}\right)^2$$

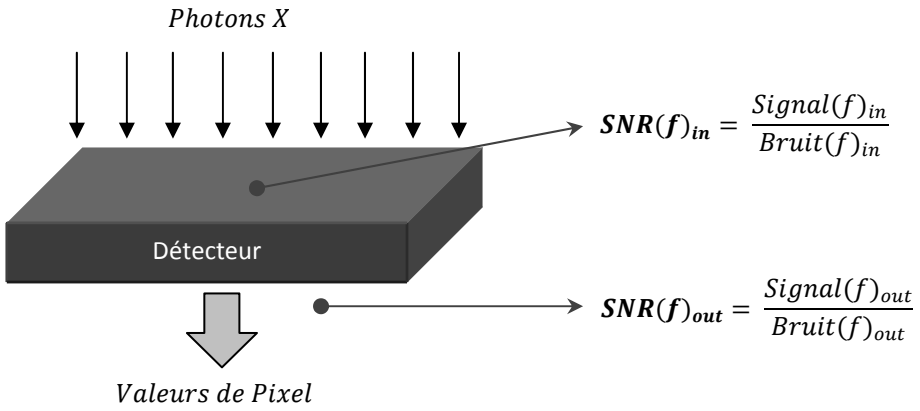


Figure 15: Modèle utilisé pour la détermination de l'Efficacité de Détection de Quanta (DQE, Detective Quantum Efficiency).

Ce paramètre présente les avantages suivants.

- Il peut être déterminé expérimentalement d'une façon rapide et objective.
- Il inclut la contribution de toutes les étapes de la conversion du signal, ce qui permet de comparer de façon quantitative différents systèmes mammographiques.

Il présente cependant un inconvénient:

- Il n'existe pas de liaison directe entre la DQE et la détectabilité des indicateurs des lésions en conditions cliniques.

Il existe différentes techniques pour déterminer la DQE. Les différences entre les méthodes rendent plus difficile la comparaison des performances de différents systèmes. Pour cette raison, une recommandation internationale, à savoir l'IEC-62220-1-2 [38], a été publiée en 2005 pour essayer de standardiser la mesure de ce paramètre. En suivant la définition de l'équation (4), la DQE peut être déterminée à partir de la MTF, du NPS, et du nombre initial de photons arrivant sur le détecteur, exprimé en fluence de photons q_0(nombre de photons/mm^2).

C'est l'équation (3) qui conduit à l'équation (4) [45]. La détermination de cette expression mathématique est donnée dans l'annexe C:

$$(4) \qquad DQE(f) = \frac{D^2 MTF^2(f)}{q_o \, NPS(f)}$$

Où :

$NPS(f)$: est la représentation unidimensionnelle du spectre de bruit (voir annexe C) avec : $f = \sqrt{u^2 + v^2}$

D : Signal moyen de sortie en valeurs de pixel, correspondant à la fluence moyenne de quanta à l'entrée du détecteur.

q_0 : est la fluence du nombre de photons incidents au niveau du détecteur (nombre de photons/mm^2).

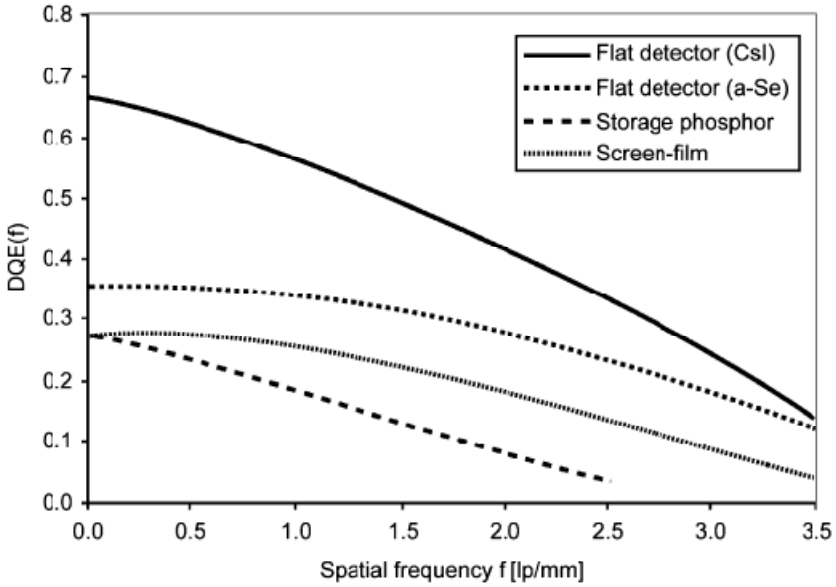


Figure 16: Efficacité quantique de détection d'un couple écran-film, d'un détecteur à conversion directe, d'un détecteur à conversion indirecte et d'un détecteur ERLM pour des énergies du spectre de rayons X utilisées en radiographie générale (autour de 40keV) [30].

Un exemple de courbes de la DQE, obtenues pour des systèmes numériques à conversion directe et indirecte et pour des couples écran-film est donné par la Figure 16. Ces courbes montrent l'efficacité de détection des systèmes en fonction de la fréquence spatiale et pour une énergie du spectre utilisée en radiographie générale (autour de 40 keV). Les détecteurs présentés sur la Figure 13 sont les mêmes que ceux de la Figure 16. Il est visible que le couple écran-film ainsi que le détecteur ERLM présentent les valeurs de DQE, les plus faibles. Par ailleurs, le détecteur à conversion directe et, à plus forte raison, le détecteur à conversion indirecte, présentent, en moyenne, sur l'ensemble des fréquences spatiales, les DQE les plus élevées. Cependant, par rapport au détecteur à conversion directe, la DQE tombe plus rapidement dans les hautes fréquences pour le détecteur à conversion indirecte.

La DQE dépend en grande partie des propriétés d'absorption du matériel de conversion du détecteur. La Figure 17 montre les propriétés d'absorption de matériaux utilisés dans les différents types de détecteurs.

Cette figure montre que la propriété d'absorption du sélénium amorphe (a-Se) est plus grande que celle de l'Iodure de Césium (CsI) pour les basses énergies. Dans le cas de la mammographie, les énergies utilisées se situent entre 19 et 21 keV ; les propriétés d'absorption sont donc plus élevées pour les détecteurs à conversion directe que pour les détecteurs à conversion indirecte. Cela se traduit par un DQE plus élevé pour toute la bande de fréquences [30] des détecteurs à conversion directe. Comme illustré par la Figure 18, les détecteurs à conversion directe sont donc les détecteurs idéaux pour la mammographie.

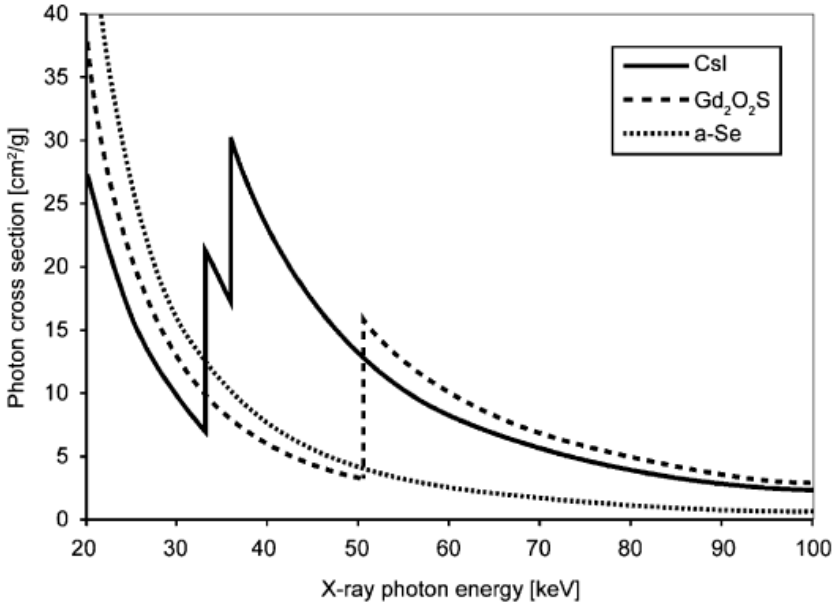


Figure 17: Coefficients d'absorption du CsI, de l'a-Se et du Gd_2O_2S en fonction de l'énergie du spectre de photons X.

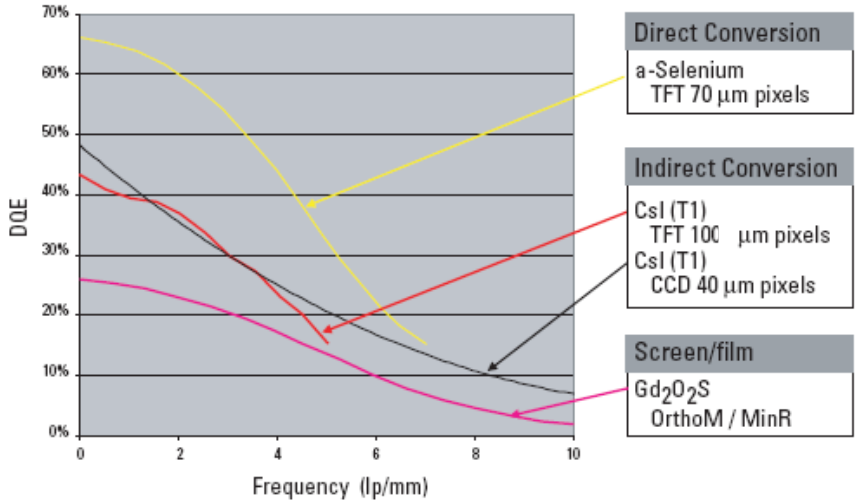


Figure 18: Efficacité de Détection de Quanta d'un couple écran-film, d'un détecteur à conversion directe et d'un détecteur à conversion indirecte sur la gamme des énergies [keV] du spectre de rayons X utilisées en mammographie [8].

1.3. CORRELATION ENTRE LA MESURE DES PARAMETRES PHYSIQUES DU DETECTEUR ET LA QUALITE DIAGNOSTIQUE DE L'IMAGE.

La mesure des descripteurs physiques des détecteurs offre une méthode qui est objective et rapide pour la comparaison de la performance des différents appareils mammographiques. Néanmoins, cette mesure conduit aussi à une comparaison limitée. En effet, les paramètres physiques normalement mesurés en conditions de laboratoire, renseignent sur la performance du détecteur et, en particulier, sur le système global d'imagerie. De ces paramètres dépend la résolution spatiale qui doit être normalement liée à une appréciation plus détaillé de microcalcifications. De façon générale, on a tendance à penser qu'un système qui offre une bonne réponse aux hautes fréquences est un système qui offre une meilleure qualité de détection, même si les objets à détecter (les microcalcifications) sont plutôt des objets apériodiques. Cela signifie qu'ils contiennent une quantité significative de basses fréquences [23]. Pour cette raison, il a été prouvé que, dans certains cas, la détection de microcalcifications est meilleure quand la résolution spatiale diminue (cette diminution en résolution spatiale diminue aussi la DQE) [21, 24]. Par ailleurs, le bruit joue un rôle plus important que la résolution spatiale pour la détectabilité à bas contraste. En effet, la détection des lésions est plus sensible à la présence du bruit qu'à la résolution spatiale. Cela a été montré dans l'étude de Saunders [21], qui a observé qu'une diminution en résolution a, dans certaines limites, un impact faible sur la performance de détection, alors qu'un accroissement substantiel du bruit quantique empêche la détection de microcalcifications et la discrimination entre masses malignes et bénignes. En conclusion, une meilleure performance en bruit permet une meilleure détection des lésions, même si la résolution spatiale est plus faible [21, 24].

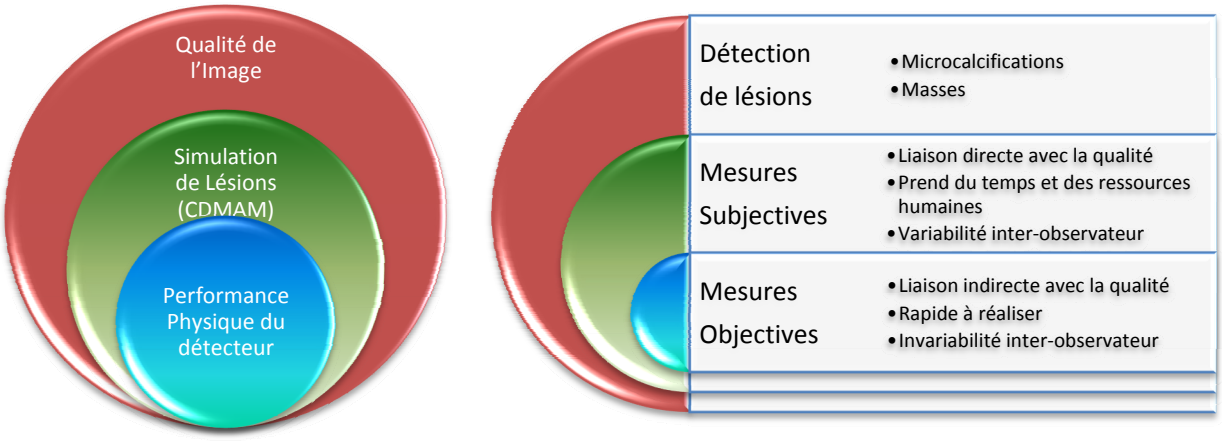


Figure 19: Schémas des approches de l'estimation de la qualité de l'image.

L'estimation de la qualité de l'image *via* l'utilisation de fantômes est une méthode offrant des résultats qui sont en relation directe avec la détectabilité des lésions, puisqu'elle permet de connaitre les tailles minimales des indicateurs de lésions détectables dans les conditions de travail réelles du mammographe. Cependant, l'utilisation de fantômes est un test de nature subjective qui peut conduire à un manque de précision et à un biais lié à l'utilisation trop régulière du fantôme [25]. De plus, ce type de tests nécessite beaucoup de temps et de ressources humaines et matérielles. C'est la raison pour laquelle les fantômes ne sont pas employés de façon systématique dans le cadre d'un contrôle de qualité.

La Figure 19 donne un schéma qui englobe toutes les approches possibles pour estimer la qualité des images. Les mesures objectives sont rapides à réaliser et fournissent des résultats en partie corrélés avec la détectabilité des lésions. La corrélation imparfaite entre les performances physiques du détecteur et la qualité de l'image (détectabilité des indicateurs des lésions) a donné lieu à de nombreuses études ces dix dernières années. Ces études ont mis en lumière la difficulté pour résoudre ce problème [13]. Les travaux dédiés à la recherche de cette corrélation où à l'amélioration de chaque approche de l'estimation de la qualité sont résumés dans la suite.

1.3.1. METHODE BASEE SUR LA COMPARAISON DES DESCRIPTEURS PHYSIQUES DE LA PERFORMANCE DES DETECTEURS ET LA QUALITE DE L'IMAGE

En utilisant le modèle de la Figure 20, des études basées sur l'observation des performances de différents mammographes par la comparaison des courbes des descripteurs physiques du détecteur (MTF, NPS et DQE) et des courbes de contraste-détail sous différentes conditions d'expositions ont été réalisées par différentes équipes [22, 46, 47]. L'objectif a été de vérifier l'éventuelle relation entre les performances physiques du détecteur et la détection des lésions. Dans ces études, les paramètres physiques des détecteurs, ainsi que la qualité de l'image pour différentes conditions d'expositions ou pour différents mammographes ont été mesurés. Les résultats ont ensuite été analysés en comparant les courbes DQE avec les courbes de contraste-détail correspondantes. La performance des observateurs mathématiques a aussi été évaluée en comparant les courbes de contraste-détail obtenues par des observateurs humains avec celles obtenues par ces observateurs mathématiques.

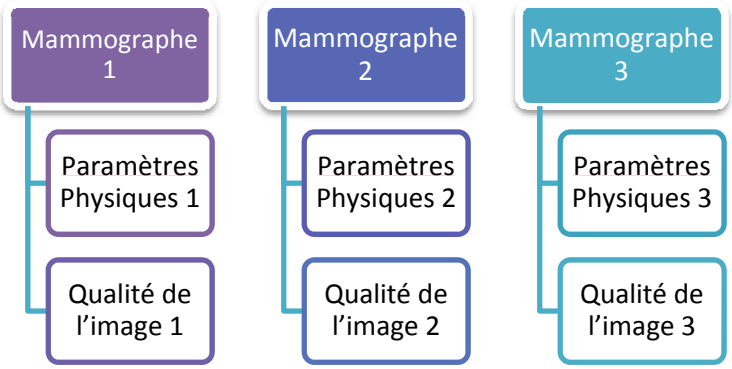


Figure 20: Représentation du modèle d'étude de la corrélation entre la performance physique du détecteur et la qualité de l'image *via* l'observation du comportement de ces deux types de mesure avec différent mammographes.

Les résultats de ces études ont montré que la qualité de l'image est plus sensible à la dégradation liée au bruit qu'à la dégradation de la résolution spatiale. Dans certains cas, un abaissement de la résolution spatiale peut même augmenter la qualité de l'image. Ce constat est également confirmé par [21, 24] et peut être observé dans l'exemple de la Figure 21. Cette dernière représente la MTF obtenue pour un mammographe à détecteur à conversion indirecte (Senographe DS de General Electric). La MTF décroît plus rapidement à cause de la dispersion des photons due au PMMA (plaques de 20 mm de PMMA placée sur le détecteur) que lorsqu'il n'y a pratiquement pas de dispersion (utilisation d'une plaque de 2 mm en aluminium à la sortie du tube à rayons X).

En revanche, l'observation de la courbe de qualité (contraste-détail) exprime une qualité pratiquement identique, voire meilleure, dans le cas du PMMA.

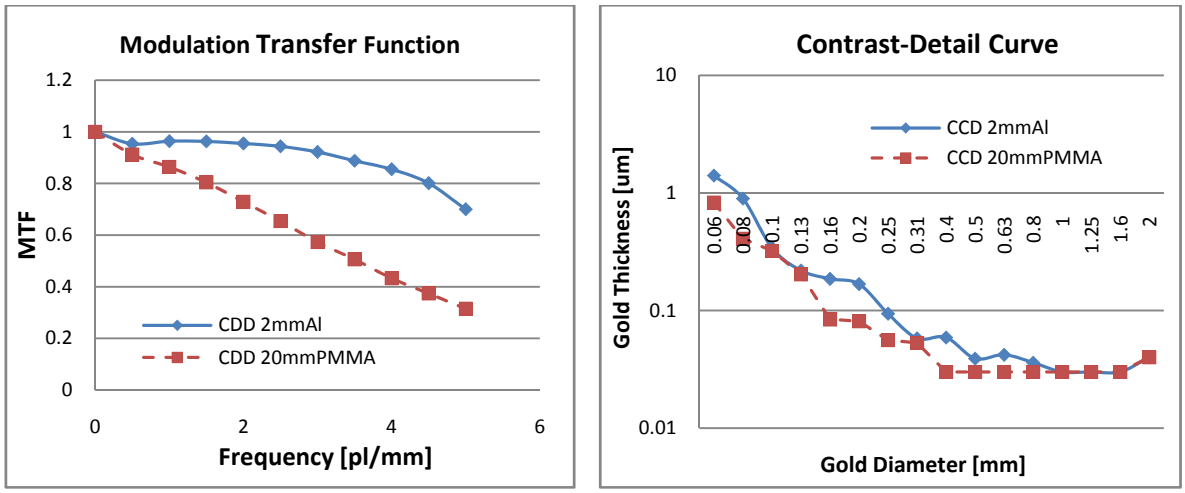


Figure 21: Cas particulier de la comparaison des courbes de résolution spatiale (à gauche) et de qualité de l'image (à droite). La configuration qui présente la résolution spatiale la plus faible (courbes rouges) génère une détection de lésion plus efficace. Mesure réalisé dans un mammographe Senographe DS de General Electric avec un détecteur à conversion indirecte (scintillateur au Iodure de Césium). La taille de pixel est de 100 µm.

En conclusion, ces études de comparaison permettent d'avoir un aperçu global de la qualité de l'image obtenue à partir d'un DQE connu, mais ne permettent pas de connaitre la qualité réelle du mammographe dans les conditions cliniques.

1.3.2. METHODE BASEE SUR LA DEGRADATION D'UNE IMAGE DE HAUTE QUALITE

Une autre méthode est décrite dans [21, 48] pour étudier la relation entre les paramètres physiques du détecteur et la qualité de l'image (détectabilité d'indicateurs de lésions). Le principe consiste à dégrader une image de haute qualité (c'est-à-dire à haute résolution et sans bruit) sur laquelle des lésions (microcalcifications, masses bénignes et masses malignes) ont été rajoutées. Dans l'étape de visualisation, la résolution spatiale est dégradée et le bruit augmenté. Cette méthode est représentée dans la Figure 22. En utilisant cette méthode, la performance des observateurs mathématiques peut aussi être comparée à celle des observateurs humains.

La dégradation de la résolution spatiale et l'ajout de bruit sont réalisés avec les méthodes décrites dans la Figure 22. La résolution spatiale est modifiée en appliquant la MTF pré-échantillonnage à une image sur-échantillonnée. Ensuite, l'image sur-échantillonnée est modifiée en réduisant la taille de pixel à celle désirée. Cette réduction de taille de pixel est réalisée en utilisant une ROI (région d'intérêt) qui se déplace sur toute l'image en moyennant les pixels situés autour du pixel central de la ROI. Le premier pas de la dégradation (ajout) du bruit est la génération d'un bruit blanc dont le spectre de fréquences présente une amplitude constante pour toutes les fréquences. Puis un filtre de bruit est créé à partir de la racine carré du NPS

normalisé par la valeur à la fréquence zéro. Le filtre de bruit est alors multiplié par le spectre du bruit blanc. Finalement, le bruit ainsi obtenu est additionné à une image d'entrée. Plus de détails sur ces deux méthodes de dégradation de l'image sont donnés dans [48].

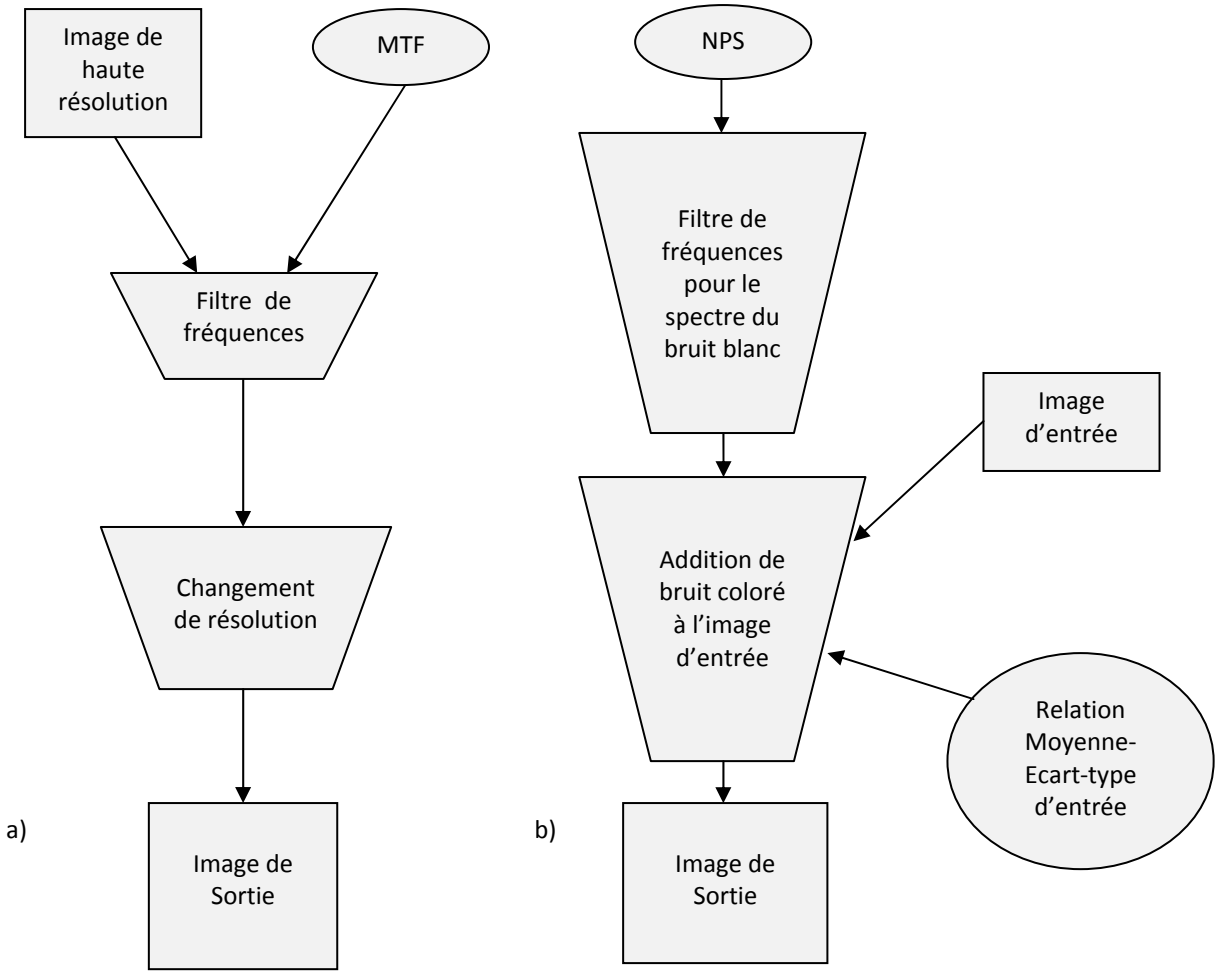


Figure 22: Routines décrites par [48] pour la dégradation en *a)* résolution spatiale et *b)* bruit des images de haute qualité.

Les résultats de ce travail montrent que les observateurs humains sont peu sensibles, dans certaines limites, à la dégradation de la résolution spatiale. Cependant, la détection des microcalcifications et la discrimination entre masses bénignes et malignes est moins performante quand le bruit est important. Dans le cas particulier de l'observateur mathématique NPWMF (Non Pre-Whitening Matched Filter, voir section 1.3.3 Observateur mathématique), l'estimation de la détectabilité de lésions conduit à des résultats similaires à ceux des observateurs humains quand la résolution spatiale est dégradée. Concernant le bruit et l'observateur NPWMF, la détection des masses est comparable à celles des humains, mais la discrimination entre masses malignes et bénignes ne diminue pas en fonction du bruit comme c'est le cas pour les observateurs humains.

Cette méthode, même si elle permet d'analyser la détection de lésions pour différentes résolutions spatiales et pour différents niveaux de bruit, est délicate à appliquer car elle nécessite l'obtention d'une image de haute qualité difficile à obtenir en pratique.

1.3.3. OBSERVATEUR MATHEMATIQUE

Pour résoudre le problème de temps et donc de ressources humaines nécessaires lors de l'évaluation des images du fantôme, des observateurs mathématiques ont été implémentés pour évaluer les images du fantôme CDMAM. Dans ce cadre, différents types d'observateurs ont été proposés:

- bayésien
- hotelling
- filtre non-blanchisseur (NPWMF, Non Pre-Whitening Matched Filter)

Ces observateurs mathématiques (décrits en détail dans l'annexe D et dans [14]) utilisent l'information statistique de l'image pour décider si la détection d'indicateurs de lésions est possible ou non. Le formalisme des observateurs mathématiques est applicable à de nombreux problèmes d'imagerie. Cependant, il est plus facile de l'employer dans des problèmes pour lesquels le signal est parfaitement connu, à l'instar du fond de l'image (SKE/BKE, Signal-Known-Exactly/Background-Known-Exactly). La détection de pastilles dans le fantôme CDMAM entre dans cette catégorie.

Dans une étude réalisée par General Electric (GE) [26], la performance de détection de lésions des trois observateurs mathématiques cités précédemment, a été testée et comparée avec celle des observateurs humains. Cette étude montre que l'utilisation des deux premiers types d'observateurs (bayésien et hotelling) demande un temps considérable de calcul et n'offre pas un niveau de performance de détection des pastilles supérieur à celui des humains. Le troisième observateur, appelé filtre NPWMF, est nettement meilleur. Les principes fondamentaux du filtre NPWMF sont définis par la théorie de la détection et sont présentés dans l'annexe D.

L'équivalence de la performance des observateurs humains avec celle du filtre NPWMF a amené le constructeur du fantôme CDMAM (Artinis Medical Systems [15]) à intégrer le filtre NPWMF dans son logiciel (CDCOM [33]) pour évaluer les images CDMAM. La Figure 23 a été mise à disposition par le constructeur du fantôme CDMAM pour évaluer les images CDMAM de façon automatique. Ainsi, le schéma de la Figure 19 peut maintenant être substitué par celui de la Figure 23 qui est son équivalent et qui résume la procédure de l'évaluation avec l'observateur NPWMF. L'utilisation de l'observateur mathématique NPWMF permet de diminuer le temps d'évaluation des images, tout en augmentant l'objectivité, en particulier quand deux courbes de contraste-détail obtenues sous des conditions d'expositions différentes sont comparées. Mais l'utilisation de cet observateur génère un problème supplémentaire quand différentes conditions d'exposition doivent être évaluées car le nombre d'images nécessaires pour évaluer la qualité de l'image pour une seule condition d'exposition doit être au moins de 8 (recommandations du manuel d'utilisation du logiciel CDCOM). Cela devient problématique en clinique quand différentes conditions d'exposition sont évaluées sur un mammographe, car la charge de travail se trouve considérablement augmentée (l'acquisition des images est un processus qui prend beaucoup de temps).

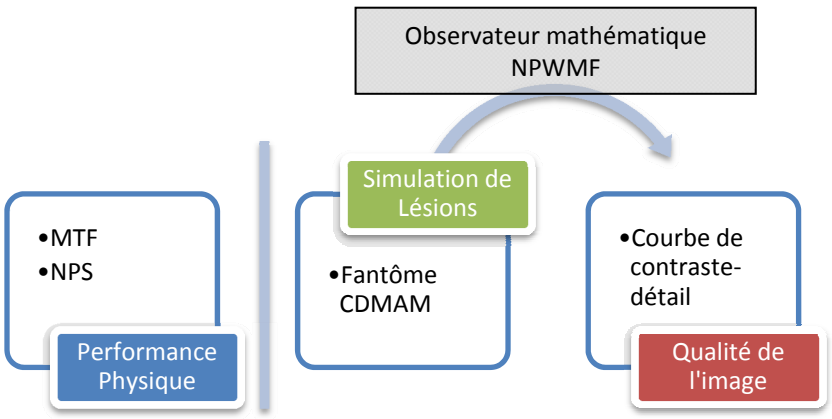


Figure 23: Utilisation des observateurs mathématiques conçus pour se substituer aux observateurs humains dans la tâche d'évaluation des images du fantôme CDMAM. Ces observateurs permettent de réduire le temps de l'évaluation.

D'après l'étude réalisée par GE [26], la corrélation entre les résultats obtenus à partir des observateurs humains et du filtre NPWMF augmente quand le nombre d'images à évaluer dévient plus important, en particulier pour les faibles contrastes. Pour cette raison, plus de 8 images sont recommandées pour l'évaluation de la qualité de l'image pour une seule condition d'exposition. L'utilisation de plusieurs images pour l'évaluation de la qualité réduit l'influence du bruit dû à l'augmentation du rapport signal sur bruit, surtout à faible dose. De plus, le calcul des intervalles de confiance est plus précis, ce qui permet une décision plus fine.

1.3.4. METHODES BASEES SUR L'ESTIMATION DE LA QUALITE DE L'IMAGE

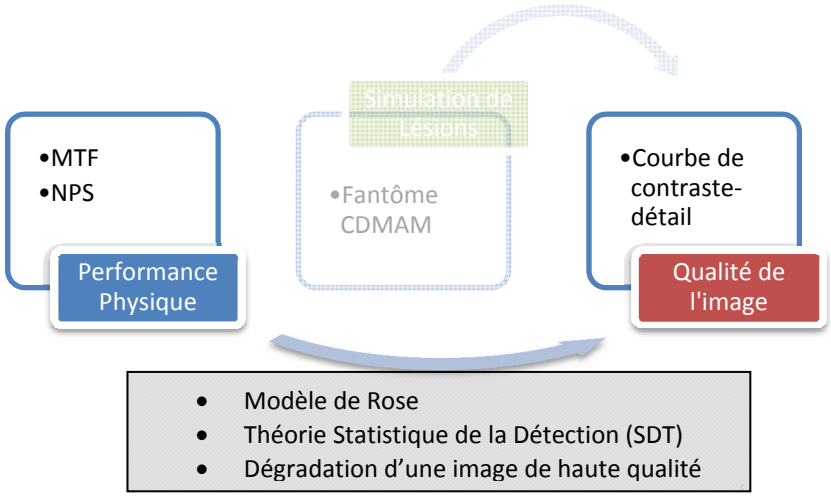


Figure 24: Modèle représentant l'estimation de la qualité de l'image à partir de la mesure des paramètres physiques du détecteur.

Basées sur des principes différents, des études sur l'estimation de la qualité de l'image à partir de la mesure de la MTF et du NPS ont été réalisées [49, 50]. Ces études s'appuient sur l'utilisation du modèle de Rose (1948)

ou sur la Théorie Statistique de Détection (SDT, Statistical Detection Theory). Ce type d'approche est représenté sur la Figure 24, où l'estimation des courbes de contraste-détail est obtenue directement à partir des mesures des performances physiques des détecteurs, sans utilisation de fantôme.

Ces méthodes, décrites par la suite, sont basées sur l'estimation d'un seuil de contraste à partir duquel un observateur humain n'est plus capable de détecter une pastille avec un diamètre spécifique. Ce seuil de contraste est calculé à partir de l'estimation du Rapport Signal sur Bruit (SNR, Signal-to-Noise Ratio), obtenu à partir de la mesure des paramètres physiques du détecteur et de la simulation du spectre d'un objet circulaire.

1.3.4.1. MODELE DE ROSE

Le modèle de Rose décrit le rapport signal sur bruit pour la détection d'un objet circulaire à niveaux de gris uniformes (au bruit près) et placé sur un fond d'image à niveaux de gris constants (au bruit près) et qui représente une fluence (photons X par unité de surface) moyenne $\emptyset_{bkg}$. Si on définit $\emptyset_{oc}$ comme la fluence (photons X par unité de surface) dans la région de l'objet circulaire, le contraste C résultant sera donné par:

$$\mathbf{(5)} \qquad C = \left(\emptyset_{bkg} - \emptyset_{oc} \right) / \emptyset_{bkg}$$

Le rapport signal sur bruit pour le modèle de Rose (qui est détaillé page 115 de [44]) est obtenu à partir de l'équation suivante:

$$\mathbf{(6)} \qquad SNR_{Rose} = \frac{A\left(\emptyset_{bkg} - \emptyset_{oc} \right)}{\sqrt{A\,\emptyset_{bkg}}} = C\sqrt{A\,\emptyset_{bkg}}$$

avec:

$A = \pi\left(d/2\right)^2$: la surface de l'objet circulaire de diamètre d

$A\left(\emptyset_{bkg} - \emptyset_{oc} \right)$: la variation de la fluence due à l'objet circulaire de diamètre d, définie comme « signal » pour le modèle de Rose.

$\sqrt{A\,\emptyset_{bkg}}$: l'écart-type de la fluence du fond uniforme pour une surface égale à celle de l'objet circulaire.

A partir de l'équation (6), le seuil de contraste C_{TROSE} peut être estimé comme suit:

$$\mathbf{(7)} \qquad C_{TROSE} = \frac{SNR_{Rose}}{\sqrt{A\,\emptyset_{bkg}}} = \frac{k}{\sqrt{A\,\emptyset_{bkg}}} = \frac{2k}{d\sqrt{\pi}} \left[\frac{1}{\emptyset_{bkg}} \right]^{1/2}$$

Avec k : seuil du SNR à partir duquel l'observateur est capable de distinguer une pastille circulaire.

Puis, en considérant la fréquence f = 0 dans la relation la $DQE(f)$ de l'équation (4), on obtient l'équation (8):

$$\mathbf{(8)} \qquad NPS(0) = \frac{1}{q_0 DQE(0)} \approx \emptyset_{bkg}$$

Dans l'équation (7), la fluence de photons $\emptyset_{bkg}$ du fond de l'image est équivalente à la mesure du $NPS(f)$ avec f = 0, ce qui conduit à un seuil de contraste C_{TROSE} pour un objet circulaire d'un diamètre d donné par l'équation (9).

$$\textbf{(9)} \qquad C_{TROSE} = \frac{2k}{d\sqrt{\pi}}\left[\frac{1}{q_0 DQE(0)}\right]^{-1/2}$$

avec:

C_{TROSE} : seuil de contraste défini par le modèle de Rose.

$DQE(0)$: DQE à fréquence nulle.

q_0 : fluence du nombre de photons incidents au niveau du détecteur (nombre de photons/mm^2).

k: seuil du SNR à partir duquel l'observateur est capable de distinguer un disque.

La valeur de k doit être adaptée à chaque observateur pendant la réalisation de l'évaluation des images. Généralement, pour un observateur expérimenté, une valeur de k entre 4 et 5 est adoptée. Pour des observateurs moins expérimentés, une valeur de *k* située entre 2 et 3 est préférée. D'après [46], une valeur de $k = 3.8$ donne des résultats proches de la réalité.

Cette approche est facile à mettre en œuvre puisque seule la valeur de la DQE à fréquence nulle est nécessaire. En revanche, elle est réputée peu fiable pour des pastilles de taille inférieure à 0.2 mm, la différence entre les résultats estimés et les résultat réels étant supérieure à 15% [46]. Cette méthode nécessite aussi la connaissance de la valeur numérique k , malheureusement, cette valeur est difficile à estimer.

1.3.4.2. THEORIE STATISTIQUE DE LA DETECTION (SDT, STATISTIC DETECTION THEORY)

La théorie statistique de la détection est à la base des observateurs mathématiques utilisés pour la détection de pastilles en mammographie numérique. Comme indiqué précédemment, le filtre NPWMF est l'observateur dont le comportement s'approche le plus de celui des observateurs humains, notamment lors de l'évaluation des images du fantôme CDMAM. Le filtre NPWMF (voir l'annexe D) permet l'estimation du seuil de contraste d'un objet circulaire à partir du calcul du SNR:

$$\textbf{(10)} \qquad C_{SDT} = k\left[\frac{\left[\int |MTF(f)S(f)|^2 df\right]^2}{\left(\int |MTF(f)^2 S(f)|^2 q_0 DQE(f)\right)^{-1}\mathrm{df}}\right]^{-1}$$

Où:

k: seuil du SNR à partir duquel l'observateur est capable de distinguer un disque.

q_0 : fluence du nombre de photons incidents au niveau du détecteur (nombre de photons/mm^2).

$S(f)$: spectre d'un objet circulaire avec un diamètre d obtenu comme suit:

$$S(f) = \frac{d}{2}\frac{J_1(\pi d f)}{f}$$

avec: J_1 , Fonction de Bessel du premier ordre.

Cette estimation est plus précise que celle du modèle de Rose puisqu'elle utilise la totalité du spectre de la DQE et de la MTF, ainsi qu'un modèle théorique du spectre d'un objet circulaire. Ce type d'estimation présente une différence supérieure à 15% entre les résultats estimés et réels pour des pastilles ayant un diamètre inférieur à 0.13 mm. Cette différence par rapport aux résultats obtenus avec le modèle de Rose s'explique par l'utilisation du spectre complet de la DQE. Par ailleurs, cette méthode présente encore l'inconvénient de l'assignation d'une valeur numérique pour la variable k pour la bonne estimation du seuil de détection.

1.4. OBJECTIFS DE LA THESE ET METHODE PROPOSEE

1.4.1. OBJECTIFS

La mammographie est aujourd'hui l'examen de référence dans le diagnostic des affections de la glande mammaire. L'amélioration de la qualité de l'image est donc une priorité permanente. En particulier, la détectabilité à bas contraste est un point essentiel qui doit être optimisé. Le développement de la mammographie numérique nécessite donc d'optimiser les conditions cliniques, pour les détecteurs et la qualité des faisceaux utilisés, qui peuvent différer de celles habituellement obtenues pour les récepteurs analogiques utilisant des couples écran-film. Les performances des détecteurs numériques permettent d'envisager une amélioration de la qualité des images réalisées.

Les ***OBJECTIFS*** de ce travail de thèse sont les suivants:

1. Analyser, pour différents systèmes mammographiques, la qualité de l'image dans des conditions d'utilisation clinique, à l'aide d'une approche psycho-visuelle fondée sur une méthode contraste-détail. Cette analyse se fera automatiquement par un logiciel basé sur la détection bayésienne d'un observateur mathématique. Pour cela, un programme d'analyse automatique permettant d'obtenir un score qualité d'image mesuré sur fantôme (CDMAM) sera utilisé. Comme décrit dans la section 1.3.3, le logiciel CDCOM, mis à disposition avec le fantôme CDMAM par ARTINIS MEDICAL SYSTEMS, sera le logiciel utilisé pour l'évaluation des images CDMAM.
2. Déterminer la corrélation entre les valeurs des descripteurs physiques de performances des détecteurs (MTF, *etc.*) et la qualité de l'image mesurée par « scoring » automatique sur fantôme pour les conditions d'utilisation clinique des systèmes. Cet objectif est le point clé pour le travail de

recherche de cette thèse, puisqu'il s'agit d'un problème qui, jusqu'à maintenant, n'a pas été résolu. Cela a été bien mis en évidence dans la section 1.3 de ce chapitre. Pour cette raison, une nouvelle méthode est ici proposée pour estimer la qualité de l'image *via* des courbes de contraste-détail obtenues à partir de la mesure des performances physiques des détecteurs. Il est important de faire remarquer que la mesure des performances physiques se fera sur le système d'imagerie (conditions cliniques d'utilisation en prenant en compte la diffusion de photons produite dans un sein simulé (plaques en PMMA) et l'agrandissement, voir l'annexe A) et non pas seulement sur le détecteur (conditions de laboratoire). Cette nouvelle méthode devra permettre une estimation de la qualité meilleure que celle obtenue par le modèle de Rose ou la théorie statistique de la détection (SDT).

3. Mesurer les performances physiques des différents types de détecteurs actuellement disponibles. Les principaux descripteurs (MTF et NPS) seront largement utilisés pour préciser les conditions cliniques optimales en fonction de l'énergie du faisceau (couple anode/filtration, tension du tube à rayons X [kVp] et charge au tube [mAs]) et pour différentes épaisseurs de sein (équivalent en PMMA). Bien que cet objectif fasse référence à l'utilisation de méthodes bien établies comme celles de la mesure de la résolution spatiale et du bruit décrites précédemment dans la section 1.2.2., en pratique leur implémentation dans des ressources informatiques dépend de chaque laboratoire de recherche. Pour cette raison, un des buts de ce travail de thèse, est l'implémentation de ces méthodes de mesure de la performance physique des détecteurs, sur une plateforme de traitement d'images. Cette plateforme devra permettre l'utilisation des différents systèmes d'exploitation (pour avoir une meilleure portabilité) et surtout une acceptation de mises à jour sans avoir besoin d'un changement dans le code de programmation (ce qui est devenu un problème avec les logiciels développés précédemment au Centre Alexis Vautrin). Pour cela, le logiciel *ImageJ* basé sur un code de programmation en Java, sera utilisé comme plateforme de développement pour la codification des méthodes de mesure de la MTF et du NPS.

Le résultat attendu de ce travail est de savoir si, à partir de la mesure de la performance physique d'un détecteur, il est possible de déduire la qualité de l'image mesurée sur fantôme dans le cadre d'une utilisation en conditions cliniques habituelles des différents systèmes. Ce résultat est extrêmement important car l'utilisation de la méthode psycho-physique de détermination de la qualité de l'image est une procédure longue et fastidieuse alors que la mesure d'un descripteur de performance peut être rapide, rigoureuse et automatisée.

1.4.2. METHODE PROPOSEE

Le premier objectif sera atteint en utilisant le logiciel CDCOM pour évaluer les images du fantôme CDMAM, ce qui doit permettre une évaluation rapide des images du fantôme CDMAM et surtout, plus objective quand la qualité de l'image devra être comparée pour différents conditions d'exposition. Le deuxième objectif (objectif le plus important) sera atteint par une méthode basée sur la combinaison des modèles présentés dans les Figure 23 et Figure 24, ce qui permet de cumuler les avantages de ces deux modèles. Finalement, l'objectif

concernant la mesure de la performance physique des systèmes d'imagerie sera résolu en utilisant les méthodes suggérées dans la recommandation internationale IEC-62220-1-2. Cependant, cette mesure est réalisée dans des conditions d'utilisation cliniques, c'est-à-dire, en prenant en compte la diffusion de photons et l'agrandissement.

Le ***MODELE PROPOSE,*** pour résoudre le deuxième objectif, s'appuie sur l'estimation de courbes de contraste-détail en utilisant des observateurs mathématiques, comme c'est le cas pour le modèle de la Figure 23. La différence avec ce dernier réside dans le type d'images à évaluer. Dans le cas du modèle de la Figure 23, les images acquises à l'aide du fantôme CDMAM sont réalisées avec un mammographe. Si on envisage plusieurs conditions d'exposition, le temps « opérateur » devient important, voir même prohibitif. L'approche proposée dans ce travail réduit fortement le temps d'acquisition des images du fantôme sur machine: les images sont ***VIRTUELLES*** (elles sont créées par ordinateur à l'aide des paramètres physiques du détecteur, sans avoir besoin d'utiliser le fantôme CDMAM réel). Le mammographe est alors utilisé uniquement pour la mesure des paramètres physiques du détecteur pour calculer, pour chaque condition d'exposition, une image initiale servant de point de départ pour la génération des images virtuelles du fantôme.

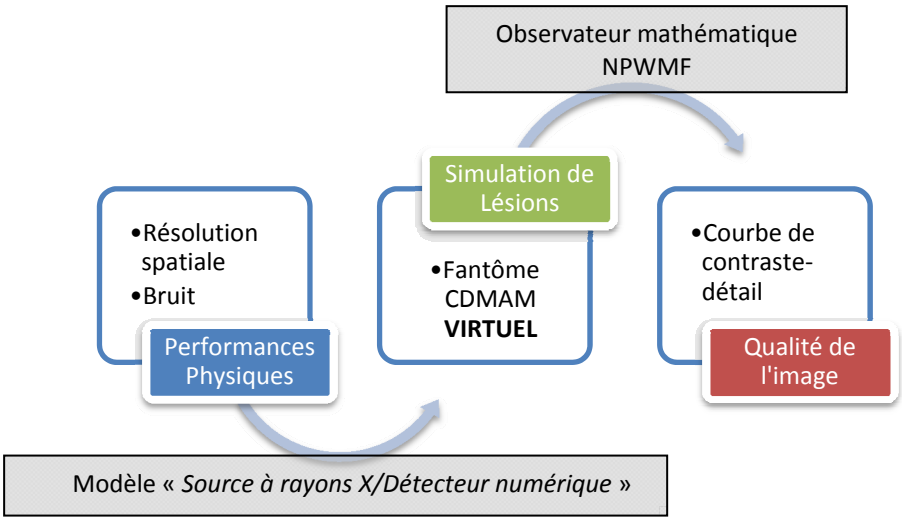


Figure 25: Modèle proposé dans ce travail de thèse pour trouver la corrélation entre les performances physiques du détecteur et la qualité diagnostique de l'image.

Les images virtuelles qui sont générées par le modèle proposé, présentent une grande similarité visuelle avec les images réelles du fantôme CDMAM. Pour cette raison, l'estimation de la qualité de l'image *via* les images virtuelles devra permettre une meilleure estimation de la qualité de l'image que celle effectuée à partir du modèle de Rose ou la théorie statistique de la détection (SDT). Ceci pourra être constaté avec les résultats obtenus lors de la validation du modèle proposé.

La génération des images virtuelles utilise un modèle analytique décrivant le processus de création des images par la paire « *Source à rayons X/Détecteur numérique* » d'un mammographe. Un modèle analytique pour simuler des images du fantôme CDMAM a été utilisé par Grosjean [51, 52]. Le modèle développé par cette

dernière permet d'étudier l'impact des textures sur la détection de lésions *via* des images virtuelles du fantôme CDMAM. Cette étude a été développée pour un mammographe avec un détecteur à conversion indirecte et met en lumière une bonne relation entre la qualité estimée par des images virtuelles et la qualité estimée par des images réelles. En 2008, Un autre travail de recherche qui utilise un modèle analytique pour simuler des images virtuelles du fantôme CDMAM a été présenté par Yip [53], Le modèle de ce travail est encore en développement.

Le modèle analytique « *Source à rayons X/Détecteur numérique* » proposé dans ce travail de thèse est construit pour un mammographe à conversion directe mais avec l'intention de pouvoir être utilisé par les deux types de conversion (conversion directe et indirecte). De plus, à la différence des méthodes proposées dans [51-53], la mesure de bruit utilisée pour la création des images virtuelles n'est pas le NPS, mais la mesure directe du bruit dans chaque région du fantôme CDMAM comprenant une pastille. Cette façon de procéder permet d'omettre la condition de stationnarité statistique (nécessaire lors de la mesure du NPS). Cela permet aussi de prendre en compte les régions du détecteur avec des pixels défectueux ou des artéfacts. La détection de ces zones de pixels défectueux ou d'artéfacts, même si elle n'est pas incluse dans la recommandation internationale IEC-62220-1-2, permettra la création d'images virtuelles plus conformes à la réalité. Cet objectif conduira à une estimation de la qualité de l'image plus précise pour des conditions réelles d'utilisation du mammographe. L'importance de la détection des artéfacts ou de pixels défectueux est mis en évidence par une contribution Marshall [46] .

Impact de la diffusion de photons X sur les paramètres physiques du détecteur numérique

CHAPITRE 2

IMPACT DE LA DIFFUSION DE PHOTONS X SUR LES PARAMETRES PHYSIQUES DU DETECTEUR NUMERIQUE

2.1. INTRODUCTION

Les contraintes de détectabilité de lésions (microcalcifications et masses) imposent un système d'imagerie capable de donner des images de bonne qualité en termes de résolution spatiale et de détectabilité à bas contraste. L'évaluation de cette qualité peut être mesurée au travers de tests (critères) objectifs qui sont basés sur la mesure des caractéristiques physiques du détecteur numérique pour des conditions de laboratoire. Les paramètres de performances intrinsèques mesurés sont la fonction de transfert de modulation (MTF, Modulation Transfer Function) et le spectre de puissance de bruit (NPS, Noise Power Spectrum).

Ces tests de laboratoire se fondent uniquement sur des caractéristiques physiques du détecteur, ils ne prennent pas en compte la diffusion de photons produite par le sein dans les conditions cliniques habituelles d'utilisation des détecteurs. Les critères de qualité ne fournissent donc pas une relation directe de la qualité des images obtenues dans des conditions cliniques standards. Autrement dit, la mesure de la qualité *via* la caractérisation des performances intrinsèques du détecteur n'est pas prédite de manière adéquate quand l'évaluation des performances n'inclut pas la contribution des photons diffusés dans le sein qui vont atteindre le détecteur. Nous avons donc décidé de revisiter la mesure des paramètres de performances en tenant compte des conditions cliniques habituelles de réalisation d'une mammographie. Pour cela, nous avons mesuré, ***EN PRESENCE DE DIFFUSE ET DE L' AGRANDISSEMENT*** (voir annexe A), la fonction de transfert de modulation extrinsèque, ainsi que le spectre de puissance de bruit extrinsèque, que nous noterons respectivement MTF^* et NPS^* afin de ne pas les confondre avec les grandeurs habituelles mesurées dans les conditions de laboratoire.

L'intérêt de ce travail est donc d'évaluer l'effet de la diffusion des photons sur les deux principaux paramètres physiques du détecteur afin de tenter, par la suite, non pas de spécifier les performances du détecteur à partir de la MTF et du NPS mais d'utiliser les valeurs mesurées MTF^*et NPS^*, en présence de diffusé, pour prédire la qualité clinique des images.

2.2. MATERIELS ET METHODES

Notre étude a été réalisée pour un mammographe numérique (MAMMOMAT Novation de Siemens) qui utilise un détecteur numérique plein champ au sélénium amorphe (a-Se) avec des pixels de 70 µm. Les conditions d'exposition clinique habituelles retenues au Centre Alexis Vautrin incluent l'utilisation d'un couple anode-filtration Molybdène-Molybdène (Mo-Mo), une haute tension, une charge (kVp et mAs) et l'utilisation de la grille anti-diffusante. Un fantôme constitué par des plaques en PMMA (polymethyl methacrylate) d'une épaisseur de 1 cm est utilisé pour simuler la diffusion des photons X en fonction de l'épaisseur du sein.

Les mesures de la MTF et du NPS s'appuient sur la recommandation internationale IEC-62220-1-2 [38]. Ces mesures sont réalisées sur des images linéarisées, c'est-à-dire, des images où les valeurs des pixels (niveaux de gris) sont converties en valeurs de kerma dans l'air *via* la Fonction de Conversion caractéristique du système. Le kerma dans l'air est lié à l'énergie cinétique libérée dans le milieu pour un faisceau mono-énergétique de photons X [44]. La Fonction de Conversion définit le facteur de proportionnalité (relation linéaire dans le cas des détecteurs numériques) entre les valeurs des niveaux de gris des pixels et le kerma dans l'air donné en µGy. La procédure utilisée pour la mesure du kerma dans l'air et la procédure pour la mesure de la Fonction de Conversion sont données dans la section *Caractérisation du détecteur*, pages 79 du chapitre III.

2.2.1. MESURE DE LA MTF

La méthode du bord [37, 54, 55] est basée sur la mesure de la fonction de dispersion de bord ou réponse à un échelon (ESF, *Edge Spread Function*). Cette méthode utilise une plaque carrée en cuivre de 500 µm d'épaisseur et 50 mm de côté, dont les bords sont parfaitement polis. Cette pièce, ou cible, est positionnée sur le support patient en son centre (voir Figure 26) avec une inclinaison θ par rapport à la matrice de pixels. L'angle d'inclinaison θ doit être compris dans l'intervalle [1,5° - 3°] (comme spécifié dans la recommandation IEC62220-1-2). Un angle d'inclinaison dont la valeur est située en dehors de cet intervalle peut provoquer des déviations systématiques dues à un sur-échantillonnage inadéquat [55]. Une fois la cible positionnée et le cliché pris, l'image brute obtenue est traitée en suivant les 10 étapes suivantes [37, 38, 55] .

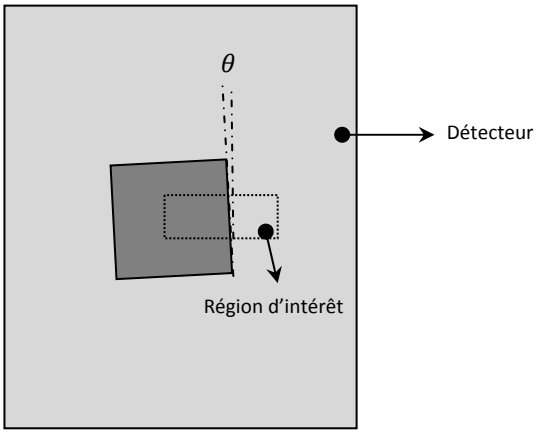


Figure 26: Image de la cible inclinée d'un angle θ par rapport à la matrice de pixels du détecteur.

Étape 1 : Une région d'intérêt (ROI) de 50x25 mm^2, centrée sur le bord de la cible, est définie.

Étape 2 : Un filtre de Prewitt (gradient horizontal) est appliqué à l'ensemble des pixels de la ROI pour estimer le gradient des niveaux de gris le long des lignes. Les maxima locaux situent, avec une précision d'un pixel, les points du bord de la cible (points sur la Figure 27). Une régression linéaire, appliquée à ces points, fournit la position du bord. Les points de cette droite situent le bord avec une précision inférieure au pixel. L'équation de la droite permet de calculer l'angle θ.

$$filtre\ Prewitt = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Étape 3 : Le nombre de lignes *N* nécessaires pour que le bord passe d'une colonne de pixels à une autre est calculé à partir de l'inclinaison du bord ($N = 1 / tan(\theta)$).

Étape 4 : Une fonction de dispersion de bord (ESF) sur-échantillonnée est générée en utilisant les valeurs des pixels de *N* lignes consécutives comme suit: la valeur du premier pixel de la première ligne correspond au premier point de l'ESF sur-échantillonnée, le premier pixel de la deuxième ligne correspond au deuxième point, *etc*. Le premier pixel de la $N^{ième}$ ligne sera le $N^{ième}$ point. Cette procédure est répétée pour tous les pixels des *N* lignes. La valeur du deuxième pixel de la première ligne est le $(N+1)^{ième}$ point, le deuxième pixel de la deuxième ligne sera le $(N+2)^{ième}$point, *etc*. Ainsi, comme illustré sur la Figure 27, l'ESF sur-échantillonnée sera formée par les points $[1, 2, 3, \dots, N, N+1, N+2, \dots, 2N, \dots, LN]$.

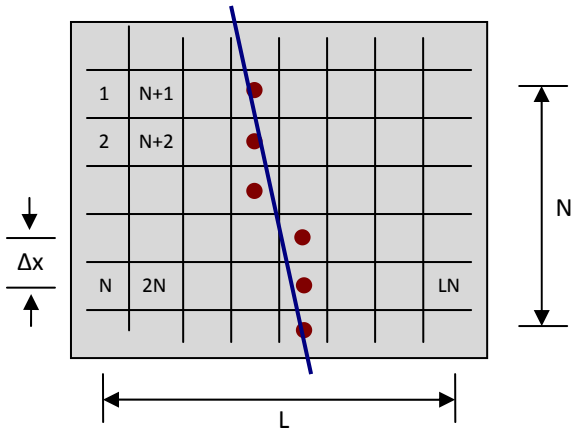


Figure 27: Points détectés par le filtre directionnel de Prewitt. Pour former une ESF (bord) sur-échantillonnée, les pixels de l'image sont pris dans le sens vertical, colonne par colonne.

Étape 5 : L'étape 4 est répétée pour l'ensemble des groupes de N lignes de la région d'intérêt.

Étape 6 : La moyenne de toutes les ESF sur-échantillonnées est calculée (Figure 28-a).

Étape 7 : La dérivée de l'ESF sur-échantillonnée est réalisée en convoluant l'ESF avec un filtre dont le noyau est (-½, 0, ½). La fonction résultante (Figure 28-b) correspond à la fonction de dispersion linéaire (LSF).

Étape 8 : La MTF est obtenue en calculant la transformée de Fourier de la LSF. La MTF doit être normalisée par la valeur moyenne de la LSF ($MTF(v = 0) = 1$, avec $v = 0\ pl/mm$).

Étape 9 : En raison de l'opération de dérivation de l'étape 7, la MTF normalisée doit être corrigée. Cette correction comprend le filtrage de la MTF dans le domaine fréquentiel pour une fonction sinus cardinal [56, 57].

$$Filtre_{opération\ dérivative} = \text{sinc}\ (\pi fp/N)$$

Où

p: taille des pixels

f : fréquence

N : nombre de lignes calculé dans l'étape 3.

Il faut remarquer que la distance entre les points de l'ESF sur-échantillonnée est constante et égale à la valeur p/N, où p est la distance entre les pixels de l'image originale.

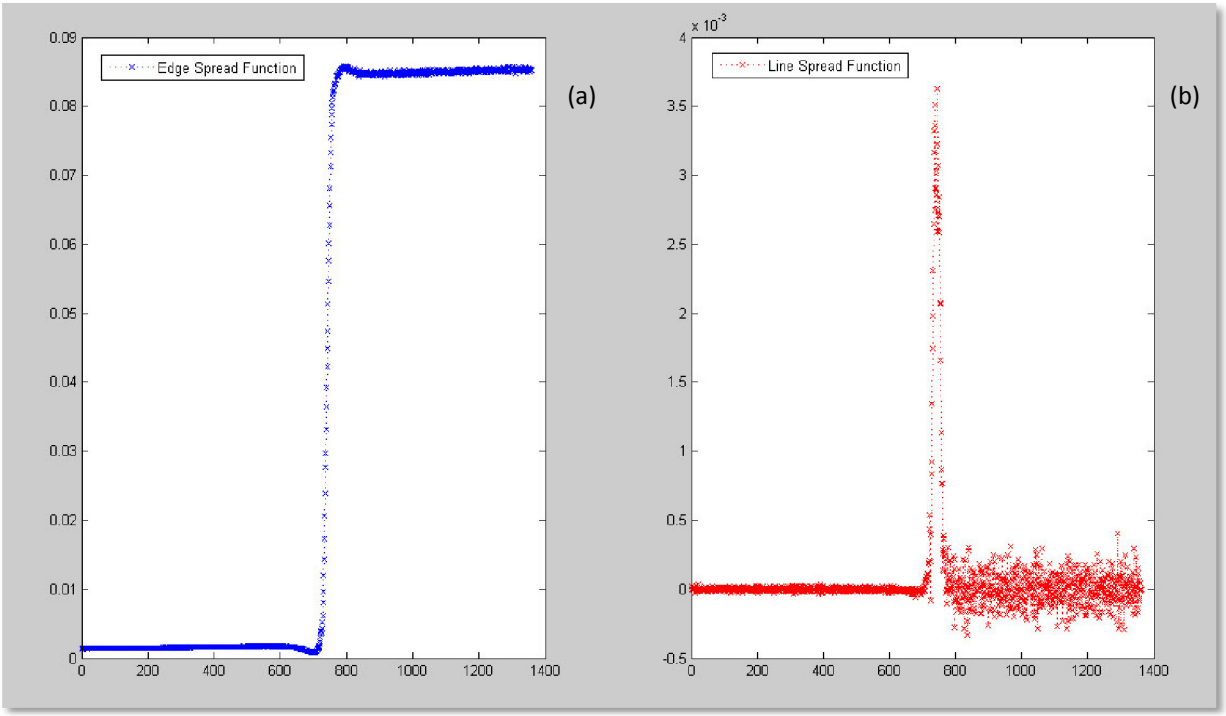


Figure 28: *a)* Fonction de Dispersion du Bord (ESF, Edge Spread Function). b*)* Fonction de Dispersion Linéaire (LSF, Line Spread Function) obtenue en dérivant l'ESF. La LSF doit être lissée pour limiter le bruit visible dans la seconde partie de la courbe.

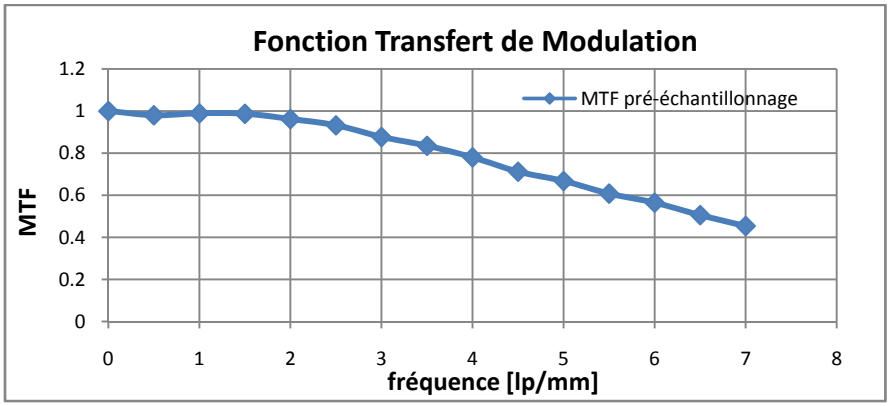


Figure 29: MTF obtenues à partir de la LSF de la Figure 28.

Étape 10 : Finalement, la MTF es lissée en moyennant les valeurs correspondant à l'intervalle($f - f_{int} \leq f \leq f + f_{int}$) où $f_{int=0.01/p}$. Les valeurs seront données sous forme d'un tableau, où les fréquences reportées seront comprises entre 0 pl/mm et la fréquence de Nyquist, par pas de 0,5 pl/mm. Le fait de choisir un intervalle de fréquences en accord avec la taille de pixel garantit qu'un même nombre de points expérimentaux est toujours utilisé lors du lissage, ce qui assure une précision constante [38].

2.2.2. MESURE DU NPS

La mesure du spectre de bruit (NPS) est calculée à partir de la transformée de Fourier d'images bruitées (acquisition d'images sans aucun objet placé devant le détecteur). Ces images, dont les pixels devraient tous avoir idéalement le même niveau de gris, au bruit près, sont affectées par un gradient (variation non linéaire) d'intensité des niveaux de gris. Cette variation en terme d'exposition est connue sous le terme « d'effet talon » de l'anode (voir annexe A). A cause de cet effet, qui peut être substantiel, la surface d'exposition doit être limitée à une petite surface centrée sur l'image. La recommandation internationale IEC62220-1-2 suggère l'utilisation d'une air de 50x50 mm^2.

Pour augmenter encore l'uniformité de l'exposition, qui est fondamentale pour le calcul du NPS, des sous-images ou sous-régions sont extraites des données correspondant à la partie centrale du détecteur [2] . Un nombre suffisant de sous-régions doit être choisi pour avoir une variance de niveaux de gris représentant correctement le bruit. Pour garantir une erreur standard inférieure à 5% dans la mesure du NPS, au moins quatre millions de pixels doivent être évalués. La taille des sous-images doit être suffisamment grande pour assurer une résolution fréquentielle suffisante pour le calcul du NPS. Des sous-images ou sous-régions de 256x256 pixels sont recommandées par la recommandation internationale IEC-62220-1-2.

Pour notre détecteur qui contient des pixels d'une taille de 70 µm, un total de six images, acquises pour un même niveau d'exposition, sont utilisées pour mesurer le NPS. Ces six images garantissent la condition de 4 millions de pixels à évaluer. Puis, pour chaque image, une région d'intérêt (ROI) de 50×50 mm^2, positionnée dans la partie centrale de chaque image est utilisée pour effectuer les mesures qui sont décrites dans la suite.

Étape 1 : Chaque ROI de 50x50 mm^2 est divisée en sous-régions de 256×256 pixels^2 (décalées de 128 pixels les unes par rapport aux autres selon les lignes et les colonnes (voir Figure 30). Le nombre de sous-régions contenues dans chaque ROI dépend de la taille du pixel. Pour notre détecteur, on obtient 16 sous-régions d'une taille de 256x256 pixels^2 pour chaque ROI de 50x50 mm^2 en considérant une taille de pixel égale à 70 µm. Pour garantir la condition de 4 millions de pixels à évaluer, 6 images sont utilisées pour mesurer le NPS. Nous disposons ainsi de 96 (16 fois 6) sous-régions au total.

Étape 2 : Pour chaque sous-région, le carré du module de la transformée de Fourier est calculé.

Étape 3 : Toutes les images du domaine de Fourier sont sommées. La moyenne est obtenue en multipliant cette somme par:

$$\frac{\Delta x \Delta y}{(256)^2}$$

où:

Δx et Δy: distances entre pixels, sur les lignes et sur les colonnes, respectivement (dans notre cas, 70 µm)

Tout le processus (étapes 1 à 3) est défini par l'expression suivante.

$$\textbf{(11)} \qquad NPS(u,v) = \frac{\Delta x \Delta y}{M \cdot (256)^2} \sum_{m=1}^{M} \left| \sum_{x=1}^{256} \sum_{y=1}^{256} I_m(x,y) e^{-2\pi i (ux+vy)} \right|^2$$

où:

M: nombre de sous-régions (M=96)

$I_m(x,y)$: sous-région m de taille 256x256 pixels^2

$NPS(u,v)$**:** NPS en deux dimensions.

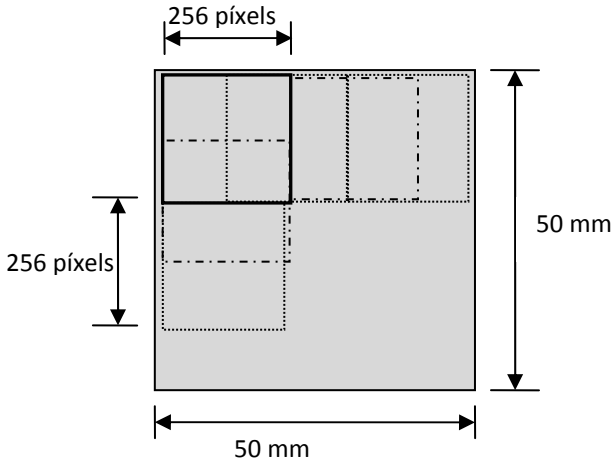


Figure 30: Division de la ROI de 50x50 mm^2 en sous-régions de 256x256 pixels^2.

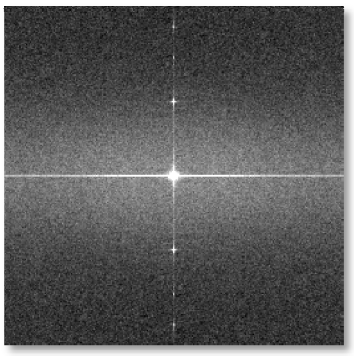


Figure 31: Spectre de Puissance de Bruit 2D obtenu à partir de l'équation (11).

Les valeurs du $NPS(u,v)$ (voir Figure 31 et Figure 32) situées toutes à la distance f de (u,v) = (0,0) sont utilisées pour déterminer le $NPS(f)$ à une dimension 1D (voir Figure 33). La relation entre les fréquences (u,v) en 2D et f en 1D est donnée par l'équation suivante:

$$f = \sqrt{u^2 + v^2}$$

Seules les valeurs $NPS(u,v)$ ayant un v appartenant aux deux intervalles [-7, -1] et [1, 7] sont prises en compte lors des calculs. Les valeurs situées sur les axes u et v ($u = 0$, ligne 0 et $v = 0$, colonne 0) ne sont pas utilisées. Cette façon de procéder respecte pleinement la norme imposant les règles de calcul du NPS.

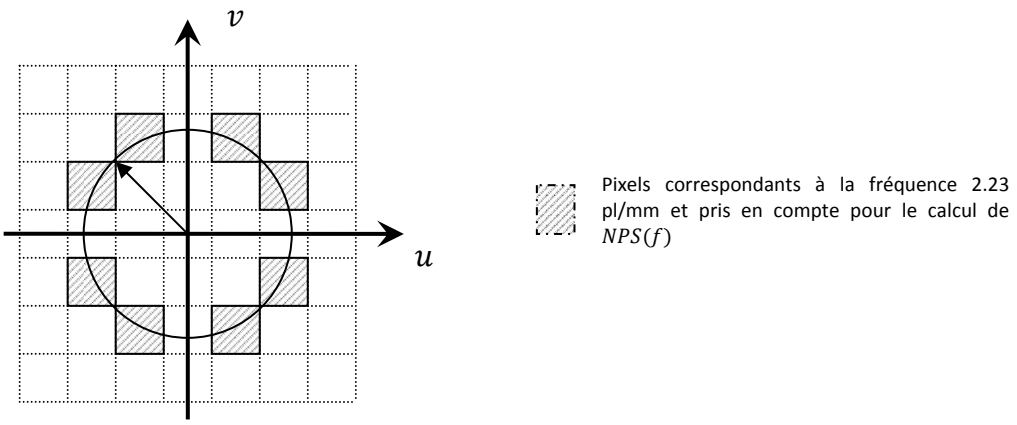


Figure 32: Lignes prises en compte pour calculer le NPS ($f = 2.23$) à partir de $Wout(u,v)$.

Par exemple, pour obtenir la valeur du NPS 1D à la fréquence $f = 2{,}23\ pl/mm$ ($= \sqrt{5}\ pl/mm$), la moyenne des valeurs des pixels du NPS 2D aux fréquences $(u,v) = (1,2),(2,1),(-1,2),(-2,1),(-1,-2),(-2,-1)$, (1, -2) et $(2,-1)$ est calculée.

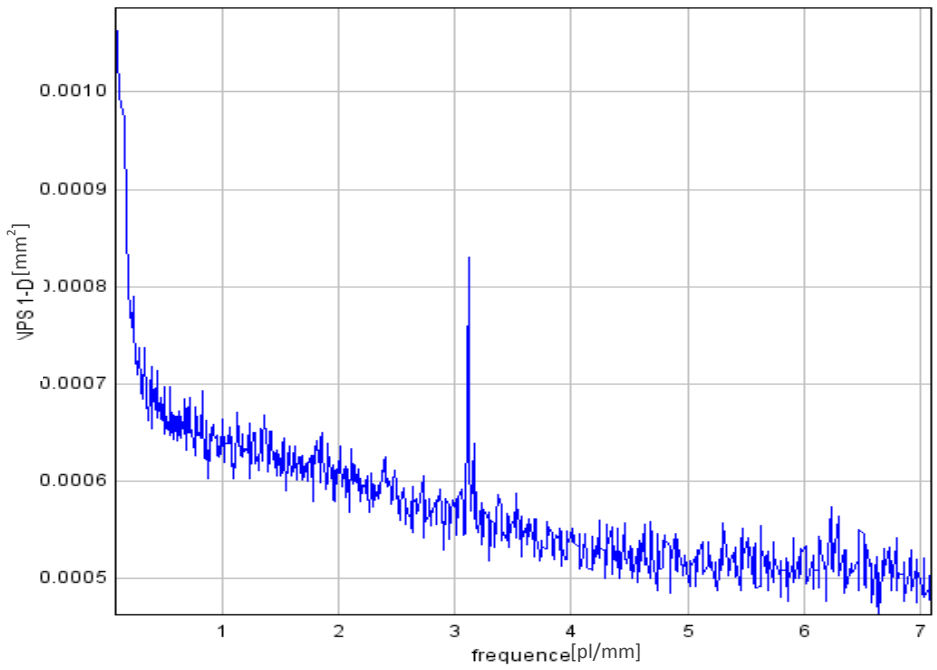


Figure 33: Représentation 1-D du Spectre de Puissance de Bruit obtenu à partir du NPS 2-D de la Figure 31. Le pic placé légèrement au-dessus de 3 mm^{-1} est lié à la présence de la grille anti-diffusante.

2.2.3. MESURE DE L'INFLUENCE DES EFFETS DE LA DIFFUSION DE PHOTONS SUR LES PARAMETRES PHYSIQUES DU DETECTEUR.

L'effet du rayonnement diffusé dû au sein est simulé par un fantôme constitué de plaques en PMMA (Polyméthyl méthacrylate). Le choix de ce matériau est justifié dans [58, 59] comme étant un bon « équivalent-sein ». Les plaques sont interposées entre une cible en cuivre, identique à celle utilisée pour mesurer la MTF, et le détecteur (voir Figure 34), ce qui permet d'étudier l'effet des photons diffusés pour différentes épaisseurs de sein (10, 20, 30 et 40 mm) en mesurant la MTF^*.

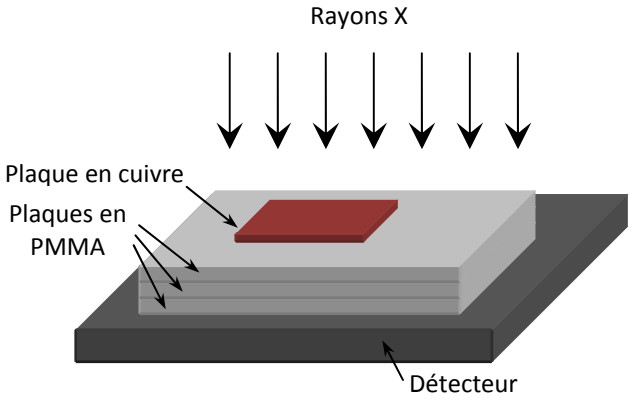


Figure 34: Mesure de la MTF^* prenant en compte la pénombre et la diffusion de photons. Cette dernière est simulée en utilisant des plaques en PMMA (ici, trois plaques seulement sont représentées, au lieu de quatre).

Un aspect important de ce dispositif expérimental est la génération d'un effet de flou géométrique dû à la distance non nulle entre la plaque en cuivre et le détecteur (voir la Figure 45, page 60, et la section 4.4 pour l'origine exacte de la pénombre). Il est donc nécessaire de mesurer l'effet produit par la pénombre sur la MTF^* pour pouvoir séparer les conséquences de la pénombre de celles produites par la diffusion des photons. Les effets dus à la pénombre sont mesurés en utilisant le dispositif représenté sur la Figure 35.

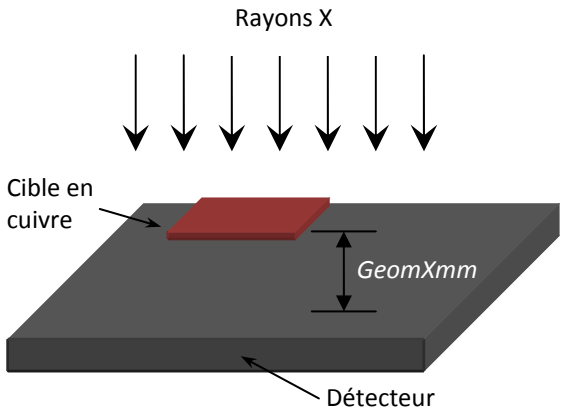


Figure 35: Mesure de la MTF^* prenant en compte uniquement les effets de la pénombre.

Pour étudier l'effet combiné du flou géométrique et du rayonnement diffusé, un troisième dispositif est utilisé (voir Figure 36). Pour ce dispositif, la plaque de cuivre est à une distance de 10, 20, 30 ou 40 mm du détecteur.

Cependant, la quantité de plaques en PMMA est toujours la même (4 plaques). Ainsi, les effets dus à la diffusion restent constants alors que les effets dus à la pénombre sont variables.

Pour faire référence aux mesures obtenues avec les deux derniers dispositifs, différentes grandeurs ont été définies. Pour le dispositif de la Figure 35, le terme $GeomXmm$ désigne la distance en millimètres séparant la cible en cuivre et le détecteur. X est le nombre correspondant à cette distance. Ainsi $Geom10mm$ représente une distance cible/détecteur de 10 mm. D'autre part, pour faire référence aux résultats obtenus avec le dispositif de la Figure 36, le terme $ScatXmm$ est utilisé, où X correspond toujours à la distance entre la cible et le détecteur. Sur la Figure 36, nous avons une distance $Scat20mm.$

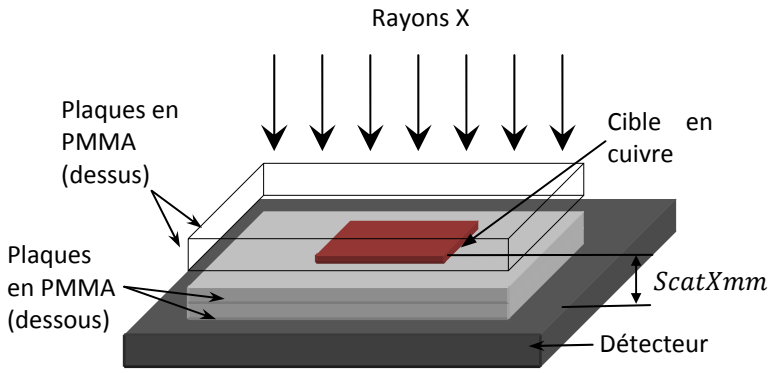


Figure 36: Dispositif de mesure des effets de diffusion de photons et du flou géométrique. Le nombre de plaques situées en-dessous de la cible (ici 2) augmenté du nombre au-dessus de la cible en cuivre (ici 2) vaut toujours 4.

2.3. RÉSULTATS

2.3.1. CARACTERISATION DU SYSTEME

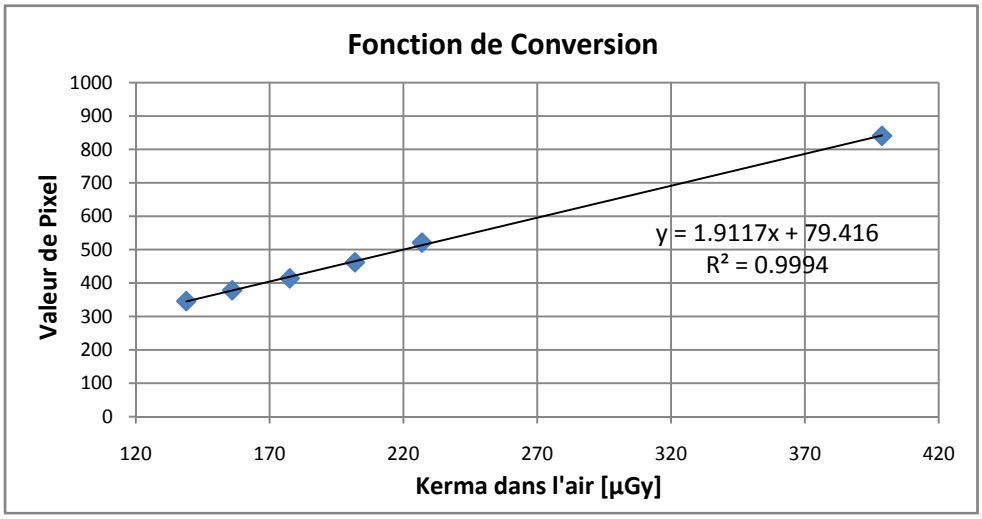


Figure 37: Fonction affine liant, pour notre détecteur, les niveaux de gris des pixels et la dose exprimée par le kerma dans l'air.

La linéarisation des images avant de procéder aux mesures de la MTF^* et du NPS^* est basée sur la Fonction de Conversion (voir section *Caractérisation du détecteur*, page 79 du chapitre III), qui permet d'estimer le kerma dans l'air associé à chaque valeur de pixel. Pour notre système, la Fonction de Conversion a été mesurée et est représentée sur la Figure 37.

2.3.2. EFFETS DU RAYONNEMENT DIFFUSE SUR LA MTF*

Les effets du rayonnement diffusé sur la mesure de la MTF^* sont mesurés avec le dispositif de la Figure 34. En prenant successivement 1, 2, 3 et 4 plaques, l'épaisseur du PMMA est respectivement de 10, 20, 30 et 40 mm. Les résultats des mesures (voir Figure 38) montrent que, pour chaque fréquence f (en pl/mm), plus l'épaisseur de PMMA est importante, plus la MTF^* est dégradée.

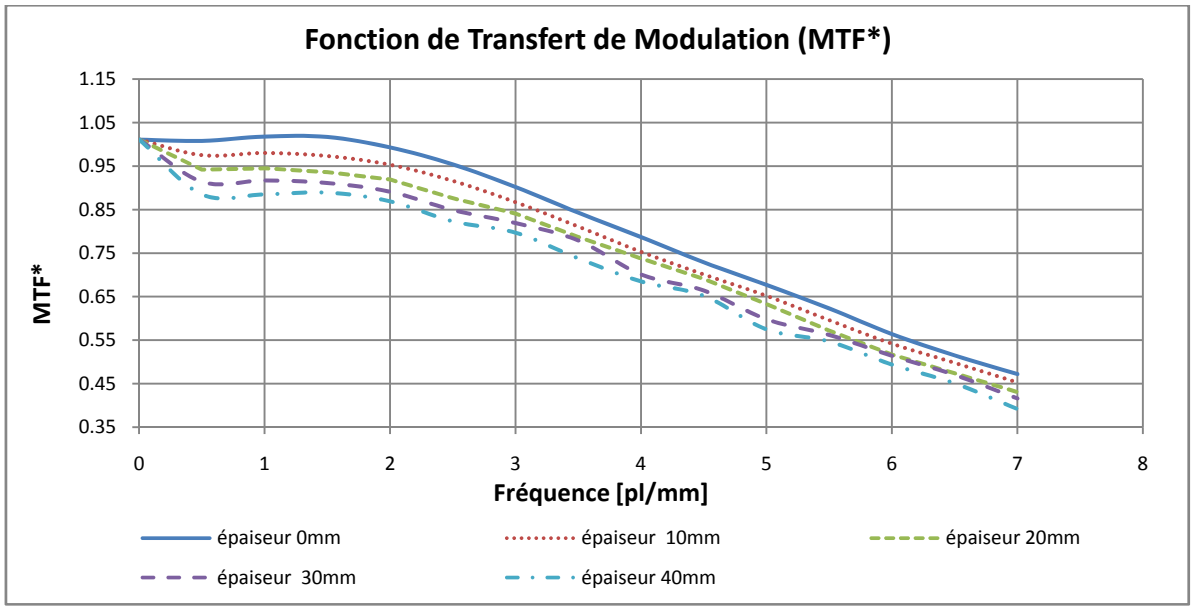


Figure 38: Fonction de transfert de modulation pour des épaisseurs de PMMA de 10, 20, 30 et 40 mm (MTF^* obtenues avec le dispositif de la Figure 34).

Nous remarquons que la courbe obtenue sans diffusion de photons (épaisseur de 0 mm) ne commence pas à une valeur de 1 à la fréquence 0 pl/mm (une valeur de 1 est attendue, dû à la normalisation de MTF^* par rapport à la fréquence zéro $MTF^*(0)$). Ceci est dû à la méthode de « lissage » utilisée et décrite dans l'étape 10 de la procédure de mesure de la MTF (voir section 2.2.1 de ce chapitre). Ce « lissage » moyenne les valeurs comprises entre 0 pl/mm et 0.14 pl/mm (calculées pour une distance entre pixels de 0.07 mm) pour l'assigner à $MTF(0)$. Les courbes de la MTF^* sans « lissage » (données pour f appartenant à l'intervalle [0 pl/mm et 2 pl/mm], voir Figure 39), montrent que, sans lissage, toutes les MTF^* prennent bien une valeur de 1 pour une fréquence de 0 pl/mm.

Pour quantifier la différence entre les MTF^* et pour mettre en lumière le lien entre l'épaisseur de PMMA et la chute de la MTF^*, la différence normalisée entre les courbes sans et avec diffusion de photons a été calculée (voir Figure 40).

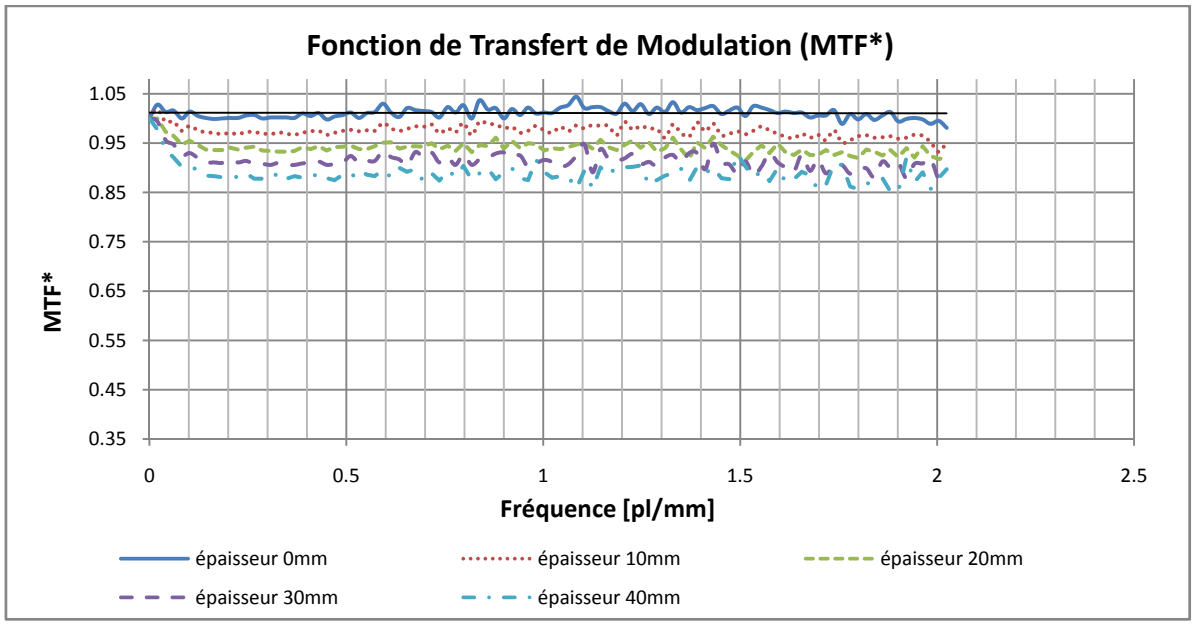


Figure 39: Fonction de transfert de modulation sans lissage pour les fréquences comprises entre 0 et 2 pl/mm (MTF^* obtenues avec le dispositif de la Figure 34.

Cette différence normalisée ($Diff(f)$) est donnée par le rapport de la différence entre la mesure de la MTF sans diffusion et la mesure de la MTF^* avec diffusion, le tout divisé par la mesure de la MTF sans diffusion:

$$Diff(f) = \frac{MTF_{épaisseur0mm}(f) - MTF^*_{épaisseurXmm}(f)}{MTF_{épaisseur0mm}(f)}$$

$MTF^*_{épaisseurXmm}$ fait référence à une MTF^* calculée pour X mm d'épaisseur de PMMA.

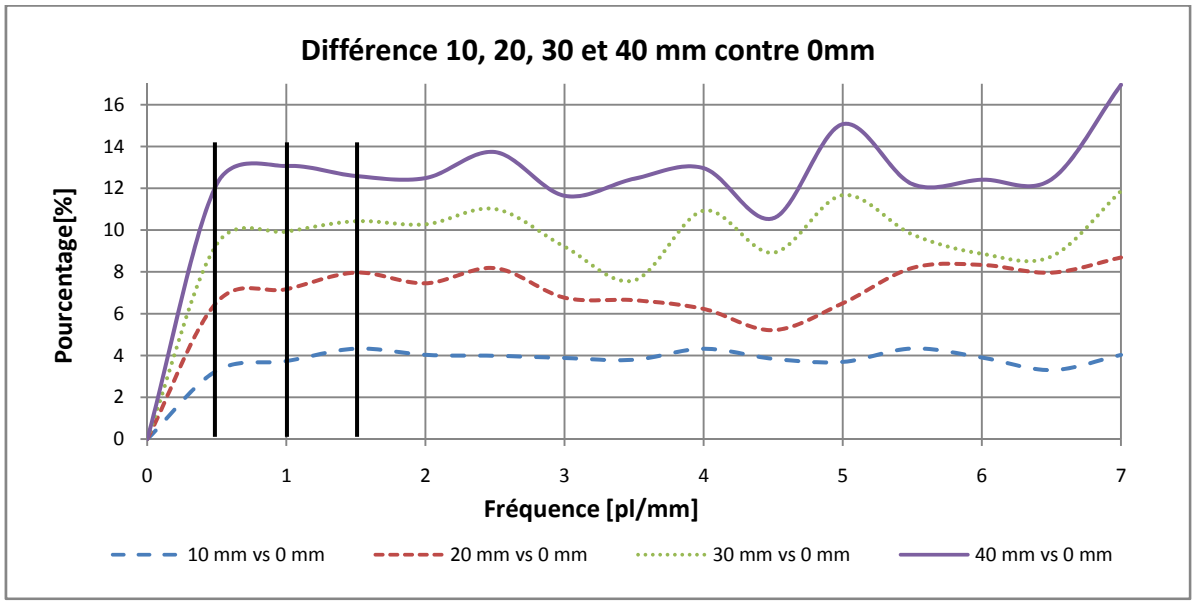


Figure 40: Différences normalisées par rapport à 0 mm pour des épaisseurs de PMMA de 10, 20, 30 et 40 mm.

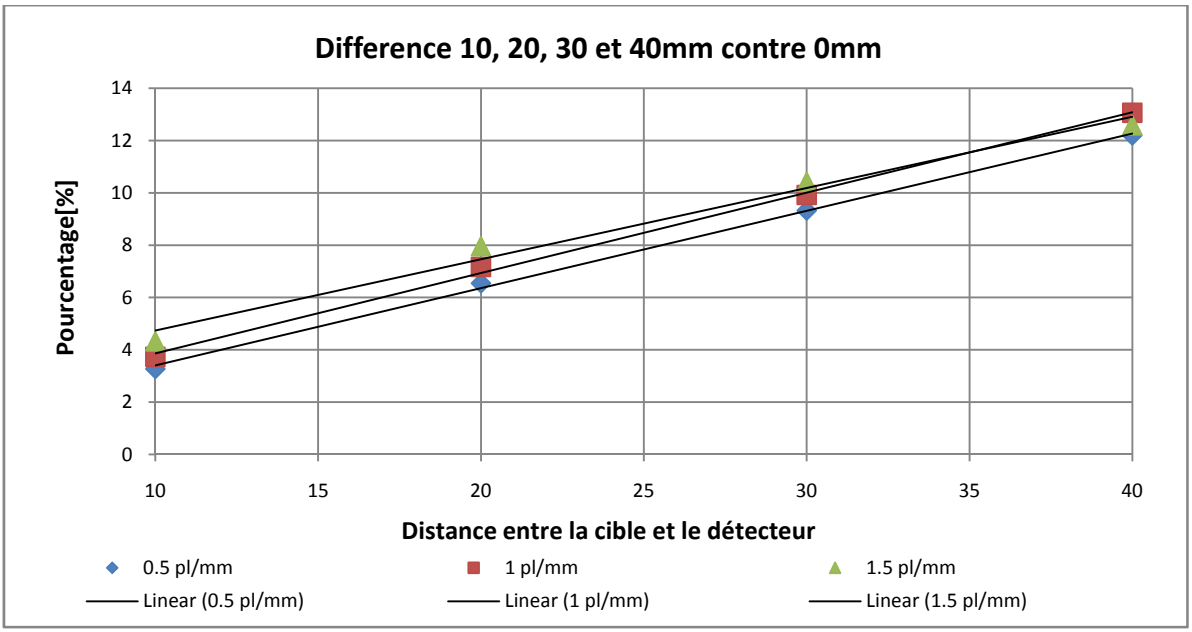


Figure 41: Chute de la MTF^* pour trois fréquences en fonction de l'épaisseur de PMMA.

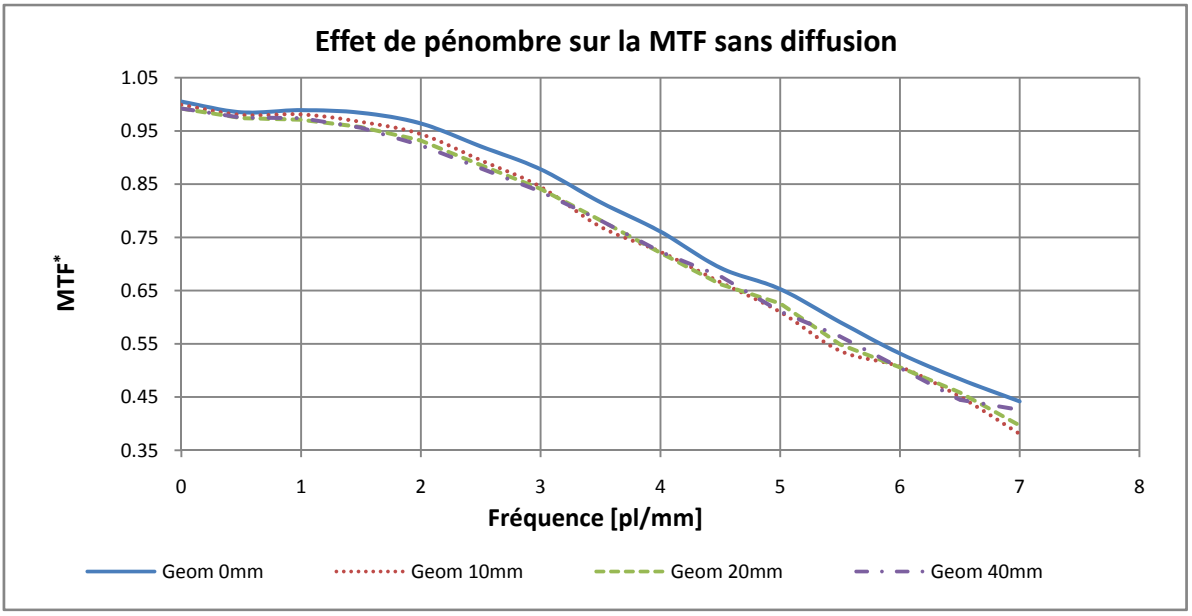


Figure 42: Chute de la MTF pour 10, 20, 30 et 40 mm de distance entre la cible et le détecteur sans ajouter l'effet de diffusion.

Ces différences peuvent être aussi visualisées en fonction de l'épaisseur du PMMA (au lieu de la fréquence f). Sur la Figure 40, cela revient à prendre les différences normalisées selon une verticale, du bas vers le haut. Par exemple, pour une fréquence de 0,5 , 1 et 1,5 et 1 pl/mm (lignes verticales de la Figure 40), les différences en fonction de l'épaisseur correspondent aux points donnés sur la Figure 41. Sur cette figure, une droite de régression a été calculée pour chaque fréquence. Ce processus est répété pour chaque fréquence. Dans la section 2.4.1, le Tableau 1 montre la tendance de chaque droite obtenue pour chaque fréquence.

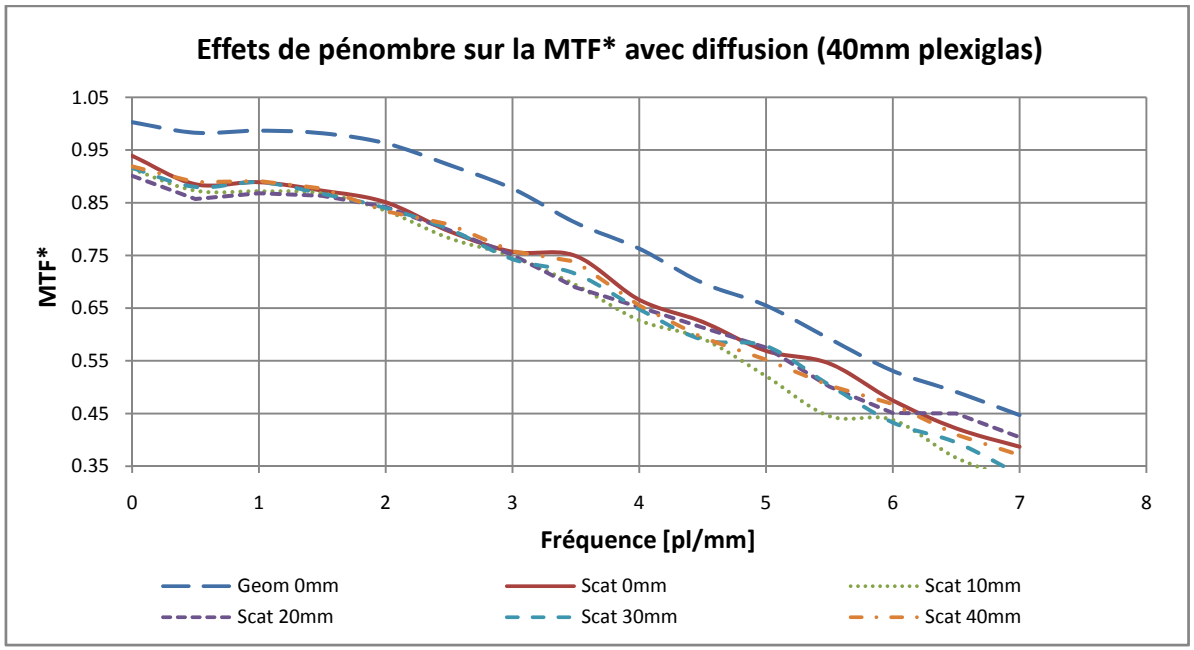


Figure 43: Chute de la MTF^* pour 10, 20, 30 et 40 mm de distance entre la cible et le détecteur et pour une diffusion de photons constante.

Finalement, la mesure des effets de la pénombre sur la MTF^* en utilisant le dispositif de la Figure 35 met en évidence une différence moyenne de 4% entre la MTF calculée pour *Geom0mm* et les MTF^* obtenues pour *GeomXmm* (X = 10, 20 ou 40, voir Figure 42). D'autre part, les mesures des effets de la pénombre sur la MTF^* réalisées avec un nombre constant de plaques de PMMA (voir Figure 36, simulation de pénombre et diffusion de photons constante) ont conduit quasiment à la même MTF^*, et ceci quelle que soit la valeur du paramètre *ScatXmm* avec X = 0, 10 20, 30 ou 40 mm (voir Figure 43). Il est possible de noter que le dispositif de la Figure 35 avec le paramètre *Geom0mm* (pas de diffusion ni de pénombre) conduit effectivement à une MTF (quel que soit f) plus grande que toutes les MTF^* obtenues avec le dispositif de la Figure 36, et ceci quel que soit le paramètre $ScatXmm$. Ce fait souligne la cohérence des résultats obtenus.

2.3.3. EFFETS DU RAYONNEMENT DIFFUS SUR LE NPS*

Sur la Figure 44 sont représentés le spectre de puissance de bruit correspondant à une épaisseur de PMMA de 30 mm et le NPS^* obtenu pour une plaque d'aluminium de deux millimètres d'épaisseur placée à la sortie du tube à rayons X. Cette dernière configuration est utilisée pour simuler l'atténuation d'un sein d'épaisseur moyenne sans ajout de diffusé au niveau du détecteur.

Comme les propriétés d'absorption de 2 mm d'aluminium et de 30 mm de PMMA sont similaires, nous pouvons constater, en comparant les deux courbes correspondantes de la Figure 44, que la diffusion de photons engendre un changement négligeable sur le spectre de puissance de bruit.

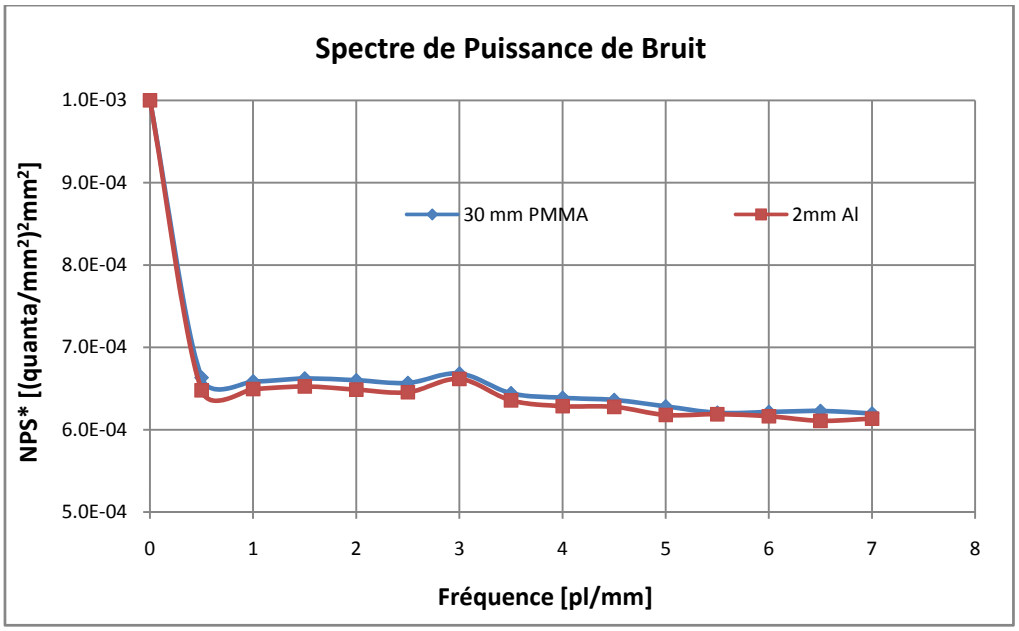


Figure 44: Mesure du NPS^* par rapport à différentes épaisseurs de PMMA.

2.4. DISCUSSION

2.4.1. IMPACT DE LA DIFFUSION SEULE SUR LA MTF*

En analysant les MTF^* en fonction de l'épaisseur des plaques de PMMA (voir Figure 41), il est possible de déterminer les fréquences pour lesquelles la diffusion des photons joue un rôle plus important. En effet, pour chaque fréquence, une équation du type $y = Mx + b$ est déterminée, M étant une « tendance » et b l'ordonnée à l'origine. Plus la tendance M est grande, plus la MTF^* est affectée (chute) fortement pour une fréquence donnée. L'angle d'inclinaison ψ vaut $tan^{-1}(M)$. Ainsi, pour chaque fréquence, on obtient des valeurs de tendance et des angles d'inclinaison donnés dans le Tableau 1.

Le Tableau 1 montre que les basses fréquences comprises entre 0,5 et 2 pl/mm ont une tendance à peu près stable de M= 0,3. Pour le reste des fréquences, la tendance oscille en ayant des maxima pour les fréquences de 2,5, 4, 5 et 7 pl/mm. Pour cette dernière valeur la tendance a atteint son maximum global.

De précédentes études [54] ont montré que la diffusion des photons entraîne une chute de la MTF^* à basses fréquences (LFD, *Low Frequency Drop*). Nos expériences ont confirmé ce phénomène, comme nous pouvons le constater sur la Figure 39 où la chute va de 0 pl/mm à 0,2 pl/mm. Cependant, nous avons montré qu'aux moyennes et hautes fréquences de 2,5, 5 et 7 pl/mm, la diminution de la MTF^* est plus importante quand l'épaisseur de PMMA augmente. Dans le cas particulier d'une épaisseur de PMMA de 40 mm, ces fréquences affichent respectivement une diminution de 14%, 15% et 17%, la diminution moyenne calculée sur tout le spectre étant de 12,5%.

Tableau 1: Tendances et angles quantifiant la chute de la MTF* pour chaque fréquence.

Fréquence $[pl/mm]$	M	Angle ψ en degrés
0	------	-------
0.5	0.296	16
1	0.308	17
1.5	0.272	15
2	0.282	16
2.5	0.321	18
3	0.257	14
3.5	0.269	15
4	0.306	17
4.5	0.239	13
5	0.393	21
5.5	0.252	14
6	0.261	15
6.5	0.282	16
7	0.420	23

2.4.2. IMPACT DE LA PENOMBRE SEULE SUR LA MTF*

L'évaluation des effets dus à la pénombre (voir Figure 42 ; résultats obtenus en utilisant le dispositif de la Figure 35) montre que la pénombre seule (sans diffusion de rayons) fait diminuer de 4% la MTF^* à partir de 1 pl/mm et ceci pour toutes les distances cible/détecteur (*GeomXmm*) testées.

2.4.3. IMPACT DE LA DIFFUSION DE PHOTONS ASSOCIEE A LA PENOMBRE SUR LA MTF*

Les résultats de la Figure 43 montrent que l'effet de la pénombre due à différentes distances cible/détecteur affecte de façon constante la mesure de la MTF^* dans les conditions de mesure de la Figure 36 (diffusion incluse dans la mesure et différentes distances cible/détecteur *ScatXmm,* avec X = 10, 20, 30 et 40 mm). Ce résultat démontre qu'il est possible de positionner la cible à différentes distances du détecteur sans pour autant affecter la MTF^*. Lorsque la cible est suffisamment proche du détecteur, l'atténuation de la MTF^*est majoritairement due à la diffusion des photons dans le PMMA et est relativement peu liée à la pénombre. En fait, comme justifié dans la suite (voir section 2.4.4 ci-dessous), si la distance cible/détecteur ne dépasse pas une valeur B=108 mm (voir Figure 45), le flou caractéristique dû à l'échantillonnage des images (résolution spatiale) est supérieur au flou géométrique. Cette valeur de B=108 mm, dépend de la taille de pixel du détecteur et de la taille du foyer du tube à rayons X. Ainsi, si la distance cible/détecteur reste inférieure à 108 mm (ce qui est le cas dans les conditions cliniques habituelles), le flou global (flou géométrique + flou dû à l'échantillonnage) reste constant et provoque environ 4% de chute au niveau de la MTF Cet effet de flou étant connu, il peut être séparé de l'effet dû à la diffusion des photons.

2.4.4. ORIGINE ET SEUIL D'IMPACT DE LA PENOMBRE

La pénombre, ou flou géométrique produit par un objet qui est placé à une distance B du détecteur numérique et à une distance A du foyer, peut être estimée en multipliant la largeur du foyer par le rapport *B/A* (voir Figure 45). Donc, le flou produit par la configuration de la Figure 45 et par un détecteur numérique ayant une taille de pixel p est donné par l'équation (12):

$$\textbf{(12)} \qquad flou\ (mm) = \frac{1}{M}\sqrt{(M-1)^2 foyer^2 + F_{recepteur}^2}$$

Où

$F_{recepteur} = 2 * p$: Flou (mm) du détecteur produit par la distance p entre pixels

M : Agrandissement estimé par le rapport $\frac{A+B}{A}$

$foyer$: Largeur du foyer (mm)

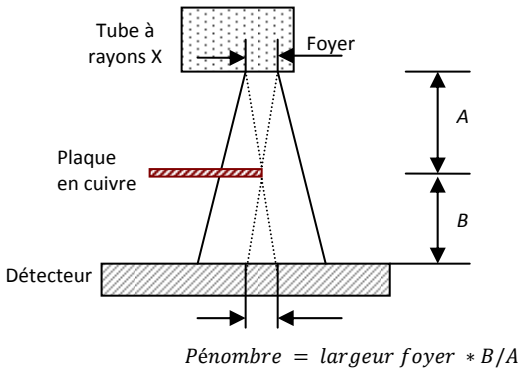


Figure 45: Géométrie du système mammographique et origine de la pénombre.

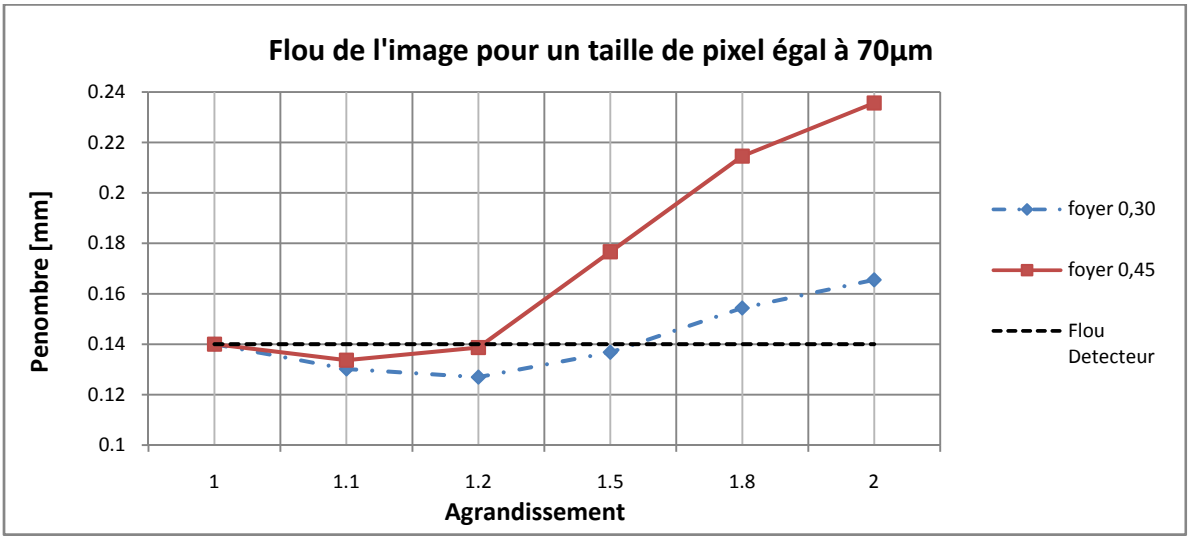


Figure 46: Flou de l'image en fonction de l'agrandissement pour un détecteur numérique avec une taille de pixel égale à 70 µm.

De cette façon, pour notre système qui présente une distance entre pixels $p = 70\ \mu m$, le flou produit pour le détecteur $F_{recepteur}$, aura une valeur numérique de 0.14 mm. Si on analyse le flou de l'image par rapport à l'agrandissement en utilisant l'équation (12) et pour une taille de foyer de 0.3 mm (en réalité pour une taille nominale de foyer de 0.3 mm, la taille réelle est plutôt de 0.45 mm), il est possible d'observer que le flou du récepteur est dominant pour des agrandissements inférieurs à 1.2 (voir Figure 46). Ainsi, le flou géométrique commencera à avoir un effet à partir d'un agrandissement supérieur à 1.2, obtenu pour une distance B=108 mm entre la cible et le détecteur. Pour cette raison, l'atténuation de la MTF^* due à la pénombre reste la même, quelle que soit la distance cible en cuivre /détecteur appartenant à l'intervalle [0 - 108] mm, ce qui est le cas pour nos expériences où la distance maximale utilisée dans le dispositif de la Figure 36 atteint 40 mm (épaisseur pour 4 plaques de PMMA).

2.5. EXPLOITATION DES RÉSULTATS

En mammographie numérique, il est important de pouvoir estimer la qualité des images acquises en termes de résolution et de contraste entre signal et bruit. Une méthode permettant une estimation objective (indépendante d'un observateur humain) est de générer une image virtuelle réaliste, semblable à une image clinique qui serait obtenue sur le mammographe, à partir de paramètres physiques mesurés.

Un modèle simulant le comportement du couple « *source à rayon X/détecteur* » a été développé dans ce travail de thèse. Ce modèle tient compte des MTF^* et NPS^* mesurés en présence de flou géométrique et de diffusé, pour conduire à des images qui sont effectivement réalistes visuellement et qui autorisent une évaluation objective de la qualité des images. Ainsi, cette étude sur l'impact de la diffusion sur les paramètres physiques du détecteur montre clairement que la diffusion des photons:

- a un impact non négligeable sur la MTF^* et
- est quasiment négligeable pour la mesure du NPS^*.

Cette contribution montre donc qu'il est nécessaire de tenir compte de la diffusion de photons lors du calcul d'une image virtuelle. Il est rappelé que l'objectif de ce travail n'est pas de mesurer la MTF et le NPS dans des conditions de laboratoire permettant de caractériser les performances du détecteur, mais bien d'étudier le comportement de la MTF^* et du NPS^* en fonction de l'épaisseur du matériau ou de la distance entre le fantôme et le détecteur. A partir de nos conclusions, il sera donc nécessaire de déterminer la fonction de transfert de modulation MTF^*, en présence de diffusé alors que le spectre de puissance de bruit NPS, pourra continuer à être mesuré dans des conditions de laboratoire. Dans la suite de ce travail, la valeur MTF^*, sera utilisée pour la simulation d'images mammographiques réalistes.

2.6. CONCLUSION

L'évaluation de la performance du détecteur à partir de la MTF et du NPS mesurés dans des conditions de laboratoire ne permet pas d'apprécier la qualité de l'image acquise dans des conditions cliniques habituelles. D'après les mesures réalisées par les constructeurs de détecteurs numériques, une certaine performance peut être atteinte pour un détecteur donné, mais ces résultats donnent une appréciation différente de la performance réelle qu'un système d'imagerie peut offrir dans des conditions de travail clinique. Normalement, dans la littérature scientifique, il est également possible de trouver des études qui comparent la performance de différents types de détecteurs, mais il n'existe pas d'études qui nous permettent de comparer la performance de différents systèmes d'imagerie. Pour cette raison, une étude qui permet de quantifier la différence entre la performance du détecteur (conditions de laboratoire) et la performance du système d'imagerie (conditions cliniques) a été mise en place dans ce chapitre. Il est important de remarquer que l'objectif n'était pas de modéliser cette différence, mais simplement de les observer. Les résultats obtenus ont confirmé notre hypothèse puisqu'ils ont montré une différence significative entre la performance mesurée pour un détecteur numérique (à conversion directe) et la performance mesurée pour le système d'imagerie complet.

En effet, la mesure de la MTF ne prend pas en compte l'effet des photons diffusés par le sein. Pourtant, en conditions cliniques, les détecteurs numériques sont exposés à la diffusion de photons due à l'épaisseur du sein. Pour cette raison, nous avons décidé de mesurer la MTF^* en fonction du rayonnement diffusé généré par l'utilisation d'un fantôme d'épaisseur variable et de montrer ainsi l'impact significatif de cette diffusion sur la mesure de la résolution spatiale. En revanche, le NPS^* n'étant pas affecté par la diffusion des photons, nous pourrons continuer à déterminer le NPS à partir des conditions de laboratoire. L'importance de ces mesures est la prise en compte des conditions cliniques réelles de performance du système d'imagerie.

Nous avons montré que la diffusion de photons affecte la MTF^* du système et ceci à basse, moyenne et haute fréquences. Le peu de travaux consacrés aux effets de la diffusion de photons ont uniquement mis en évidence l'effet de la diffusion sur les basses fréquences de la MTF^* [54]. Il a également été démontré que, dans des conditions cliniques standards, la chute de la MTF^* est surtout due à la diffusion des photons et, dans une moindre mesure, au flou géométrique. Ce dernier a un impact quantifiable (chute de la MTF^* de 4%) et constant. L'effet dû au flou géométrique peut ainsi être séparé de celui dû à la diffusion de photons.

Le résultat concernant l'impact du flou géométrique joue un rôle important pour l'évaluation de la qualité de l'image *via* un fantôme de contraste-détail (simulation de lésions). Dans le cas spécifique du fantôme CDMAM (voir section 1.2.1, page 20), la configuration utilisée lors de la prise d'un cliché exige le positionnement du fantôme entre les plaques de PMMA (voir Figure 9 du chapitre I). D'après les résultats trouvés dans ce chapitre, concernant la mesure de la MTF^* sous l'influence de la diffusion de photons et du flou géométrique, il est possible de conclure que la position de ce fantôme, soit au-dessous, soit au-dessus des plaques de PMMA, n'affectera pas la mesure de la qualité. Cela est dû au fait que l'impact de la pénombre (chute de la MTF^* de

4%) est masqué par l'effet de la diffusion de photons, lorsque les deux effets sont présents. L'importance de ce résultat, pour la méthode proposée dans notre travail de thèse, sera mise en évidence dans le chapitre suivant.

Enfin, la mesure du NPS comme paramètre pour décrire les caractéristiques de bruit du système d'imagerie, est une mesure que n'est pas affectée par la diffusion de photons. Désormais, comme décrit dans la section 2.2.2 de ce chapitre, la mesure du NPS ne prend en compte la mesure de bruit que dans la partie centrale du détecteur. Cela est dû au fait que l'utilisation du NPS considère le détecteur comme un système stationnaire où les propriétés statistiques de bruit sont conservées sur n'importe quelle région du détecteur. Mais, en réalité, une image mammographique n'est pas stationnaire. Cette perte de stationnarité est due à la présence de l'effet talon (produit par l'inclinaison de l'anode dans le tube à rayons X, voir annexe A), à la présence de possibles anomalies dues aux pixels défectueux et/ou à la présence d'artéfacts dans l'image. Pour ces raisons, dans ce travail de thèse, le NPS ne sera pas pris en compte comme descripteur du bruit du système d'imagerie. On utilisera plutôt la mesure directe du bruit sur des petites régions d'intérêt qui se déplacent sur toute l'image (cela sera expliqué en détail dans le chapitre suivant). L'objectif de cette décision sera la création d'images virtuelles du fantôme CDMAM plus proches des conditions réelles du travail du mammographe.

Génération des images virtuelles du fantôme CDMAM

CHAPITRE 3

GENERATION DES IMAGES VIRTUELLES DU FANTOME CDMAM

3.1. INTRODUCTION

Dans le chapitre précédent, nous avons mis en évidence les effets de la diffusion de photons sur le comportement de la mesure de la MTF^* et du NPS^*. Nous avons constaté que la diffusion de photons générée par l'épaisseur du sein (conditions cliniques) affecte la mesure de la MTF^* dans les basses, moyennes et hautes fréquences. La méthode de création des images virtuelles utilisera donc la MTF^* qui intègre l'influence de la diffusion de photons. Ainsi, il sera possible de générer de façon très réaliste des images virtuelles du fantôme CDMAM. La diffusion de photons n'introduit pas de modification significative sur la mesure du bruit ($NPS^* = NPS$), et ce paramètre ne sera pas utilisé directement comme paramètre décrivant les propriétés du bruit du système. La mesure du NPS impose l'hypothèse de stationnarité, c'est-à-dire, l'invariance des paramètres statistiques (moyenne et écart-type), quelle que soit la région de l'image où ils sont évalués. Les mammographes ne possèdent pas cette propriété et on préfère réaliser des mesures de variance sur différentes régions de l'image, pour déterminer le bruit total dans ces régions. Puis, au travers d'une analyse RSD (*Relative Standard Deviation*), réalisée sur la partie centrale de l'image (région utilisée pour la mesure du NPS), le bruit électronique sera déterminé. De cette façon, à partir du bruit total connu pour chaque région et à partir du bruit électronique, la contribution du bruit quantique pourra être quantifiée pour chaque région. Cette quantification du bruit par régions permettra une génération des images virtuelles plus proche de la réalité, qui prendra en compte les variations produites par l'effet talon, les pixels défectueux et les artéfacts. Cette approche sera détaillée plus loin. Il faut remarquer que, bien que la mesure du NPS soit une mesure du bruit localisé au centre de l'image et, de ce fait, n'est pas prise en compte directement pour la génération des images virtuelles, la relation entre les mesures physiques (MTF et NPS) et la mesure de la qualité de l'image pourra malgré tout être établie. Pour cela, il suffira de réaliser la mesure du NPS des mêmes images bruitées qui ont été utilisées pour la génération des images virtuelles.

Ce chapitre décrit donc la méthode utilisée pour la génération des images virtuelles du fantôme CDMAM à partir des paramètres physiques du détecteur (résolution spatiale MTF et bruit NPS) mesurés pour des conditions d'exposition clinique. Ce chapitre est divisé en trois parties principales, à savoir:

1. la description du modèle mathématique « *Source à rayons X/Détecteur numérique* »,
2. la description de la mise en place du modèle mathématique sur calculateur, « Synthèse d'une image virtuelle du fantôme CDMAM » et,
3. la validation du modèle mathématique.

3.2. MATERIELS ET METHODES

3.2.1. SIMULATION D'UNE IMAGE VIRTUELLE

3.2.1.1. MODELE MATHEMATIQUE

La simulation d'une image virtuelle est réalisée à partir d'un modèle du couple «*Source à rayons X/Détecteur numérique*» du mammographe (voir Figure 47), où le détecteur à considérer est un détecteur à conversion directe (a-Se). L'idée est d'intégrer dans ce modèle les paramètres physiques du détecteur (MTF^* et la mesure de bruit) pour ainsi générer une image virtuelle du fantôme CDMAM. De cette façon, le modèle permettra d'établir la relation existant entre les paramètres physiques du détecteur et la qualité diagnostique de l'image pour des conditions d'exposition clinique. Le couple source/détecteur est modélisé en suivant le chemin des photons X depuis la génération dans le tube à rayons X jusqu'à la conversion en valeurs de pixels (niveaux de gris) par le détecteur numérique. Pour cela, une configuration correspondant à la prise d'un cliché du fantôme CDMAM sera utilisée. Le fantôme CDMAM sera placé sur le détecteur avec des plaques de PMMA qui lui sont superposées pour simuler l'atténuation et la génération du rayonnement diffusé d'un sein telles qu'elles sont produites dans les conditions cliniques de réalisation d'un examen mammographique (voir Figure 47). Des plans intermédiaires sont placés sur le chemin des photons X. La taille de chaque plan correspondra à la taille de l'image numérique obtenue à la sortie du détecteur. La localisation de ces plans sur le chemin des photons X est schématisée sur la Figure 47.

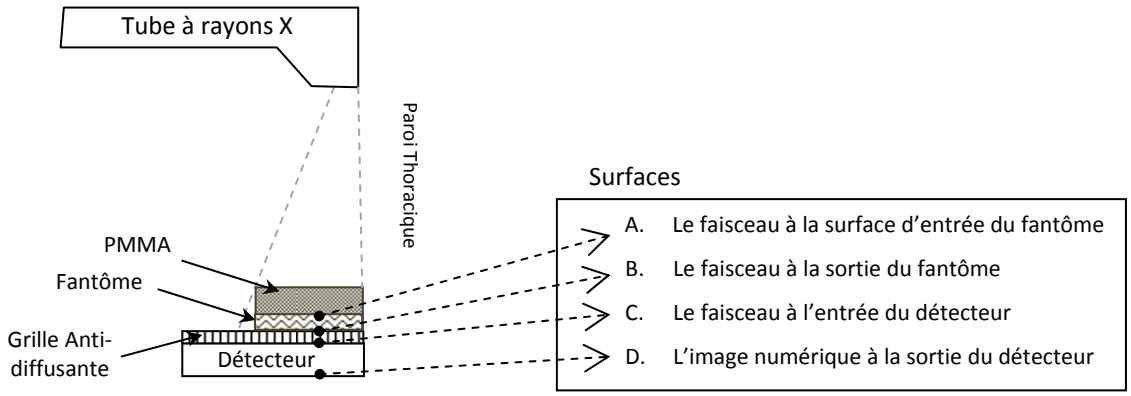


Figure 47: Vue générale du couple « *Source à rayons X/Détecteur numérique* ». Différentes images (photoniques ou numériques) qui correspondent aux niveaux intermédiaires seront créées: A. Surface d'entrée du fantôme, B. Surface de sortie du fantôme et C. Surface d'entrée du détecteur et D. Image numérique.

La configuration de la Figure 47 qui est utilisée pour la modélisation « *Source à rayons X/Détecteur numérique*», est très similaire à la configuration utilisée pour l'acquisition des images réelles du fantôme CDMAM (voir Figure 9 dans le chapitre I). La seule différence réside dans la position du fantôme CDMAM par rapport aux plaques en PMMA. Dans la configuration utilisée pour l'acquisition des images de la Figure 9, le fantôme est placé au milieu des plaques en PMMA. En revanche, dans la configuration utilisée pour la synthèse des images,

le fantôme est placé en dessous des plaques. Cette modification simplifie la modélisation du couple « *Source à rayons X/Détecteur numérique* » et n'affecte pas le résultat final. Cela peut être vérifié en reprenant l'étude de l'impact de la pénombre et de la diffusion de photons sur la mesure de la MTF^*, présentée dans le chapitre II (Figure 43).

PLAN A: LE FAISCEAU A LA SURFACE D'ENTREE DU FANTOME

Le plan A correspond à la surface d'entrée du fantôme où un nombre N_A de photons X ont traversé les plaques de PMMA et arrivent avec une énergie moyenne E : $[keV]$ qui dépend des conditions d'expositions. En raison de l'effet talon produit par l'inclinaison de l'anode dans le tube à rayons X et de la propriété stochastique du processus de génération des photons X, le nombre de photons N_A qui arrivent au niveau du plan A n'est pas uniforme sur toute la surface. Afin de prendre en compte ce phénomène, la surface du plan A est divisée en sous-régions de taille $p \times p$ (où p correspond à la longueur des côtés d'un pixel carré du détecteur numérique). La position de chaque sous-région correspond à la position de chaque pixel (capteur) du détecteur numérique et chacune est identifiée par les variables n et m (voir Figure 48). De cette manière, le nombre de photons qui arrivent au niveau du plan A depuis le tube à rayons X, pour chaque sous-région, est défini par $N_A[n, m]$, où n et m font référence à la position de la sous-région dans l'image photonique.

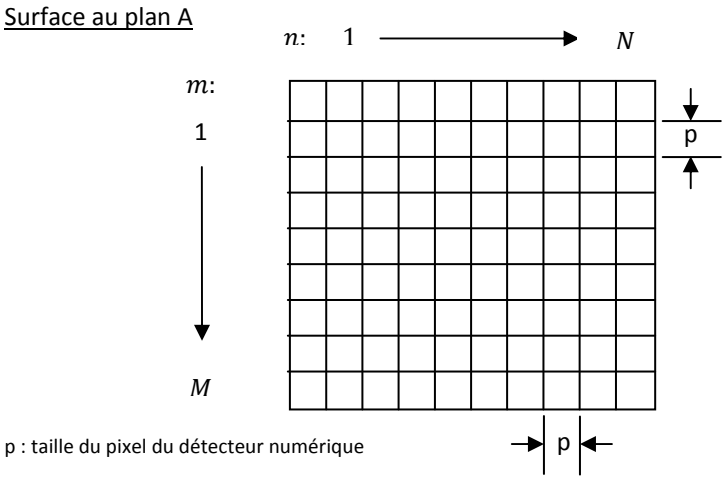


Figure 48: Division de la surface A en sous-régions de la même taille que les pixels (capteurs) du détecteur numérique, et localisées au-dessus de chaque pixel.

Une représentation tridimensionnelle du nombre de photons $N_{A_{réel}}[n, m]$, obtenue sur une image réelle, est donnée dans la Figure 49. Sur cette figure, nous observons un signal qui est plus important du côté de la paroi thoracique que du côté du mammographe. Ce phénomène est appelé « L'effet talon de l'anode» et est dû à l'inclinaison de celle-ci par rapport à la direction du faisceau de rayons X générés (voir Appendice A). Le signal est également affecté par le bruit quantique lié au processus de génération des photons X qui suit une distribution statistique de Poisson [44].

La génération des images virtuelles commence avec la mesure de l'effet talon de l'anode, noté par la suite $N_0[n,m]$ (voir Figure 50). Pour séparer l'effet talon du bruit, des opérations de régression quadratique sont appliquées à $N_{A_{réel}}[n,m]$ afin de déterminer $N_0[n,m]$. Ces régressions quadratiques sont appliquées sur des régions d'intérêt (ROI) adjacentes, ayant chacune une taille correspondant à celle d'une cellule du fantôme CDMAM. L'ensemble de toutes les « petites surfaces » ainsi obtenues par régression conduisent à la surface $N_0[n,m]$ de la Figure 50. Pour avoir une idée des dimensions des ROI's, il suffit de considérer les tailles suivantes: une image mammographique complète a une taille de 3328x4084 pixels, alors qu'une ROI de la taille d'une cellule du fantôme CDMAM a une taille de 208x208 pixels dans le cas du mammographe MAMMOMAT de Siemens. La forme des surfaces utilisées pour la régression (quadratique) est donnée par l'équation suivante:

$$N_0[n',m'] = cn'^2 + dn' + en'm' + fm' + gm'^2 + h, \quad (13)$$

Où:

$N_0[n',m']$: nombre de photons de la ROI de la taille d'une cellule du fantôme CDMAM.

$[n',m'] \epsilon \mathbb{N}^2$: position de chaque pixel dans la ROI utilisée pour mesurer l'effet talon.

$(c,d,e,f,g,h) \in \mathbb{R}^2$ sont les coefficients d'une quadratique qui modélisent l'effet talon de l'anode dans chaque cellule.

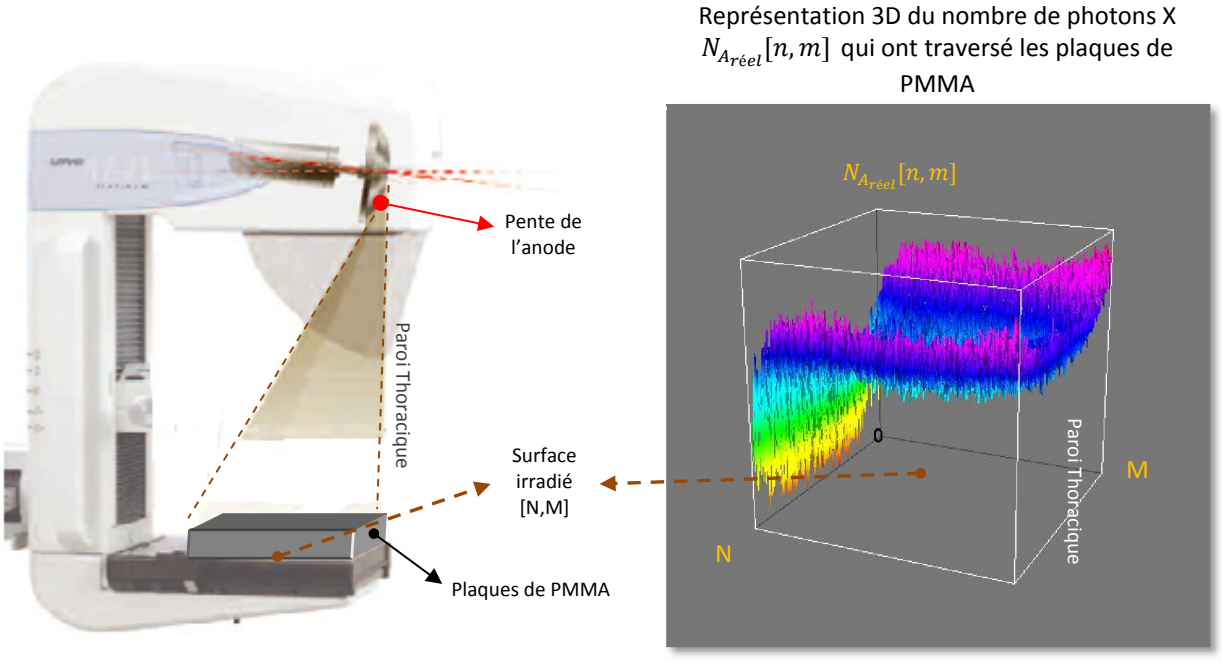


Figure 49: Le nombre de photons X qui arrivent au détecteur est plus important du côté de la paroi thoracique du détecteur que du côté du mammographe. Cela est dû à l'effet talon produit par l'inclinaison de l'anode dans le tube à rayons X.

Une fois l'effet talon $N_0[n,m]$ déterminé, le processus de génération des images virtuelles peut être réalisé. La première étape est la génération des images virtuelles $N_A[n,m]$ dans le plan A. Comme la production de

photons X est un processus stochastique qui suit une distribution de Poisson [44], la moyenne et la variance ont la même valeur numérique. Pour chaque sous-région $[n,m]$, le nombre de photons qui arrivent au niveau du plan A est estimé à partir d'une loi de probabilité $Poi(N_0) \approx \mathcal{N}(N_0, \sqrt{N_0})$ centrée sur un nombre de photons moyen N_0 (et une variance $\sigma^2 = N_0$ si on fait la comparaison avec une distribution Gaussienne). L'image photonique au niveau du plan A $N_A[n,m]$, est représentée de façon mathématique par l'équation (14).

$$\textbf{(14)} \qquad \boldsymbol{N_A[n,m] \sim Poi(N_0[n,m]) \approx \mathcal{N}(N_0[n,m], \sqrt{N_0[n,m]})} \qquad : \qquad \textbf{[Photons]}$$

où:

n, m: coordonnées indiquant la position d'une sous-région donnée dans le plan considéré.

$N_0[n,m]$: quantité moyenne des photons qui arrivent au niveau du plan A à partir du tube à rayons X. Cette quantité est dépendante de la position $[n,m]$ sur la surface du plan A à cause de l'effet talon produit par la pente de l'anode.

$Poi(N_0[n,m])$: loi de probabilité qui suit une distribution de Poisson centrée sur la valeur$No[n,m]$.

$\mathcal{N}(N_0[n,m], \sqrt{N_0[n,m]})$: distribution Gaussienne centrée sur la moyenne $N_0[n,m]$ et avec un écart-type de $\sqrt{N_0[n,m]}$.

Représentation 3D de l'effet talon $N_0[n,m]$
obtenue à partir des régressions quadratiques
appliquées à $N_{A_{réel}}[n,m]$

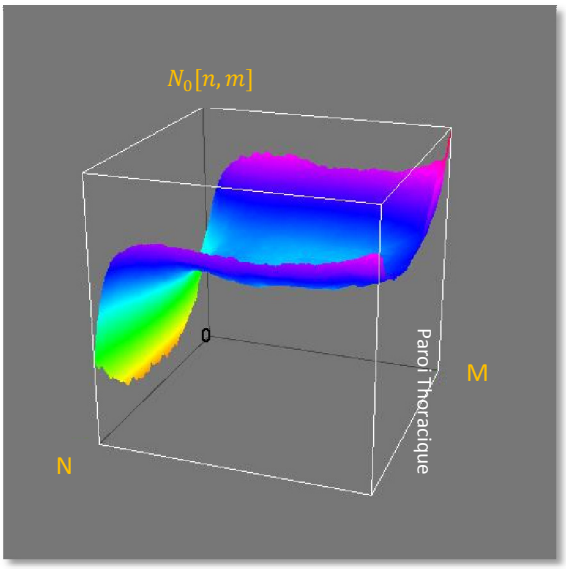


Figure 50: Effet talon $N_0[n,m]$ obtenu à partir des opérations de régression quadratique appliquées à $N_{A_{real}}[n,m]$.

PLAN B : LE FAISCEAU A LA SORTIE DU FANTOME CDMAM

Dans le plan B de la Figure 47, les photons X ont déjà traversé le fantôme contraste-détail. Pour chaque sous-région $[n,m]$, le nombre de photons $N_B[n,m]$ est plus petit que $N_A[n,m]$ en raison de l'atténuation produite

par les différents constituants du fantôme situés en regard de chaque sous-région. D'après ARTINIS MEDICAL SYSTEMS, le fantôme CDMAM peut être considéré comme une plaque de 10 mm de PMMA dans laquelle sont insérées des pastilles d'or (voir page 20 du chapitre I). Ainsi, pour le fantôme CDMAM, deux matériaux sont considérés, le PMMA et l'or (voir Figure 51). Pour cette raison, deux coefficients d'atténuation $\mu_{PMMA}(E)$ et $\mu_{Au}(E)$, qui dépendent de l'énergie moyenne *E* des photons, sont pris en compte pour estimer l'atténuation.

L'atténuation du nombre de photons $N_A[n,m]$ pour une sous-région $[n,m]$, est estimée à partir des coefficients d'atténuation de chacun des matériaux constituant le fantôme et de leur épaisseur. Cela est mathématiquement décrit par l'équation (15), où $N_B[n,m]$ représente l'image photonique dans le plan B.

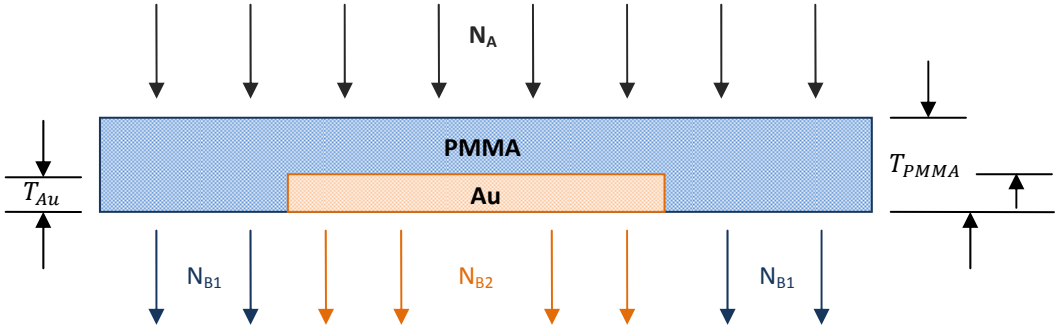


Figure 51: Représentation de l'atténuation des photons X pour les deux matériaux qui constituent le fantôme.

$$N_B[n,m] = N_A[n,m]e^{-(\mu_{PMMA}(E)T_{PMMA}[n,m]+\mu_{Au}(E)T_{Au}[n,m])} \quad : \quad \text{[Photons]} \tag{15}$$

où:

$\mu_{PMMA}(E)$ et $\mu_{Au}(E)$: coefficients d'atténuation du PMMA et de l'or, respectivement, pour une énergie E donnée.

$T_{PMMA}[n,m]$ et $T_{Au}[n,m]$: épaisseurs du PMMA et de l'or, respectivement, en regard de la sous-région$[n,m]$.

La détermination des coefficients d'atténuation du PMMA et de l'or pour une énergie moyenne du spectre de radiation est réalisée à partir du « Catalogue of Diagnostic X-ray Spectra and Other Data » [60]. Ce document fournit un tableau contenant les coefficients d'absorption de ces deux matériaux pour différentes énergies. Dans notre étude, une estimation du comportement de ces deux coefficients est réalisée pour des énergies comprises entre 15 et 30 keV. Pour cela, des opérations de régression ont été appliquées pour obtenir les courbes de tendance de ces coefficients d'atténuation en fonction de l'énergie (voir Figure 52). Les modèles mathématiques du comportement des coefficients d'atténuation de l'or et du PMMA sont décrits par les équations (16) et (17) où E fait référence à l'énergie moyenne du spectre de radiations.

$$\mu_{Au}(E) = 34443E^{-2.58} \tag{16}$$

$$\mu_{PMMA}(E) = -4 \times 10^{-5}E^3 + 0.003E^2 - 0.084E + 0.834 \tag{17}$$

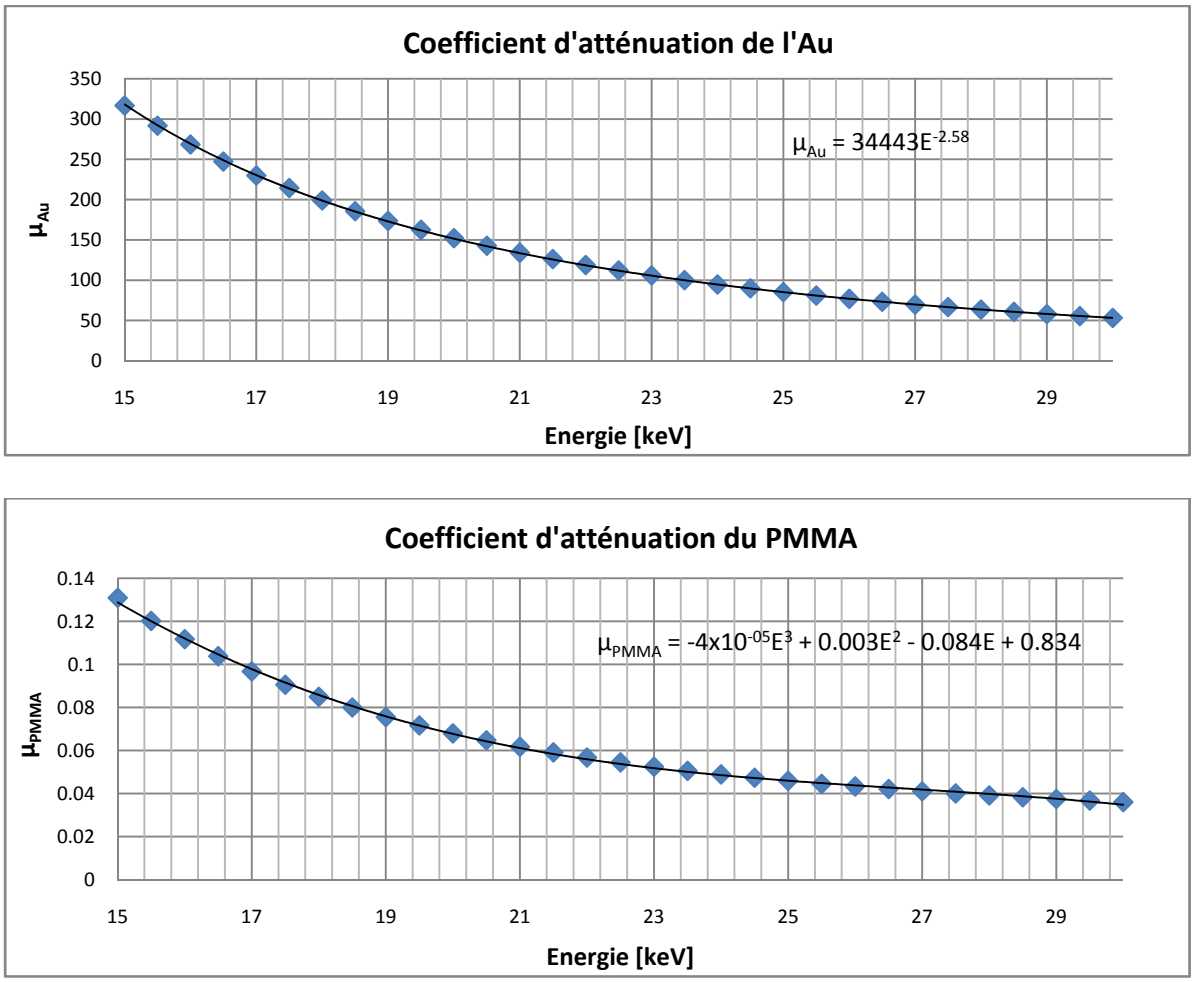


Figure 52: Régressions polynomiales des coefficients d'atténuation de l'or et du PMMA pour des énergies comprises entre 15 et 30 keV.

PLAN C : LE FAISCEAU A L'ENTREE DU DETECTEUR

A l'entrée de la grille anti-diffusante, les photons X ont déjà traversé et interagi avec le fantôme. A cause de cette interaction, et surtout en raison de l'effet Compton, une partie des photons X ont été déviés en passant d'une sous-région donnée à une sous-région voisine (diffusion de photons). Ces changements de direction, accompagnés par une perte d'énergie du photon incident, se traduisent par une perte de contraste de l'image photonique, ce qui affecte plus ou moins la détection des objets, dépendamment de leur taille et de leur contraste. Pour réduire l'effet de cette diffusion et limiter la perte de contraste, une grille anti-diffusante est placée à l'entrée du détecteur numérique (voir Annexe A). L'utilisation de cette grille élimine une partie du rayonnement diffusé mais atténue aussi une partie du rayonnement primaire porteur d'information diagnostique.

Dans notre étude et pour le mammographe utilisé, la grille anti-diffusante ne peut pas être retirée du dispositif d'acquisition. Par conséquent, la caractérisation du détecteur doit prendre en compte cette grille comme une partie intégrante du système, raison pour laquelle il n'est pas nécessaire de connaître l'atténuation du

rayonnement primaire provoquée par la présence de celle-ci. Néanmoins, il est nécessaire de connaitre la perte de contraste avant le processus d'échantillonnage.

L'atténuation photonique dans le plan C n'est donc pas à considérer. Seul l'effet des photons diffusés sur la fonction de transfert de modulation liée à la dispersion est important. La résolution est appréciée par la $MTF^*_{pre}(u,v)$ (Fonction Transfert de Modulation avant l'échantillonnage, mesurée en présence de diffusé pour des conditions cliniques habituelles d'exposition) où (u,v) font référence à la fréquence spatiale exprimée en paires de lignes par millimètre (pl/mm) dans les deux directions. Comme son nom l'indique, la $MTF^*_{pre}(u,v)$ avant échantillonnage ne prend pas en compte la fréquence de coupure due au processus d'échantillonnage. Il est à noter que, dans le cas d'un détecteur à conversion indirecte (détecteur avec un scintillateur, convertissant les photons X incidents en photons lumineux avant le détecteur), la $MTF^*_{pre}(u,v)$ rend compte de la perte de résolution spatiale après le scintillateur (voir Figure 53). Il faut rappeler que, comme décrit au début du chapitre, le modèle présenté dans cette étude est basé sur un détecteur à conversion directe.

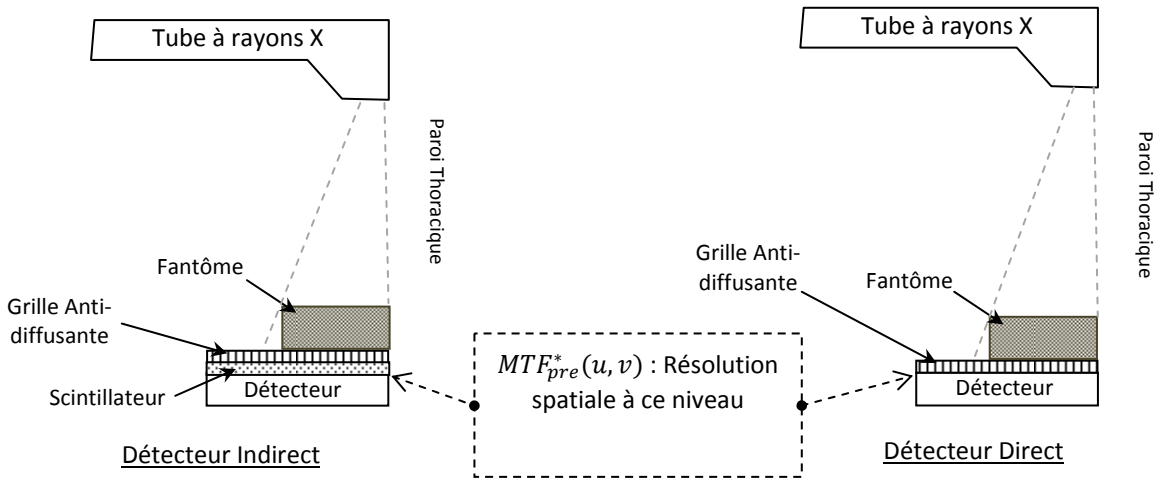


Figure 53: Interprétation de la résolution spatiale avant l'échantillonnage pour les différents types de détecteurs numériques plein-champ.

La non prise en compte de la perte de rayonnement direct due à la grille anti-diffusante aboutit à une surestimation de l'intensité de l'image photonique au niveau du plan C (surestimation du nombre de photons). La perte de résolution peut être modélisée par l'équation (18).

$$\widehat{N}_C[u,v] = \widehat{N}_B[u,v] \cdot MTF^*_{pre}(u,v) \quad (18)$$

avec :

u et v : fréquences spatiales,

$\widehat{N}_B[u,v]$: transformée de Fourier de $N_B[n,m]$

$\widehat{N}_C[u,v]$: transformée de Fourier de $N_C[n,m]$.

La surestimation du nombre de photons au niveau du plan C sera mise en évidence lors la description du plan D.

PLAN D : L'IMAGE NUMERIQUE A LA SORTIE DU DETECTEUR

Le plan D fait référence à la numérisation de l'image photonique du plan C par le détecteur. En général, et pour un détecteur à conversion directe, les photons X correspondant à une sous-région quelconque, sont directement transformés en charges électriques au niveau du pixel en regard de cette sous-région. Il faut remarquer que, dans notre étude, la taille des sous-régions est égale à la taille des pixels (capteurs) du détecteur, et chaque sous-région est localisée au-dessus de chaque pixel. Ainsi, pour un pixel donné, les charges électriques créées par l'interaction des photons X absorbés sont accumulées dans le condensateur du capteur, créant une différence de potentiel V_p (voir Figure 54). Il s'agit du processus d'intégration. Puis, la tension obtenue est quantifiée pour obtenir à la sortie du détecteur, une valeur de niveau de gris (nombre entier) correspondant au nombre de photons ayant interagi à l'entrée du détecteur.

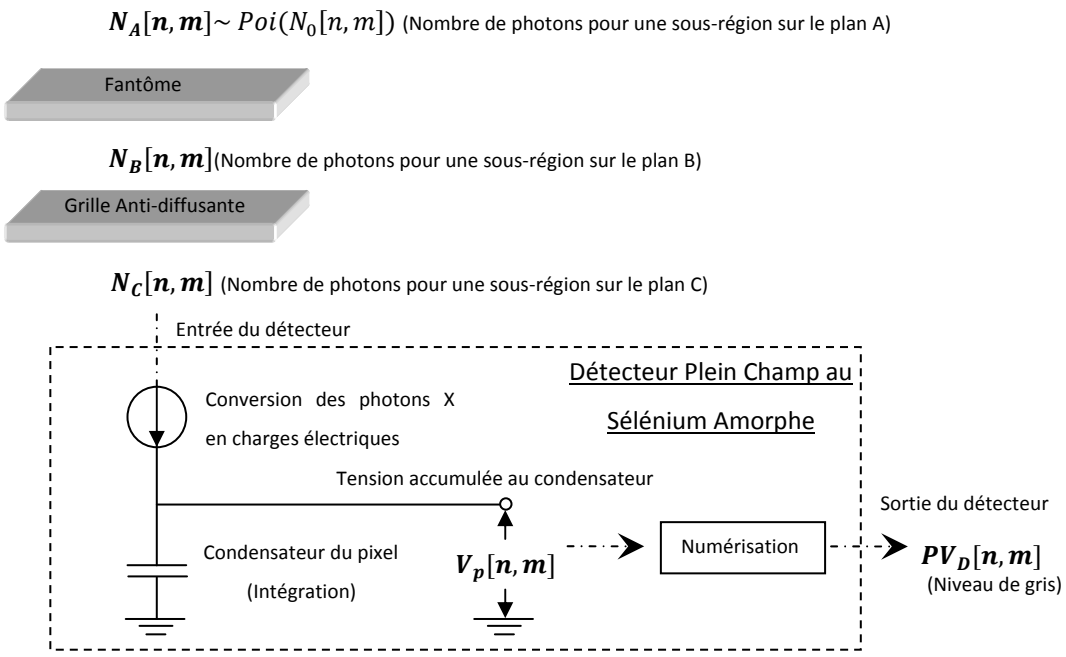


Figure 54: Processus de détection de quanta pour un pixel du détecteur plein champ au sélénium amorphe.

Grâce à la caractérisation du détecteur, l'ensemble du processus de conversion (photons X/charges électriques), intégration et numérisation peut être modélisé sans connaître en détail le fonctionnement de l'électronique du détecteur. Cette caractérisation permet ainsi de déterminer la relation existant entre le nombre de photons X à l'entrée du détecteur et la valeur des niveaux de gris à sa sortie. Il permet également de faire une estimation de la variation des valeurs des niveaux de gris entre les différents pixels, c'est-à-dire, une estimation du bruit présent dans l'image numérique pour un nombre de photons X d'entrée donné.

Pour modéliser le détecteur et pouvoir estimer les valeurs des niveaux de gris des pixels correspondant au nombre de photons dans le plan C, trois étapes sont nécessaires:

1. Prendre en compte l'effet de l'échantillonnage sur la résolution spatiale
2. Conversion du nombre de photons en kerma dans l'air.
3. Caractérisation du détecteur.

CORRECTION DE LA RESOLUTION SPATIALE DUE A L'ECHANTILLONNAGE

Avant d'étudier la conversion des photons X en niveaux de gris, il faut prendre quelques précautions par rapport à l'utilisation de sous-régions pour l'analyse de l'image. D'abord, il faut noter que l'utilisation des sous-régions est un processus d'échantillonnage qui s'interprète comme une perte de résolution spatiale de l'image photonique originale. Dans notre étude, la taille des sous-régions a été fixée à la même taille que celle des pixels du détecteur numérique, c'est-à-dire, une taille p. En réalité et en toute rigueur, une image photonique est une image continue et non discrète. Ainsi, la considération de sous-régions est une discrétisation de cette image photonique dont le spectre en fréquence restera limité par la fréquence de Nyquist. Cette fréquence de Nyquist est liée à la taille des sous-régions et est définie comme $f_{Nyquist} = (2p)^{-1}$ où p correspond à la taille du pixel. Le spectre de l'image photonique sera aussi affecté par une fonction sinus cardinal, qui découle de la troncature par le détecteur de l'image mathématique considérée comme infinie. En résumé, le spectre de notre image photonique correspondra au spectre original limité à la fréquence de Nyquist et atténué par une fonction sinus cardinal qui correspond à la « MTF d'overture » (MTF_{aper})[57] décrite dans l'équation (19).

$$\textbf{(19)}\quad \boldsymbol{MTF_{aper} = \left[sinc\left(\pi up\, cos(\alpha)\right) sinc\left(\pi up\, sin(\alpha)\right)\right]\left[sinc\left(\pi vp\, cos(\alpha)\right) sinc\left(\pi vp\, sin(\alpha)\right)\right]}$$

Où:

u, v : fréquence spatiale en paires de lignes par millimètre (pl/mm).

p : taille d'un pixel.

α : angle du bord trouvé dans la mesure de la $MTF^{*}_{pre}(u, v)$ en utilisant la méthode du bord (voir section 1.2.2.1 du chapitre II)

Ainsi, l'image photonique échantillonnée dans le plan C peut être redéfinie en prenant en compte le processus d'échantillonnage. L'obtention de cette image est expliquée ci-dessous:

Soit: $N_C(x, y)$ le nombre de photons qui arrivent au point $(x, y) \in \mathbb{R}^2$ du plan C pendant un temps d'exposition donné.

Le processus d'échantillonnage, tel qu'il a été défini précédemment, consiste à diviser le plan image en sous-régions carrées de taille $(p \times p)$ et à compter le nombre de photons qui arrivent dans chaque région pendant le temps d'exposition.

Considérant $I_{N_C}(np, mp)$ avec $(n, m) \epsilon\ \mathbb{N}^2$, l'image échantillonnée, on a:

$$\boldsymbol{I_{N_C}(np, mp) = \int_{(n-\frac{1}{2})p}^{(n+\frac{1}{2})p} \int_{(m-\frac{1}{2})p}^{(m+\frac{1}{2})p} N_C(x, y) \cdot dy \cdot dx}$$

qui peut s'écrire sous la forme:

$$\textbf{(20)} \qquad \boldsymbol{I_{N_C}(np, mp) = \iint_{-\infty}^{\infty} N_C(x, y) \cdot Rec(x - np, y - mp) dy dx}$$

Avec $\boldsymbol{Rec(x, y) = \begin{cases} \mathbf{1\ si\ } |x| \leq \frac{p}{2} \mathbf{\ ou\ } |y| \leq \frac{p}{2} \\ \mathbf{0\ si\ } |x| > \frac{p}{2} \mathbf{\ ou\ } |y| > \frac{p}{2} \end{cases}}$, la fonction porte appliquée au point (np, mp), (voir Figure 55).

L'équation (20) peut aussi s'écrire:

$$\textbf{(21)} \qquad \boldsymbol{I_{N_C}(np, mp) = N_C(x, y) \otimes Rec(x, y) \cdot \prod(np, mp)}$$

Avec: $\otimes$ l'opérateur de convolution à 2 dimensions et $\boldsymbol{\prod(np, mp)}$ un champ d'impulsions de Dirac de périodes spatiales(p, p).

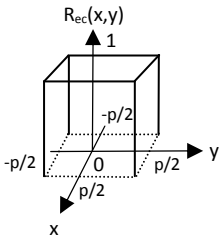


Figure 55: Représentation de la fonction porte utilisée pour échantillonner l'image photonique N_C.

Dans l'espace de Fourier, l'équation (21) précédente devient:

$$\textbf{(22)} \qquad \boldsymbol{\hat{I}_{N_C}(u, v) = \hat{N}_C(u, v) \cdot \widehat{Rec}(u, v) \otimes \prod(u - \frac{n}{p}, v - \frac{m}{p})}$$

avec:

u et v : fréquences spatiales.

$\widehat{Rec}(u, v) = sinc(\pi up) sinc(\pi vp)$

$\hat{I}_{N_C}$, $\hat{N}_C$ et $\widehat{Rec}$: transformées de Fourier des fonctions I_{N_C}, N_C et Rec.

A partir de l'équation (22), deux remarques peuvent être faites:

1. La fonction $\widehat{N}_C(u,v)$ doit avoir un spectre limité à la fréquence de Nyquist ($f_{Nyquist} = (2p)^{-1}$) afin d'éviter l'*aliasing*.
2. La discrétisation de l'image en régions de taille ($p \times p$) conduit à une modification spectrale (filtrage passe-bas) par la fonction $Rec(x,y)$. Ceci traduit la perte de résolution liée à l'échantillonnage.

Dans la littérature [57], la fonction $\widehat{Rec}(u,v)$ est légèrement modifiée et est notée $MTF_{aper}(u,v)$. En introduisant la $MTF^*_{pre}(u,v)$, et en considérant $N_B(x,y)$ le nombre de photons qui arrivent au point (x,y) du plan B, on obtient, à partir de l'équation (18):

$$\textbf{(23)} \quad \widehat{I}_{N_C}(u,v) = \widehat{N}_B(u,v) \cdot MTF^*_{pre}(u,v) \cdot MTF_{aper}(u,v) \otimes \prod(u - \frac{n}{p}, v - \frac{m}{p}) \qquad \text{: [Photons]}$$

CONVERSION DU NOMBRE DE PHOTONS EN KERMA DANS L'AIR

L'intégration de la caractérisation du détecteur dans le modèle couple source/détecteur pour la création des images virtuelles, requiert aussi la détermination de la relation entre le nombre de photons et le kerma dans l'air. Cette relation se détermine en deux étapes : 1) conversion du nombre de photons (N) en fluence photonique ($\emptyset$), et 2) conversion de la fluence de photons ($\emptyset$) en kerma dans l'air ($Kair$)

1) Conversion du nombre de photons (N) en fluence photonique ($\emptyset$)

La fluence de photons au niveau d'une sous-région est définie par le nombre de photons qui traversent cette sous-région divisé par la surface de celle-ci. Comme la taille d'une sous-région correspond à la taille d'un pixel. L'air d'une sous-région aura une valeur p^2. La fluence de photons correspondant au plan C, pour une sous-région $[n,m]$ est déterminée avec l'équation (24).

$$\textbf{(24)} \qquad I_{\emptyset_C}[n,m] = I_{N_C}[n,m]/(p^2) \qquad : \qquad \text{[photons/mm}^2\text{]}$$

où:

$I_{\emptyset_C}[n,m]$: l'image échantillonnée dans le plan C en unité de fluence de photons.

2) Conversion de fluence de photons ($\emptyset$) en kerma dans l'air ($Kair$)

Le kerma dans l'air correspondant à la fluence de photons $I_{\emptyset_C}[n,m]$ est obtenu à partir des données du « Catalogue of Diagnostic X-ray Spectra and Other Data » [60], qui donne la relation kerma/fluence pour différentes énergies. A partir de ces valeurs, une courbe de tendance est établie pour la gamme d'énergies utilisées en mammographie (voir Figure 56). Pour une énergie moyenne E du faisceau de photons X, la relation *kerma dans l'air/ fluence des photons* est déterminée par:

$$\frac{Kerma\ dans\ l'air}{Fluence\ de\ photons} = 0.089E^{-2.07} \qquad : \qquad \text{[µGy/photons/mm}^2\text{]}$$

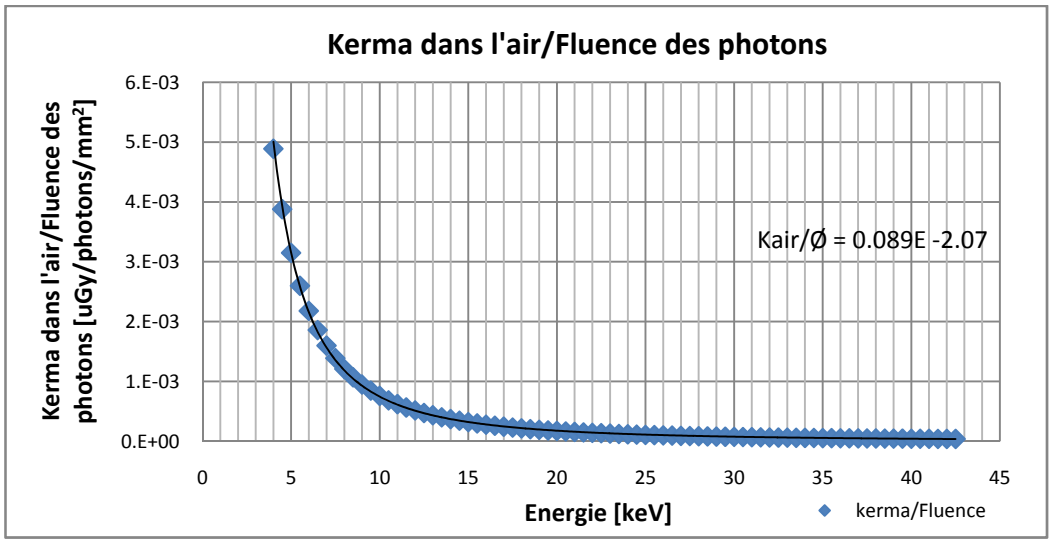


Figure 56: Relation entre le kerma dans l'air et la fluence de photons décrit dans le rapport 78 [60] et utilisée par le logiciel SRS-78.

De cette façon, l'image échantillonnée dans le plan C en valeurs du kerma dans l'air sera calculée par l'équation (25):

$$(I_{Kair_C}[n,m] = (0.089E^{-2.07})I_{\phi_C}[n,m] \quad : \quad [\mu Gy] \tag{25}$$

CARACTERISATION DU DETECTEUR

La caractérisation du détecteur est réalisée au travers de deux types de mesures: la fonction de conversion (CF, *Conversion Fonction*) et la mesure de l'écart-type relatif (RSD, *Relative Standard Déviation*). La CF est obtenue à partir de la relation existant entre différentes mesures de kerma dans l'air $Kair$ (mesurées dans le plan B puisque la grille anti-diffusante ne peut pas être retirée) et le niveau de gris ($PV, Pixel\ Value$) moyen obtenu à partir des pixels centraux d'une image numérique dans le plan D (images prises dans les mêmes conditions d'exposition qui ont été utilisées pour la mesure de kerma dans l'air, voir Figure 58-a. La RSD est obtenue à partir de la relation entre le kerma dans l'air $Kair$ et la variance ${\sigma_T}^2$ des valeurs de niveaux de gris des pixels centraux de l'image numérique sur le plan D.

Les valeurs de kerma dans l'air sont mesurées en utilisant le multimètre PMX-III version 5.0 (RTI Electronics, Suisse) équipé d'une sonde à semi-conducteur. La sonde, étalonnée en kerma dans l'air, est placée à une distance d=10 cm au-dessus de la grille anti-diffusante (Figure 57). Puis, le kerma dans l'air au niveau du détecteur est calculé à partir de l'équation (26).

$$Kair_{\ niveau\ du\ détecteur} = Kair_{multimètre} * \left[\frac{(SID-d)}{SID}\right]^2 \tag{26}$$

où:

SID : distance Foyer-Détecteur

d : distance capteur-grille.

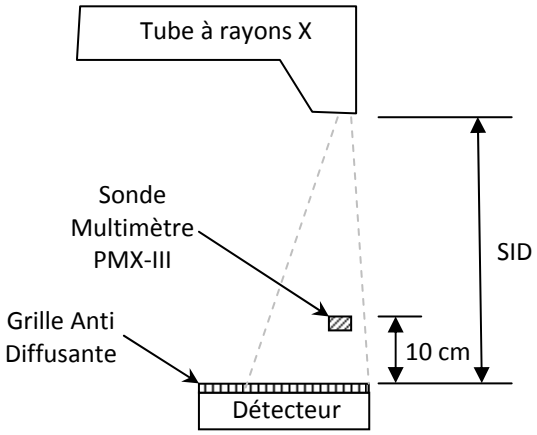
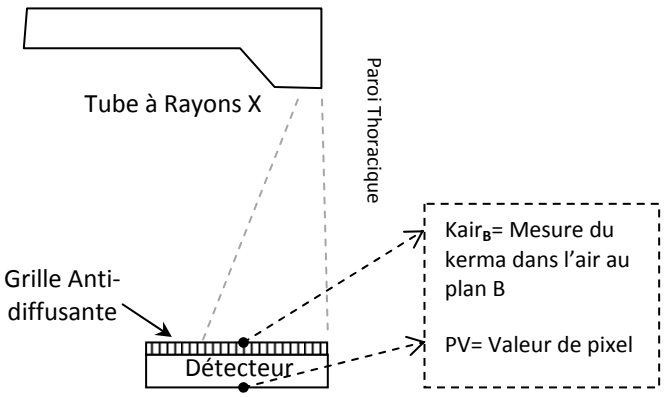


Figure 57: Configuration utilisée pour la mesure du kerma dans l'air pour différentes conditions d'expositions.



(a)

Kerma dans l'air [µGy]	Moyenne [Valeur de pixel]	Variance
125.30	419.80	78.50
156.80	499.68	98.65
195.46	606.83	122.98
247.73	757.26	156.77
312.88	937.20	189.60
383.76	1125.95	234.31
489.01	1416.59	302.44
629.34	1785.08	396.13
769.67	2166.27	498.16
980.89	2757.70	654.23

(b)

Figure 58: *a)* Configuration utilisée pour la caractérisation du détecteur et *b)* exemple de valeurs obtenues.

A titre d'exemple, la Figure 58-b présente les valeurs obtenues pour la caractérisation de notre détecteur. Ces résultats sont représentés dans les graphiques de la Figure 59 et de la Figure 60 et une courbe de tendance est estimée pour chaque graphe.

Pour la fonction de conversion, la courbe obtenue correspond à une fonction affine avec une forme $PV(K) = a\,Kair + b$, à partir de laquelle deux types d'information sont extraites. Le coefficient de proportionnalité de conversion de photons (qui est lié à la pente a de la fonction) est une valeur indépendante du kerma dans l'air (ordonnée à l'origine b). Cette valeur indépendante correspond à la moyenne du bruit électronique (courant de noir) dans le cas du détecteur plein champ au sélénium amorphe. Ce bruit moyen est lié aux charges électriques inhérentes qui sont accumulées par le détecteur, même en l'absence d'exposition.

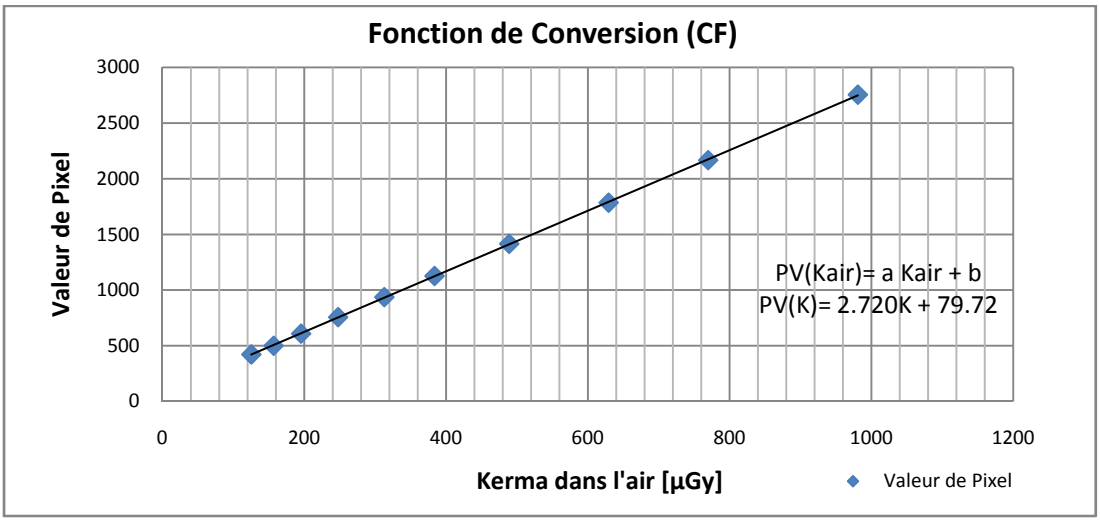


Figure 59: Fonction de conversion (CF) qui donne la correspondance entre le kerma dans l'air et les valeurs de pixels. CF est la tendance de cette fonction affine.

L'écart-type relatif ${\sigma_T}^2(Kair)$ des valeurs de niveaux de gris des pixels centraux correspond au bruit total attendu dans l'image numérique. Ce bruit peut être divisé en trois composantes principales comme décrit par [22, 61, 62]. La courbe peut être décrite à partir d'une fonction polynomiale quadratique de la forme ${\sigma_T}^2(Kair) = \beta Kair^2 + \alpha Kair + \gamma$, où : le coefficient β fait référence à une contribution multiplicative qui peut être attribuée à la non-uniformité spatiale comme celle de l'effet talon [61] ; Le coefficient α , proportionnel à l'exposition, représente la contribution du bruit quantique total ${\sigma_q}^2(Kair) = \alpha Kair$; et le coefficient indépendant de l'exposition représente la contribution (variance) du bruit électronique ${\sigma_e}^2 = \gamma$.

Pour obtenir l'image numérique I_D sur le plan D, les valeurs de kerma dans l'air dans le plan C (I_{Kair_C}) décrites par l'équation (25) doivent être multipliées par le paramètre a de la fonction de conversion. Mais, comme le processus de transformation requiert l'addition du bruit lié à l'interaction des photons X avec les matériaux du détecteur, la multiplication se fera plutôt en utilisant une variable gaussienne $\mathcal{N}(a, \sigma_a)$ centrée sur le paramètre a de la CF avec un écart-type σ_a dérivé de cette interaction de photons. L'estimation de cet écart-type σ_a est réalisée à partir de l'analyse RSD.

L'analyse RSD donne une estimation de la contribution du bruit quantique ${\sigma_q}^2(Kair)$ total présent dans l'image numérique I_D dans le plan D. Une partie de ce bruit provient du processus de génération des rayons X et de l'interaction de ceux-ci avec la matière depuis la sortie du tube à rayons X jusqu'a l'entrée du détecteur. Cette contribution correspond à la variance au niveau du plan C en unités de valeur de pixel, c'est-à-dire, ${\sigma_{I_C}}^2$ quand l'image photonique a été transformée en niveaux de gris en utilisant la fonction CF. L'autre partie du bruit quantique dépend de l'interaction des photons X dans le détecteur et sera désignée par la variable ${\sigma_d}^2(Kair)$. Alors, pour déterminer la contribution du bruit ${\sigma_d}^2(Kair)$ généré par l'interaction des photons avec le détecteur, la soustraction entre le bruit quantique total ${\sigma_q}^2(Kair)$ et le bruit sur le plan C ${\sigma_{I_C}}^2$ doit être calculée (voir équation (28)).

$$(27) \qquad I_C[n,m] = a\left(I_{Kair_C}[n,m]\right) + b \; : \qquad \text{[valeur de pixel]}$$

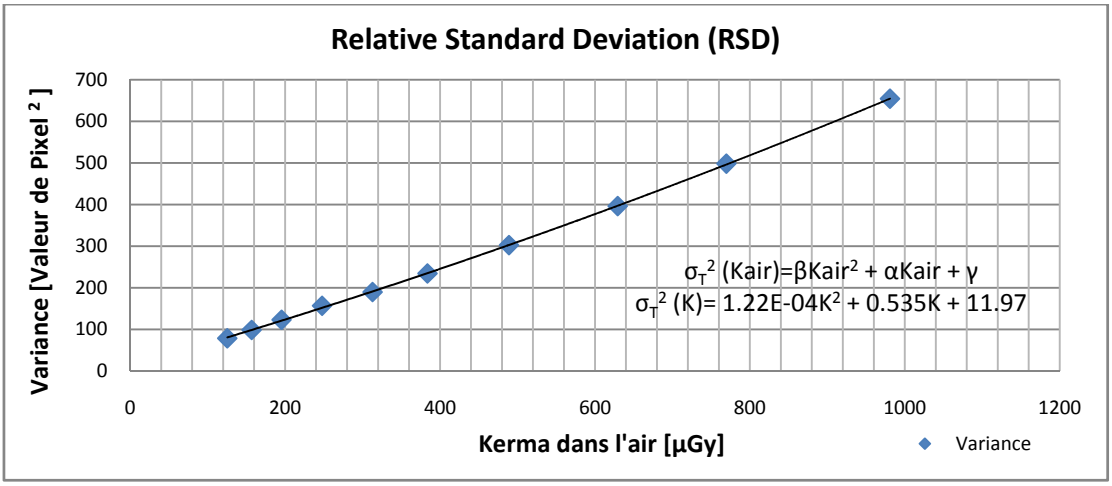


Figure 60: Ecart-type relatif qui donne la correspondance entre le kerma dans l'air et le bruit présent à la sortie du détecteur. Le RSD est la tendance quadratique (linéaire pour un β=0) de cette correspondance.

Une fois déterminée l'image numérique I_C dans le plan C, la variance ${\sigma_{I_C}}^2$ de l'image est calculée et soustraite de la variance quantique mesurée ${\sigma_q}^2(Kair)$.

$$(28) \qquad {\sigma_d}^2(Kair) = {\sigma_q}^2(Kair) - {\sigma_{I_C}}^2 = \alpha Kair - \left(\overline{I_C - \bar{I}_C}\right)$$

Puis, comme cette variance ${\sigma_d}^2(Kair)$ doit être utilisée pour générer un facteur multiplicatif stochastique qui suit une loi gaussienne centrée sur a, un changement d'unité de l'écart-type ${\sigma_d}^2(Kair)$ est requis. Ce changement s'effectue à partir de la division de l'écart-type par la moyenne de l'image photonique dans le plan C en valeurs de kerma dans l'air ($\overline{I_{Kair_C}}$) (voir équation (29)). De cette façon, l'écart-type σ_a aura les mêmes unités que le facteur a, c'est-à dire, une valeur en niveaux de gris/µGy.

$$(29) \qquad \sigma_a = \frac{\sqrt{(\sigma_d{}^2(Kair))}}{\overline{I_{Kair_C}}} \qquad : \qquad \left[\frac{valeur\ de\ pixel}{\mu Gy}\right]$$

Finalement, une fois que l'image photonique équivalente en valeurs de kerma dans l'air $I_C[n,m]$ est multipliée par la variable gaussienne $\mathcal{N}(a,\sigma_a)$, le bruit électronique doit être ajouté. Comme ce type de bruit est indépendant du nombre de photons qui arrivent au détecteur, il est ajouté sous une forme additive. Le bruit électronique est déterminé par une variable stochastique gaussienne $\mathcal{N}(b,\sqrt{\gamma})$ centrée sur l'ordonnée à l'origine de la CF (b) avec un écart-type égal à la racine carré de l'ordonnée à l'origine de l'analyse RSD ($\sqrt{\gamma}$). L'image finale I_D dans le plan D sera déterminée par l'équation (30). Le processus complet de formation d'une image virtuelle I_D sur le plan D depuis l'arrivée d'un nombre N_0 de photons X dans le plan A, pour une énergie moyenne de faisceau E, est représenté par le schéma de la Figure 61.

$$(30) \qquad I_D = I_{Kair_C}\,\mathcal{N}(a,\sigma_a) + \mathcal{N}(b,\sqrt{\gamma}) \qquad : \qquad \text{[valeur de pixel]}$$

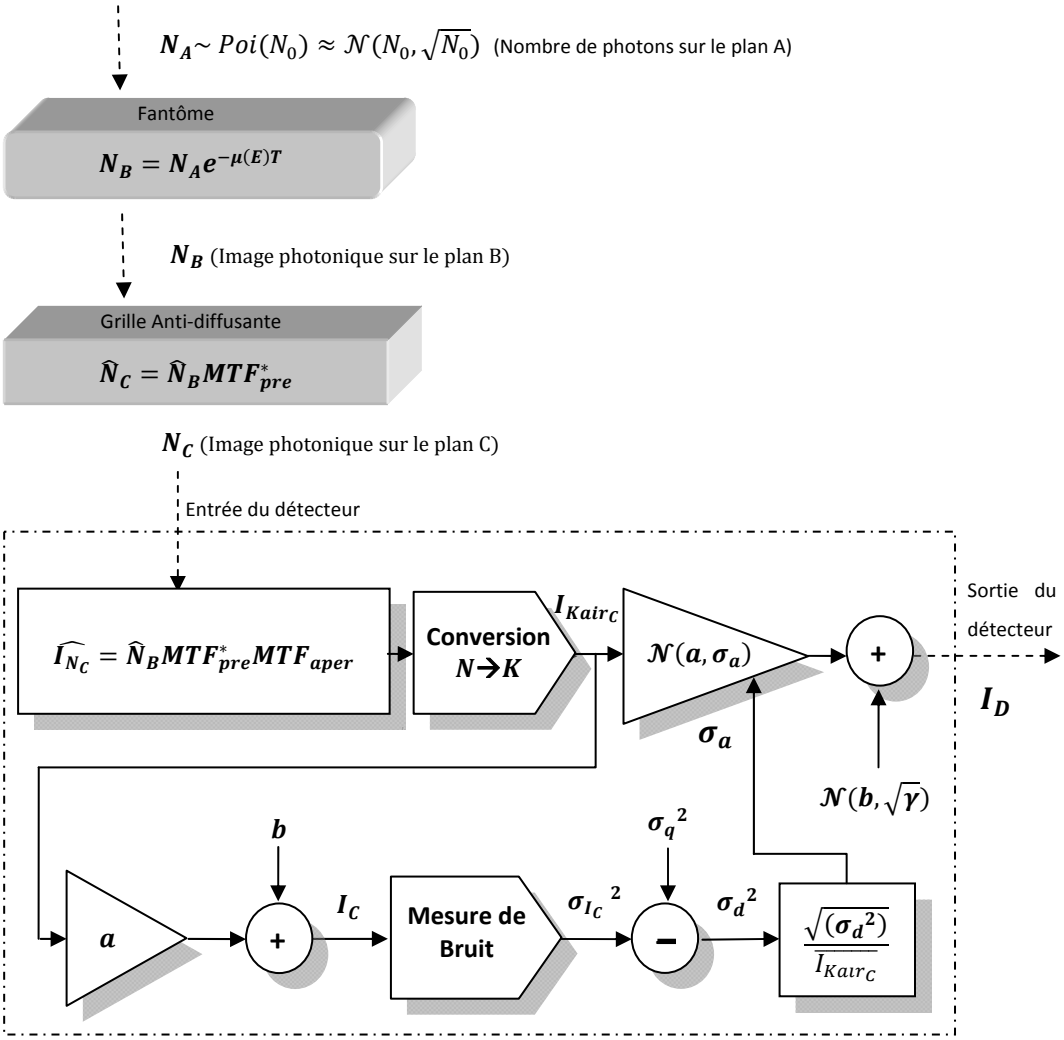


Figure 61: Bloc diagramme qui résume la génération des images virtuelles du fantôme contraste-détail CDMAM.

3.2.1.2. SYNTHESE D'UNE IMAGE VIRTUELLE DU FANTOME CDMAM

L'étude du processus de création d'une image mammographique a permis d'établir un modèle mathématique destiné à la création des images virtuelles. En pratique, le modèle a été codé en langage Java et intégré dans le logiciel *ImageJ* [63] (logiciel dédié au traitement des images) en tant que module externe (*plug-in*). Ce module, nommé *CDMAM Cell Creator,* prend en « entrée » les paramètres nécessaires pour la création des images virtuelles du fantôme CDMAM. Ces paramètres sont les conditions d'expositions (tension aux bornes du tube à rayons X, nature de l'anode et de la filtration) qui sont condensées dans un paramètre: l'énergie moyenne E du spectre produit. Les autres paramètres sont les coefficients a et b de la Fonction de Conversion (CF), le bruit électronique (γ) obtenu lors de l'analyse RSD et la distance entre pixels. Une image de l'interface est montrée dans la Figure 62.

Avant de procéder à la génération des images virtuelles, il faut connaître la fonction de transfert de modulation (MTF^*) déterminée au chapitre II et avoir deux images à disposition. Ces images correspondent à:

- une image de référence acquise pour le CDMAM à partir de laquelle la position des cellules va pouvoir être déterminée et à
- une des images bruitées utilisées lors de la mesure du spectre de puissance du bruit (NPS).

Les images sont utilisées pour obtenir les paramètres d'entrée du modèle mathématique qui n'ont pas encore été calculés: le nombre initial de photons N_0 et le bruit quantique σ_q^2.

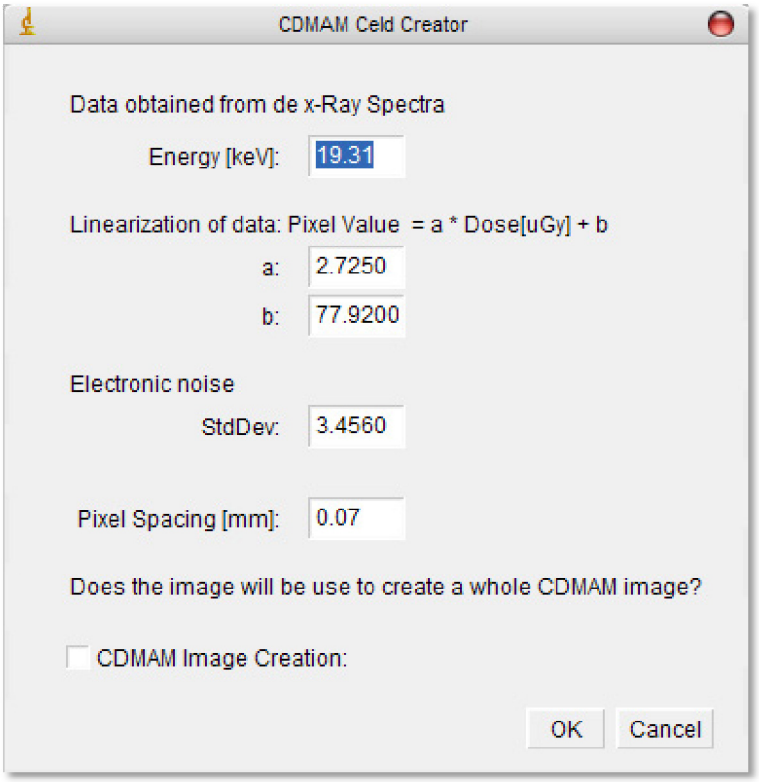


Figure 62: Interface machine-utilisateur du module *CDMAM Cell Creator.*

L'image de référence du CDMAM est utilisée pour positionner chaque cellule du fantôme par rapport à l'image globale lors de la génération d'une image entière du fantôme CDMAM. Cela est nécessaire puisque l'algorithme *CDMAM Cell Creator* crée des images virtuelles cellule par cellule. Alors, à chaque fois qu'une cellule virtuelle est créée, elle est placée sur l'image entière du fantôme, qui correspond à l'image du CDMAM de référence. De cette façon, l'image de référence du CDMAM deviendra, à la fin du processus, l'image virtuelle finale du fantôme CDMAM.

L'image bruitée sert à la détermination du nombre initial de photons $N_0[n,m]$ (Figure 61), de façon à ce que l'exposition non-uniforme due à l'effet talon de l'anode soit prise en compte lors de la création d'une image virtuelle. Cette image bruitée servira aussi pour l'estimation du bruit quantique σ_q caractéristique de chaque cellule du fantôme. Il faut remarquer que le produit du courant dans le tube par le temps d'exposition (*mAs*), ainsi que la tension appliquée au tube à rayons X (*kVp*), sont des paramètres caractéristiques qui affectent le niveau de bruit quantique dans l'image acquise. Alors, en mesurant directement ce bruit quantique contenu

dans l'image, il n'est pas nécessaire de connaître ces paramètres (tension et charge dans le tube à rayons X) pour la création d'une image virtuelle.

Finalement, la fonction de transfert de modulation (MTF_{pre}^{*}) en 2D est utilisée pour intégrer la perte en résolution spatiale due aux conditions d'exposition clinique (incluant la contribution du rayonnement du diffusé) et aux caractéristiques internes du détecteur numérique du mammographe.

Le fonctionnement du module *CDMAM Cell Creator* depuis la détermination des paramètres d'entrée jusqu'à la création de l'image virtuelle finale est décrit ci-dessous:

a) Détermination de l'énergie moyenne E du faisceau.
b) Mesure de l'effet talon de l'anode à partir d'une image bruitée (image utilisée pour la mesure du spectre de puissance de bruit).
c) Synthèse d'une image photonique initiale $N_A \sim Poi(N_0) \approx \mathcal{N}(N_0, \sqrt{N_0})$ en prenant en compte la mesure de l'effet talon de l'anode.
d) Modélisation des propriétés d'atténuation des rayons X dans le fantôme.
e) Utilisation de la mesure de la fonction de transfert de modulation (MTF_{pre}^{*}) pour simuler la perte de résolution en présence de rayonnement diffusé.
f) Contribution du bruit quantique dû à l'interaction des photons X avec le détecteur (la contribution de bruit dû à la génération de rayons X est déjà incluse dans l'image photonique N_A qui est générée à partir de l'effet talon), et du bruit électronique.

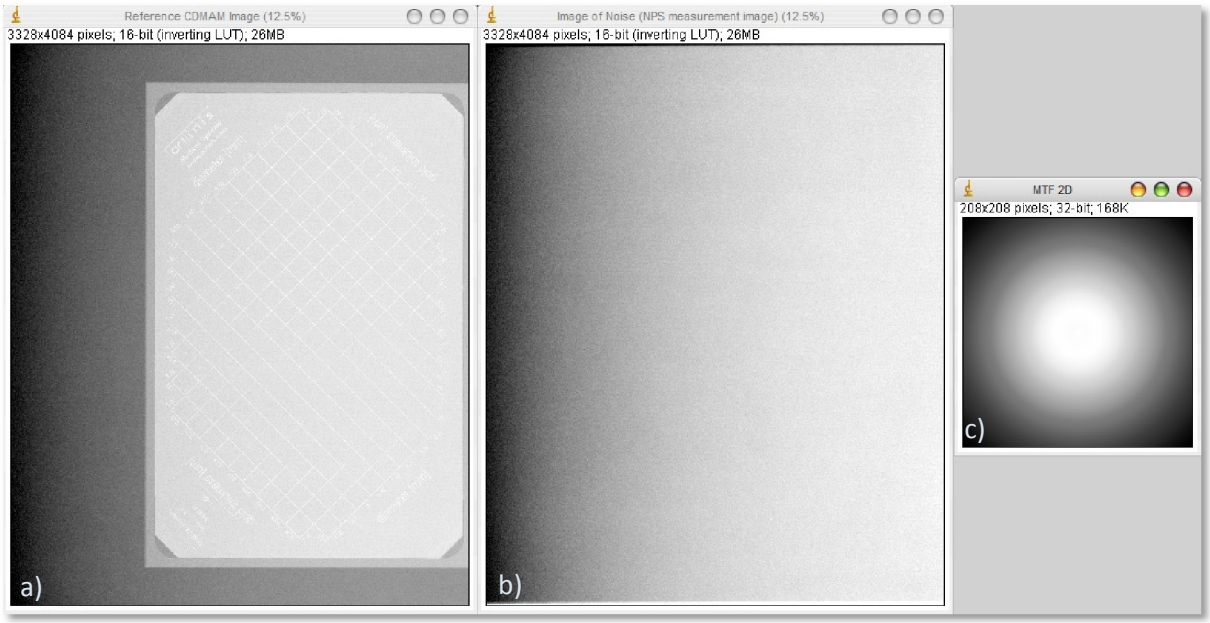


Figure 63: Images utilisées par le module *CDMAM Cell Creator* lors de la création des images virtuelles. Ces images sont : *a)* l'image de référence du CDMAM, *b)* l'image bruitée utilisée pour la mesure du NPS et *c)* la Fonction de Transfert de Modulation (MTF^{*}) en 2D.

DETERMINATION DE L'ENERGIE MOYENNE $\bar{E}$ DU FAISCEAU GENERE PAR LES CONDITIONS D'EXPOSITION UTILISEES.

L'énergie du faisceau X généré par le tube à rayons X est déterminée à partir de codes de calcul dédiés. Selon P. Meyer [64] qui a évalué six codes de calcul du spectre de rayons X pour le diagnostic, les logiciels *xcomp5r*, *SRS-78* et *SpecGenB* sont les plus précis. Dans ce travail, le logiciel *SRS-78* est utilisé pour générer le spectre de rayons X pour une anode en molybdène, et le logiciel *xcomp5r* pour une anode en tungstène.

La sélection de ces logiciels dépend des conditions cliniques d'exposition qui sont utilisées au Centre Alexis Vautrin. La tension utilisée aux bornes du tube pour une anode en molybdène est fixée à 28 kVp, alors que dans le cas d'une anode en tungstène, la tension est fixée à 27 kVp. Or, bien que le logiciel *SRS-78* permette de simuler un spectre de rayons X pour une anode en molybdène aux tensions de tube comprises entre 25 et 32 kVp, pour une anode en tungstène, il permet seulement de fixer la tension entre 30 et 150 kVp. Pour cette raison, le spectre de tungstène doit être simulé à partir du logiciel *xcomp5r* qui permet la simulation du spectre pour une anode en tungstène pour des tensions de tube comprises entre 20 et 150 kVp. Un exemple du spectre généré par le logiciel *SRS-78* pour une anode en Mo et une tension de tube pic de 28 kVp est montré dans la Figure 64 .

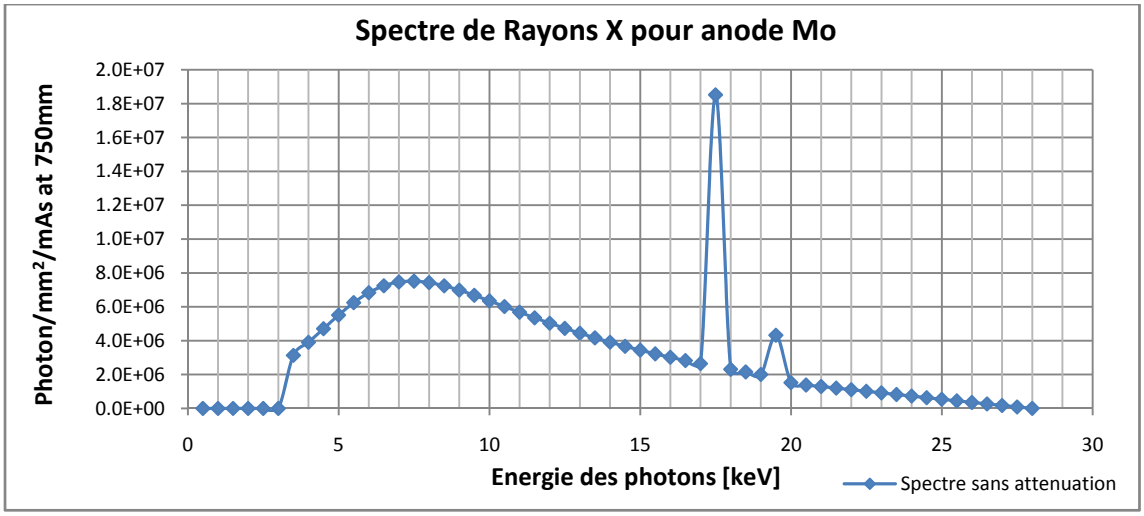


Figure 64: Spectre de rayons X obtenu pour une anode en Mo et une tension de tube pic de 28 kVp, généré par le logiciel SRS-78.

L'estimation du spectre de rayons X doit prendre en compte la nature de l'anode du tube à rayons X, ainsi que la filtration utilisée (y compris la fenêtre de sortie du tube à rayons X en béryllium). Un exemple de l'atténuation du spectre avec une anode en Molybdène et un filtre en Molybdène pour une tension de tube de 28 kVp et une charge de 1 mAs est donné sur la Figure 65. Cette figure montre le spectre résultant de la filtration de chacun des matériaux suivants:

- **0.03 mm de Molybdène** (filtre utilisé pour atténuer les basses énergies qui sont en général absorbées par la patiente et qui ne contribuent pas au processus de formation de l'image, voir annexe A).

- **1 mm de Béryllium** (matériel de la fenêtre à la sortie du tube à rayons X).
- **2 mm d'Aluminium** (ce filtre est ajouté à la sortie du tube à rayons X quand il faut simuler l'atténuation du faisceau par un sein d'épaisseur moyenne, sans prendre en compte l'effet de la diffusion de photons).

Une fois le spectre simulé pour les conditions d'expositions cliniques utilisées et en prenant en compte la filtration, l'énergie moyenne du spectre est calculée par:

$$E_{moy} = \frac{\sum_{i=0}^{i=Emax} i \cdot \emptyset(i)}{\sum_{i=0}^{i=Emax} \emptyset(i)} \quad (31)$$

avec:

i : énergie des photons [keV]

$\emptyset(i)$: fluence de photons correspondant à une énergie E_i donnée.

E_{moy} : énergie moyenne de photons

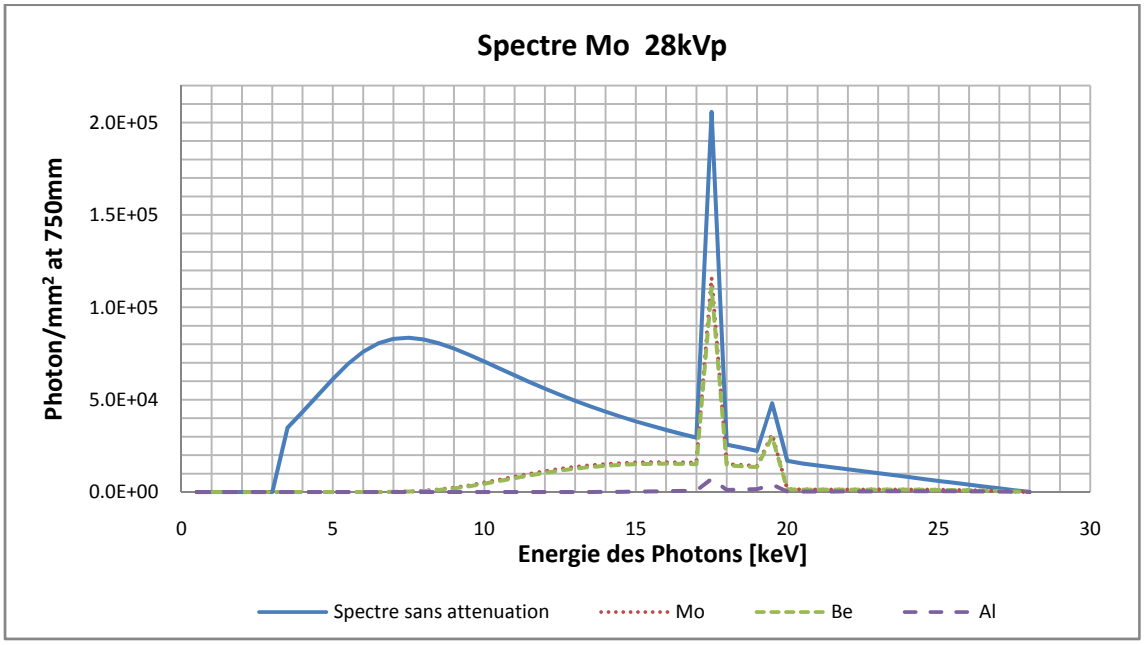


Figure 65: Spectres de rayons X calculés pour différents matériaux. Le spectre est généré pour une anode en Mo et une tension du tube pic de 28 kVp. Les filtres utilisés sont: 0.03 mm de Molybdène, 1 mm de Béryllium et 2 mm d'Aluminium.

MESURE DE L'EFFET TALON DE L'ANODE

La création d'une image virtuelle du fantôme CDMAM est réalisée cellule par cellule, de manière que des régions d'intérêt (ROI's) correspondant à la position de chaque cellule dans une image de référence du fantôme CDMAM doivent être sélectionnées sur une image ne contenant que du bruit (image utilisée pour la mesure du spectre de puissance de bruit), pour mesurer ainsi l'effet talon contenu dans cette région. A partir

des ces ROI's placées sur l'image bruitée, des régressions quadratiques sont réalisées pour obtenir ainsi l'expression mathématique caractéristique de l'effet talon contenu dans chaque ROI. Un exemple est donné dans la Figure 66. Dans cette figure, deux images DICOM sont présentées; l'image à gauche correspond à l'image de référence du fantôme CDMAM, alors que l'image à droite correspond à une image ne contenant que du bruit. Sur les deux images, une ROI est située sur une même position, correspondant à la localisation d'une cellule donnée. Une fois la ROI positionnée sur l'image bruitée de droite, un ajustement d'une quadratique avec la surface des niveaux de gris est réalisé pour estimer ainsi la surface de l'image bruitée. Cette surface correspond à l'effet talon. L'opération qui réalise cette régression quadratique a été codée dans un *plug-in* nommé *Regression.*

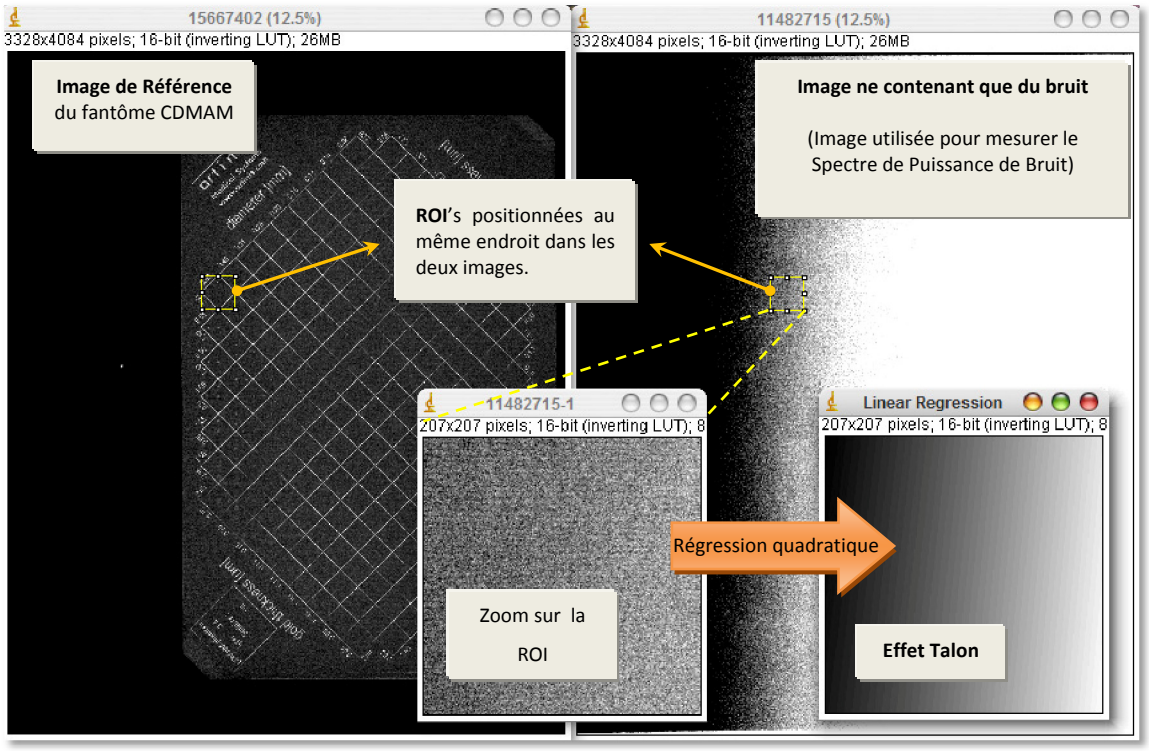


Figure 66: Processus de mesure de l'effet Talon à partir d'une régression quadratique appliquée sur des ROI's placées sur une image bruitée (image utilisée pour mesurer le Spectre de Puissance de Bruit). Chaque ROI est localisée à l'endroit de la cellule correspondante du fantôme CDMAM (voir image de référence du fantôme CDMAM à gauche).

La régression quadratique donne la forme de la surface due à l'effet talon de l'anode en supprimant les composantes de hautes fréquences (voir Figure 67). La représentation mathématique de l'effet talon est modélisée par une équation à deux dimensions du type:

$$PV_0[n',m'] = cn'^2 + dn' + en'm' + fm' + gm'^2 + h \quad (32)$$

Où:

$PV_0[n',m']$: valeur des niveaux de gris du pixel.

$[n',m'] \epsilon \mathbb{N}^2$: position de chaque pixel dans la ROI (qui a la taille d'une cellule du fantôme CDMAM) utilisée pour mesurer l'effet talon.

$(c, d, e, f, g, h) \in \mathbb{R}^2$ sont les coefficients qui modélisent l'effet talon de l'anode.

A titre d'exemple, dans la Figure 67, l'effet talon de l'anode est estimé à partir d'une image bruitée. Puis, un profil est obtenu pour montrer comment une régression quadratique donne une bonne approximation de l'effet talon sans le bruit. Il faut remarquer que, dans la recommandation internationale IEC-62220-1-2, des régressions quadratiques sont utilisées pour supprimer l'effet talon lors de la mesure du NPS.

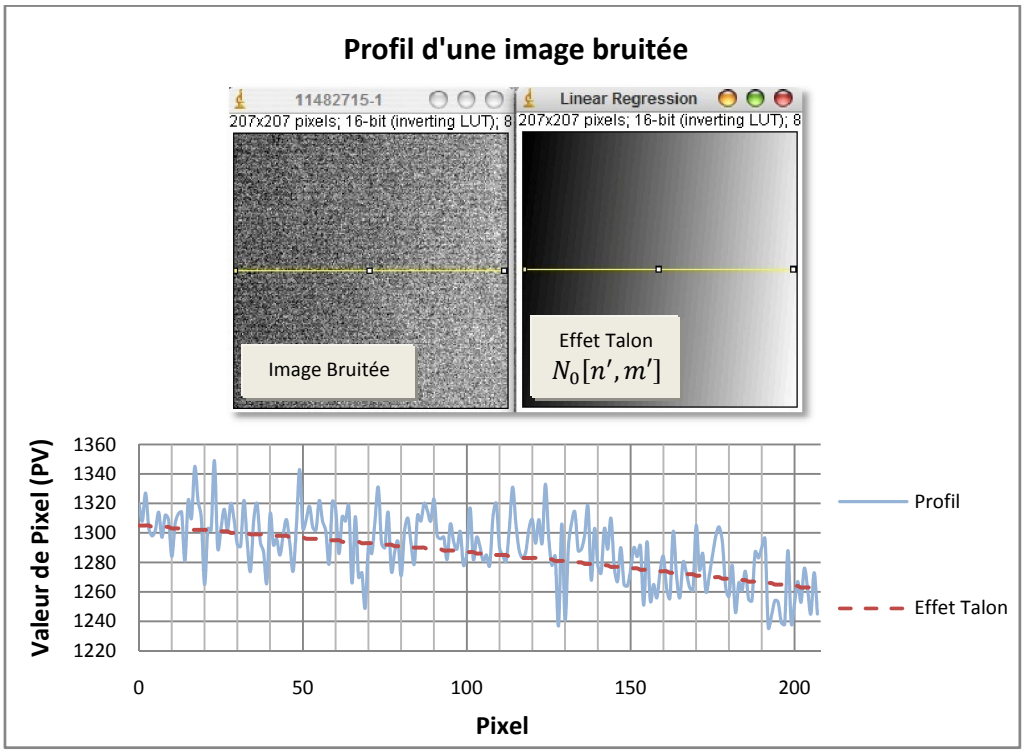


Figure 67: Profil d'une image bruitée avec l'effet talon correspondant à ce profil mesuré à partir d'une régression quadratique.

Après avoir déterminé l'effet talon $PV_0[n', m']$ de l'image bruitée, l'équivalent en nombre de photons de cet effet talon doit être calculé. Cela est nécessaire puisque cette nouvelle image qui contient l'effet talon servira de base pour la création des images virtuelles. A cette image, sera ajouté le bruit quantique produit par la génération des photons X et qui suit une distribution de Poisson. Pour avoir l'équivalence de l'effet talon en nombre de photons dans l'image, on inverse le processus suivi par le modèle mathématique, c'est-à-dire que l'équivalent en nombre de photons est calculé à partir de la fluence de photons, qui est elle-même obtenue à partir du kerma dans l'air et qui provient de l'application de la fonction inverse de la fonction de conversion sur la valeur de pixel. La chaîne des opérations est la suivante:

$$Kair_0[n', m'] = \frac{PV_0[n', m'] - b}{a}$$

$$\emptyset_0[n', m'] = \frac{Kair_0[n', m']}{0.089E^{-2.07}}$$

$$N_0[n', m'] = \emptyset_0[n', m'] \cdot (p^2)$$

avec :

$PV_0[n', m']$: effet talon en valeurs de pixel (niveaux de gris).

$Kair_0[n', m']$: effet talon en valeurs du kerma dans l'air.

$\emptyset_0[n', m']$: effet talon en valeurs de fluence de photons.

$N_0[n', m']$: effet talon en valeur de nombre de photons.

a, b : composantes de la fonction de conversion.

E : énergie des photons.

p : taille des pixels.

SYNTHESE D'UNE IMAGE PHOTONIQUE INITIALE

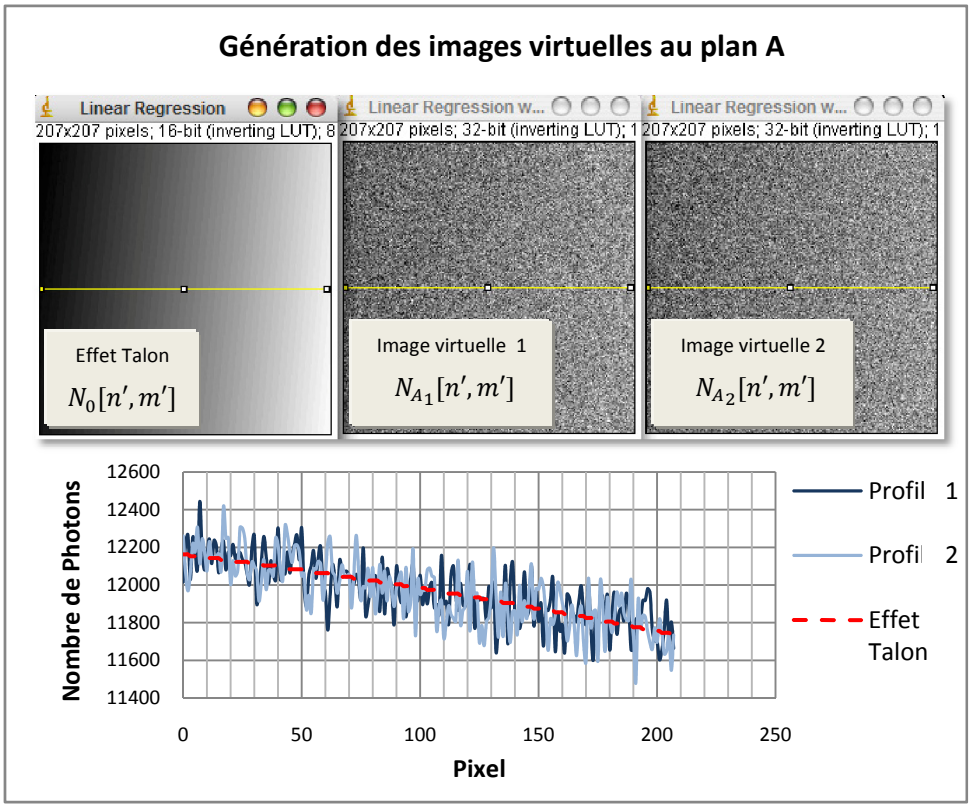


Figure 68: Profil des images virtuelles (1 et 2) à partir d'une image de base. Chaque image produite est différente.

L'image de l'effet talon en nombre de photons $N_0[n', m']$ qui correspond à une sous-région d'une image entière du fantôme $N_0[n, m]$ est utilisée comme base pour la génération des images initiales $N_A[n', m']$. Comme l'indique l'équation (14), les images photoniques virtuelles dans le plan A sont créées à partir de l'insertion du bruit dans l'image de base. Ce bruit est ajouté en utilisant un algorithme de génération de nombres aléatoires qui est inclus dans le logiciel *ImageJ* sous la forme d'un module. Ce module, nommé *randomJ [65],* génère des nombres aléatoires en suivant différentes lois de probabilités, notamment les lois

gaussienne et de Poisson. Le bruit quantique lié au processus de création des photons X est généré en utilisant une loi de Poisson centrée sur les valeurs des pixels de l'image contenant l'effet talon $N_0[n', m']$.

La méthode d'insertion du bruit sur l'image de l'effet talon est modulatoire, c'est-à-dire que, pour chaque pixel $N_A[n', m']$, un nombre aléatoire est assigné en utilisant la valeur en nombre de photons de l'effet talon $N_0[n', m']$, comme la moyenne de la probabilité de Poisson. En procédant de la sorte, chaque pixel $N_A[n', m']$ utilise sa propre densité de probabilité de Poisson fixée sur la valeur du pixel de base $N_0[n', m']$ (valeur de l'effet talon).

Comme chaque pixel $N_A[n', m']$ a une valeur aléatoire, un nombre infini d'images N_A peuvent être obtenues à partir d'une seule image de base N_0. Dans la Figure 68, deux images virtuelles N_{A_1} et N_{A_2} sont créées à partir d'une seule image de base N_0 pour montrer la différence existant entre images créées à partir de la même image de base.

SYNTHESE D'UNE IMAGE N_B

Comme décrit dans l'équation (15), une image $N_B[n', m']$ est formée à partir de la multiplication de l'image initiale $N_A[n', m']$ avec les coefficients d'atténuation des matériaux qui composent le fantôme CDMAM. Ces coefficients d'atténuation peuvent être representés sur la forme d'une image qui sera dorénavant nommée *« image d'atténuation »* et qui est définie par:

$$I_{att}[n', m'] = e^{-(\mu_{PMMA}(E)T_{PMMA}[n', m'] + \mu_{Au}(E)T_{Au}[n', m'])}$$

$$N_B[n', m'] = N_A[n', m'] \cdot I_{att}[n', m']$$

L'image d'atténuation a des valeurs de pixels comprises entre 0 et 1 et elle est construite pixel par pixel en prenant en compte la distribution des matériaux du fantôme CDMAM (voir Figure 69). Chaque cellule du fantôme CDMAM est entourée par un carré. Ce carré est créé dans l'image d'atténuation avec un coefficient fixé à une valeur de 0.4. Cette valeur a été obtenue en mesurant l'absorption de ce carré dans des images réelles. Un exemple d'une image d'atténuation est donné dans la Figure 69. La finalité de ce carré est de pouvoir identifier la pastille centrale de chaque cellule quand le logiciel CDCOM (logiciel dédié à l'évaluation des images CDMAM, voir page 20, chapitre I) est utilisé pour mesurer la qualité diagnostique de l'image.

Afin d'éviter des problèmes de structure, surtout quand les diamètres des pastilles en or s'approchent de la taille des pixels, l'image d'atténuation est créée en utilisant une résolution 5 fois plus grande que la résolution de l'image originale, c'est-à-dire, une taille de pixel fixée à $p/5$ selon les lignes et les colonnes. Puis, une fois l'image créée, la résolution de l'image est ramenée à la résolution originale, c'est-à-dire, à une taille de pixel fixée à p. Cette opération est réalisée en utilisant un ROI de 5x5 pixels qui se déplace dans toute l'image de haute résolution. La ROI de 5x5 pixels dans l'image à haute résolution correspondra à la taille d'un seul pixel de l'image avec la résolution originale. Donc, en estimant la moyenne de tous les pixels contenus dans la ROI, on obtiendra la valeur d'un pixel pour l'image de résolution originale. Une fois l'assignation de la valeur de pixel

pour l'image de résolution originale faite, la ROI se déplacera 5 pixels à droite dans l'image à haute résolution, et la moyenne sera calculée de nouveau pour les nouveaux pixels contenus dans la ROI pour déterminer ainsi la valeur de pixel adjacent dans l'image de résolution originale. Ce processus est répété jusqu'à ce que tous les pixels de l'image à haute résolution soient moyennés.

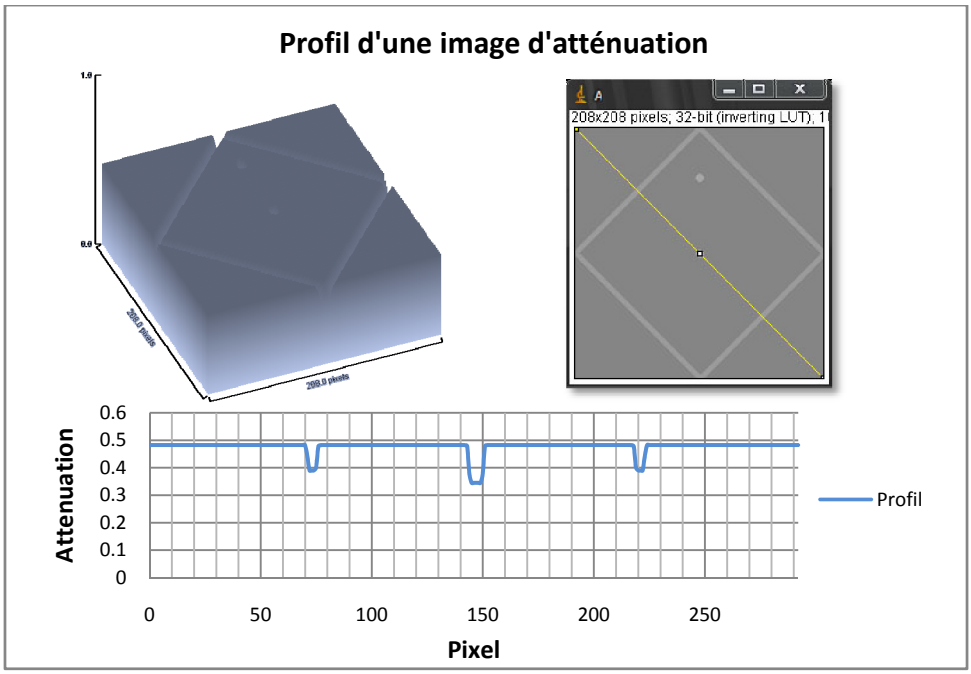


Figure 69: Profil et représentation 3D d'une image d'atténuation.

Comme le montre la Figure 70, un problème de délocalisation est produit tout au long des bords des pastilles en or quand les matrices d'atténuation sont créées en utilisant la taille de pixel du détecteur. Pour minimiser ce problème, des matrices d'atténuation avec une résolution augmentée $T_{PMMA_{High}}[i,j]$ et $T_{Au_{High}}[i,j]$ (taille du pixel 5 fois plus petite que celle du détecteur numérique) sont utilisées au lieu de celles avec la résolution originale $T_{PMMA}[n',m']$ et $T_{Au}[n',m']$. Une fois l'image $N_B[i,j]$ estimée en utilisant les matrices de grande résolution, l'opération de dégradation de résolution (à travers un calcul de moyennes) décrit ci-dessus est appliquée aux pixels $N_B[i,j]$ pour retourner à la résolution originale du système $N_B[n',m']$. Ce processus revient à appliquer la fonction de transfert d'overture MTF_{aper} (fonction de transfert lié au processus de numérisation d'un détecteur numérique), comme expliqué page 76.

Finalement, pour faciliter la tâche de création automatique des images d'atténuation, chaque cellule du fantôme CDMAM est numérotée. Pour chaque numéro de cellule, l'épaisseur et le diamètre des pastilles en or sont fixés. Donc, une fois le numéro de cellule identifié, le contenu de l'image d'atténuation est établi en utilisant une résolution 5 fois plus grande, comme cela vient d'être expliqué. Le processus de création d'une image N_B est montré dans la Figure 71.

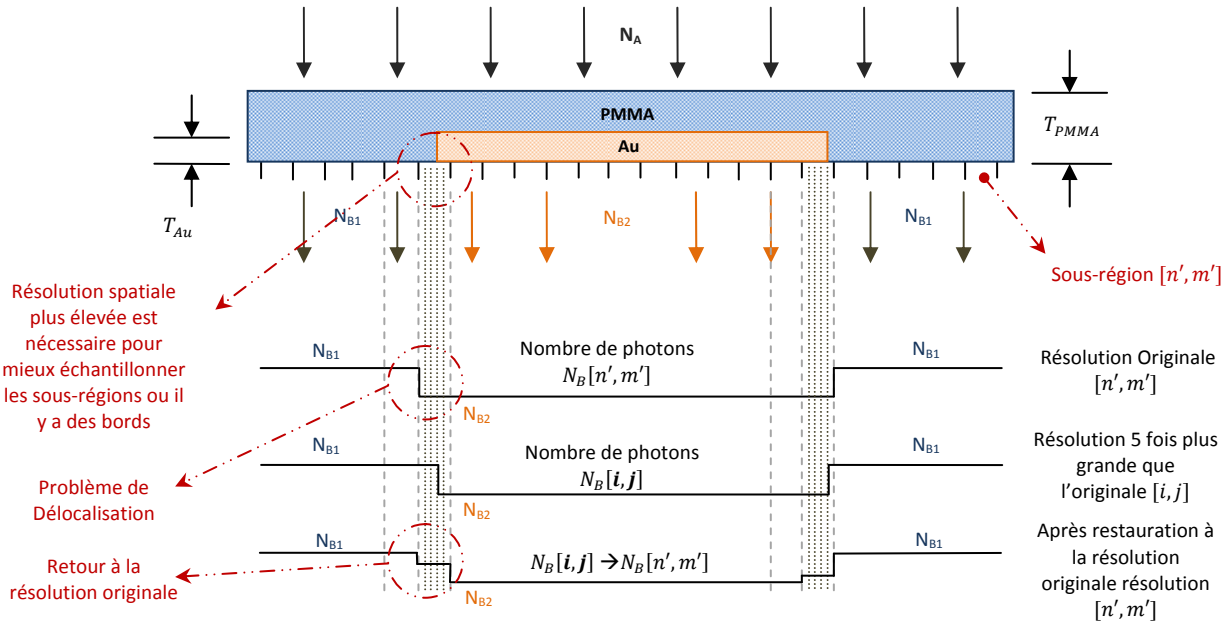


Figure 70: Structure de la partie centrale d'une cellule du fantôme CDMAM, après l'utilisation des matrices d'absorption à haute résolution.

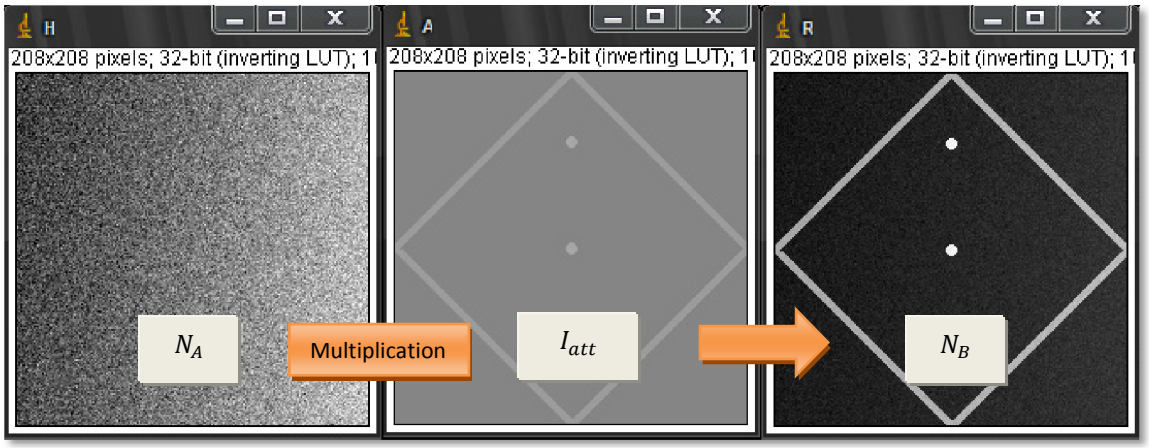


Figure 71: Processus de synthétisation de l'image N_B à partir de l'atténuation d'une image N_A.

FILTRAGE DE L'IMAGE N_B PAR LA FONCTION DE TRANSFERT DE MODULATION DU SYSTEME (MTF_{pre}^{*})

L'étape suivante de la création d'une image virtuelle du fantôme CDMAM est le filtrage de l'image N_B par la Fonction de Transfert de Modulation du système (MTF_{pre}^{*}). Comme décrit dans la description mathématique du modèle de la Figure 61, deux types de fonctions de transfert de modulation doivent être prises en compte: la fonction de transfert de modulation pré-échantillonnage (MTF_{pre}^{*}) et la fonction de transfert de modulation d'overture MTF_{aper} (liée à la numérisation). La fonction de transfert de modulation de pré-échantillonnage (MTF_{pre}^{*}), qui prend en compte les effets de la diffusion de photons et de l'agrandissement, est obtenue lors de la mesure de la fonction de transfert de modulation du système par le module *Modulation Transfer Function*

créé dans ce travail. La fonction de transfert de modulation d'overture n'est pas utilisée en raison de l'utilisation des images d'atténuation $T_{PMMA_{High}}[i,j]$ et $T_{Au_{High}}[i,j]$ qui présentent une résolution 5 fois plus grande et qui sont ramenées à la résolution originale comme expliqué précédemment (ce changement de résolution est interprété comme un processus d'échantillonnage). De cette façon, une seule multiplication, entre la transformée de Fourier de l'image N_B et la fonction de transfert de modulation pré-échantillonnage mesurée, doit être réalisée. Pour réaliser cette multiplication, la représentation bidimensionnelle de la fonction de transfert de modulation ($MTF^*_{pre}2D$) est nécessaire (voir Figure 72), au lieu de la représentation unidimensionnelle (MTF^*_{pre}), qui est la représentation habituelle de cette mesure. Cette représentation bidimensionnelle est obtenue à partir du module *Modulation Transfer Function*. La taille de l'image contenant la représentation bidimensionnelle de la MTF^*_{pre} est fixée à la même taille que l'image N_B.

Le processus de création de la représentation bidimensionnelle de l'image de la fonction de transfert de modulation, d'une taille égale à la ROI contenant une cellule du fantôme CDMAM (N', M'), est montré ci-dessous. Il faut noter que, normalement, la ROI (N', M') s'agit d'un carré, de sorte que la taille de cette ROI peut être décrite par(N', N') ; ainsi:

- Un vecteur $\vec{r}$ est défini en prenant le centre de la $MTF^*_{pre}2D$ comme origine des axes. Le module r de ce vecteur et son argument ϑ sont définis comme sur la Figure 72 et mathématiquement comme suit:

$$r = \sqrt{i^2 + j^2}\,;$$

$$\vartheta = arc\ tan\left(\frac{j}{i}\right)$$

Où:

$i = x - \frac{N\prime}{2}$; $j = y - \frac{N\prime}{2}$: Conversion des coordonnées qui fixent l'origine des axes au centre de l'image.

x, y : position du pixel de l'image.

N' : taille de la ROI contenant une cellule du fantôme CDMAM.

Pour $\vartheta = 0,\ \ 0 \leq i \leq N'/2$ et $j = 0$, la valeur du pixel, quel que soit le module du vecteur r, est définie par :

$$r = \sqrt{i^2 + j^2} = i$$

$$MTF^*_{pre}2D\ (r\measuredangle 0) = MTF^*_{pre}2D(i) = MTF^*_{pre}(f)$$

avec :

f : fréquence en paires de lignes par millimètre.

$r\measuredangle 0$: vecteur de module r et d'angle nul.

En prenant la fréquence de Nyquist comme la fréquence maximale au pixel $\left(\frac{N\prime}{2}, 0\right)$

$$MTF^*_{pre}2D\ (i) = MTF^*_{pre}\left(\frac{|i|}{2p(N'/2)}\right) = MTF^*_{pre}\left(\frac{|i|}{N'p}\right)$$

Pour toutes les valeurs de r :

$$\textbf{(33)} \qquad \boldsymbol{MTF^*_{pre}2D(r \not\simeq 0) = MTF^*_{pre}\left(\frac{|r|}{N\prime p}\right)}$$

Où:

p : écart en [mm] entre deux pixels (capteurs) voisins selon les lignes et les colonnes

La représentation 2D de la fonction de transfert de modulation sera considérée comme isotrope, de sorte que l'équation (33) est valide pour tous les angles ϑ. Alors, à partir de l'équation (33), la représentation isotrope de la fonction de transfert de modulation est décrite par l'équation (34).

$$\textbf{(34)} \qquad \boldsymbol{MTF^*_{pre}2D(\vec{r}) = MTF^*_{pre}\left(\frac{|r|}{N\prime p}\right)}$$

Comme montré dans la Figure 72, la fonction de transfert de modulation 1D est discrète, ce qui implique que les valeurs à utiliser pour la création de la représentation bidimensionnelle $MTF^*_{pre}2D(\vec{r})$ de l'équation (34) doivent être estimées à partir d'une interpolation linéaire des points adjacents au point $MTF^*_{pre}\left(\frac{|r|}{2N\prime p}\right)$.

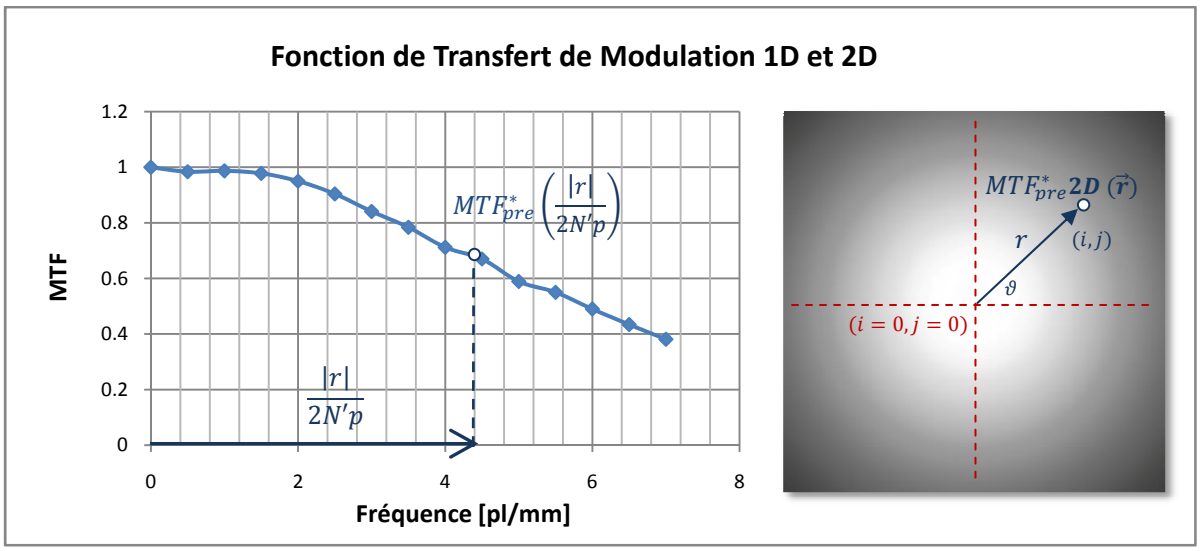


Figure 72: Création de la fonction de transfert de modulation bidimensionnelle à partir de la représentation unidimensionnelle de celle-ci.

Après avoir réalisé la multiplication entre la fonction de transfert de modulation et le spectre de l'image N_B, la transformée de Fourier inverse est appliquée pour retourner dans le domaine spatial, de façon à obtenir I_{N_C} à partir de l'équation (23).

INSERTION DE BRUIT QUANTIQUE ET DU BRUIT ELECTRONIQUE

Après avoir appliqué la Fonction de Transfert de Modulation, l'image résultante I_{N_C} doit être convertie en valeurs de kerma dans l'air I_{Kair_C} avant de pouvoir utiliser la fonction de conversion pour obtenir l'image virtuelle finale I_D de l'équation (30). Pour cela, les opérations mathématiques décrites par les équations (24) et (25) doivent être appliquées.

Comme indiqué dans le bloc-diagramme de la Figure 61, l'application de la fonction de conversion inclut aussi l'insertion du bruit. Ce bruit correspond à une partie du bruit quantique σ_a (bruit lié à la génération des photons X) et au bruit électronique $\sqrt{\gamma}$ (bruit généré par le détecteur numérique).

Pour déterminer la quantité de bruit quantique σ_a due à l'interaction des photons X avec la matière, il faut d'abord mesurer le bruit quantique σ_{I_C} produit par le processus de création des photons X. Ce bruit est mesuré à partir d'une image virtuelle I_{K_C} déjà créée. Mais avant de procéder à la mesure, l'image doit être convertie en valeurs de pixels. Donc, la fonction de conversion est appliquée sur l'image I_{Kair_C} pour obtenir ainsi I_C (voir Figure 61). Or, à partir de l'image ne contenant que du bruit qui est utilisée comme entrée pour le module *CDMAM Cell Creator* (voir Figure 62), on obtient une approximation du bruit total σ_T contenu dans une image réelle, mais sans prendre en compte la nature des constituants du CDMAM. Cette image doit alors être multipliée par le facteur d'atténuation correspondant du fantôme. Puis, le bruit total est mesuré et le bruit électronique (connu à partir de l'analyse RSD) est soustrait, de façon à connaître quel est le bruit quantique total contenu dans l'image. Il faut noter que la soustraction est faite en utilisant les variances et non pas les écart-types (voir l'équation (35)).

$$\sigma_q{}^2 = \sigma_T{}^2 - \gamma \qquad (35)$$

Une fois le bruit quantique σ_q mesuré, le bruit correspondant à l'interaction entre les photons X et le détecteur est estimé à partir de la différence entre le bruit quantique σ_q et σ_{I_C} comme indiqué dans l'équation (28). De cette manière, la quantité de bruit quantique σ_a produit par l'interaction de photons X avec le détecteur sera déterminée par l'équation (29).

L'insertion du bruit quantique dû à l'interaction des photons avec la matière σ_a et du bruit électronique $\sqrt{\gamma}$ est faite en utilisant le module *RandomJ.* Le bruit quantique est inclus de manière multiplicative, un nombre aléatoire est créé à partir d'une fonction gaussienne $\mathcal{N}(a, \sigma_a)$ centrée sur le facteur de conversion « a » avec un écart-type σ_a, puis ce nombre aléatoire est multiplié par la valeur d'un pixel de l'image I_{Kair_C} . Ce procédé est répété pour tous les pixels de l'image.

Le bruit électronique est inclus de manière additive. Un nombre aléatoire est créé en utilisant une fonction gaussienne $\mathcal{N}(b, \sqrt{\gamma})$. Ce nombre aléatoire généré est ajouté à la valeur d'un pixel de l'image résultant de l'insertion du bruit quantique (voir Figure 61). Ce processus est répété pour tous les pixels de l'image. A la fin de ce processus, l'image virtuelle I_D du fantôme CDMAM est créée.

Il faut remarquer que le bruit total σ_T est obtenu à partir de la même image bruitée utilisée pour mesurer l'effet-talon de l'anode et non pas de l'analyse du RSD ou de la mesure du NPS. Cette décision a été prise car les deux dernières mesures prennent en compte seulement les pixels situés dans la partie centrale du détecteur. Donc, la dégradation due à des anomalies comme des pixels défectueux ou la présence d'artéfacts localisés situés ailleurs que dans la zone centrale ne serait pas prise en compte. Comme décrit par Marshall [46], un test de variance doit être réalisé pour chercher des anomalies produites par des pixels défectueux ou par des artéfacts [66] lors de l'évaluation de la performance des détecteurs.

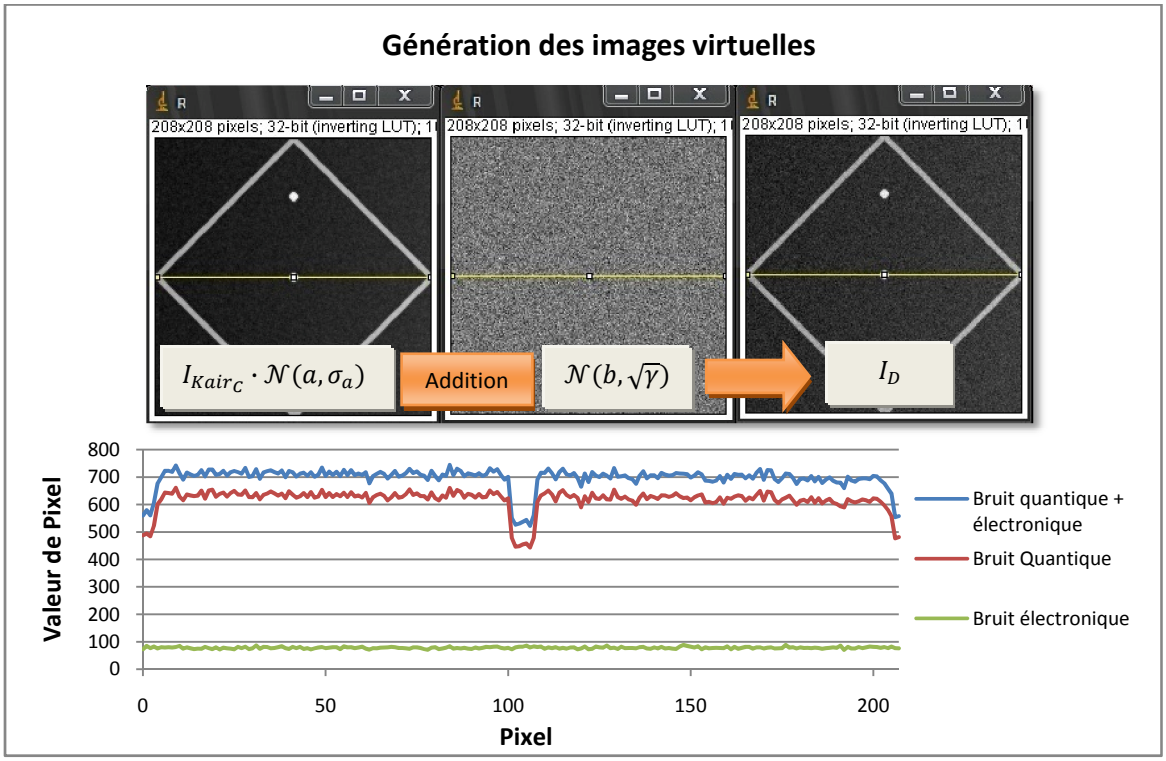


Figure 73: Processus de synthétisation de l'image I_D à partir de l'addition du bruit électronique à une image I_{Kair_C} déjà modulée par la fonction de transfert de modulation du système.

GENERATION D'UNE IMAGE COMPLETE DU FANTOME CDMAM

Comme mentionné précédemment, la génération d'une image entière du fantôme CDMAM se fait cellule par cellule. En d'autres termes, une fois qu'une image virtuelle correspondant à une cellule donnée (par exemple la cellule 1 dans la Figure 74) est générée, celle-ci est copiée, à sa place, dans l'image entière du fantôme de base (appelée précédemment « image de référence » pour aider à la compréhension du texte, voir Figure 66). Puis la ROI est déplacée à la position d'une nouvelle cellule (par exemple la cellule 2 dans la Figure 74), pour générer ainsi une nouvelle image virtuelle, toujours en utilisant le procédé décrit précédemment pour la génération des images I_D. Ce procédé est répété 205 fois pour générer toutes les cellules du fantôme CDMAM. Les processus de génération d'une image virtuelle d'une cellule, de collage dans l'image de base et de repositionnement sur une nouvelle cellule est contrôlé par la Macro *CDMAM Image Construction*.

L'image de base contient l'échelle des diamètres et des épaisseurs de chaque cellule ainsi que le logo du constructeur du fantôme CDMAM (Artinis). L'idée de l'utilisation de cette image de base est de pouvoir générer une image virtuelle du fantôme CDMAM qui ressemble en tout points à une image réelle. De cette façon, les images virtuelles pourront être évaluées par des observateurs humains sans que ceux-ci sachent qu'il s'agit d'images générées par ordinateur, ce qui contribue à ne pas influencer l'évaluation des images. Cela sera utile lors de l'évaluation clinique du modèle « *Source à rayons X / Détecteur numérique* » où des observateurs humains évalueront des images réelles et virtuelles respectivement obtenues et générées en utilisant les mêmes conditions d'exposition, pour analyser la différence existant entre la qualité de l'image obtenue à partir de chaque groupe d'images.

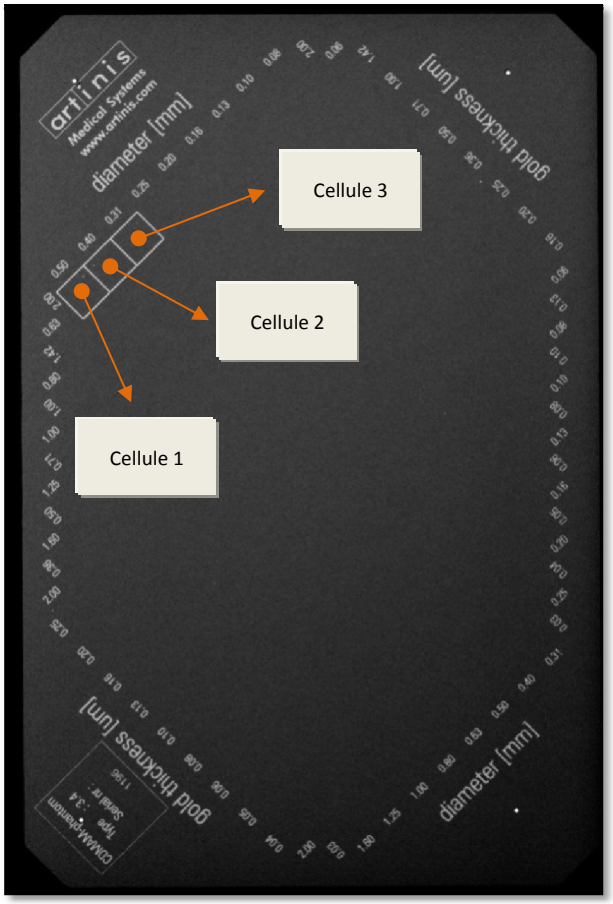


Figure 74: Génération d'une image complète du fantôme CDMAM à partir d'images virtuelles créées pour chaque cellule.

GENERATION D'UNE IMAGE DE BASE

L'image de base est une image du fantôme CDMAM qui ne contient ni la grille ni les pastilles d'or. Cette image est obtenue à partir de la multiplication de l'image bruitée utilisée pour la mesure du NPS (voir Figure 63-b) par les coefficients d'atténuation d'une image d'atténuation. L'image d'atténuation est une image qui contient simplement 4 niveaux, où chaque niveau correspond à l'atténuation de différents composants du fantôme CDMAM (voir Figure 75):

1) vide (sans atténuation).
2) atténuation de 5 mm de PMMA.
3) atténuation de 0.5 mm d'aluminium et de 3 mm de PMMA, soit ≈ 10 mm de PMMA.
4) atténuation utilisée pour le repérage des échelles et du logo du constructeur.

L'atténuation des niveaux 2 et 3 utilisent l'équation (17) pour calculer le coefficient d'atténuation du PMMA. Pour le niveau 2, un équivalent à 5 mm de PMMA est utilisé, alors que pour le niveau 3, un équivalent de 10 mm en PMMA est utilisé pour une certaine énergie moyenne de rayonnement X. L'atténuation utilisée pour le repérage des échelles et du logo est fixée à une valeur de 0.4, afin d'être en concordance avec le coefficient d'atténuation utilisé pour la génération de la grille qui entoure les cellules du fantôme CDMAM (voir Figure 69).

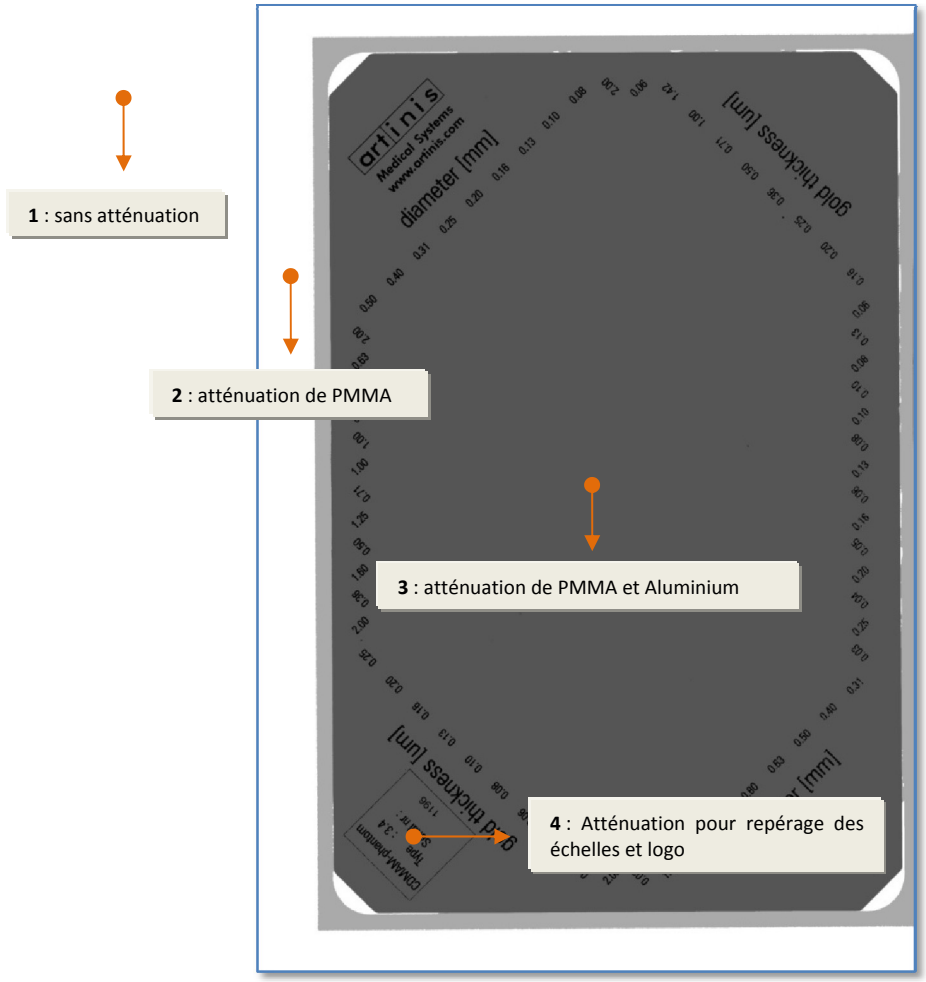


Figure 75: Image d'atténuation utilisée pour la création de l'image de base.

Le module qui génère l'image d'atténuation utilisée pour la multiplication de celle-ci avec l'image bruitée, est nommé *CDMAM Image*. Ce module demande à l'utilisateur d'entrer l'énergie moyenne du spectre de rayonnement X nécessaire pour calculer les coefficients d'absorption du PMMA. L'interface machine-utilisateur de ce module est montrée dans la Figure 76.

Une fois les coefficients d'atténuation connus pour chaque niveau et la multiplication de l'image d'atténuation par l'image bruitée réalisée, la première cellule 1 de la Figure 74 est générée. Ce choix permet la mesure de la différence de bruit entre l'intérieur et l'extérieur de la cellule. Pour cela, une ROI de 28x28 pixels est placée à l'intérieur et à l'extérieur de la cellule (voir Figure 77). Dans chaque ROI sont calculées la moyenne et la variance. A partir de la relation entre les moyennes, un facteur de correction F est calculé.

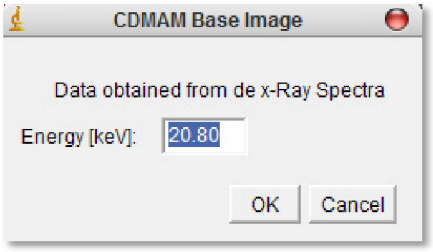


Figure 76: Interface machine-utilisateur du module CDMAM Image.

Ce facteur de correction sera ajouté comme un facteur multiplicatif aux coefficients d'atténuation de chaque couche pour l'image de base. Pour chaque couche, on aura les coefficients d'atténuation suivants:

$$F = \frac{m_{int}}{m_{ext}}$$

- Atténuation de couche 1 : F
- Atténuation de couche 2 : $e^{-\mu_{PMMA}(E)*5*F}$
- Atténuation de couche 3 : $e^{-\mu_{PMMA}(E)*10*F}$
- Atténuation de couche 4 : $0.48 * F$

Où:

m_{int} et m_{ext} : moyennes des niveaux de gris à l'intérieur et à l'extérieur de la cellule, respectivement.

$\mu_{PMMA}(E)$: coefficient d'atténuation du PMMA.

E : énergie moyenne du spectre de rayons X.

F : facteur de correction.

Puis, à partir de la différence des variances, un écart type est estimé:

$$\sigma_{diff} = \sqrt{{\sigma^2}_{int} - {\sigma^2}_{ext}} \text{ avec } {\sigma^2}_{int} > {\sigma^2}_{ext}$$

${\sigma^2}_{int}$ et ${\sigma^2}_{ext}$: Variances à l'intérieur et à l'extérieur de la cellule, respectivement.

Si la différence des variances est positive, un bruit sera ajouté à l'image de base en utilisant le module *randomJ.* Le bruit sera ajouté en utilisant une densité de probabilité Gaussienne de moyenne nulle et d'écart-type σ_{diff}

précédemment estimé. De cette façon, on assure que l'image de base aura les mêmes caractéristiques visuelles que les images virtuelles développées pour le modèle « *Source à rayons X /Détecteur numérique* ».

$\mathcal{N}(0, \sigma_{diff})$: Bruit ajouté à l'image de base.

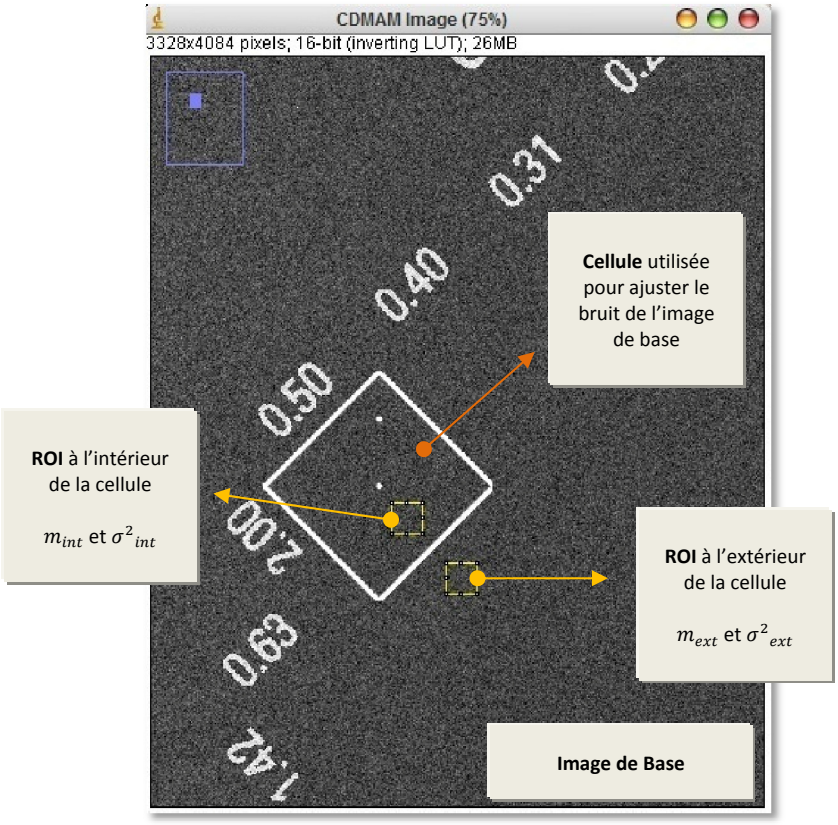


Figure 77: Sélection des ROI pour mesurer la différence de bruit entre l'image de base et l'image générée par le modèle « *Source à rayons X /Détecteur numérique* ». Cette différence servira à ajuster le niveau de bruit dans l'image de base, ce qui permettra de donner à cette dernière la même caractéristique visuelle que les images générées par le modèle « *Source à rayons X /Détecteur numérique* ».

ENREGISTREMENT DES IMAGES VIRTUELLES DU FANTOME CDMAM

Les images virtuelles du fantôme CDMAM sont générées en format de 32 bits, et chaque valeur de pixel est considérée comme une variable à virgule flottante (et pas comme une variable entière) pour pouvoir réaliser des opérations sur des nombres réels. Mais pour assurer la conformité avec le format DICOM, les images virtuelles doivent être transformées en un format de 16 bits (variable entière). Pour cela, le module *DICOM format* est utilisé. Ce module transforme les valeurs des pixels de l'image virtuelle du fantôme en une nouvelle image en format de 16 bits. Finalement, une fois les images en format 16 bits, elles sont enregistrées au format d'échange DICOM grâce au module *Tudor DICOM* du Centre de recherche public Henri Tudor. [http://www.santec.lu/projects/optimage/dicomtools/tudor-dicom-ijmagej-plugin?set_language=fr].

3.2.2. VALIDATION DE L'UTILISATION DES IMAGES VIRTUELLES

3.2.2.1. EVALUATION DE SIMILARITE ENTRE LES IMAGES REELLES ET LES IMAGES VIRTUELLES CREEES

Pour valider les images virtuelles générées par le modèle « *Source à rayons X/Détecteur numérique* », la similarité entre les images virtuelles et les images réelles acquises avec un vrai fantôme CDMAM est quantifiée en utilisant l'indice de similarité structurelle (SSIM, Structural SIMilarity [67]). L'indice SSIM est basé sur la mesure de trois composantes (similarité en luminance, similarité en contraste et similarité en structure) qui sont combinées pour donner un indice final de similarité. Il a été montré [67] que l'indice de similarité est plus performant que l'erreur quadratique moyenne (MSE, *Mean Squared Error*) et le rapport signal sur bruit de pic (PSNR, *Peak Signal to Noise Ratio*).

L'indice de similarité est basé sur la comparaison de mesures statistiques réalisées sur deux images. L'équation (36) montre les expressions mathématiques de ces trois composantes. Trois parties peuvent être identifiées dans cette équation. La première partie fait référence à la similarité structurelle, la deuxième partie à la similarité en luminance, et la troisième à la similarité en contraste. La similarité structurelle est mesurée par le coefficient de corrélation linéaire entre deux images dont la gamme de valeurs possibles est [-1,1] sans la valeur absolue. La similarité en luminance mesure la proximité entre les moyennes des deux images et donne des valeurs comprises entre [0,1]. Cette valeur est égale à 1, si et seulement si, $\bar{x} = \bar{y}$. La similarité en contraste mesure la proximité des variances. Comme la similarité en luminance, la dynamique de cette partie est [0,1].

$$\textbf{(36)} \qquad SSIM = \left|\frac{\sigma_{xy}}{\sigma_x \sigma_y}\right| \cdot \frac{2\bar{x}\bar{y}}{(\bar{x})^2+(\bar{y})^2} \cdot \frac{2\sigma_x\sigma_y}{{\sigma_x}^2+{\sigma_y}^2}$$

où,

I_x: Image acquise du fantôme réel.

I_y: Image virtuelle de fantôme.

$\bar{x}$: moyenne des valeurs des niveaux de gris de l'image I_x.

$\bar{y}$: moyenne des valeurs des niveaux de gris de l'image I_y.

σ_x: écart-type des valeurs des niveaux de gris de l'image I_x.

σ_y: écart-type des valeurs des niveaux de gris de l'image I_y.

σ_{xy}: corrélation linéaire entre les images I_x et I_y.

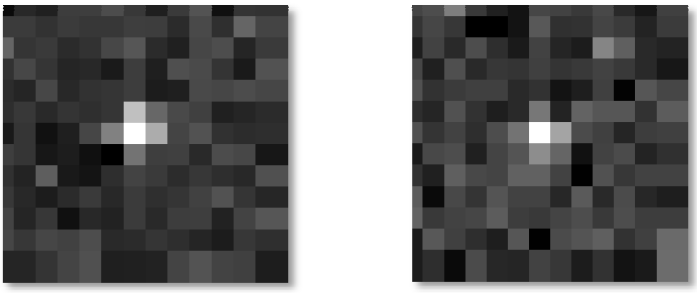


Figure 78: Exemple de deux images du fantôme CDMAM qui sont comparées. *Gauche:* image réelle, *Droite:* image virtuelle.

Les images comparées contiennent seulement la pastille centrale de chaque cellule du fantôme CDMAM. Ainsi, pour des diamètres entre 2 et 0.63 mm, la taille de la ROI carrée utilisée pour extraire l'image de la pastille centrale est définie par:

$$ROI_{width}[pixel] = 1.5 * \left(\frac{diamètre}{taille\ du\ pixel}\right) = 1.5 * \left(\frac{diamètre\ [mm]}{0.07\ [mm]}\right)$$

Pour le reste des diamètres, la taille de la ROI centrale est fixée à 13 pixels. Une fois l'image de la pastille centrale extraite d'une image réelle, la même ROI est utilisée pour extraire l'image de la pastille centrale d'une image virtuelle pour finalement évaluer la similarité entre les deux images. Un exemple d'une image réelle et d'une image virtuelle est donné dans la Figure 78.

PROCESSUS DE DETECTION DE PASTILLES DES IMAGES REELLES UTILISEES LORS DE L'EVALUATION DE SIMILARITE.

La détection du centre de chaque pastille d'une image réelle est cruciale lors de l'évaluation de la similarité entre pastilles réelles et virtuelles. Un décalage d'un pixel entre les deux images peut faire chuter la similarité en structure même si deux images identiques sont évaluées. Pour cette raison, un processus de détection précis du centre des pastilles a été mis en place. Il faut remarquer que le centre de la pastille centrale correspond approximativement au centre de la cellule du fantôme CDMAM. Pour cette raison, le centre de la cellule est tout d'abord déterminé sur la globalité de l'image puis, une approximation plus précise est utilisée pour trouver la position du centre de la pastille centrale. Le processus est le suivant:

1. Chaque cellule du fantôme est isolée pour être analysée séparément du reste de l'image du fantôme CDMAM (voir Figure 79).
2. L'histogramme de cette image est égalisé (*histogram equalization*) et le fond est soustrait en utilisant la méthode « rolling ball » (la description de cette méthode est décrite sur le site : http://rsb.info.nih.gov/ij/docs/menus/process.html#background). Il s'agit d'une méthode qui calcule le fond de l'image en déplaçant une balle d'un diamètre spécifique sous la courbe de la représentation 3D de l'image. Une fois le fond obtenu, il est soustrait de l'image originale. Cette méthode est utilisée

par défaut comme outil de soustraction de fond du logiciel *ImageJ*. Un exemple de l'image résultant de ces opérations est montré dans la Figure 80, ainsi que sa représentation tridimensionnelle.

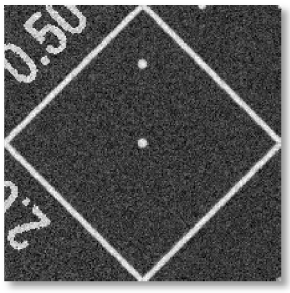


Figure 79: Cellule du fantôme CDMAM à partir de laquelle le centre de la pastille va être déterminé.

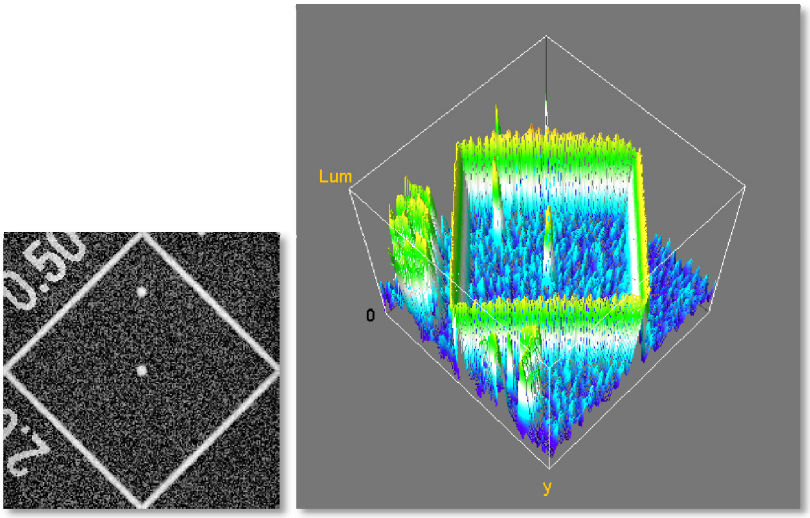


Figure 80: *Gauche:* Image de la cellule après avoir égalisé son histogramme et avoir soustrait le fond. *Droite:* Représentation 3D de cette image.

3. Binarisation de l'image en utilisant la méthode d'Otsu [68]. La méthode d'Otsu traite l'histogramme de l'image comme une fonction discrète de probabilité décrite par :

$$p_r(r_q) = \frac{n_q}{n} \qquad q = 0,1,2,\dots,L-1$$

Où

n est le nombre total de pixels de l'image, n_q est le nombre de pixels qui ont un niveau d'intensité r_q et L est le nombre total des intensités de gris de l'image. Puis un seuil de niveau de gris k est déterminé, de sorte que deux groupes de niveaux de gris son créés : le premier contient les niveaux $[0,1,\dots,k-1]$ et le deuxième les niveaux$[k,k+1,\dots,L-1]$. La méthode d'Otsu permet de choisir la valeur de k qui maximise la variance $\sigma^2{}_B$ entre les deux classes, qui est définie par:

$$\sigma^2{}_B = \omega_0(\mu_0 - \mu_T)^2 + \omega_1(\mu_1 - \mu_T)^2$$

Où:

$\omega_0 = \sum_{q=0}^{k-1} p_q(r_q)$; $\omega_1 = \sum_{q=k}^{L-1} p_q(r_q)$; $\mu_0 = \sum_{q=k}^{L-1} qp_q(r_q)/\omega_0$; $\mu_1 = \sum_{q=k}^{L-1} qp_q(r_q)/\omega_1$; $\mu_T = \sum_{q=k}^{L-1} qp_q(r_q)$

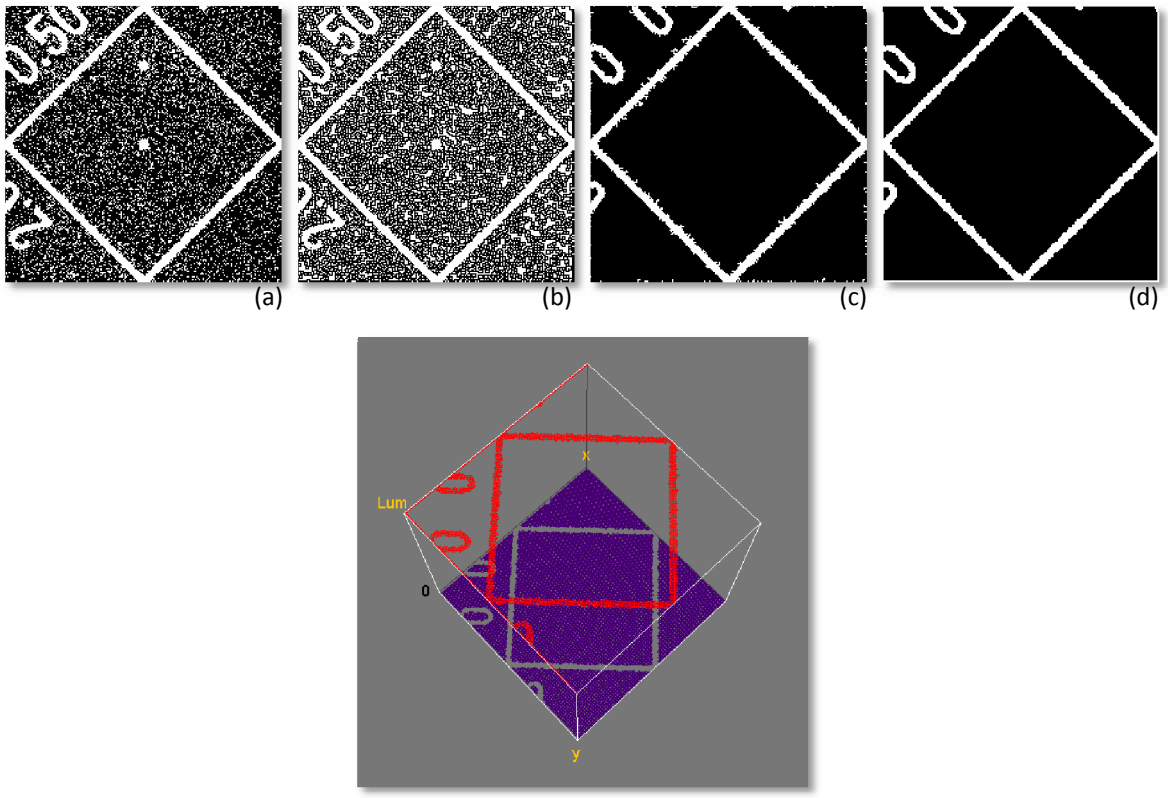


Figure 81: ***Haut: a)*** **Image après la binarisation,** ***b)*** **Image après le contourage,** ***c)*** **Image après l'opération de dilatation binaire et** ***d)*** **Image après l'opération d'ouverture binaire.** ***Bas :*** **Représentation 3D de l'image après l'opération d'ouverture binaire.**

4. Création des contours avec une épaisseur de la taille d'un pixel (utilisation de l'outil OUTLINE en *ImageJ.* A noter que, malheureusement, la méthode de contourage n'est pas expliquée sur la documentation.
5. Application des opérations de dilatation et d'ouverture binaire. L'élément structurant utilisé pour les deux opérations est:

$$\begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix}$$

et l'opération est réalisée en prenant en compte un pixel coïncidant, voir Figure 82 . La représentation 3D de l'image résultante est donnée dans la Figure 81 .

6. Finalement une carte des distances est construite sur l'image binarisée. Sa représentation 3D est montrée sur la Figure 83. Sur cette carte, le minimum global est recherché pour obtenir le centre de la cellule où se trouve la pastille.

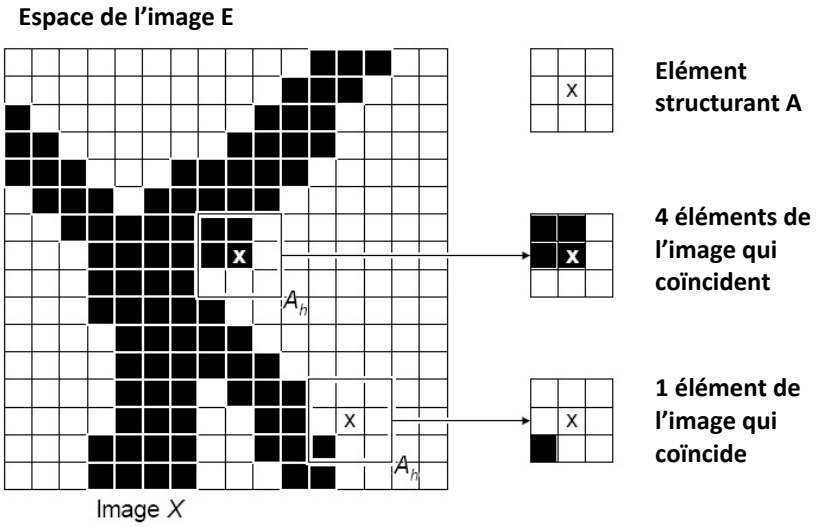


Figure 82: Contrôle de l'image contre l'élément structurant [69].

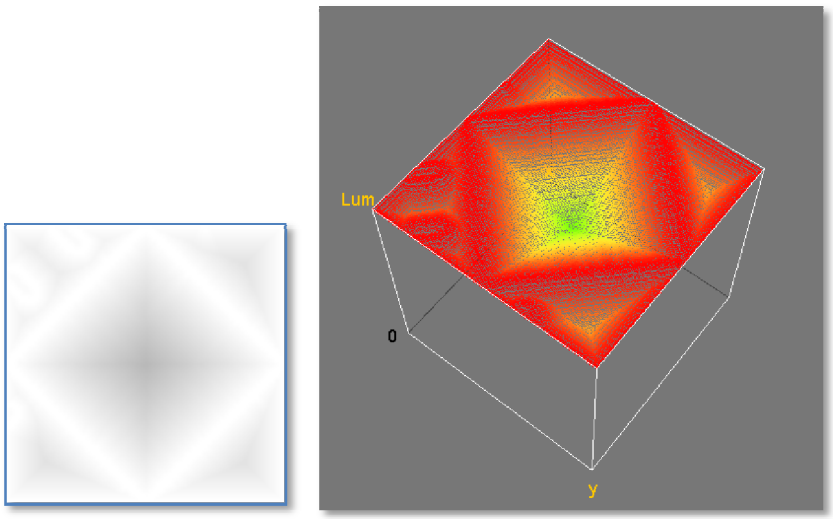


Figure 83: *Gauche:* Carte des distances obtenue à partir de l'image binarisée de la Figure 81. *Droite :* Représentation 3D de la carte des distances.

7. Une fois le centre localisé *via* la méthode de la carte des distances, une ROI de taille plus grande que la taille de la pastille est utilisée pour contourer celle-ci en effaçant l'information extérieure à cette ROI (voir Figure 84-a). Puis, un disque de même diamètre que la pastille, créé par ordinateur, est utilisé pour réaliser une opération de corrélation (voir Figure 84-b). Le résultat de cette corrélation donne une image comme celle de la Figure 84-c, où le maximum indique le centre de la pastille. Si le centre de la cellule, déterminé par la méthode de la carte des distances et le centre de la pastille trouvé lors

de l'opération de corrélation, n'ont pas une différence supérieure à 3 pixels, le centre de la corrélation est considéré comme étant acceptable. Ces dernières opérations sont implémentées dans le module *Disk Position*.

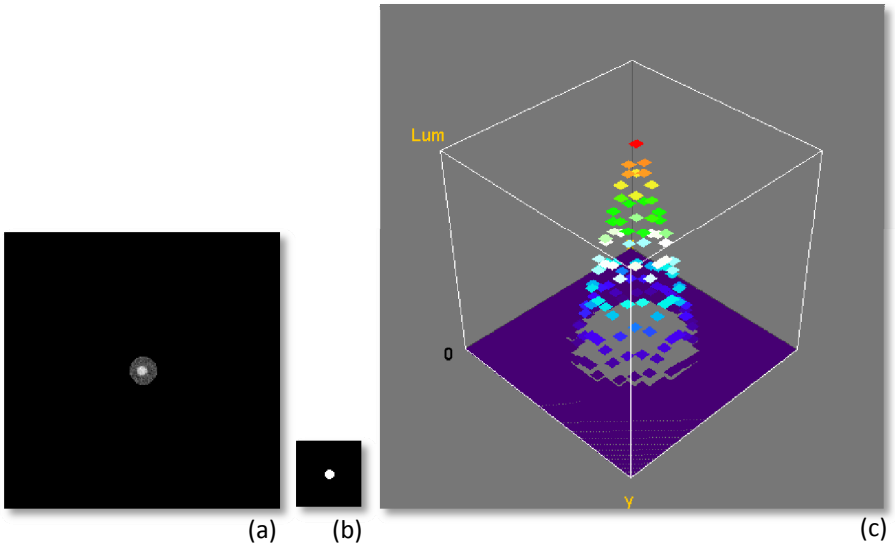


Figure 84: *a)* Image originale de la cellule du fantôme CDMAM masqué pour supprimer l'information tout autour de la pastille, *b)* disque créé par ordinateur avec le même diamètre que la pastille pour réaliser une opération de corrélation, et *c)* représentation 3D de l'opération de corrélation entre les images *a* et *b* qui permet de trouver la position précise de la pastille.

SIMILARITE STRUCTURELLE DE DEUX IMAGES IDENTIQUES MAIS DECALEES L'UNE PAR RAPPORT A L'AUTRE

La détection de pastilles n'est pas une tâche facile à réaliser, surtout quand la taille des pastilles s'approche de la taille du pixel et que le contraste est faible. Pour cette raison, on souhaite analyser l'effet du décalage d'une image par rapport à une autre, identique par ailleurs, sur la mesure de la similarité en structure. Pour cela, deux images contenant la même pastille sont comparées (image originale et image clonée). Les deux images sont identiques mais l'une est décalée d'un ou deux pixels par rapport à l'autre. Les images ont une taille de 13x13 pixels^2, et contiennent une pastille centrale d'un diamètre de 0.2 mm et d'une épaisseur de 2.00 µm. Le diamètre a été sélectionné pour être environ trois fois plus grand que la taille du pixel du détecteur, ce qui permet un décalage d'un ou deux pixels pour l'image clonée. Les conditions d'exposition utilisées lors de l'acquisition de l'image originale sont: Anode-filtration: W-Rh, tension du tube=27 kVp, charge=110 mAs et épaisseur de PMMA placé sur le fantôme = 40 mm.

3.2.2.2. CORRELATION LINEAIRE ENTRE LES COURBES DE CONTRASTE-DETAIL OBTENUES A PARTIR DES IMAGES REELLES ET VIRTUELLES

Après avoir vérifié la similarité entre les images virtuelles et les images réelles du fantôme CDMAM, l'étape suivante est la validation de la détection des lésions dans les images virtuelles du CDMAM. Pour cela, des courbes contraste-détail obtenues à partir des images virtuelles et réelles seront comparées.

Tableau 2: Exemple de tableau contenant les épaisseurs minimales des courbes de contraste-détail obtenues pour 10 images réelles.

	Diamètre [mm]															
Image	0.06	0.08	0.10	0.13	0.16	0.20	0.25	0.31	0.40	0.50	0.63	0.80	1.00	1.25	1.60	2.00
1	2.50	0.68	0.69	0.52	0.36	0.16	0.16	0.06	0.04	0.05	0.03	0.03	0.03	0.03	0.03	0.04
2	1.13	0.71	0.86	0.61	0.43	0.17	0.10	0.10	0.10	0.03	0.05	0.06	0.03	0.04	0.03	0.04
3	0.71	0.77	0.49	0.19	0.32	0.26	0.23	0.11	0.08	0.05	0.04	0.04	0.03	0.03	0.03	0.04
4	0.64	2.50	0.35	0.74	0.1								0.03	0.05	0.04	0.04
5	0.71	1.09	0.78	0.37	0.2								0.03	0.03	0.03	0.05
6	1.04	0.68	0.73	0.44	0.20	0.18	0.23	0.18	0.08	0.06	0.04	0.04	0.05	0.04	0.03	0.04
7	1.02	1.21	0.50	0.36	0.30	0.22	0.11	0.12	0.18	0.06	0.03	0.04	0.03	0.03	0.03	0.05
8	1.24	0.58	0.52	0.30	0.31	0.25	0.11	0.10	0.09	0.09	0.03	0.03	0.05	0.05	0.04	0.04
9	2.50	1.21	0.35	0.52	0.25	0.17	0.14	0.15	0.15	0.09	0.03	0.03	0.05	0.05	0.03	0.05
10	2.50	2.50	0.61	0.22	0.25	0.17	0.13	0.15	0.06	0.04	0.04	0.05	0.03	0.03	0.04	0.04
$\overline{T_{i,th}}$	1.28	1.19	0.59	0.43	0.29	0.20	0.16	0.13	0.09	0.06	0.04	0.04	0.04	0.04	0.03	0.04
$\sigma_{T_{i,th}}$	0.72	0.73	0.17	0.17	0.08	0.04	0.05	0.04	0.05	0.02	0.01	0.01	0.01	0.01	0.00	0.01
CV	0.57	0.61	0.30	0.40	0.28	0.21	0.32	0.31	0.55	0.34	0.20	0.24	0.25	0.21	0.12	0.12

Epaisseurs minimales [µm] trouvées pour chaque diamètre

$$CV_{moyenne} = 0.31$$

Comme les courbes contraste-détail des images acquises en utilisant les mêmes conditions d'exposition ne donnent pas d'information sur la reproductibilité des résultats, la première étape est l'estimation de la variation qui existe entre différentes courbes contraste-détail obtenues pour les mêmes conditions d'exposition. Cette variation est mesurée à partir du coefficient de variation CV [70]. Deux groupes d'images seront utilisés pour cette étude. Le premier groupe contient des images réelles acquises en utilisant les mêmes conditions d'exposition, alors que le deuxième groupe contient des images virtuelles générées en utilisant les mêmes conditions d'exposition que celles utilisées pour acquérir les images réelles. Le coefficient de variation est calculé comme étant le rapport entre la moyenne des épaisseurs minimales détectées pour chaque diamètre, et l'écart-type de ces épaisseurs minimales (voir Tableau 2). Puis la moyenne des coefficients de variation de tous les diamètres est calculée (voir équation (37)). Comme la variation trouvée à partir des courbes contraste-détail est principalement due au processus stochastique lié à la génération de photons X et à l'interaction de ceux-ci avec la matière, un coefficient de variation similaire entre le groupe des images réelles et le groupe des images virtuelles suggère que le processus stochastique a été correctement simulé.

$$\textbf{(37)} \qquad CV = \frac{1}{16}\sum_{i=1}^{16}\frac{\sigma_{T_{i,th}}}{\overline{T_{i,th}}}$$

Où $T_{i,th}$ dénote l'épaisseur seuil pour la colonne-diamètre i.

La corrélation des courbes contraste-détail finales obtenues à partir de 10 images réelles et 10 images virtuelles est calculée. Comme chaque courbe contraste-détail contient 16 points, le coefficient de corrélation de Spearman [70-72] est utilisé pour estimer la corrélation linéaire. Ce même processus est répété pour différentes conditions d'exposition.

3.2.2.3. COMPARAISON STATISTIQUE ENTRE LES FACTEURS DE QUALITE DE L'IMAGE (IQF) OBTENUES A PARTIR DES COURBES CONTRASTE-DETAIL DES IMAGES REELLES ET VIRTUELLES

Une valeur nominale indiquant la qualité globale de détection des lésions peut être obtenue à partir des courbe contraste-détail en utilisant l'équation (38). Cette valeur est référencée par le terme « Facteur de Qualité de l'Image » (IQF, *Image Quality Factor*).

$$\textbf{(38)} \qquad IQF = \frac{100}{\sum_{i=1}^{16} T_{i,th}\cdot D_i}$$

Où,

$T_{i,th}$: épaisseur seuil dans la colonne-diamètre i.

D_i: diamètre de la colonne-diamètre i.

Pour vérifier si les qualités de l'image obtenue pour un groupe d'images réelles et un groupe d'images virtuelles peuvent être considérées comme similaires, un test de comparaison statistique est réalisé. Dix images réelles et dix images virtuelles sont acquises et simulées, respectivement, en utilisant les mêmes conditions d'exposition. Puis, pour chaque groupe, l'IQF est estimé. Comme seulement 10 éléments sont contenus dans chaque groupe, des mesures non-paramétriques sont utilisées. Le test de comparaison des moyennes utilisé est celui de Mann-Whitney [70-72]. Des tests d'écart-type sont aussi nécessaires, mais malheureusement, il n'existe pas de tests non-paramétriques. Donc, le test paramétrique de Fisher [70-72] a été appliqué. Mais, avant de procéder à son application, les distributions normales doivent être vérifiées pour chaque groupe d'images. La normalité est vérifiée en utilisant le test de Kolmogorov-Smirnov [70-72].

Finalement, pour confirmer les résultats obtenus, les moyennes et les écarts-types ont également été comparés, en utilisant le test de Student et le test de Levene [70-72], respectivement. Ces deux derniers tests sont des tests paramétriques, donc leur application dépendra des résultats obtenus au test de normalité. Le seuil de signification pour tous les tests est fixé à une valeur de 0.05. Une petite explication, à propos de ce seuil de signification, est donnée dans la section 4.2.2.3, page 125 du chapitre IV.

3.3. RÉSULTATS ET DISCUSSION

3.3.1. SIMULATION DES IMAGES DU FANTOME CDMAM

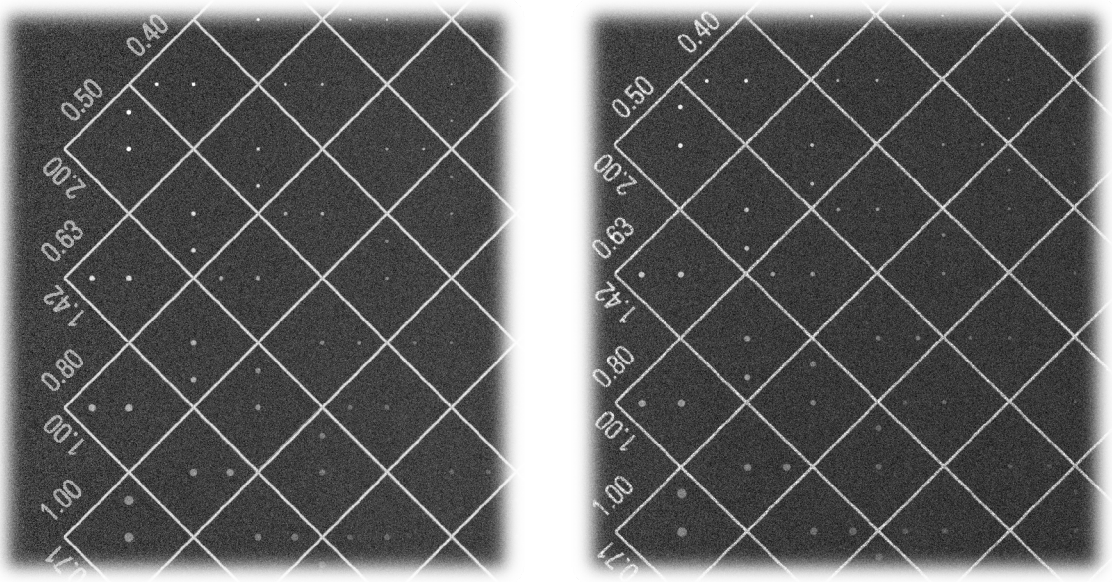
Les premières mesures présentées correspondent à la caractérisation du détecteur, à savoir la Fonction de Conversion CF et l'analyse de l'écart-type relatif RSD qui sont décrits à la page 79. Les coefficients suivants ont été obtenus (Tableau 3):

Tableau 3: Résultats de la mesure de la Fonction de Conversion et de l'analyse de l'écart-type relatif.

Fonction de Conversion CF		Analyse de l'écart-type relative RSD		
a =2.725	b =77.92	$\beta = 0$	$\alpha = 0.535$	γ =11.97

L'estimation du bruit électronique (coefficients b et γ) correspond au bruit électronique mesuré en utilisant une plaque en plomb d'une épaisseur de 3 mm. La mesure du bruit électronique donne un niveau de gris moyen de 70.01 [niveau de gris], à comparer avec la valeur de b dans le Tableau 3 et une variance de 10.91 [niveau de gris^2], qui doit être comparée à la valeur de γ dans le même tableau.

Un exemple d'une image virtuelle du fantôme CDMAM et d'une image réelle, obtenues en utilisant les mêmes conditions d'exposition, est donné dans la Figure 85 . On constate que ces deux images sont visuellement très proches.



(a) (b)

Figure 85: *a)* Quelques cellules d'une image réelle du fantôme CDMAM acquise en utilisant les conditions d'exposition suivantes: Anode-filtre (W-Rh), kilovoltage pic du tube= 27 kVp, charge=110 mAs et 40 mm de PMMA placés sur le fantôme CDMAM. *b)* Quelques cellules d'une image virtuelle du fantôme CDMAM simulées en utilisant les mêmes conditions d'exposition que pour l'acquisition de l'image réelle.

3.3.2. EVALUATION DE LA SIMILARITE ENTRE IMAGES REELLES ET VIRTUELLES

L'indice de similarité SSIM est mesuré entre des images réelles et virtuelles. La première mesure concerne la mesure de la similarité structurelle. Les résultats pour des pastilles ayant une épaisseur de 2 µm et des diamètres compris entre 0.08 et 0.50 mm sont donnés dans le Tableau 4.

Tableau 4: Similarité Structurelle trouvée en comparant des images réelles et virtuelles des cellules du CDMAM pour des pastilles de même épaisseur mais de diamètres différents.

Epaisseur [µm]	Diamètre [mm]	Similarité STRUCTURELLE
2	0.50	0.87
	0.40	0.85
	0.31	0.94
	0.25	0.95
	0.20	0.90
	0.16	0.70
	0.13	0.65
	0.10	0.68
	0.08	0.77

Diamètre de la pastille en or < 2 fois la taille du pixel du détecteur.

Taille du pixel = 0.07mm

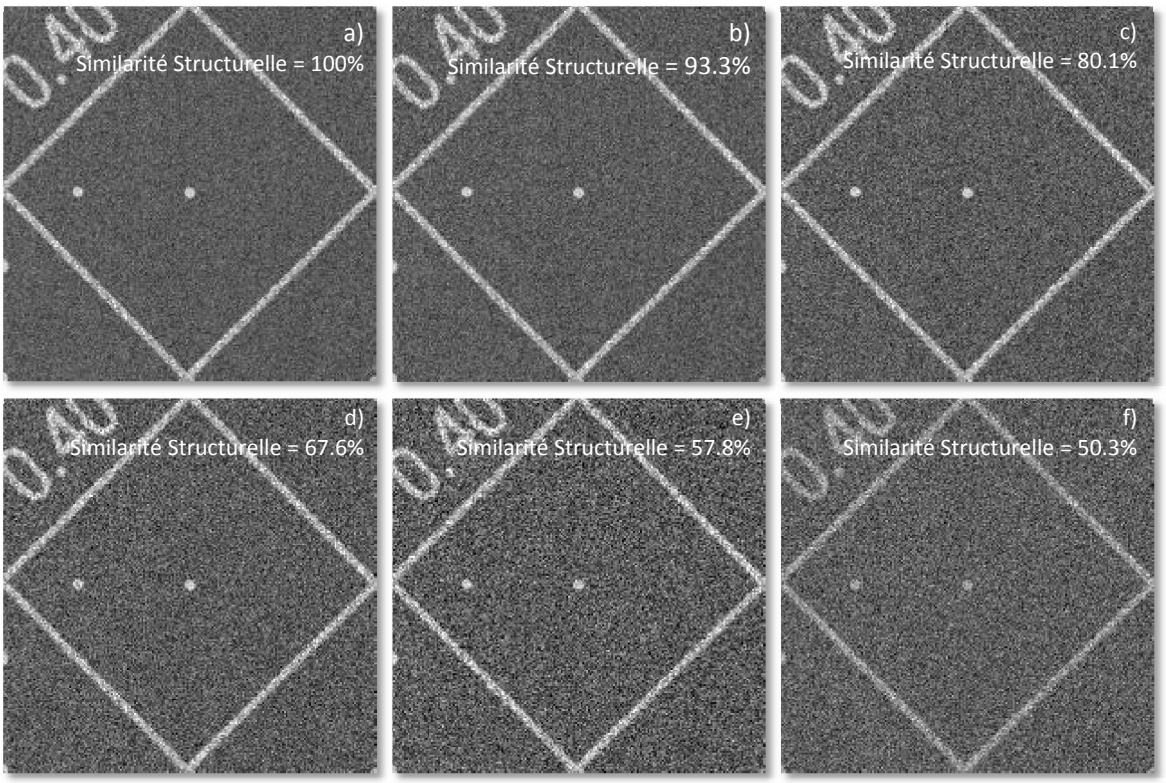


Figure 86: *a)* Image originale d'une cellule du fantôme CDMAM avec des pastilles d'un diamètre de 0.40 mm. Images dégradées avec l'insertion de bruit additif gaussien fixe sur une valeur moyenne nulle et un écart-type égale à *b)* 5, *c)* 10, *d)* 15, *e)* 20 et *f)* 25 [valeur du pixel]. Le bruit dans l'image originale présente une valeur moyenne de 405 [valeur du pixel] et un écart-type valant 10 [valeur du pixel].

Il faut remarquer que la comparaison entre des images réelles et virtuelles ne peut pas fournir 100% de similarité. Cela est dû au fait que les deux images proviennent de sources différentes. Les résultats du Tableau 4 montrent une diminution de la similarité structurelle quand la taille des pastilles en or s'approche de deux fois la taille du pixel (0.14 mm). La similarité en structure diminue de 90% (similarité structurelle moyenne pour les diamètres compris entre 0.5 et 0.2 mm) à 70% (similarité structurelle moyenne pour les diamètres inférieurs à 0.16 mm). Afin de se faire une idée de ce que ces valeurs représentent, un exemple visuel pour différentes valeurs du SSIM est montré dans la Figure 86, où une image originale d'une cellule du fantôme CDMAM, avec des pastilles d'un diamètre de 0.40 mm, est dégradée par l'insertion d'un bruit additif gaussien fixé sur une valeur moyenne nulle et des valeurs d'écart-types valant respectivement 5, 10, 15, 20 et 25 [valeur de pixel]. Le bruit contenu dans l'image originale présente une moyenne de fond de 405 [valeur de pixel] et un écart-type de 10 [valeur de pixel]. Pour chaque image dégradée, la similarité structurelle est calculée entre celle-ci et l'image originale. Les résultats sont donnés dans la Figure 87 où les similarités structurelles ont été calculées pour des images dégradées avec un écart type compris entre 5 et 60 [valeur de pixel] avec des incréments de 5 [valeur de pixel]. En regardant les images de la Figure 86, on peut noter qu'une différence significative est observée au niveau de la pastille centrale, à partir des images dégradées avec un écart-type de 10 et 15 [valeur de pixel], respectivement, ce qui donne une similarité structurelle de 80.1% et 67.6%, respectivement. Il faut mentionner que la mesure de la similarité structurelle a été utilisée surtout comme test de vérification des améliorations apportées au niveau du modèle « *Source à rayons X/Détecteur numérique* » pendant la réalisation de ce travail de thèse, et que cette vérification ne remplace pas la validation de ce modèle, réalisé à partir de la comparaison de la qualité de l'image obtenue des images réelles et virtuelles, en terme de courbes de contraste-détail.

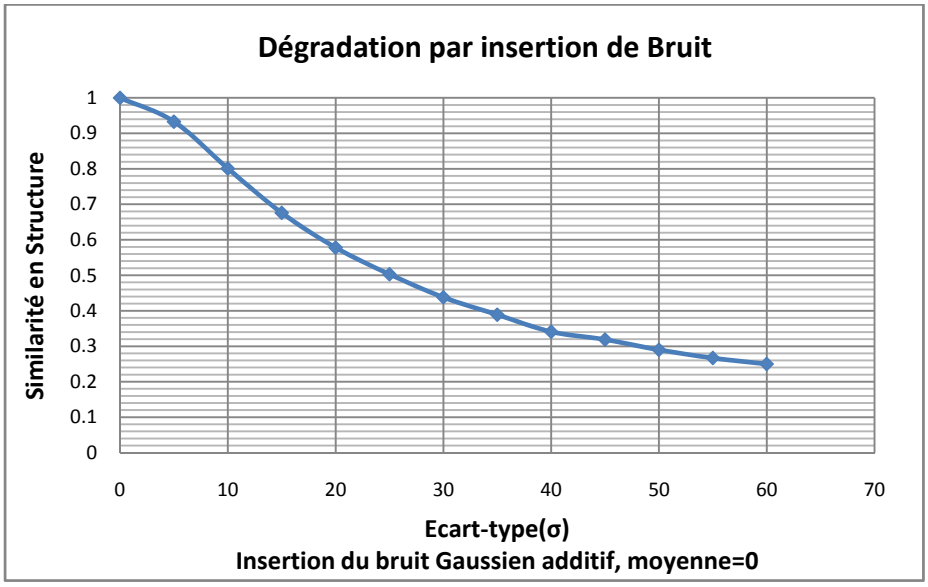


Figure 87: Similarité en structure mesurée entre une image originale d'une cellule du fantôme CDMAM (diamètre de pastille égal à 0.40 mm) et des copies de cette image originale qui ont été dégradées par du bruit additif gaussien fixé sur une moyenne nulle et avec différents écarts-types.

La détermination de la position précise d'une pastille ayant une taille inférieure ou égale à celle de deux pixels, et contenue dans un fond bruité, n'est pas une tâche simple, surtout quand le niveau de contraste est faible. Des problèmes de décalage peuvent alors exister quand le test de similarité est appliqué. Pour cette raison, une mesure de la sensibilité du test de la similarité structurelle au problème de décalage a été mise en place. Pour cela, la similarité entre deux images identiques (décalées d'un ou deux pixels l'une par rapport à l'autre) est analysée en terme de similarité structurelle, comme décrit dans la section 3.2.2.1. Les profils de ces images sont montrés dans la Figure 88 .

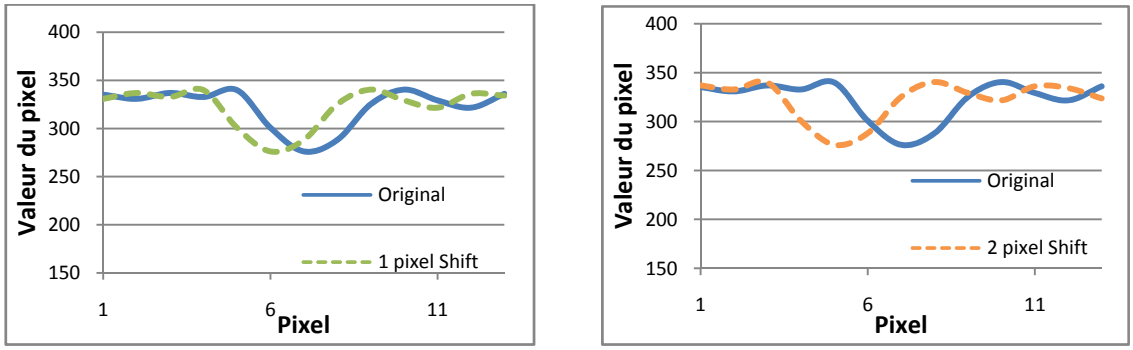


Figure 88: Profil d'une image d'une cellule du fantôme CDMAM (diamètre de pastille de 0.2 mm et épaisseur de 2.00 µm). Les courbes indiquées comme "1 pixel shift" et "2 pixel shift" font référence à l'image originale du fantôme CDMAM mais décalée de 1 et 2 pixels, respectivement.

À partir du test de sensibilité au décalage, un seuil de 60% est établi pour le test de similarité. Ce seuil est obtenu à partir des resultats du Tableau 5 et montre qu'une erreur de décalage d'un seul pixel est acceptable quand deux images seront comparées. En utilisant ce seuil sur les résultats du Tableau 4, on remarque que la similarité en structure pour tous les diamètres est acceptable.

Tableau 5: SSIM mesuré entre une image contenant une pastille avec un diamètre de 0.2 mm et cette même image mais décalée d'un ou deux pixels. De ces résultats, un seuil d'acceptabilité est établi à 60%, ce qui permet une erreur de décalage lors de la mesure de similarité d'un pixel.

	1 pixel shift	**2 pixel shift**
Similarité STRUCTURELLE	0.56	0.20
Similarité en CONTRASTE	1.00	1.00
Similarité en LUMINANCE	1.00	1.00
SSIM	**0.56**	**0.20**

Une fois la similarité en structure mesurée, la similarité en contraste et luminance est aussi vérifiée. Pour mesurer la similarité en contraste et luminance, des pastilles avec un même diamètre, fixé à 0.5 mm, mais avec des épaisseurs différentes, sont utilisées. Les résultats de ces mesures sont donnés dans le Tableau 6.

La similarité moyenne en contraste est de 99% et la similarité moyenne en luminance est de 100%. Ces bons résultats indiquent que le niveau de bruit (en termes de moyenne et variance) généré lors de la création des

images virtuelles du fantôme CDMAM correspond bien au niveau de bruit trouvé dans les images réelles du fantôme CDMAM.

Tableau 6: Similarité en Contraste et en Luminance mesurée entre des images réelles et virtuelles des pastilles d'un même diamètre mais avec des épaisseurs différentes.

Epaisseur [µm]	Diamètre [mm]	Similarité en CONTRASTE	Similarité en LUMINANCE
2	0.5	0.99	1.00
1.42		0.99	1.00
1		0.98	1.00
0.71		1.00	1.00
0.36		1.00	1.00
0.2		0.97	1.00
0.13		1.00	1.00
0.1		0.98	1.00
0.03		0.99	1.00

De façon générale, les résultats en termes de similarité structurelle, de contraste et luminance indiquent que les images virtuelles présentent des caractéristiques visuelles similaires à celles des images réelles. Par conséquent, l'estimation de la qualité de l'image *via* l'utilisation des images virtuelles est réalisable. Ce fait sera validé par la comparaison entre les courbes de contraste-détail obtenues à partir des images réelles et des images virtuelles.

3.3.3. CORRELATION LINEAIRE ENTRE LES COURBES DE CONTRASTE-DETAIL OBTENUES A PARTIR DES IMAGES REELLES ET DES IMAGES VIRTUELLES

Les coefficients de variation de 10 courbes de contraste-détail obtenues à partir des images réelles ($CV_{réel}$) et de 10 courbes de contraste-détail obtenues à partir des images virtuelles ($CV_{virtuel}$) sont estimés pour différentes conditions d'exposition. Les résultats présentés dans le Tableau 7 montrent que la variation des courbes contraste-détail des images réelles et des images virtuelles est similaire pour les cinq conditions d'exposition différentes utilisées.

Tableau 7: Coefficients de variation calculés pour 10 courbes de contraste-détail obtenues à partir des images réelles et 10 courbes de contraste-détail obtenues à partir des images virtuelles, pour chaque condition d'exposition.

Conditions d'exposition	$CV_{réel}$	$CV_{virtuel}$
WRh 28kVp 280mAs 60mmPMMA	0.31	0.34
WRh 27kVp 110mAs 40mmPMMA	0.31	0.31
WRh 27kVp 110mAs 2mmAl	0.24	0.27
MoMo 28kVp 90mAs 2mmAl	0.25	0.23
MoMo 28kVp 90mAs 20mmPMMA	0.22	0.15

Pour mesurer la corrélation linéaire existant entre les courbes de contraste-détail des images réelles et virtuelles, les courbes de contraste-détail moyennes obtenues pour le groupe des 10 images réelles et pour le

groupe des 10 images virtuelles sont déterminées. Pour chaque condition d'exposition, le coefficient de corrélation linéaire du test de Spearman est calculé (Tableau 8). A partir de ce tableau, un indice de corrélation linéaire moyen pour les 5 conditions d'exposition ayant une valeur de 98.5% est obtenu. Un exemple de courbes de contraste-détail des images réelles et virtuelles obtenues pour deux conditions d'exposition différentes est donné dans la Figure 89.

Tableau 8: Corrélation linéaire (R^2) obtenue en comparant les courbes moyennes de contraste-détail d'un groupe de 10 images réelles et d'un groupe de 10 images virtuelles pour 5 conditions d'exposition différentes.

Conditions d'exposition	R^2	p-value
WRh 28kVp 280mAs 60mmPMMA	**0.979**	< 0.0001
WRh 27kVp 110mAs 40mmPMMA	**0.990**	< 0.0001
WRh27 kVp 110mAs 2mmAl	**0.974**	< 0.0001
MoMo28 kVp 90mAs 2mmAl	**0.986**	< 0.0001
MoMo 28kVp 90mAs 20mmPMMA	**0.994**	< 0.0001

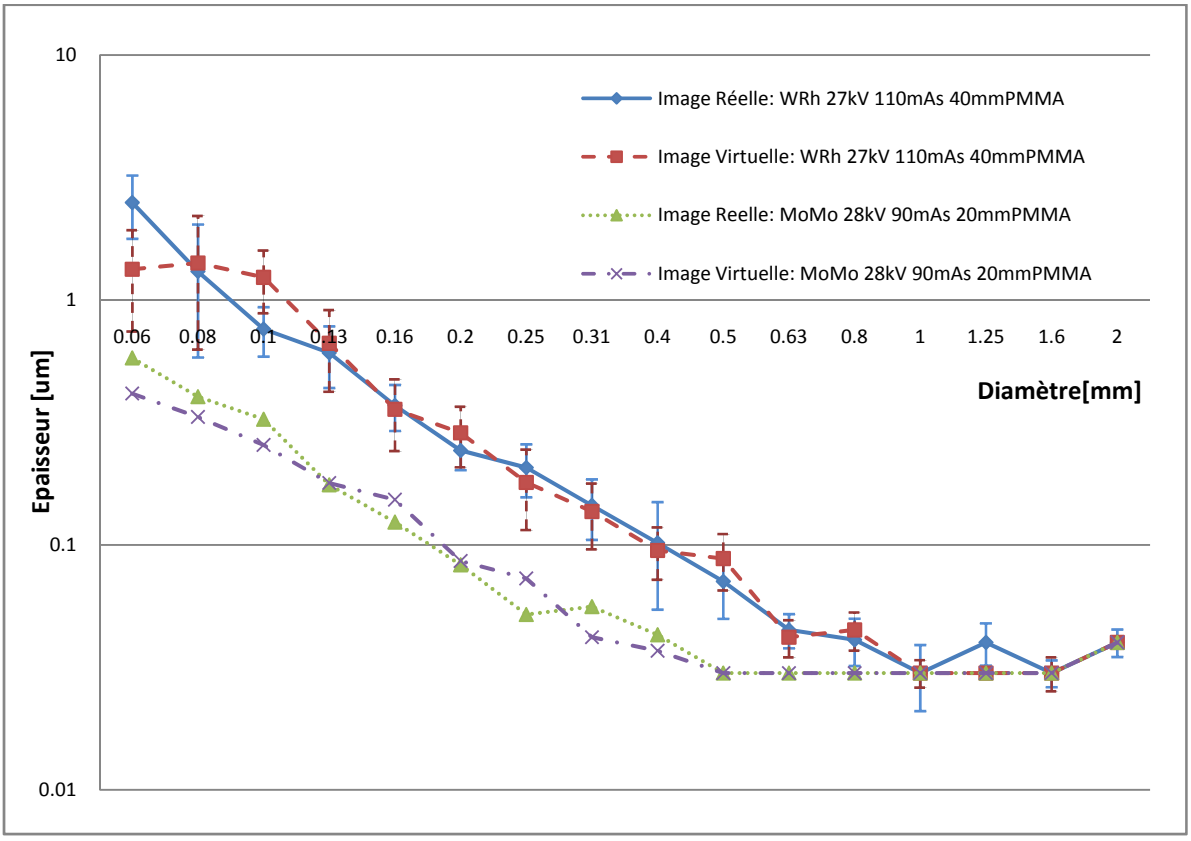


Figure 89: Courbes contraste-détail moyennes obtenues pour un groupe de 10 images réelles et un groupe de 10 images virtuelles, pour deux conditions d'exposition différentes: *a)* WRh, 27kVp, 110mAs, 40mmPMMA and *b)* MoMo, 28kVp, 90mAs, 20mmPMMA. Les barres d'erreur sont indiquées seulement pour une condition d'exposition afin de faciliter l'observation du graphique. Ces barres d'erreurs indiquent 2 fois l'écart-type par rapport à la moyenne.

Les courbes contraste-détail ont été obtenues en analysant les images du fantôme CDMAM avec le logiciel CDCOM [33] qui utilise un Filtre Non Pré-Blanchisseur (NPWMF, *Non Pre-Whitening Matched Filter*) comme observateur mathématique. L'utilisation de l'observateur mathématique supprime la subjectivité de l'évaluation des images du CDMAM et assure que la variabilité mesurée dépend seulement du procédé de création des images et non pas de la variabilité due à un observateur humain. L'utilisation et les limitations de cet observateur mathématique ont été discutées par Saunder [21].

3.3.4. TESTS DE COMPARAISON STATISTIQUE ENTRE LES FACTEURS DE QUALITE DE L'IMAGE (IQF) OBTENUS A PARTIR DES COURBES DE CONTRASTE-DETAIL DES IMAGES REELLES ET VIRTUELLES

Les IQF's obtenus à partir de l'évaluation des courbes contraste-détail de 10 images réelles du fantôme CDMAM et de 10 images virtuelles sont collectés et groupés (groupes d'IQF réels et d'IQF virtuels), pour différentes conditions d'exposition. Des tests statistiques sont ensuite appliqués à ces groupes pour vérifier une différence non significative entre les deux groupes en termes de moyenne et variance.

Tableau 9: Résultats des tests de comparaison appliqués aux groupes d'IQF (images réelles et virtuelles).

	Comparaison d'Ecart-Type			**Comparaison de Moyenne**		
Conditions d'Exposition	Fisher p-value	Levene p-value	**Différence significative**	Mann-Whitney p-value	Student p-value	**Différence significative**
WRh 28kVp 280mAs 60mmPMMA	0.427	0.377	**non**	0.199	0.269	**non**
WRh 27kVp 110mAs 40mmPMMA	0.348	0.374	**non**	0.721	0.896	**non**
WRh 27kVp 110mAs 2mmAl	0.898	0.899	**non**	0.076	0.085	**non**
MoMo 28kVp 90mAs 2mmAl	0.797	0.560	**non**	0.251	0.318	**non**
MoMo 28kVp 90mAs 20mmPMMA	0.539	0.712	**non**	0.462	0.314	**non**

Comme les tests statistiques paramétriques requièrent que les données présentent une distribution normale, le test de Kolmogorov-Smirnov est appliqué à chaque groupe de données pour en vérifier la normalité. Après avoir appliqué ce test, les résultats mettent en évidence une distribution normale pour chaque groupe de données. Par conséquent, des tests paramétriques peuvent donc être appliqués aux données, même si le nombre d'éléments dans chaque groupe est petit (10 éléments), comme cela est expliqué dans la section 3.2.2.3. Une différence non significative en terme de variance est vérifiée par le test de Fisher et les résultats sont vérifiés *via* un test de Levene. Une différence non significative en terme de moyenne est validée par le test de Mann-Whitney et les résultats sont vérifiés à nouveau par un test de Student. Les résultats des tests de comparaison sont présentés dans le Tableau 9. Dans ce tableau, si la *p-value* pour chaque test est plus grande

que le niveau de signification (fixé à 0.05), on conclut à une différence non significative des valeurs comparées (moyennes ou écart-types).

Les résultats montrent que l'IQF obtenu avec des images réelles et virtuelles présente une différence non significative avec un niveau de confiance de 95%. Cela signifie que, statistiquement, les indices de qualité obtenus pour les images réelles et virtuelles peuvent être considérés comme étant d'une même population. Dit d'une autre façon, il n'existe pas d'évidence statistique pour dire que les images réelles et virtuelles appartiennent à deux groupes différents.

Ces résultats valident l'utilisation du modèle « *Source à rayons X/Détecteur numérique* » que nous avons développé dans ce travail de thèse en tant qu'outil d'estimation de la qualité de l'image (détection de lésions) *via* les mesures de résolution spatiales (MTF^*) et du bruit réalisées pour des conditions cliniques faisant intervenir le rayonnement diffusé.

Les différences du modèle « *Source à rayons X/Détecteur numérique* » proposé dans ce travail de thèse et ceux trouvés dans la littérature [52, 53] concernent surtout la façon de simuler le bruit. Le modèle de la littérature [52, 53] utilise la mesure du NPS. Cette mesure suppose que les images mammographiques sont WSS (*Wide Sense Stationary*), ce qui suggère que les propriétés statistiques du bruit restent constantes sur toute l'image. Comme cette propriété de stationnarité n'est pas remplie par les images mammographiques réelles, notre modèle estime le bruit à partir de l'effet talon de l'anode mesuré à partir d'une image réelle, des mesures des propriétés statistiques de bruit présent dans chaque cellule du fantôme et du bruit électronique obtenu à partir de l'analyse RSD. De cette façon, les conséquences de l'effet talon et de la présence d'artéfacts sont prises en compte lors de la simulation des images virtuelles.

3.4. CONCLUSION

Dans ce chapitre de thèse, un modèle « *Source à rayons X/Détecteur numérique* » qui permet la simulation des images du fantôme CDMAM de façon réaliste pour des détecteurs plein champ à conversion directe (a-Se) a été proposé. Les tests de similarité SSIM ont montré que la similarité visuelle entre les images virtuelles et réelles du fantôme CDMAM est haute en termes de contraste et luminance. Cela signifie que les propriétés statistiques du bruit des images virtuelles générées (moyenne et variance) correspondent à celles obtenues pour les images réelles. Concernant la similarité structurelle, la similarité entre la forme des pastilles réelles et virtuelles est haute pour des diamètres plus grands que deux fois la taille du pixel du détecteur et est acceptable pour des diamètres inférieurs à cette taille. Le terme « acceptable » ne signifie pas nécessairement que la forme des pastilles des images virtuelles n'est pas similaire à celle des images réelles, mais qu'il peut exister un problème de décalage lors de la comparaison des images. D'après l'étude réalisée par Marshall [46], la qualité de l'image est moins affectée par la dégradation de la résolution spatiale que par la dégradation due au bruit. Donc, avoir une similarité haute en termes de luminance et de contraste, et une similarité structurelle acceptable, garantit des résultats similaires en terme de détectabilité de lésions.

La similarité en terme de détection des lésions a été confirmée par la haute corrélation linéaire trouvée entre les courbes contraste-détail obtenues à partir d'images réelles et virtuelles. De plus, le modèle « *Source à rayons X/Détecteur numérique* » simule de façon précise les variations présentes entre différentes courbes de contraste-détail obtenues en utilisant différentes conditions d'exposition. Ce dernier point a été confirmé par les coefficients de variation trouvés dans la section 3.3.3. Finalement, les résultats les plus importants sont ceux de la comparaison statistique entre les facteurs de qualité (IQF) obtenus pour les images réelles et virtuelles. Les tests de comparaison statistique montrent qu'il n'existe pas de différence statistique entre la qualité de l'image estimée à partir des images réelles et celle obtenue à partir des images virtuelles.

En conclusion générale de cette partie, il est possible d'affirmer que le modèle « *Source à rayons X/Détecteur numérique* » permet l'estimation de la détectabilité de lésions avec une haute précision à partir de mesures rapides et objectives comme celles de la résolution spatiale et du bruit acquises dans des conditions cliniques incluant la présence du rayonnement diffusé par l'objet radiographié. De cette façon, les nombreuses images nécessaires pour utiliser un observateur mathématique peuvent être créées par ordinateur pour être évaluées ensuite par le même ordinateur. Cela contribue à réduire le temps d'utilisation du mammographe et surtout libère les observateurs humains (radiologues, physiciens) d'une lourde et fastidieuse charge de travail actuellement nécessaire pour l'estimation de la détectabilité des lésions à partir d'images réelles.

La perspective d'utilisation du modèle « *Source à rayons X/Détecteur numérique* » réside dans son implémentation dans un futur protocole d'optimisation qui permettra de rechercher les meilleures conditions d'exposition permettant d'obtenir la meilleure détectabilité des lésions en délivrant la dose la plus faible possible.

Validation Clinique

CHAPITRE 4

VALIDATION CLINIQUE

4.1. INTRODUCTION

Les résultats obtenus dans le chapitre précédent montrent que le modèle « *Source à rayons X/Détecteur numérique* » proposé dans ce travail de thèse, est fiable pour l'estimation de la qualité de l'image à partir de mesures rapides et objectives des paramètres physiques des détecteurs. Cela a été vérifié en comparant les courbes de contraste-détail obtenues à partir des images réelles et virtuelles du fantôme CDMAM. Ces courbes de contraste-détail ont été obtenues en utilisant un observateur mathématique NPWMF. De cette façon, la subjectivité intra- et inter-observateurs a été supprimée permettant une comparaison objective entre les résultats obtenus pour des images réelles et virtuelles.

Bien que l'observateur mathématique NPWMF présente une performance de détection de lésions similaire à celle des observateurs humains, une validation clinique est nécessaire pour vérifier que le modèle « *Source à rayons X/Détecteur numérique* » génère des images virtuelles similaires aux images réelles pour l'œil humain. Nous avons donc demandé à des observateurs humains (expérimentés dans l'analyse des images radiologiques ou sans expérience) d'évaluer les images virtuelles. L'approche consiste à mélanger des images réelles et virtuelles, puis à demander aux opérateurs d'établir les courbes de contraste-détail et enfin, de comparer les courbes ainsi obtenues en fonction du type d'image (réelle, virtuelle).

Ce chapitre décrit la procédure et les résultats obtenus lors de la validation clinique du modèle « *Source à rayons X/Détecteur numérique* » proposé dans le chapitre III. Ce chapitre est structuré en trois parties:

1. Vérification des résultats trouvés dans le chapitre II, par rapport à l'effet de la pénombre sur la mesure de la MTF^*. Dans ce chapitre, il avait été montré que la chute de la MTF^* est davantage affectée par la diffusion des photons et dans une moindre mesure, par le flou provoqué par les effets de la pénombre. La reproductibilité des résultats en fonction de la position du fantôme (en dessous et au-dessus des plaques en PMMA) sera également vérifiée. Ce résultat est important parce que le modèle « *Source à rayons X/Détecteur numérique* » prend en compte la position du fantôme en dessous des plaques de PMMA (voir Figure 47, chapitre III), alors qu'en pratique le fantôme CDMAM est placé entre les plaques de PMMA (voir Figure 9, chapitre I).
2. Validation clinique du modèle « *Source à rayons X/Détecteur numérique* » proposé dans le chapitre III de ce travail de thèse. Cette validation clinique consiste à évaluer des images réelles et virtuelles du fantôme CDMAM par des observateurs humains, puis à appliquer des tests statistiques de comparaison pour décider si les résultats obtenus à partir des images réelles et des images virtuelles peuvent être considérés comme provenant d'un même groupe d'images. Autrement dit, il est ainsi vérifié si la qualité de l'image obtenue avec des images virtuelles est équivalente à celle obtenue pour des images réelles acquises sur le mammographe, pour des conditions cliniques identiques.

3. Vérification de la validité du modèle « *Source à rayons X/Détecteur numérique* » développé pour un détecteur numérique à conversion indirecte.

4.2. MATERIELS ET METHODES

4.2.1. EFFETS DE LA PENOMBRE SUR L'OBTENTION DES COURBES CONTRASTE-DETAIL

Selon l'étude de l'effet de la pénombre sur la mesure de la MTF^* réalisée dans le chapitre II, la qualité de l'image obtenue en plaçant le fantôme CDMAM au-dessus et en dessous des plaques en PMMA doit être similaire. Pour valider cette affirmation, les courbes contraste-détail seront obtenues en plaçant l'objet-test CDMAM au-dessus et en dessous d'un fantôme de 40 mm de PMMA. Les mesures sont faites pour le mammographe MAMMOMAT Novation de Siemens.

Les conditions d'exposition utilisées sont :

- Couple Anode-Filtration: MoMo
- Tension aux bornes du tube à rayons X: 28 kVp
- Charge dans le tube: 32 mAs
- 40 mm de PMMA et fantôme CDMAM

Avec ces conditions d'exposition, huit images du fantôme CDMAM placé au-dessus des plaques en PMMA et huit images avec le CDMAM placé en dessous sont acquises. Chaque groupe d'images est évalué en utilisant le logiciel CDCOM (observateur mathématique NPWMF). Ensuite, les facteurs de qualité IQF's pour chaque groupe de huit images sont calculés et comparés.

4.2.2. VALIDATION CLINIQUE DU MODELE « *SOURCE A RAYONS X/DETECTEUR NUMERIQUE* »

La validation clinique du modèle « *Source à rayons X/Détecteur numérique* » a été réalisée à partir des courbes contraste-détail déterminées avec des images réelles et virtuelles du fantôme CDMAM v3.4. Les images réelles ont été acquises en utilisant le mammographe de Siemens MAMMOMAT Novation (conversion directe). Les images virtuelles ont été générées par ordinateur en utilisant les mesures de la MTF^* et du bruit obtenus pour des conditions d'exposition identiques à celles utilisées pour l'acquisition des images réelles sur le mammographe. Les images réelles et les images virtuelles ont été analysées par des observateurs humains en utilisant une console de visualisation à haute résolution (5 Mpixels) dans les mêmes conditions d'interprétation que celles utilisées pendant l'analyse clinique des clichés.

4.2.2.1. PREPARATION DES IMAGES ET DE LA CONSOLE D'INTERPRETATION

Quatre groupes d'images avec des conditions d'exposition différentes ont été utilisés pour créer les images réelles et virtuelles (Tableau 10). Chaque groupe correspond à une des conditions d'exposition cliniques utilisées dans le service de radiologie du Centre Alexis Vautrin. Pour chaque condition d'exposition, une modification d'environ ±25% de la charge nominale du tube (dose) est utilisée pour générer des conditions d'exposition pour une dose plus faible et pour une dose plus élevée (Tableau 11). De cette façon, un total de 24 images sera évalué par chaque observateur humain. Douze images réelles et douze images virtuelles ont été analysées.

Tableau 10: Les différentes conditions d'expositions utilisées pour la validation clinique.

Conditions	Anode-Filtre	Tension du tube [kVp]	Charge [mAs]	Plaque de PMMA [mm]
1	WRh	25	50	20
2	WRh	27	110	40
3	WRh	28	280	60
4	MoMo	28	36	20

Tableau 11: Chaque groupe est composé de trois images: une image pour la charge nominale (dose de référence) et deux images avec ±25% de variation par rapport à la charge nominale sont créées pour chaque condition d'exposition.

Conditions	Anode-Filtre	Tension du tube [kVp]	Charge [mAs]	Plaque de PMMA [mm]
1	WRh	25	36	20
	WRh	25	50	20
	WRh	25	63	20
2	WRh	27	80	40
	WRh	27	110	40
	WRh	27	140	40
3	WRh	28	200	60
	WRh	28	280	60
	WRh	28	360	60
4	MoMo	28	28	20
	MoMo	28	36	20
	MoMo	28	45	20

Les 5 observateurs sont composés de 3 radiologues et 1 physicien médical expérimentés en mammographie, ainsi qu' 1 chercheur non expérimenté. Pendant l'analyse des images, les observateurs ne reçoivent aucune information sur l'origine des images, c'est-à-dire qu'ils ne savent pas si l'image qu'ils sont en train d'analyser est réelle ou virtuelle, ceci dans le but d'éviter tout biais. Pour classer les résultats de l'analyse des images, les observateurs sont identifiés comme indiqué dans le Tableau 12:

Tableau 12: Spécialité des observateurs retenus pour la validation clinique.

Numéro d'observateur	Profession
1	Radiologue
2	Radiologue
3	Radiologue
4	Chercheur
5	Physicien médical

Les images réelles et virtuelles du fantôme CDMAM sont analysées sur la console d'interprétation diagnostique (écran à 5 millions de pixels) où les clichés cliniques mammographiques sont habituellement analysés. La luminance de la salle est contrôlée et comprise entre 10 et 20 lux. Pour l'analyse des images du fantôme CDMAM, un affichage 1:1 (1 pixel acquis = 1 pixel affiché) est fixé. Les valeurs de largeur de fenêtre et de niveau de fenêtre (W/L, *Window/Level*) sont fixées pour chaque image avant sa lecture. La détermination de ces valeurs (W/L) est réalisée en utilisant l'outil de réglage automatique du logiciel *ImageJ*. Ce réglage est réalisé en fixant une région sur la partie correspondant aux cellules du fantôme CDMAM (voir Figure 90).

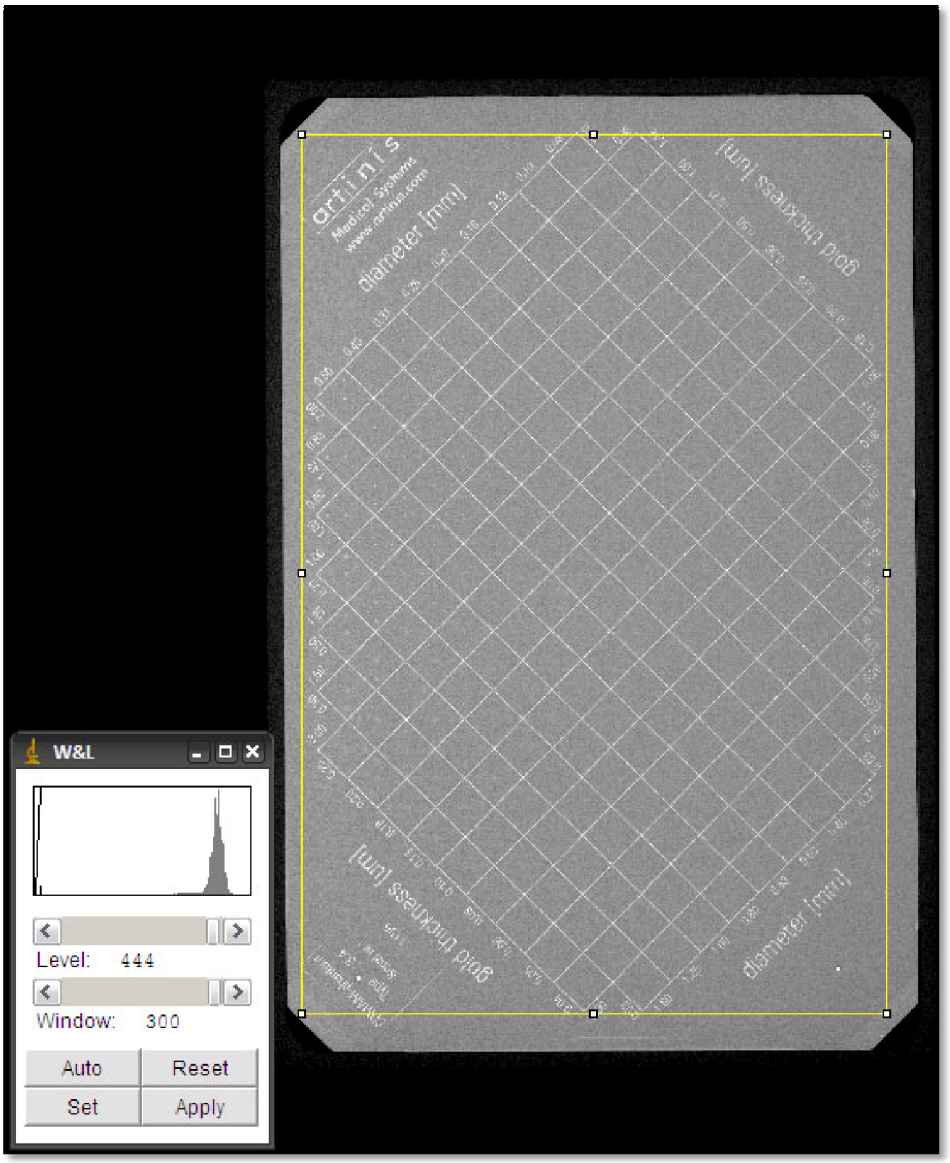


Figure 90: Région d'intérêt sélectionnée pour régler automatiquement les valeurs de Largeur de Fenêtre et Niveau de fenêtre (W/L, Window/Level) pour chaque image brute du fantôme CDMAM.

Les images réelles du fantôme CDMAM qui sont utilisées pour l'étude sont les images brutes, et non pas les images traitées. Pour cette raison, les réglages W/L restent fixes et ne peuvent pas être changés par les observateurs.

La procédure pour l'analyse des images du fantôme CDMAM est réalisée comme décrit dans le manuel d'utilisation du fantôme CDMAM[15]. Chaque observateur doit indiquer s'il voit la pastille centrale de chaque cellule, et puis, il doit indiquer dans lequel des quatre coins de la cellule se trouve la deuxième pastille (voir page 22 du chapitre I). Une fois les images analysées, des règles de correction (comme décrit en [15]), sont appliquées aux résultats pour éliminer les bonnes réponses dues au hasard.

Pour chaque courbe contraste-détail obtenue, l'indice de qualité (IQF, Index Quality Factor) est déterminé comme décrit dans la page 22 du chapitre I. Finalement, des tests statistiques de comparaison et de corrélation sont appliqués pour comparer les résultats obtenus avec les images réelles à ceux obtenus avec les images virtuelles.

4.2.2.2. TEST DE CORRELATION LINEAIRE

En premier lieu, le test de corrélation linéaire est appliqué aux courbes contraste-détail obtenues pour les images réelles et les images virtuelles. Ce test permet de savoir si les courbes contraste-détail des images virtuelles présentent les mêmes caractéristiques que les courbes contraste-détail des images réelles. La corrélation linéaire est vérifiée en utilisant le test de corrélation non paramétrique de Spearman décrit dans la section 3.2.2.2 du chapitre III. Un test non paramétrique est nécessaire du fait du petit nombre de points contenus dans chaque courbe contraste-détail (16 points pour chaque courbe).

4.2.2.3. TEST DE COMPARAISON STATISTIQUE

Une fois la corrélation entre les courbes contraste-détail étudiée, la deuxième étape consiste à comparer les IQF's obtenus pour les images réelles aux IQF's obtenus pour les images virtuelles. Pour cela, un test de comparaison non paramétrique de Mann-Whitney (décrit dans la section 3.2.2.3 du chapitre III) est utilisé.

Le test de comparaison des moyennes de Mann-Whitney permet de vérifier si deux groupes d'échantillons (pour notre étude, chaque échantillon correspond à un IQF) proviennent de la même population. De cette façon, si le résultat de ce test indique que les IQF's des images virtuelles et réelles proviennent de la même population, on pourra en déduire que la distribution de probabilité de chaque groupe est similaire.

Lors de l'exécution du test de Mann-Whitney, un seuil de signification lié à la probabilité de commettre une erreur de mesure, doit être fixé. α marque le risque d'annoncer à tort une conclusion positive, c'est-à-dire, de conclure à une différence significative entre deux populations qui n'existe pas. Par convention, on choisit souvent $\alpha = 5\%$. Les résultats du test de Mann-Whitney peuvent être interprétés par la p-value résultante qui est la probabilité d'obtenir au hasard un résultat au moins aussi extrême que la valeur réellement observée, sous l'hypothèse qu'il n'y pas de différence entre les deux populations. Si cette p-value est supérieure au seuil de signification fixé ($\alpha = 0.05$), la conclusion du test sera que les deux groupes proviennent de la même population, et inversement, pour une p-value inférieure ou égale au seuil de signification permettra de conclure que les deux groupes ne proviennent pas d'une même population.

4.2.3. VERIFICATION DE L'UTILISATION DU MODELE « *SOURCE A RAYONS X/DETECTEUR NUMERIQUE* » POUR UN DETECTEUR NUMERIQUE A CONVERSION INDIRECTE.

La vérification de l'utilisation du modèle « *Source à rayons X/Détecteur numérique* » pour un détecteur à conversion indirecte à été réalisée en utilisant un mammographe Senographe DS de General Electric avec un détecteur à conversion indirecte (scintillateur au Iodure de Césium). La taille de pixel est de 100 µm.

Quelques tests ont été réalisés pour vérifier la validité de notre modèle pour des détecteurs à conversion indirecte. Ces tests comprennent la réalisation de clichés en utilisant les conditions d'exposition suivantes:

- MoMo, 28 kVp, 90 mAs avec 2 mm de Al à la sortie de tube à rayons X
- MoMo, 28 kVp, 90 mAs avec 20 mm de PMMA
- RhRh, 29 kVp, 71 mAs avec 2mmAl à la sortie de tube à rayons X
- RhRh, 29 kVp, 71 mAs avec 20 mmPMMA

Les courbes contraste-détail et l'IQF ont été obtenus pour chaque condition en utilisant le logiciel CDCOM.

4.3. RESULTATS ET DISCUSSION

4.3.1. EFFETS DE LA PENOMBRE SUR L'OBTENTION DES COURBES DE CONTRASTE-DETAIL

L'évaluation des huit images du fantôme CDMAM placé au-dessus des plaques en PMMA et des huit images avec le fantôme placé en-dessous des plaques en PMMA donnent les courbes contraste-détail de la Figure 91. Les IQF's obtenus pour chaque positionnement sont présentés dans le Tableau 13.

Les courbes de la Figure 91 confirment que la position du fantôme CDMAM par rapport aux plaques de PMMA n'affecte pas la mesure de la qualité comme cela était observé au chapitre II. Il faut remarquer que la limite de cette condition est donnée par l'agrandissement. Dans le cas de notre détecteur où la taille de pixel est de 70 µm, l'effet de la pénombre géométrique n'aura pas d'effet sur la mesure de la qualité pour des agrandissements inferieurs à 1.2 (pour une taille de foyer réelle de 0.45 mm, voir Figure 46, chapitre II).

Tableau 13: IQF's obtenus pour chaque positionnement.

IQF	Positionnement
78.5	CDMAM placé au-dessus de 40 mm de PMMA
78.0	CDMAM placé en dessous de 40 mm de PMMA

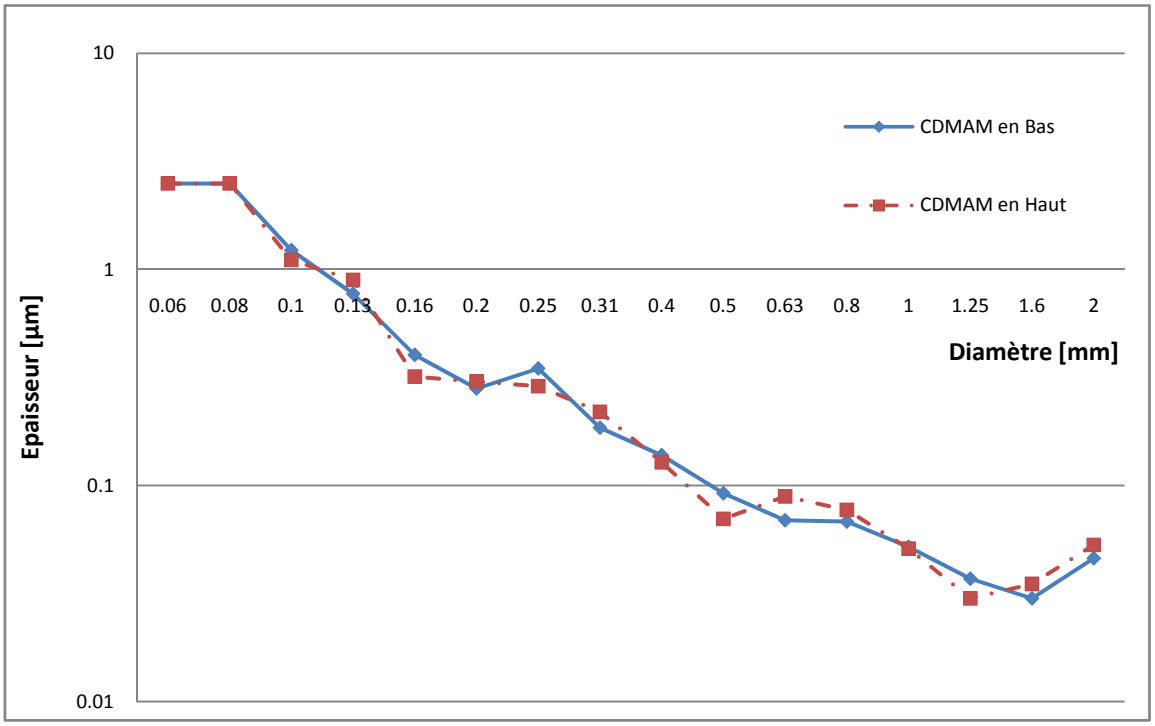


Figure 91: Courbes contraste-détail moyennes obtenues à partir de huit images du fantôme CDMAM placé au-dessus des 40 mm de PMMA et de huit images du fantôme CDMAM placé en dessous des 40 mm de PMMA.

4.3.2. VALIDATION CLINIQUE DU MODELE « *SOURCE A RAYONS X/DETECTEUR NUMERIQUE* »

4.3.2.1. EVALUATION DES IMAGES

L'évaluation de la qualité des images réelles et virtuelles par des observateurs humains donne les courbes contraste-détail pour chaque condition d'exposition. A partir de ces courbes, les IQF's obtenus sont présentés dans le Tableau 14.

Dans ce tableau, il est possible d'observer que les IQF's de l'observateur 1 présentent des valeurs plus faibles que celles des autres observateurs. Cela est dû au fait que l'observateur 1 n'a pas utilisé un zoom 100% mais un zoom 57.3% (zoom établi par défaut lors de l'ouverture d'une image). Cette variation n'est pas un problème pour l'analyse des données, parce que les analyses sont réalisées en comparant les IQF's des images réelles *versus* ceux des images virtuelles, pour chaque observateur. Autrement dit, l'analyse des données ne comprend pas la comparaison des résultats inter-observateurs.

Tableau 14: Résultats obtenus (IQF) pour l'évaluation de la qualité des images du fantôme CDMAM par des observateurs humains.

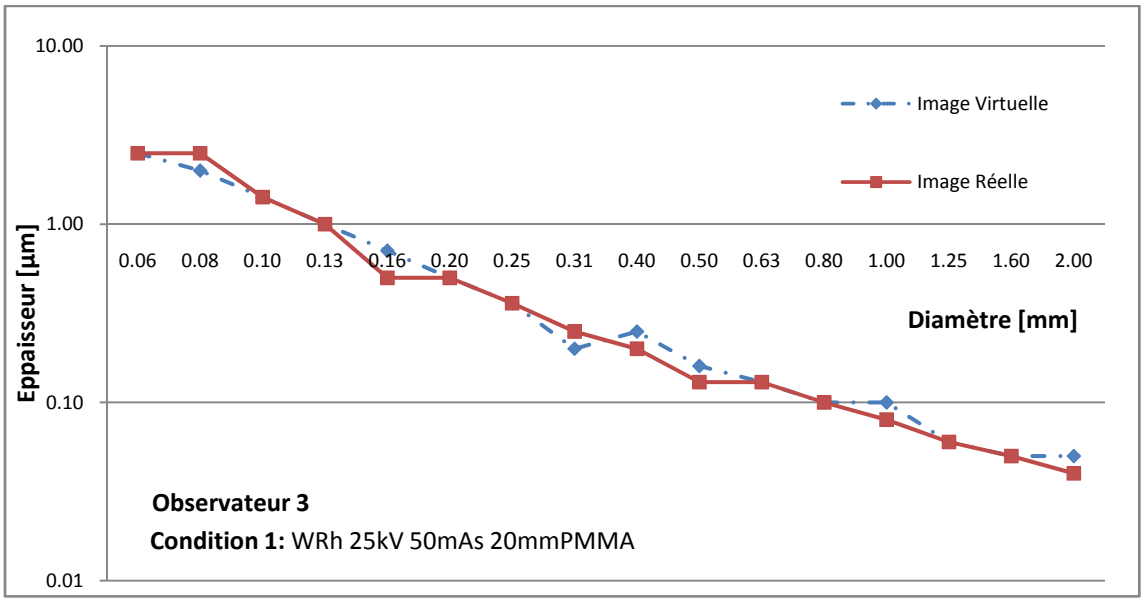
Conditions d'exposition	Observateur 1 (Radiologue)		Observateur 2 (Radiologue)		Observateur 3 (Radiologue)	
	Images Réelles	Images Virtuelles	Images Réelles	Images Virtuelles	Images Réelles	Images Virtuelles
1	40	40	50	55	55	55
	44	47	63	65	63	61
	48	46	65	68	72	69
2	34	37	49	64	52	46
	38	40	51	49	56	53
	45	40	45	54	62	58
3	31	29	44	38	43	38
	38	33	48	46	48	44
	38	40	55	53	59	50
4	57	55	78	117	79	115
	53	61	80	98	88	97
	49	56	71	101	77	100

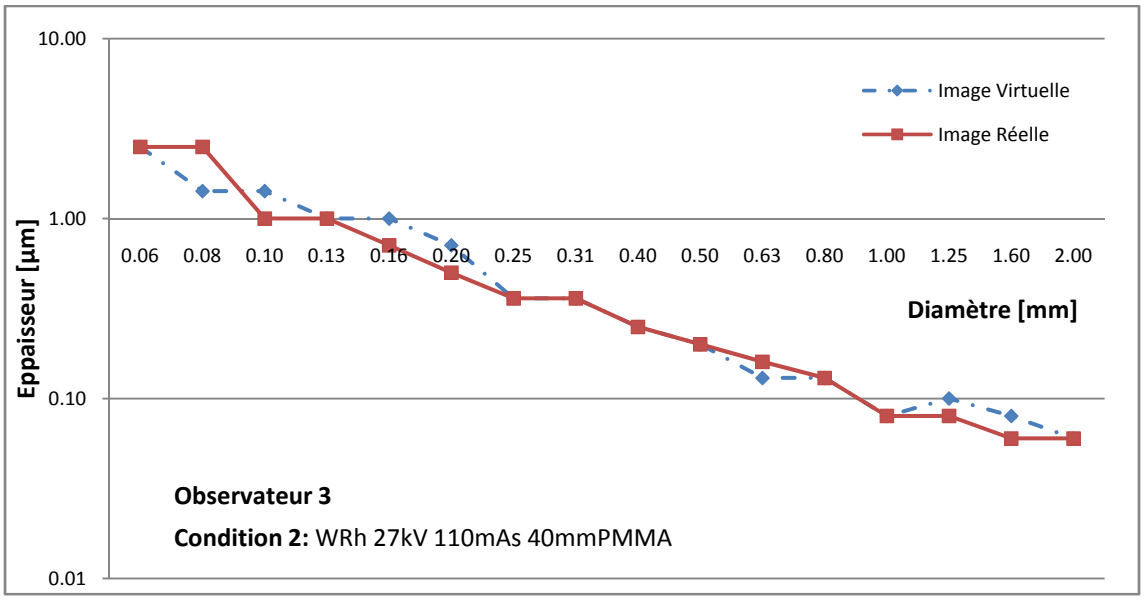
Conditions d'exposition	Observateur 4 (Chercher HDR)		Observateur 5 (Physicien)	
	Images Réelles	Images Virtuelles	Images Réelles	Images Virtuelles
1	50	63	43	48
	59	66	46	58
	62	59	52	62
2	57	55	39	41
	47	58	42	47
	64	48	49	49
3	64	55	36	34
	57	46	40	41
	54	40	47	49
4	71	115	74	99
	61	97	67	79
	48	89	59	83

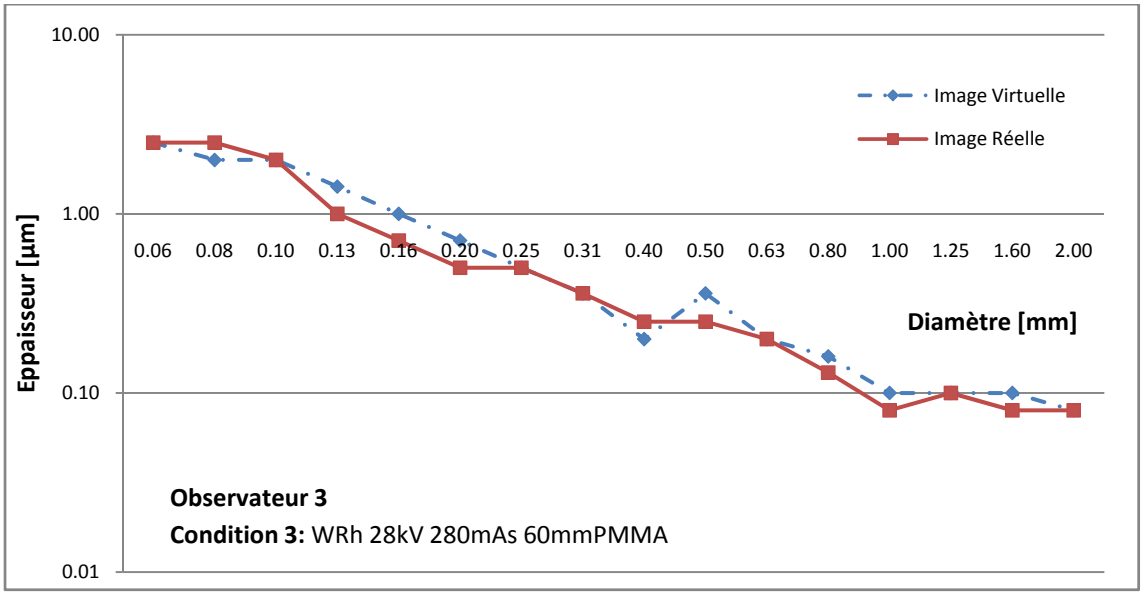
4.3.2.2. TEST DE CORRELATION LINEAIRE

Pour donner une idée de l'apparence des courbes contraste-détail obtenues pour les images réelles et les images virtuelles, les courbes contraste-détail obtenues pour les conditions d'exposition nominales 1 à 4 sont présentées dans la Figure 92, où il peut être observé que les courbes contraste-détail des images virtuelles concordent avec celles obtenues pour les images réelles. Les courbes représentées sont celles obtenues pour l'observateur numéro 3.

Les valeurs des coefficients de corrélation linéaire de Spearman ont été calculées entre les courbes contraste-détail des images réelles et celles des images virtuelles. Les résultats sont rapportés dans le Tableau 15.


10.00
1.00
0.10
0.01
Eppaisseur [µm]
0.06 0.08 0.10 0.13 0.16 0.20 0.25 0.31 0.40 0.50 0.63 0.80 1.00 1.25 1.60 2.00
Diamètre [mm]
Image Virtuelle
Image Réelle
Observateur 3
Condition 1: WRh 25kV 50mAs 20mmPMMA


10.00
1.00
0.10
0.01
Eppaisseur [µm]
0.06 0.08 0.10 0.13 0.16 0.20 0.25 0.31 0.40 0.50 0.63 0.80 1.00 1.25 1.60 2.00
Diamètre [mm]
Image Virtuelle
Image Réelle
Observateur 3
Condition 2: WRh 27kV 110mAs 40mmPMMA


10.00
1.00
0.10
0.01
Eppaisseur [µm]
0.06 0.08 0.10 0.13 0.16 0.20 0.25 0.31 0.40 0.50 0.63 0.80 1.00 1.25 1.60 2.00
Diamètre [mm]
Image Virtuelle
Image Réelle
Observateur 3
Condition 3: WRh 28kV 280mAs 60mmPMMA

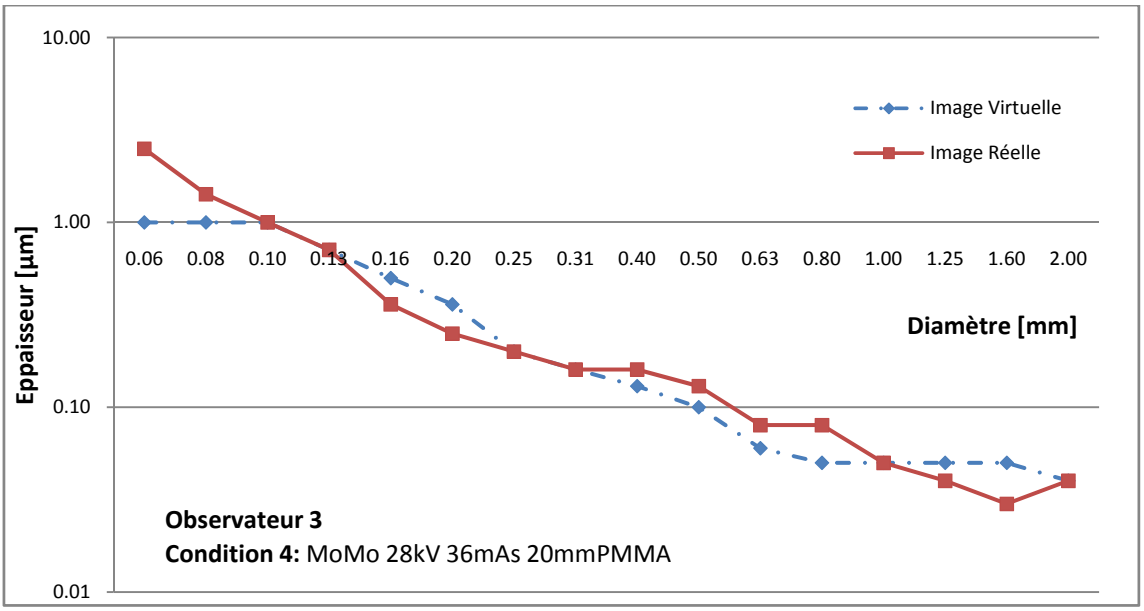


Figure 92: Courbes contraste-détail obtenues pour les conditions nominales 1 à 4 pour l'observateur numéro 3.

A partir du Tableau 15, une corrélation moyenne de 0.99 est obtenue, ce qui vérifie la bonne corrélation existant entre les courbes contraste-détail calculées pour les images réelles et les images virtuelles. Chaque valeur de corrélation du Tableau 15 est obtenue avec une p-value <0.0001, ce qui indique que la corrélation est significative avec un haut niveau de confiance.

Tableau 15: Résultats de la corrélation linéaire existant entre les courbes contraste-détail obtenues pour les images réelles et les images virtuelles.

Condition d'exposition	Observateurs				
	N°1	N°2	N°3	N°4	N°5
1	0.99	0.99	0.98	1.00	1.00
	0.98	0.99	0.99	0.99	0.99
	0.99	0.99	0.99	0.97	0.98
2	0.99	1.00	0.99	0.97	1.00
	0.98	0.99	0.99	0.99	0.99
	0.98	0.99	0.98	0.98	0.99
3	1.00	0.99	0.98	0.98	0.98
	0.99	0.99	0.99	0.99	1.00
	0.98	0.99	0.98	0.98	0.99
4	0.99	0.99	0.99	0.98	0.99
	0.99	0.98	0.98	0.99	0.99
	1.00	0.99	0.99	0.99	0.98

4.3.2.3. TEST DE COMPARAISON STATISTIQUE

Comme les courbes contraste-détail des images réelles et virtuelles ont montré une bonne corrélation, l'étape suivante est de vérifier s'il existe une différence significative entre les IQF's de chaque groupe d'images (réelles et virtuelles). Pour cela, le test de comparaison des moyennes de Mann-Whitney a été utilisé. A partir du

Tableau 14, les moyennes et les écart-types sont calculés pour chaque groupe de conditions d'exposition et pour chaque observateur. Ces résultats sont présentés dans le Tableau 16.

Les valeurs du Tableau 16 montrent que les moyennes des images réelles et virtuelles semblent comparables pour les groupes de conditions d'exposition 1 à 3. En revanche, pour le groupe 4, il existe une différence importante entre la valeur moyenne des images réelles et celle des images virtuelles pour les observateurs 2 à 5. Pour vérifier si cette différence est significative ou non, le test de comparaison des moyennes est utilisé.

Tableau 16: IQF moyen et écart-types obtenus pour chaque groupe de conditions d'exposition et pour chaque observateur.

		Observateur 1 (Radiologue)		Observateur 2 (Radiologue)		Observateur 3 (Radiologue)	
Conditions d'exposition		**Images Réelles**	**Images Virtuelles**	**Images Réelles**	**Images Virtuelles**	**Images Réelles**	**Images Virtuelles**
1	**Moyenne***	**44.1**	**44.2**	**59.3**	**62.6**	**63.3**	**61.7**
	Écart-type*	4.2	3.8	8.2	7.1	8.4	7.3
2	**Moyenne***	**39.3**	**39.1**	**48.5**	**55.8**	**56.4**	**52.4**
	Écart-type*	5.5	2.0	3.4	7.4	4.9	5.9
3	**Moyenne***	**35.5**	**33.9**	**48.8**	**45.7**	**50.1**	**43.9**
	Écart-type*	4.2	5.3	5.4	7.1	7.9	6.2
4	**Moyenne***	**53.0**	**57.4**	**76.4**	**105.5**	**81.2**	**103.8**
	Écart-type*	4.3	2.8	4.7	10.2	6.1	9.9

		Observateur 4 (Chercheur HDR)		Observateur 5 (Physicien)	
Conditions d'exposition		**Images Réelles**	**Images Virtuelles**	**Images Réelles**	**Images Virtuelles**
1	**Moyenne***	**57.1**	**62.8**	**46.8**	**55.9**
	Écart-type*	6.2	3.4	4.7	7.2
2	**Moyenne***	**55.9**	**53.8**	**43.2**	**45.6**
	Écart-type*	8.4	5.2	5.2	3.8
3	**Moyenne***	**58.3**	**47.1**	**40.6**	**41.2**
	Écart-type*	5.4	7.3	5.6	7.6
4	**Moyenne***	**60.1**	**100.2**	**66.3**	**86.9**
	Écart-type*	11.6	13.1	7.5	11.1

* observances n=3

Dans le Tableau 17, il est possible d'observer que, si les images virtuelles et réelles donnent des résultats comparables en termes d'IQF pour les conditions d'exposition 1 à 3, pour les conditions d'exposition du groupe 4, il existe bien une différence statistiquement significative entre les IQF's.

Pour étudier le problème de différence significative présenté par la condition 4, trois tests ont été mis en place:

1. Test de similarité visuelle en contraste et en luminance (SSIM, voir section 3.2.2.1, chapitre III) entre une image réelle et une image virtuelle obtenues pour des conditions d'exposition 4.
2. Etude de l'effet talon de l'anode sur les images.
3. Obtention des courbes contraste-détail à partir de l'observateur mathématique NPWMF (logiciel CDCOM).

Tableau 17: Résultats des tests de comparaison appliqués aux groupes d'IQF's (images réelles et virtuelles) du Tableau 14.

Condition d'exposition	Observateur					
	1		2		3	
	p-value*	Différence Significative	p-value*	Différence Significative	p-value*	Différence Significative
1	0.827	non	0.275	non	0.513	non
2	0.827	non	0.275	non	0.513	non
3	0.827	non	0.513	non	0.513	non
4	0.275	non	0.050	oui	0.050	oui

Condition d'exposition	Observateur			
	4		5	
	p-value*	Différence Significative	p-value*	Différence Significative
1	0.127	non	0.127	non
2	0.827	non	0.827	non
3	0.127	non	0.827	non
4	0.050	oui	0.050	oui

*observances n=3

SIMILARITE ENTRE IMAGES REELLE ET VIRTUELLE POUR LA CONDITION D'EXPOSITION 4

La similarité visuelle en contraste et en luminance (SSIM) est étudiée entre l'image réelle et l'image virtuelle obtenues en utilisant les conditions d'exposition suivantes: Anode-filtration: MoMo, Tension aux bornes du tube: 28 kVp, charge: 28mAs et 20 mm en PMMA. Ce test est réalisé pour des pastilles d'un diamètre constant de 0.5 mm et d'une épaisseur variable. Les résultats de ces mesures sont présentés dans le Tableau 18.

Le Tableau 18 montre que la luminance et le contraste entre l'image réelle et l'image virtuelle présentent une valeur de similarité moyenne de 99%. Cela permet d'en déduire que la cause possible de la différence observée de l'IQF entre les images réelles et les images virtuelles pour les conditions d'exposition 4 provient des valeurs de Largeur de fenêtre et Niveau de fenêtre (W/L) utilisées lors de l'évaluation des images sur la console d'interprétation. Cela peut être visualisé quand la partie droite de l'image du fantôme CDMAM est plus claire que la partie gauche pour les images générées avec les conditions d'exposition 4 (voir Figure 93). Cet effet est visible quand les images sont visualisées sur la console d'interprétation. L'influence de l'effet talon de l'anode sera jugée en comparant l'image réelle et l'image virtuelle.

Tableau 18: Test de similarité en luminance et contraste entre l'image réelle et l'image virtuelle obtenues pour les conditions d'exposition: MoMo, 28 kVp, 28 mAs, 20 mm PMMA, qui est la condition pour laquelle la différence d'IQF entre l'image réelle et l'image virtuelle est la plus importante.

Epaisseur [µm]	Diamètre [mm]	Similarité en Luminance	Similarité en Contraste
2	0.5	0.998	0.996
1.42		0.999	0.999
1		0.999	0.998
0.71		0.999	0.995
0.36		0.999	0.993
0.2		0.999	0.985
0.13		0.999	0.990
0.1		0.999	0.996

ETUDE DE L'EFFET TALON DE L'ANODE

Les images créées en utilisant les conditions d'exposition 4 présentent un effet talon plus marqué que les images générées pour un couple anode-filtration WRh (conditions d'exposition 1, 2 et 3), comme cela peut être visualisé sur la Figure 93.

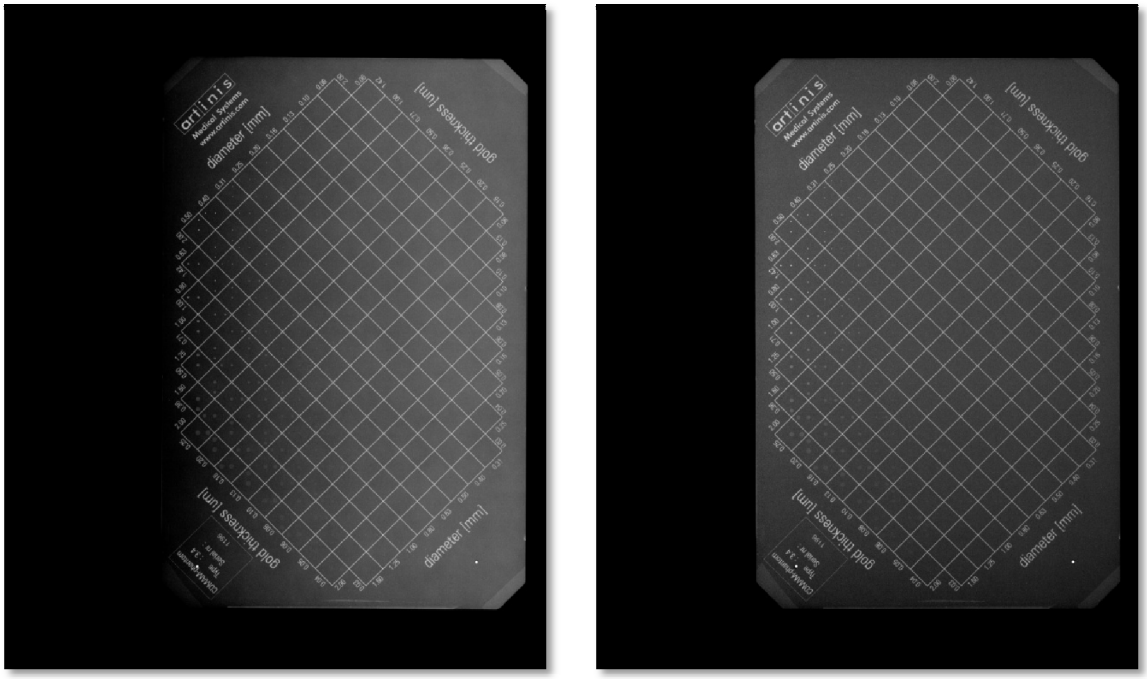


Figure 93: *Gauche:* Exemple d'une image du CDMAM obtenue en utilisant un couple anode-filtration: MoMo (condition d'exposition 4). *Droite* : Exemple d'une image du CDMAM obtenue en utilisant une couple anode-filtre: WRh (conditions d'exposition 1,2 et 3).

Pour étudier l'effet produit pour le couple anode-filtration MoMo et pour le couple anode-filtration WRh, l'effet talon a été obtenu puis normalisé pour chaque image. La Figure 94 montre l'effet talon pour chaque couple anode-filtration. Il est visible que pour l'image créée en utilisant un couple anode-filtration en MoMo, l'effet talon est plus marqué que pour l'image créée en utilisant un couple anode-filtration en WRh. Pour cette raison, la détection des lésions dépendra des valeurs de la Largeur de fenêtre (*Width*) et du Niveau de fenêtre

(*Level*) (W/L) utilisés lors de l'évaluation de l'image. Comme l'observateur n'a eu aucun contrôle sur ces paramètres, le test ne dépend que des conditions fixées. Donc, pour réaliser une évaluation plus objective des images réelles et virtuelles créées avec la condition 4, le logiciel CDCOM sera utilisé pour éliminer l'influence des valeurs W/L sur l'évaluation des images.

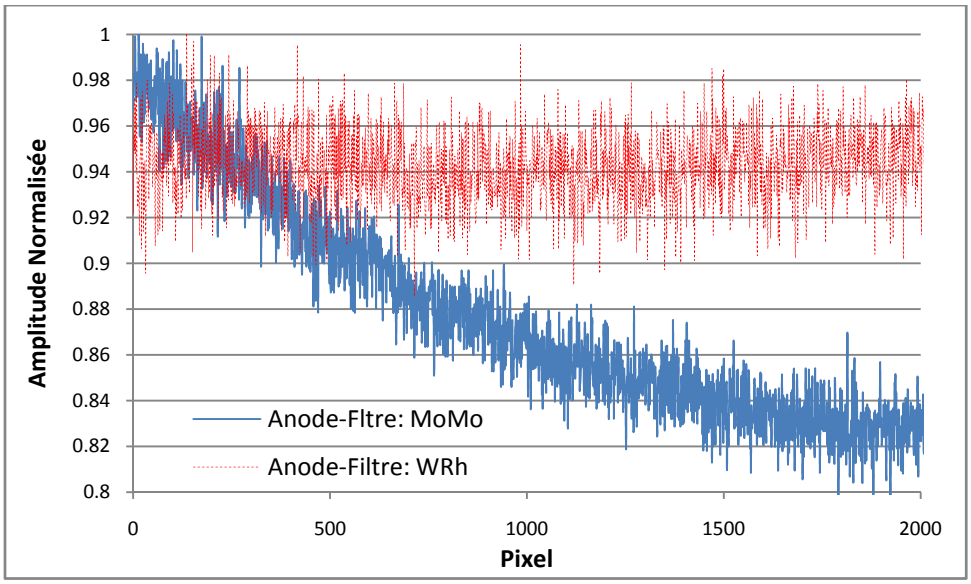


Figure 94: Effet Talon de l'anode normalisé pour des images créées en utilisant un couple anode-filtration en MoMo et un couple anode-filtration en WRh.

EVALUATION DES IMAGES REELLES ET VIRTUELLES POUR LA CONDITION D'EXPOSITION 4 EN UTILISANT LE LOGICIEL CDCOM

Le logiciel CDCOM (observateur mathématique NPWMF) a été utilisé pour évaluer les images réelles et virtuelles créées en utilisant les conditions d'exposition du groupe 4. Même si la nécessité d'avoir un minimum de 8 images pour évaluer une condition d'exposition (comme conseillé dans le manuel d'utilisation du logiciel CDCOM) n'est pas remplie, l'objectif de ce test est d'avoir avant tout une évaluation des images sans l'influence des valeurs de la Largeur de fenêtre et du Niveau de fenêtre (W/L). Les IQF's obtenus pour les images réelles et virtuelles à partir de l'évaluation de l'observateur mathématique sont donnés dans le Tableau 19.

Tableau 19: Valeurs d'IQF's obtenus à partir de l'évaluation des images réelles et virtuelles en utilisant un observateur mathématique NPWMF.

Condition	Images Réelles	Images Virtuelles
4	148	150
	117	147
	140	154

Les valeurs obtenues d'IQF en utilisant l'observateur mathématique sont supérieures à celles obtenues par l'évaluation des observateurs humains. Mais comme l'objectif de ce test est simplement de préciser la différence constatée entre images réelles et virtuelles, on ne cherchera pas à connaître la raison de cette

différence d'IQF's entre l'observateur mathématique et les observateur humains. En revanche, un test de comparaison des moyennes de Mann-Whitney, sera appliqué aux IQF's obtenus pour les images réelles et virtuelles avec un seuil de signification $\alpha = 0.05$, pour établir si la différence entre les moyennes est significative ou non.

Le test de Mann-Whitney montre que les moyennes des IQF's obtenues pour les images réelles et les images virtuelles, respectivement, pour les conditions d'exposition du groupe 4, ne présentent pas une différence significative, c'est-à-dire, que les deux groupes d'images peuvent être considérés comme provenant de la même population. Cela montre que l'évaluation par des observateurs humains pour les conditions d'exposition du groupe 4 a été affectée par l'influence de l'effet talon de l'anode et par les valeurs de la Largeur de fenêtre et le Niveau de fenêtre (W/L) fixées lors de l'évaluation des images sur la console d'interprétation.

Tableau 20: Résultats du Test de Mann-Whitney pour l'évaluation des images réelles et virtuelles en utilisant un observateur mathématique.

n=3	**Images Réelles**	**Images Virtuelles**
Moyenne	134.7	150.2
Ecart-type	16	3.7
p-value	**0.127 (différence non significative)**	

4.3.3. VERIFICATION DE L'UTILISATION DU MODELE « *SOURCE A RAYONS X/DETECTEUR NUMERIQUE* » AVEC DES DETECTEURS NUMERIQUES A CONVERSION INDIRECTE.

La Figure 95 montre les courbes contraste-détail obtenues pour les images réelles et virtuelles créées à partir du couple anode-filtration MoMo. Deux conditions différentes ont été utilisées pour obtenir les images réelles et virtuelles. La première condition correspond à l'acquisition des images sans prendre en compte la diffusion des photons. Pour cela, une plaque de 2 mm en aluminium (Al) a été mise à la sortie du tube à rayons X permettant de simuler l'atténuation sans diffusé atteignant le détecteur. La deuxième condition correspond aux images acquises en utilisant 20 mm de PMMA pour introduire l'effet de diffusion des photons due à l'épaisseur du sein.

En regardant la Figure 95, on peut noter que pour le détecteur à conversion indirecte, les courbes contraste-détail obtenues pour la configuration qui prend en compte la diffusion de photons (utilisation de 20 mm de PMMA) présentent une meilleure qualité de détection de lésions que les courbes de la configuration qui ne prend pas en compte la diffusion de photons (utilisation de 2 mm en Al à la sortie du tube à rayons X). Cela est intéressant parce que la MTF^* présentée pour la configuration avec 20 mm en PMMA (présence de photons diffusés) décroît dramatiquement par rapport à la MTF obtenue dans la configuration avec 2 mm en Al (sans diffusion de photons, voir Figure 96). Cette chute de MTF^* fait décroître également la DQE^*. Ce comportement est rapporté par Saunders et Gagne [21, 24] comme des cas spéciaux. Cette amélioration de

détectabilité pour la configuration avec une MTF^* plus faible peut être observée à la fois sur les images réelles et virtuelles.

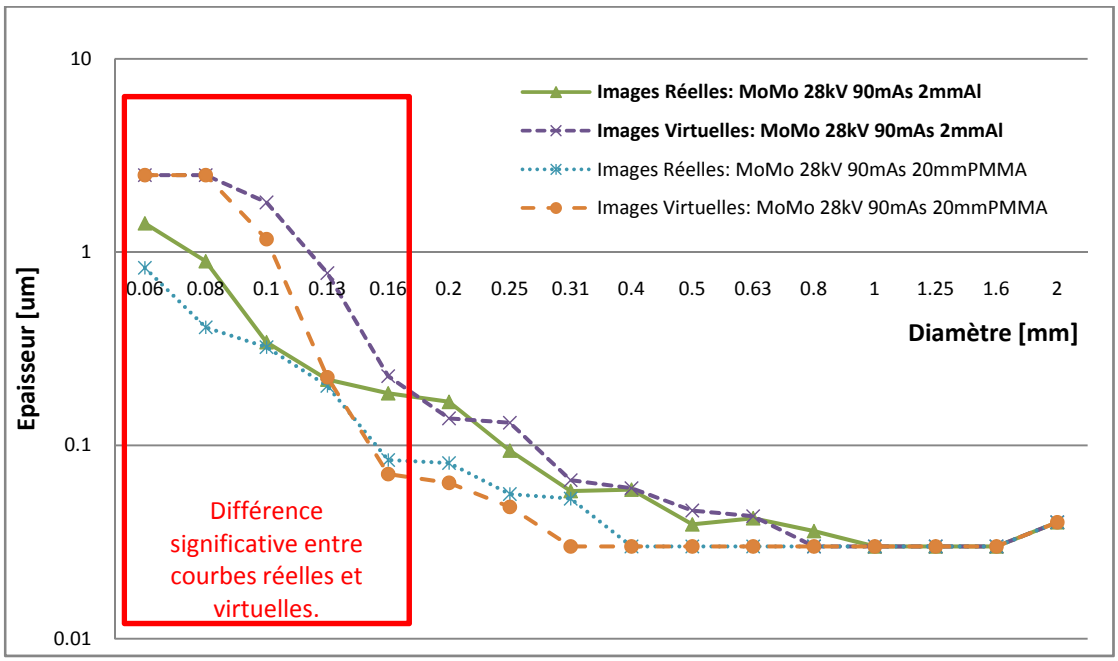


Figure 95: Courbes contraste-détail des images réelles et virtuelles obtenues pour un couple anode-filtration MoMo. Deux configurations sont évaluées, l'une qui prend en compte la diffusion de photons (utilisation d'une plaque de 20 mm en PMMA) et l'autre qui ne prend pas en compte la diffusion (utilisation d'une plaque de 2 mm Al à la sortie du tube à rayons X).

La comparaison entre les courbes des images réelles et virtuelles de la Figure 95 met en évidence un problème pour les diamètres inferieurs à 0.16 mm. Les courbes contraste-détail pour les images virtuelles chutent brutalement vers les grandes épaisseurs. Le même comportement est présenté par les courbes contraste-détail obtenues pour le couple anode-filtration RhRh.

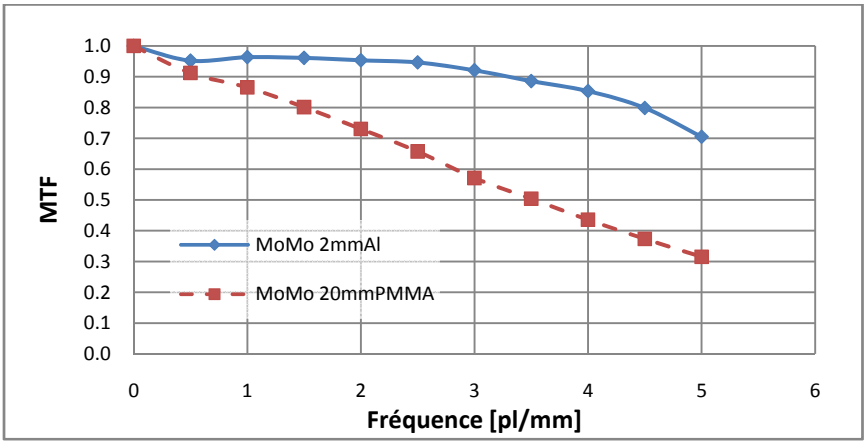


Figure 96: Fonctions de Transfert de Modulation (MTF) obtenues pour la configuration qui génère une diffusion de photons (utilisation de 20 mm de PMMA) et la configuration qui ne présente pas diffusion de photons (utilisation d'une plaque de 2 mm de Al à la sortie du tube à rayons X).

Comme décrit dans le Chapitre III, page 79, la caractérisation du détecteur est réalisée à partir de la Fonction de Conversion et d'une analyse RSD. Donc, pendant l'obtention de la Fonction de Conversion, une valeur moyenne de 3.13 a été trouvée pour le bruit électronique, même si la valeur moyenne mesurée en utilisant des plaques de plomb est de 1.34. Par ailleurs, l'analyse RSD, indique une variance négative de -387.67 pour le bruit électronique, ce qui n'a pas de sens physique. La mesure du bruit électronique obtenu en utilisant des plaques de plomb donne une variance de 4.3. Comme ces résultats ne concordent pas, pour la simulation des images, la valeur moyenne trouvée dans la fonction de conversion (3.13) a été utilisée pour ne pas affecter la conversion du kerma dans l'air à la valeur de pixel nécessaire pour le modèle « *Source à rayons X/Détecteur numérique* ». Par contre, pour la variance du bruit électronique, la valeur de bruit électronique mesuré en utilisant la plaque de plomb (4.3) a été utilisée. Cette variance est utilisée par le modèle « *Source à rayons X/Détecteur numérique* » lors de l'insertion du bruit dans les images virtuelles.

Tableau 21: Différences entre la configuration des images utilisées pour le mammographe Senographe DS à conversion indirecte et le mammographe Novation de Siemens à conversion directe.

	Senographe DS de General Electric	**Novation de Siemens**
Taille des images	1914x2294 pixels	3328x4084 pixels
Distance entre pixels	100 µm	70 µm
SID	660 mm	650 mm
Type de conversion	Indirecte (CsI)	Directe (a-Se)
Caractérisation du détecteur	Pas de concordance avec la mesure de bruit électronique en utilisant des plaques de plomb.	Bonne concordance avec la mesure du bruit électronique en utilisant des plaques de plomb.

En première intention, on pourrait croire que le problème présenté par les courbes contraste-détail obtenues à partir des images virtuelles pour le détecteur à conversion indirecte pourrait être dû, soit à l'inadaptation du logiciel créé dans ce travail de thèse pour les nouvelles configurations des images (Tableau 21), soit à un problème dans la façon dont le bruit est inséré dans les images virtuelles et qui affecte principalement la détection des pastilles de plus faibles diamètres. Il faut remarquer que l'étude réalisée dans ce travail de thèse a été centrée sur un détecteur à conversion directe. En revanche, les résultats de la Figure 95 sont un aperçu de l'application du modèle « *Source à rayons X/Détecteur numérique* », sans aucune modification du modèle mathématique, mais avec des modifications pour s'adapter à la configuration des images d'un mammographe équipé d'un détecteur à conversion indirecte type Senographe de GE (voir Tableau 21).

Quelques différences entre le mammographe à conversion indirecte (Senographe DS de General Electric) et le mammographe à conversion directe (Novation de Siemens) sont présentées dans le Tableau 21.

4.4. CONCLUSION

Le résultat de la Figure 91 a permis de mettre en évidence que le modèle « *Source à rayons X/Détecteur numérique* » basé sur une configuration où le fantôme est placé en dessous de plaques en PMMA (voir Figure 47, chapitre III) permet de trouver le même résultat en terme de détection de lésions, que si on avait placé le fantôme entre les plaques de PMMA ou sur ces plaques. Même si ce résultat avait déjà été envisagé au travers de l'étude réalisée dans le chapitre II, le résultat n'était pas encore vérifié par des mesures avec le fantôme CDMAM.

Concernant le passage du modèle « *Source à rayons X/Détecteur numérique* » à une utilisation avec des détecteurs à conversion indirecte, Il est possible d'observer que de légères modifications seront nécessaires pour adapter le logiciel développé pour des détecteurs à conversion directe. Le terme « légères » est utilisé, puisque le problème est limité aux pastilles de diamètre inferieur à 0.16 mm, et donc, seule une partie du fantôme est affectée. Pour les diamètres supérieurs à 0.16 mm, les courbes contraste-détail générées à partir des images virtuelles suivent les courbes contraste-détail obtenues avec des images réelles. Comme dit précédemment, les courbes de la Figure 95 donnent seulement un aperçu de ce qu'on obtient en utilisant le modèle « *Source à rayons X/Détecteur numérique* » directement pour un détecteur à conversion indirecte sans faire aucune modification du modèle mathématique. Du fait du problème mis en évidence avec les résultats obtenus lors de l'analyse RSD, le problème d'adaptation peut être dû à la façon dont le bruit est inséré dans les images virtuelles.

En ce qui concerne la validation clinique du modèle « *Source à rayons X/Détecteur numérique* », les résultats obtenus ont confirmé qu'il est possible d'utiliser des images virtuelles générées pour réaliser l'estimation de la détection de lésions. Il peut être apprécié, à partir des courbes de la Figure 92, que la qualité de la détection des lésions *via* l'utilisation des images virtuelles donne des résultats très similaires à ceux trouvés en utilisant un vrai fantôme CDMAM. Cela a été vérifié statistiquement par des tests de comparaison qui montrent la bonne similarité en terme de qualité de détection de lésions.

En conclusion, le modèle « *Source à rayons X/Détecteur numérique* » est un nouvel outil qui devrait permettre de réaliser l'évaluation de la qualité de détection des lésions au travers de mesures rapides et objectives comme celles de la résolution spatiale et du bruit.

Conclusion Générale et Perspectives

CONCLUSION GENERALE ET PERSPECTIVES

Les résultats obtenus dans ce travail de thèse suggèrent l'utilisation de mesures rapides et objectives de la performance physique des systèmes de mammographie numérique, pour la génération des images virtuelles du fantôme CDMAM, dans le but d'obtenir une appréciation de la qualité de l'image pour des conditions cliniques réelles d'utilisation du mammographe.

Normalement, les caractéristiques intrinsèques du détecteur, exprimées en termes de résolution spatiale et de spectre de bruit, sont déterminées dans des conditions strictes de mesure de laboratoire selon la recommandation internationale IEC-62220-1-2.

Dans notre travail, la mesure des performances physiques nécessite d'être réalisée pour le système d'imagerie complet et des conditions cliniques, et non pas seulement pour le détecteur numérique et des conditions de laboratoire. Par conséquent, la simulation de la diffusion des photons X produite par le sein, ainsi que l'agrandissement doivent être intégrés dans la mesure de la MTF et du NPS. Les résultats obtenus à partir de l'étude de l'impact de la diffusion des photons X sur ces paramètres de performance physique, ont montré que la MTF est le paramètre le plus affecté en présence de diffusé et d'agrandissement. Cette étude a aussi montré que la diffusion des photons X n'a aucune influence sur la mesure du NPS. Pour cette raison, la mesure d'une « MTF extrinsèque » dans des conditions cliniques en présence de diffusé et d'agrandissement a été introduite et notée MTF^* dans ce manuscrit, pour ne pas la confondre avec la mesure de la MTF mesurée en conditions de laboratoire et qui reste le paramètre de référence utilisé par les constructeurs pour caractériser les performances intrinsèques des détecteurs numériques utilisés.

La technique décrite par la recommandation internationale IEC-62220-1-2 pour la mesure de la fonction de transfert de modulation, donne comme résultat la mesure de la MTF pré-échantillonnée, qui est la résolution spatiale obtenue avant de procéder au processus d'échantillonnage par le détecteur numérique. En utilisant des plaques en plexiglas (PMMA) dans le dispositif expérimental, l'effet de la diffusion de photons est inclus dans la mesure de la MTF^*. De plus, Il a été montré que l'effet du flou géométrique (lié à l'agrandissement) produit par la géométrie de l'acquisition (hauteur de la cible au-dessus du détecteur), produit une chute de 4% de la MTF^* pré-échantillonnée. Dans notre étude, l'influence de la diffusion des photons masque cette chute qui devient finalement négligeable. Ces résultats sont importants puisqu'ils montrent que la MTF^* sera dégradée à hautes, moyennes et basses fréquences en présence de diffusé lié à l'épaisseur du sein radiographié, alors que l'agrandissement n'affectera pas la mesure. Même si, pendant la mesure de la MTF^*, la cible est au contact du détecteur, l'utilisation du fantôme CDMAM suggère le positionnement de celui-ci entre les plaques de PMMA, ce qui produit un agrandissement. On pourrait alors penser mesurer la MTF^* en prenant en compte cet agrandissement, pour connaître ainsi la perte en terme de résolution spatiale lors de l'utilisation du fantôme. Mais comme l'effet d'agrandissement n'affecte pas la dégradation en résolution spatiale quand l'effet de la diffusion de photons est présent, l'image du fantôme CDMAM sera affectée par la perte de

résolution spatiale décrite par la MTF^* pré-échantillonnée, mesurée en positionnant la cible au contact du détecteur.

Comme décrit dans le chapitre III, le bruit contenu dans une image mammographique peut être divisé en deux types de bruit: quantique et électronique. Le bruit quantique est produit lors du processus statistique de génération des photons dans le tube à rayons X. D'un autre côté, l'ensemble de toutes les variations liées à l'électronique du détecteur numérique (et qui sont indépendantes du nombre de photons X qui arrivent au détecteur numérique), constitue du bruit électronique. Pour une image mammographique, le bruit contenu dans l'image n'aura pas les mêmes propriétés sur toutes les régions de l'image. Cela est dû surtout à l'effet talon de l'anode. Comme la mesure du NPS ne prend pas en compte cet effet que nous devons considérer pour la génération des images virtuelles (images générées par ordinateur), la mesure du NPS n'est pas prise en compte pour caractériser les propriétés de bruit du système mammographique. Dans notre travail, et à la différence d'autres auteurs [51, 53], le bruit total contenu dans une image a été mesuré directement à partir d'une image bruitée réelle acquise à partir d'une exposition plein champ du détecteur pour les conditions cliniques d'exposition étudiées. Dans cette image bruitée, la variance totale est mesurée pour la région de l'image qui va être simulée. De cette façon, le bruit total (photonique et électronique) sera connu pour la région de l'image à simuler. Puis, à partir d'une analyse RSD (*Relative Standard Déviation*), obtenue à partir de la caractérisation du détecteur, voir section 3.2.1.1 du chapitre III page 79), le bruit électronique est déterminé. Cette analyse RSD permet de supprimer le besoin de réaliser des acquisitions d'images mammographiques en couvrant le détecteur par des plaques de plomb, ce qui est la méthode normalement utilisée pour déterminer le bruit électronique. Donc, à partir de la mesure de bruit total extrait directement d'une image bruitée, et du bruit électronique déterminé à partir de l'analyse RSD, la contribution du bruit quantique peut être déduite. Ce procédé permet la génération d'images virtuelles du fantôme CDMAM plus réalistes.

Tous les éléments clés (dégradation en résolution spatiale et bruit) nécessaires pour les simulations des images mammographiques du fantôme CDMAM sont connus, ce qui permettra d'obtenir des images virtuelles du fantôme CDMAM très similaires aux images réelles (voir Figure 97).

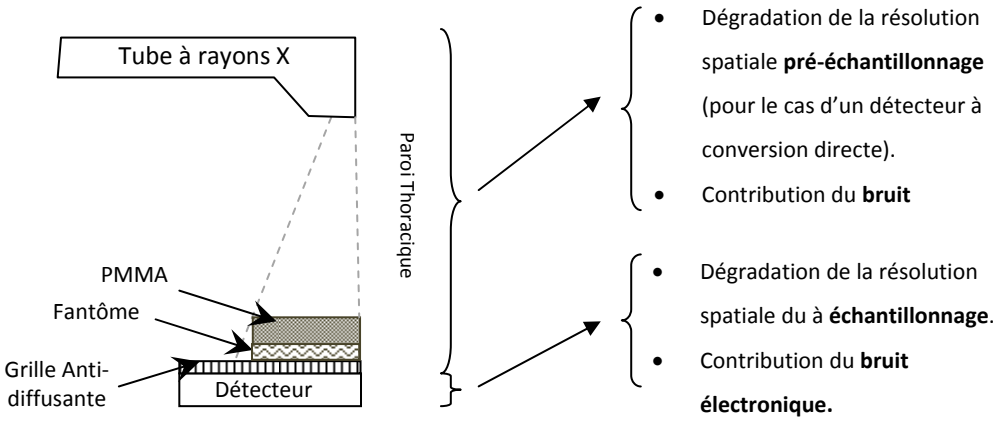


Figure 97: Schéma rappelant les paramètres qui doivent être acquis pour réaliser une bonne simulation des images du fantôme CDMAM.

L'objectif de ce travail est de valider la performance du modèle « *Source à rayons X/Détecteur numérique* » utilisé pour générer des images virtuelles du fantôme CDMAM à partir de la mesure des paramètres physiques du système d'imagerie obtenue pour des conditions cliniques d'exposition. Pour ce faire, nous avons comparé, dans le chapitre III, la qualité de l'image obtenue à partir des images réelles et des images virtuelles du fantôme CDMAM. Afin de réaliser cette comparaison de la façon la plus objective possible, le logiciel CDCOM (observateur mathématique) a été utilisé pour la lecture des images. Ceci supprime la subjectivité liée à des observateurs humains. Mais comme, d'autre part, les propriétés de détection de l'observateur mathématique diffèrent de celles des observateurs humains, une évaluation clinique a aussi été réalisée dans le chapitre IV, pour évaluer la performance du modèle à la sensibilité de détection de l'œil humain.

L'évaluation des images virtuelles par des observateurs humains nécessite un travail supplémentaire lors de la simulation des images du fantôme CDMAM. En effet, quand une image est évaluée par des observateurs mathématiques, une image qui contient seulement les pastilles en or et la grille qui définit chaque cellule peut être utilisée pour son évaluation. Mais pour réaliser une évaluation des images par des observateurs humains et surtout pour réaliser une comparaison plus objective entre l'estimation de la qualité des images réelles et des images virtuelles, toute l'image du fantôme CDMAM doit être simulée, ce qui inclut les pastilles, la grille, le logo et l'ensemble des marques et repères gravés sur le fantôme. Cela est nécessaire, puisque de cette manière l'observateur humain n'aura pas la connaissance *a priori* de l'origine de l'image, qui pourra être réelle ou virtuelle.

Les résultats de la validation du modèle en utilisant un observateur mathématique, montrent que l'estimation de la qualité des images simulées, créées pour des conditions cliniques d'utilisation, est une méthode qui donne des résultats similaires à ceux obtenus à partir des images réelles du fantôme CDMAM, pour les mêmes conditions d'exposition. A la différence des méthodes basées sur le modèle de ROSE et de la Théorie Statistique de la Décision (SDT) qui donnent des différences significatives pour des diamètres d'inclusion de moins de 0.2 mm pour le cas du modèle de ROSE et de moins de 0.13 mm pour le cas de la SDT, notre modèle ne présente pas cette différence pour des pastilles avec un diamètre inférieur à 0.13 mm.

La variation des courbes contraste-détail de différentes images réelles prises en utilisant les mêmes conditions d'expositions est grande (environ 30%). Dans le cas des images virtuelles, une variation similaire est obtenue. Cela indique que le facteur aléatoire dans le processus de création d'une image réelle est bien reproduit pour le modèle proposé de simulation des images dans ce travail. A cause de la variabilité des courbes contraste-détail obtenues en utilisant les mêmes conditions d'exposition, la décision de conclure si la qualité obtenue avec les images virtuelles et réelles est équivalente n'est pas évidente. Pour cette raison, des tests de comparaison statistique ont été utilisés pour aider à prendre cette décision. Ces tests ont été employés pendant la validation du modèle en utilisant un observateur mathématique, et pendant la validation clinique, où les images sont évaluées par des observateurs humains. Les résultats de ces tests nous ont permis de conclure que la qualité de l'image obtenue à partir de l'utilisation des images virtuelles du fantôme CDMAM est équivalente à la qualité des images réelles.

Nous avons montré que notre modèle « *Source à rayons X/Détecteur numérique* » est bien adapté pour un détecteur numérique à conversion directe, mais que, dans le cas d'un détecteur numérique à conversion indirecte, les résultats indiquent que le modèle doit être amélioré. Le travail décrit dans cette thèse a été réalisé sur un détecteur numérique à conversion directe, et, malheureusement, l'accès à un mammographe numérique avec un détecteur à conversion indirecte à été très limité pendant la réalisation de ce travail. Toutefois, si nous avons montré que le modèle proposé dans cette thèse est très efficace pour les détecteurs numériques à conversion directe, il doit être adapté pour les détecteurs à conversion indirecte.

Le modèle développé dans ce travail a montré qu'il est possible d'estimer la qualité clinique de l'image au travers de mesures rapides et objectives des paramètres physiques du système mammographique. Cette méthode permet surtout de réduire le temps d'acquisition des images nécessaires pour l'évaluation de la qualité de l'image. Le recours à des observateurs mathématiques permet une lecture des images de façon rapide et automatique. Cette amélioration du temps d'évaluation de la qualité de l'image permettra de libérer radiologues et/ou physiciens médicaux de cette tâche fastidieuse, puisque l'évaluation de la qualité se fera presque en totalité *via* un ordinateur. La facilité de génération des images virtuelles, associée à l'automatisation de la lecture des images virtuelles, pour différentes conditions cliniques d'exposition, peuvent permettre d'utiliser notre modèle pour la recherche des conditions optimales d'exposition. A titre d'exemple, nous avons étudié cette possibilité pour une épaisseur de sein de 40 mm. L'optimisation a été réalisée en utilisant le modèle proposé dans ce travail de thèse. L'objectif a été de donner un aperçu de ce qu'on pourra attendre pour l'application de ce modèle dans un protocole d'optimisation plus fin et poussé.

Des mesures de l'estimation de la qualité ont été réalisées pour déterminer la tension du tube à rayons X ainsi que la charge optimale qui devraient être utilisés lors de l'exposition d'un sein ayant une épaisseur de 40 mm sous compression ferme. Pour cela, la « dose glandulaire moyenne » est estimée pour 10 tensions du tube [kVp] différentes. Puis, pour chaque valeur de tension, la même procédure est réalisée, mais pour 10 valeurs différentes de charge de tube [mAs]. De cette façon, pour chaque couple de valeurs de tension et de charge, les valeurs de dose glandulaire moyenne ainsi que l'indice de qualité de l'image (IQF) calculés sont donnés dans la Figure 98. Pour chaque condition d'exposition (20 au total) la qualité de l'image est estimée en utilisant le modèle proposé dans ce travail. Dix images sont simulées pour chaque condition, correspondant à, un total de 200 images simulées. Une fois la qualité obtenue, le rapport « dose glandulaire moyenne/ qualité de l'image » est calculé. Ces résultats sont montrés dans la Figure 98. De ces ratios, les conditions d'exposition optimales (minimum global) sont trouvées pour les différentes tensions et charges du tube pour un sein de 40 mm d'épaisseur. Ces conditions optimales suggèrent l'utilisation d'une tension de tube fixée à 28 kVp pour une charge de 110 mAs, quand un couple anode-filtration W/Rh est utilisé et pour une épaisseur de sein de 40 mm. Cela confirme que les conditions cliniques habituelles utilisées (28 kVp et 110 mAs avec un couple anode/filtre en WRh) au Centre Alexis Vautrin pour une épaisseur de sein comprimé de 40 mm, sont les conditions d'exposition optimales. Il faut remarquer que les valeurs de « dose glandulaire moyenne » et de la « qualité de l'image », présentées sur la Figure 98, sont les valeurs centrées réduites. Ces valeurs sont calculées selon la formule suivante:

$$Valeur\ centrée\ réduite = \frac{V - \mu}{\sigma}$$

Avec :

V : valeur dimensionnelle de chaque paramètre (dose glandulaire moyenne ou qualité de l'Image)

μ : moyenne des valeurs dimensionnelles de chaque paramètre

σ : écart-type des valeurs dimensionnelles de chaque paramètre

Cette opération permet de rendre adimensionnelles les variables à comparer.

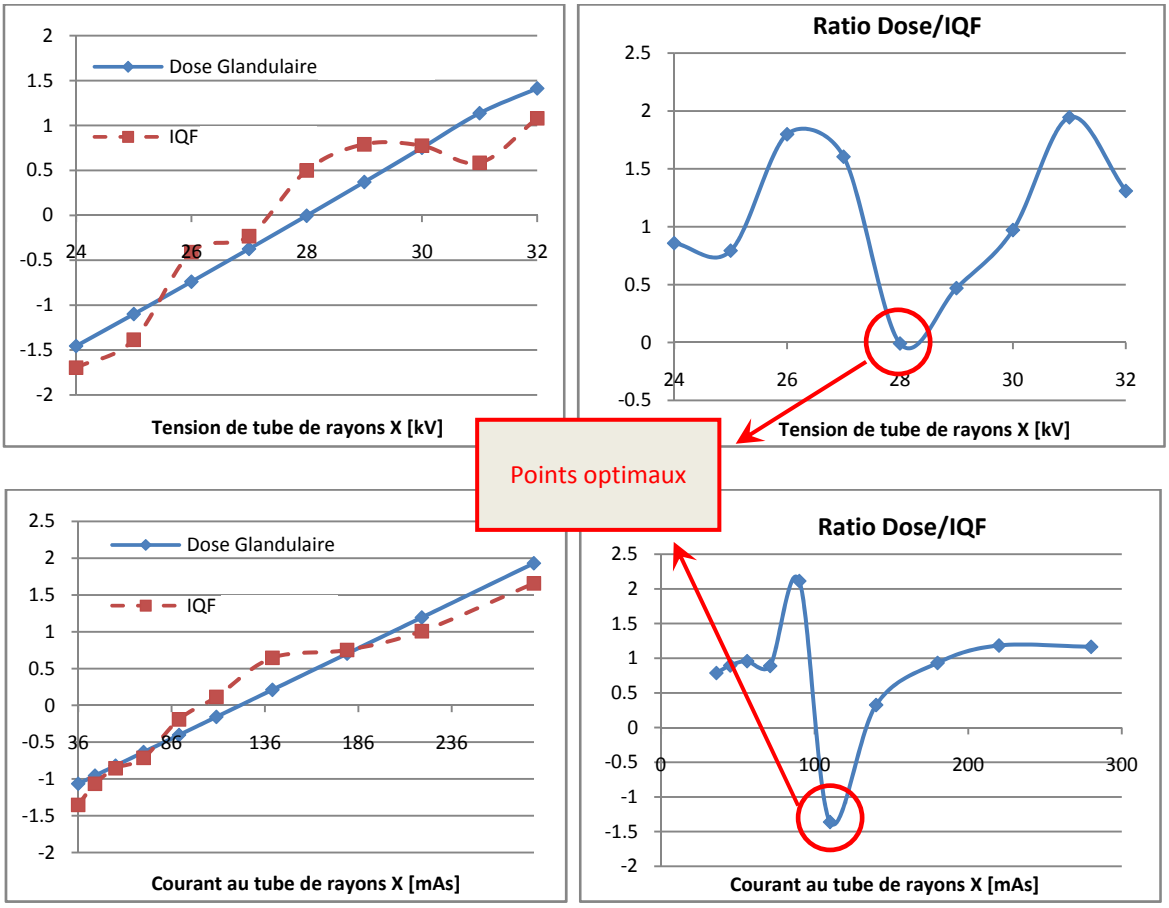


Figure 98: *Gauche* : Courbes qui montrent les valeurs centrées réduites de la dose glandulaire moyenne (dose absorbée par le sein), ainsi que les valeurs centrées réduites de la qualité de l'image, obtenues pour différentes tensions de tube et différentes charges dans le tube à rayons X pour un couple-anode en WRh. Les valeurs centrées réduites permettent de rendre les paramètres (dose glandulaire moyenne et qualité de l'image, avec des unités de mesure différentes) adimensionnelles, et de pouvoir ainsi les comparer. *Droite* : Relation Dose glandulaire moyenne/Qualité de l'image obtenue pour les différentes valeurs de tension du tube à rayons X et pour les différentes charges. Les points minimaux de chaque courbe montrent les points optimaux.

Les résultats obtenus sont représentatifs de ce qu'une procédure plus fine pour l'estimation des conditions optimales pourrait donner comme résultat. A partir de cet exemple, il est clair que l'obtention de 200 images

est une tâche qui nécessite beaucoup de temps. Dans le cas de notre mammographe numérique NOVATION de Siemens, un temps moyen de 1 min 10 secondes est nécessaire pour la prise d'un cliché. Par conséquent, pour 200 images, on aura besoin de 3h 53 min de temps d'acquisition (sans prendre en compte les temps morts entre chaque acquisition). En utilisant le modèle proposé, une image seulement pour chaque exposition sera utilisée ; s'y ajoutera une autre image pour la mesure de la résolution spatiale. De cette façon, 20+1 images seront nécessaires pour l'estimation de la qualité, ce qui nous amène à un temps de 24 min d'acquisition des images (gain d'un facteur de 10).

Par les résultats obtenus dans notre travail, nous avons contribué à établir le lien entre les caractéristiques physiques des détecteurs et la qualité clinique de l'image pour les conditions habituelles d'exposition. Ces résultats sont importants, puisque seul compte au final le jugement du radiologue interprétant les images, quelles que soient les performances du détecteur annoncées et mesurées dans des conditions de laboratoire. Toutefois, ce modèle, développé pour des détecteurs numériques à conversion directe, devra être complété pour pouvoir être utilisé avec des mammographes équipés d'un détecteur à conversion indirecte. Cela devrait pouvoir être facilement réalisé.

De plus, nous suggérons que notre modèle de création d'images virtuelles puisse être utilisé pour déterminer rapidement les conditions optimales en mammographie. Ce point est un aspect essentiel à considérer pour la radioprotection des patientes, particulièrement dans le cadre du dépistage de masse organisé, et qui est habituellement un processus expérimental long et fastidieux à mettre en œuvre.

Annexe A

DESCRIPTION D'UN MAMMOGRAPHE

DESCRIPTION D'UN MAMMOGRAPHE

Lors d'une mammographie, chaque sein est radiographié de face et de profil pour visualiser l'intégralité de la glande mammaire. Chaque sein est comprimé entre le détecteur du mammographe et une plaque transparente (palette de compression) pour réduire ainsi l'épaisseur que les rayons X traverseront (voir Figure 2, page 12 du chapitre I), réduire la dose glandulaire et la production de rayonnement diffusé. Cette compression étendra le tissu du sein en évitant ainsi la superposition des structures, et elle limitera aussi le mouvement qui pourrait brouiller l'image radiographique. Le but de la mammographie est de produire des images de haute résolution (pour une appréciation plus détaillé des microcalcifications) et hautement contrastées (pour une bonne détection des masses), de façon systématique, et en délivrant la plus petite dose de rayonnement possible.

Les mammographes ont suivi des améliorations technologiques dans les 2 dernières décennies. Ces améliorations concernent les générateurs, l'augmentation de la distance foyer-détecteur, l'amélioration de la compression, la diminution de la taille des foyers, le changement des matériaux de l'anode et de la filtration, et le développement des détecteurs (soit films ou détecteurs numériques)[27].

Actuellement, les appareils de mammographie comprennent notamment (voir Figure 3, page 13 du chapitre I):

- Un tube à rayons X qui délivre un faisceau de rayons X de basse énergie appropriée à l'examen du sein
- Une palette de compression
- Une grille anti-diffusante
- Un exposeur automatique
- Une distance foyer-détecteur au moins égale à 60 cm.

A.1. TUBE A RAYONS X

Les rayons X sont créés par la collision d'électrons sur des atomes de matière. De cette collision, l'énergie cinétique acquise par des électrons est convertie partiellement en photons d'une énergie spécifique (ondes électromagnétiques d'une longueur d'onde comprise approximativement entre 10 picomètres et 10 nanomètre (voir Figure 99). La quantité (***exposition***) et la qualité (***spectre***) de rayons X produits peuvent être contrôlées par la nature du couple anode-filtration et les paramètres électriques appliqués au tube à rayons X.

Un tube à rayons X est un convertisseur d'énergie. Il reçoit de l'énergie électrique pour la convertir en deux types d'énergie: rayonnement X (1%) et chaleur (99%). Les tubes de rayons X sont conçus et construits pour maximiser la production de rayons X et dissiper la chaleur le plus rapidement possible.

Un tube à rayons X est un tube à vide simple (diode) formé d'une **cathode** et d'une **anode**. La cathode (-), constituée d'un filament métallique, est chauffée par le passage d'un courant de quelques milliampères qui fournit des électrons par effet thermoélectronique qui sont ensuite accélérés par une différence de potentiel élevée de quelques dizaines de kilovolts appliquée entre la cathode et l'anode. Lors de l'arrivée de ces électrons sur l'anode(+), ceux-ci sont brutalement arrêtés avec comme conséquence une production

importante de chaleur qui devra être dissipée, mais aussi de rayons X. La Figure 100 montre le schéma d'un tube à rayons X à anode tournante. Ce type de tube possède une anode rotative de façon qu'une partie de l'anode ne soit irradiée que durant un court instant, ce qui facilite la dissipation de la chaleur. Finalement, la fenêtre de sortie du tube est en béryllium pour minimiser l'atténuation par l'enveloppe du tube.

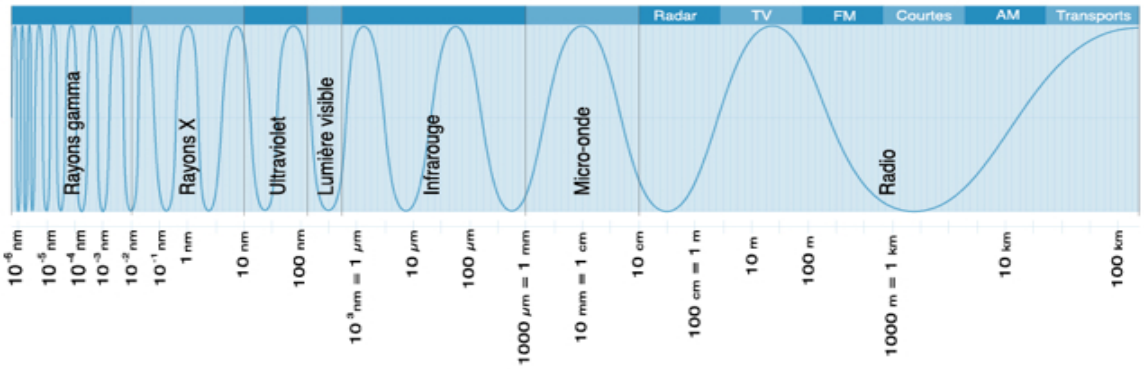


Figure 99: Le spectre électromagnétique des rayons X est compris approximativement entre 10 picomètres et 10 nanomètres, image disponible sur le site : http://astro-canada.ca/_fr/a3400.html

La génération de rayonnement X est réalisée en utilisant seulement une petite région de l'anode connue sur le nomme de ***foyer***. La dimension de ce foyer dépend du faisceau d'électrons qui arrivent sur l'anode et a normalement une valeur comprise entre 0.1 mm et 0,4 mm. Un petit foyer produira moins de flou géométrique comparé à un plus gros foyer qui présentera une meilleure capacité pour dissiper la chaleur.

L'énergie électrique fournie au tube à rayons X est créée par un générateur électrique. Les mammographes modernes sont équipés de générateurs à haute fréquence qui délivrent un faisceau de meilleure qualité avec un faible taux d'ondulation. De plus, grâce aux tensions presque constantes, les doses d'irradiation et les temps d'exposition sont moindres [73].

De façon générale, les trois principales quantités électriques utilisées pour contrôler la production de rayons X sont:

1. Tension de tube [kVp]
2. Courant électrique [mA]
3. Temps d'exposition [s]

La valeur de chaque paramètre sera sélectionnée selon l'épaisseur et la densité du sein, ainsi que les matériaux de l'anode et la filtration utilisés. Il doit exister un compromis entre la tension et le temps de pose. Pour des seins très denses, il faut utiliser des tensions plus élevées pour diminuer les temps de pose. Actuellement, des systèmes d'exposition avec sélection automatique de la tension en fonction de l'épaisseur et de la densité du sein sont disponibles.

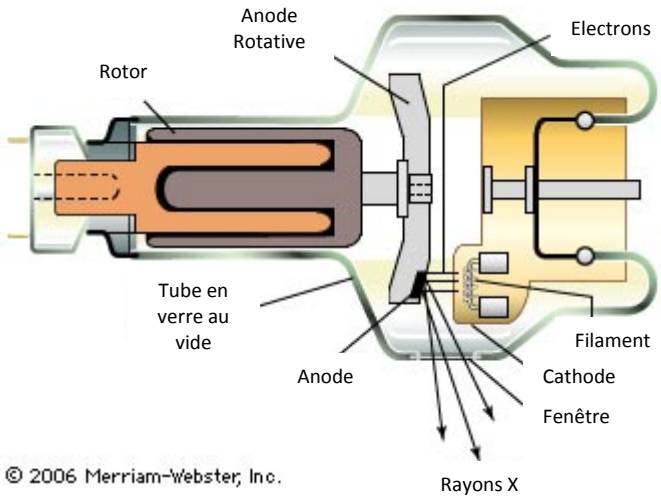


Figure 100: Schéma d'un tube à rayons X, image disponible sur le site : http://student.britannica.com/eb/art-66143

A.2. GENERATION DU SPECTRE DES RAYONS X

La génération des photons X produits résulte de deux phénomènes [44]:

- ***Rayonnement de freinage (Bremsstrahlung)*** : ce type de radiation est produit lors de la déviation d'un électron incident dans le champ électrique à proximité du noyau de l'atome cible (Figure 101). Cette déviation crée ainsi un photon X de freinage. Ce type de rayonnement est caractérisé pour une distribution continue qui devient plus intense et qui se déplace vers les hautes fréquences quand la tension cathode-anode devient plus élevée. Dans la Figure 101 il est montré le rayonnement continu dans une cible en tungstène pour 4 tensions cathode-anode différentes.
- ***Rayonnement X caractéristique*** : un spectre de raies caractéristiques du matériau composant l'anode. Lorsque l'électron incident ionise un atome de l'anode (Figure 102), un photon X est émis lors du réarrangement du cortège électronique. Le photon émis emporte l'énergie équivalente à la différence des énergies de liaisons (caractéristiques du matériau de l'anode) entre les couches électroniques ou se produit la transition. Le spectre de raies caractéristiques se superpose alors au spectre continu du rayonnement de freinage (Figure 102).

En mammographie le spectre RX doit être le plus monoénergétique de façon à obtenir un bon contraste entre les structures normales et pathologiques du sein, ces différences de contraste étant extrêmement subtiles. Cette mono-chromaticité est recherchée en filtrant les photons de basse et haute énergie du spectre de rayons X, c'est-à-dire, en utilisant un filtre de type passe-bande. La raison en est que les photons de basse énergie sont des photons qui seront absorbés par le sein et qui n'arriveront pas au détecteur, donc ils ne serviront pas pour la formation de l'image radiographique mais contribueront inutilement à l'irradiation. Les photons de haute énergie traverseront le sein sans donner beaucoup d'information clinique par manque de contraste.

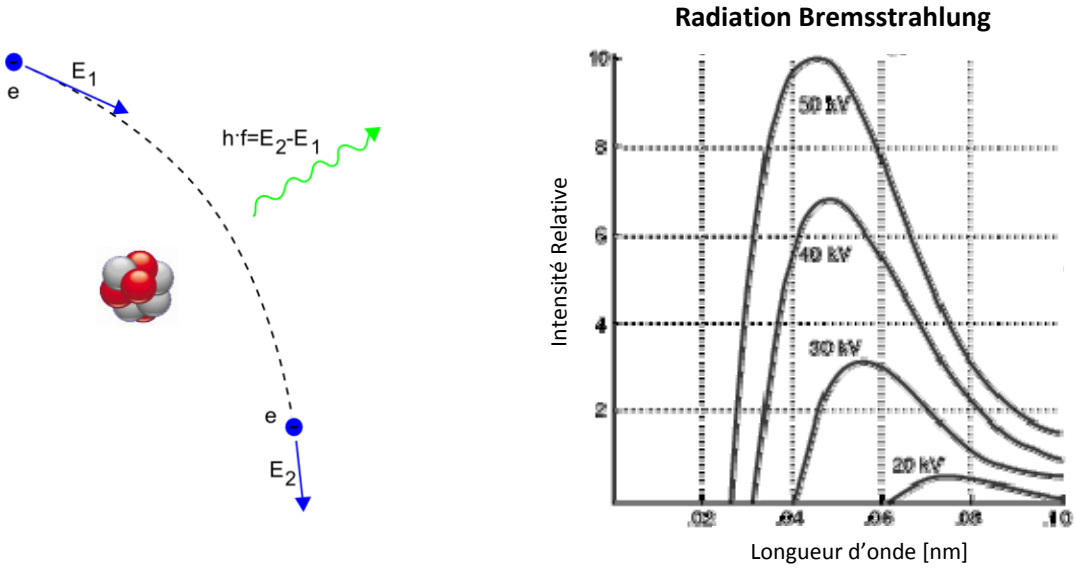


Figure 101: ***Gauche*** **Photon X produit par la déviation d'un électron lors de son passage près du noyau d'un atome. L'énergie du photon X dépend de la perte d'énergie de l'électron.** ***Droit*** **Spectre Bremsstrahlung pour une cible (anode) en tungstène produit pour 4 tensions cathode-anode différentes, image disponible sur le site: http://hyperphysics.phy-astr.gsu.edu/Hbase/quantum/xrayc.html#c2**

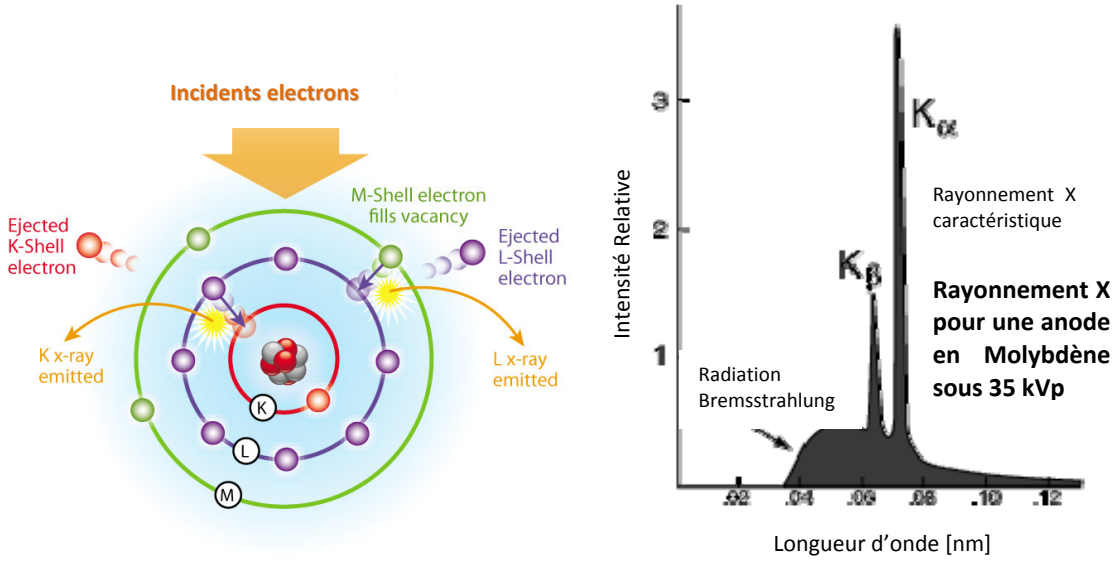


Figure 102: ***Gauche*** **Photon X produit lors du réarrangement du cortège électronique suivant une ionisation. L'énergie du photon X dépend de la différence d'énergie entre les deux couches électroniques.** ***Droit*** **Spectre de rayonnement de freinage (Bremsstrahlung) plus le rayonnement caractéristique d'un tube avec une anode en molybdène pour une tension de tube de 35 kVp, image disponible sur le site : http://hyperphysics.phy-astr.gsu.edu/Hbase/quantum/xrayc.html#c2**

La filtration de type passe-haut est réalisée en plaçant une épaisseur d'un certain matériau (normalement des métaux rares) à la sortie du tube à rayons X. L'atténuation du rayonnement X se produira par l'effet

photoélectrique, et peut être modélisée pour chaque énergie (longueur d'onde du rayonnement) à partir de l'équation :

$$u = C\ Z^3 \lambda^3$$

Avec :

u : le coefficient linéaire d'atténuation, c'est-à-dire le coefficient d'atténuation en fonction de la nature du matériau, de l'énergie du faisceau et de l'épaisseur traversée.

Z : le numéro atomique de la cible (anode)

λ : longueur d'onde du rayonnement

C : couche électronique mise en jeu ; Pour un filtre en Molybdène, le rayonnement d'énergie juste supérieure à la discontinuité entre les couches K et L sont fortement atténués. Pour les énergies justes au-dessous de cette discontinuité, l'atténuation est faible pour augmenter à mesure que l'énergie diminue. Le filtre favorise donc les énergies situées immédiatement au-dessous de la discontinuité et élimine plus les énergies qui s'en éloignent. Cette filtration renforce la contribution du spectre de raies produit. Un exemple est donné dans la Figure 4, page 14 du chapitre I par une cible (anode) en Mo et un filtre en Mo de 30 µm d'épaisseur. La tension entre l'anode et la cathode est fixée à 28 kVp. Les tubes puissants permettent de diminuer les temps de pose. Mais un débit insuffisant a des effets sur la qualité de l'image puisque cela nécessite d'augmenter les kilovolts ce qui diminue le contraste. Puis pour les seins épais, l'utilisation d'anodes rhodium ou tungstène avec des filtrations adéquates permet de diminuer la dose d'irradiation tout en maintenant la qualité de l'image.

A.3. LE TEMPS D'EXPOSITION

Le temps d'exposition ne doit pas dépasser 2 secondes, idéalement il doit être inferieur à 1 seconde pour réduire les artéfacts de mouvement.

A.4. LES DIMENSIONS DU FOYER ET LA GEOMETRIE

La petite surface ou les électrons frappent l'anode pour former des rayons X est appelée foyer (voir Figure 103). La taille et la forme de ce foyer, en combinaison avec les distances foyer-sein et sein-récepteur, déterminent le flou géométrique et par là, la résolution spatiale.

Pour pouvoir différencier de petites microcalcifications situées proche l'une de l'autre, il faut une taille de foyer (< ou = à 0.3 mm nominal), une distance sein-récepteur d'image minimales, et une distance focale minimale supérieure à 60 cm (voir Figure 104). Cette dernière distance réduira le flou géométrique. Une distance focale longue diminue le flou géométrique et la dose d'irradiation au sein mais si on augmente trop la distance focale, on allonge le temps de pose sans améliorer la qualité finale à cause de la résolution limitée du détecteur et du risque de flou cinétique.

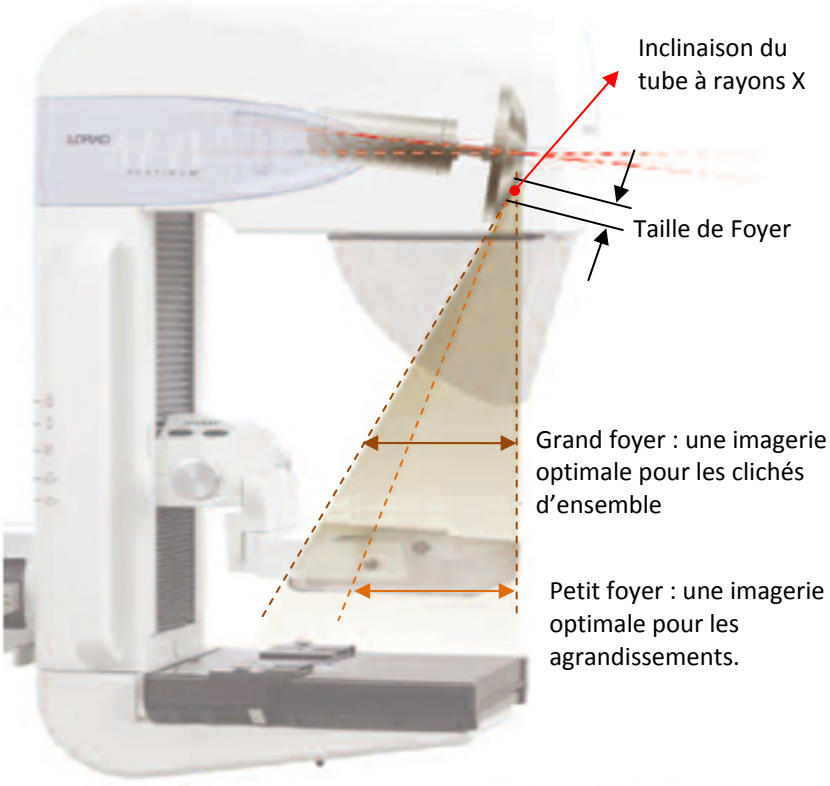


Figure 103: Sélection de la taille de foyer en fonction de la sélection des clichés d'ensemble ou des agrandissements.

Le foyer du tube doit être positionné de telle manière que les rayons X qui atteignent le rebord du support du détecteur soient les plus perpendiculaires possible à celui-ci pour être tangents à la paroi thoracique (voir Figure 103). Cette position du tube donne un effet connu sur le nom *d'effet talon de l'anode* qui est utilisé pour avoir un faisceau dont l'intensité est maximale vers la paroi thoracique où le sein est le plus épais (voir Figure 104).

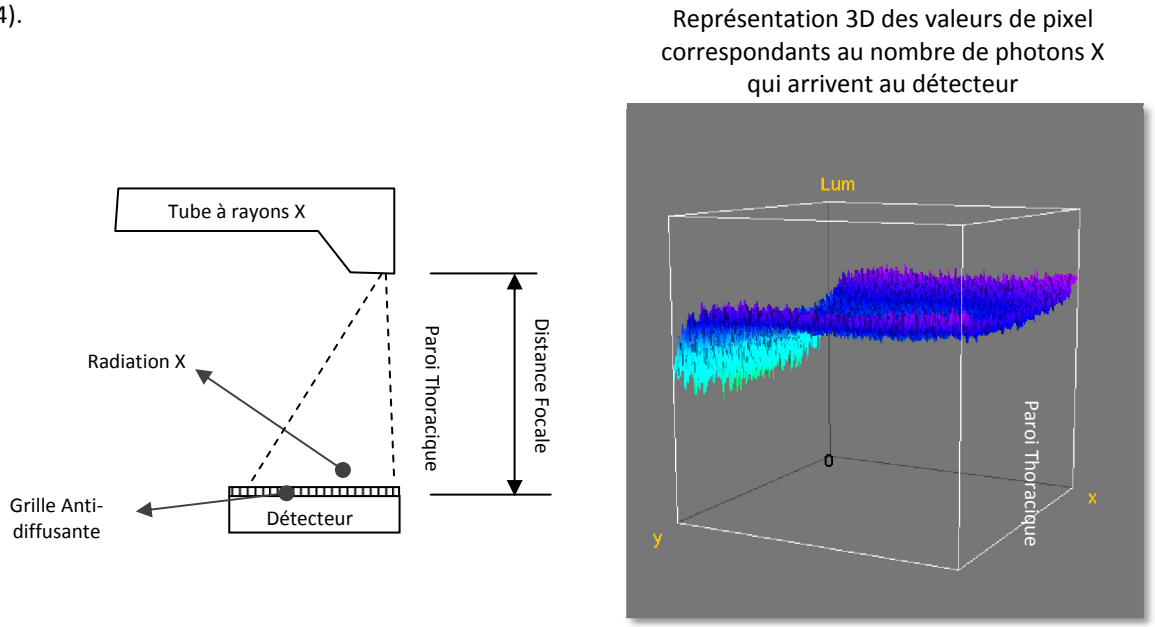


Figure 104: Effet Talon produit pour l'inclinaison de tube à rayons X qui a pour but de générer une radiation tangente à la paroi thoracique.

A.5. LA COMPRESSION

Le diffusé dû à l'épaisseur du sein joue un rôle crucial en diminuant le contraste dans l'image. Il augmente avec l'épaisseur jusqu'à devenir aussi important que le rayonnement primaire. Avec un diffusé de 50%, le contraste final n'est que de 30 à 50% du contraste maximum primaire.

Donc, la compression du sein est nécessaire pour différentes raisons:

- Réduire le rayonnement diffusé qui diminue le contraste.
- Immobiliser le sein et de ce fait réduire le flou de mouvement.
- Situer les structures du sein plus près du récepteur et réduire ainsi l'agrandissement donc le flou géométrique.
- Uniformiser l'épaisseur du sein et donc obtenir un noircissement radiographique qui sera peu différent entre le mamelon et la paroi thoracique.
- Un étalement des tissus du sein permettant une identification plus facile des structures suspects en limitant les superpositions
- Une réduction de la dose absorbée.

La compression est assurée par un mécanisme motorisé avec réglage de la pression maximale exercée pendant la mise en place du sein. La commande de la compression doit être précise et aisée. Pour permettre de libérer les mains du manipulateur pour étaler et positionner le sein une télécommande au pied de la compression est utilisée.

La palette de compression doit être transparente au rayonnement X et à la lumière pour le positionnement du sein. Simultanément elle doit être rigide et ne pas se déformer sous la compression et elle doit rester parallèle au plan du détecteur.

L'épaisseur du sein doit être réduite autant que possible, mais sans que la pression exercée devienne pénible à supporter: La variation d'épaisseur est rapide en début de compression et elle diminue lorsque l'on approche du maximum. Donc, la compression devra être arrêtée lorsque la progression devient faible.

En général, la compression améliore la qualité d'image et réduit la dose.

A.6. L'AGRANDISSEMENT

La mammographie d'agrandissement s'utilise quand une zone spécifique du sein doit être examinée avec plus de détail. Lors d'une mammographie d'agrandissement, le sein est posé sur un plateau éloigné du détecteur et une compression est réalisée sur la zone intéressée. Un petit foyer est sélectionné et la grille anti-diffusion est enlevée.

L'agrandissement géométrique est une méthode indispensable. Il permet d'obtenir un échantillonnage deux fois plus fin que celle du détecteur dans le plan de l'objet. De cette façon, les microcalcifications sont plus

facilement analysées, alors que la résolution du détecteur reste identique ; ainsi le rapport résolution géométrique/résolution du film est amélioré. Le temps de pose augmente parce que le petit foyer est moins puissant.

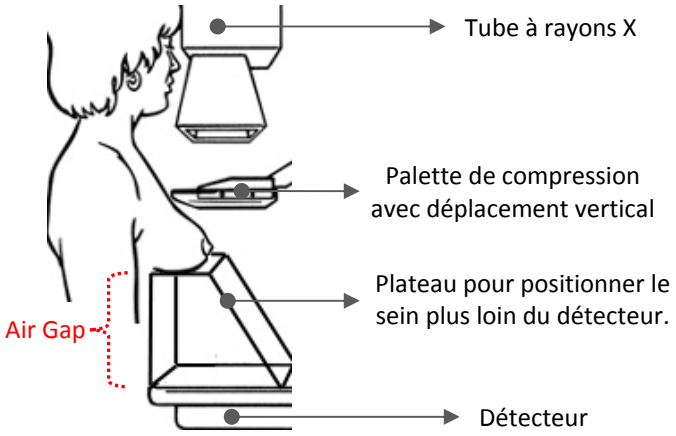


Figure 105: Positionnement du patient pour la prise d'une mammographie d'agrandissement.

Le rejet du diffusé est assurée par l'espace d'air (« air gap » en anglais) (voir Figure 105) permettant ainsi d'éviter l'utilisation d'une grille anti-diffusante (voir au-dessous). Cette anti-diffusion devient plus efficace quand le volume à irradier diminue. Pour cela, le champ à irradier est réduit par un localisateur.

L'irradiation en agrandissement géométrique malgré la proximité du foyer est légèrement réduite, car la grille anti-diffusante est supprimée (*coefficient de Bucky*, voir section suivante) et le champ irradié est de plus faibles dimensions.

A.7. LA GRILLE ANTI-DIFFUSANTE

La grille anti-diffusante (inventée par BUCKY) permet d'arrêter sélectivement une partie du rayonnement diffusé généré par l'effet Compton lors du passage des rayons X dans le sein. Le rôle unique de la grille est d'améliorer le contraste de l'image radiographique. Les grilles de mammographie sont conçues pour les rayons X de 25 à 35 kV.

Le fonctionnement de la grille anti-diffusante est basé sur la sélection du rayonnement diffusé par la direction de rayons X. La grille permet de sélectionner le rayonnement primaire par sa direction en arrêtant les rayons de directions différentes. Elle est composée de fines lamelles de plomb séparées par un milieu transparent aux rayons X. Le faisceau primaire, porteur de l'image radiante, passe entre les lames de la grille, tandis que le rayonnement diffusé, de direction différente, est arrêté par les lamelles. Normalement les grilles sont focalisées à une distance d'utilisation fixée entre 55 et 65 cm et elles ont une épaisseur inferieure à 3 mm.

La présence d'une grille améliore la qualité d'image mais multiplie la dose par un facteur de 2 à 3. Elle pourrait n'est pas être utilisée pour les seins minces et adipeux et dans les techniques d'agrandissement géométrique. Dans ce dernier cas, l'élimination du diffusé se fait grâce à l'air gap qui peut éliminer jusqu'à 75% des photons diffusés.

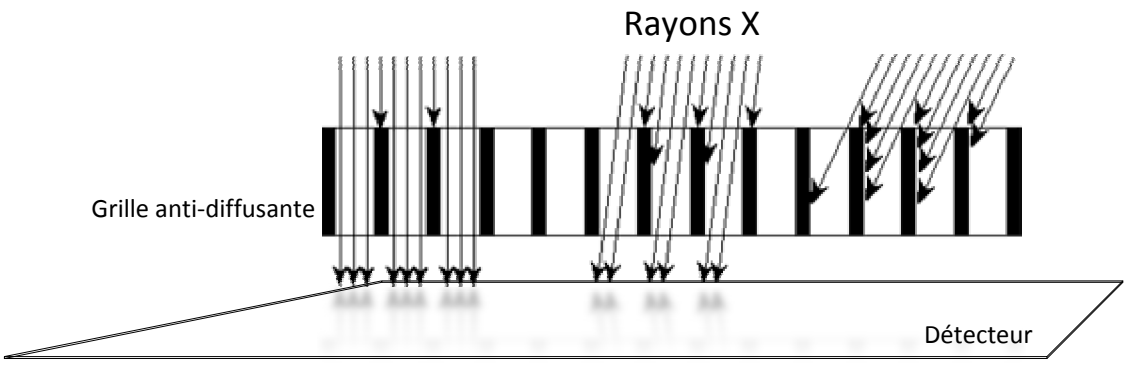


Figure 106: Grille anti-diffusante.

Actuellement ils existent différents types de grilles anti-diffusantes [28, 74].

- ***Les grilles mobiles (système Potter-Bucky).*** - Elles se déplacent transversalement pendant le temps de pose de sorte que l'opacité des lames est effacée (dans certains cas, on peut rencontrer un déplacement alternatif sinusoïdal).
- ***Les grilles alvéolaires-*** Ce type de grille contient des lames en forme d'alvéoles. Son efficacité par rapport aux grilles classiques reste encore à établir.

La performance des grilles est évaluée en utilisant deux facteurs principaux:

- Facteur de *Bucky*
- Sélectivité

A.7.1. FACTEUR DE *BUCKY*

Le facteur de *Bucky* est la relation entre le courant-temps (mAs) qu'il faut appliquer au tube à rayons X avec une tension de tube constante, pour avoir le même noircissement dans une région spécifique avant et après l'utilisation de la grille anti-diffusante.

$$B = \frac{mAs\ avec\ la\ grille}{mAs\ sans\ grille}$$

Ce facteur doit être élevé, sans dépasser une valeur de 3 (critère établie par l'AFSSAPS (Agence Française de Sécurité Sanitaire des Produits de Santé) pour limiter le rayonnement reçu par le patient).

A.7.2. SELECTIVITE

La sélectivité est la relation entre le pourcentage de rayonnement direct et le pourcentage de rayonnement diffusé que la grille anti-diffusante laisse passer.

$$Selectivité = \frac{\%\ de\ rayonnement\ direct}{\%\ de\ rayonnement\ diffusé}$$

A.8. L'EXPOSEUR AUTOMATIQUE

Les systèmes d'exposition automatique sont conçus pour que soit produite automatiquement la dose d'exposition nécessaire à une mammographie de noircissement acceptable et constant. Plusieurs concepts sont utilisés, dans les systèmes le plus récents, une exposition de quelque microsecondes est réalisée avant le cliché proprement dit pour déterminer la composition du sein, et y adapter le couple anode/filtre le plus approprié, ainsi que la tension et la charge du tube à rayons X. Les exposeurs automatiques permettent d'obtenir une densité optique constante quel que soit l'épaisseur et la densité du sein et la tension utilisée.

Ce système d'exposition automatique est un élément crucial du mammographe.

A.9. RECEPTEURS D'IMAGE

Les récepteurs basés sur le couple écran-film ont été les détecteurs de référence utilisés en mammographie conventionnelle. Mais, les nouveaux développements technologiques en matière de détecteurs et d'ordinateurs ont altéré le parcours de la mammographie en introduisant les détecteurs numériques [8, 29-31, 75]. Actuellement les détecteurs utilisés en mammographie sont classés principalement en deux catégories: Couples écran-film et détecteurs numériques. De ces derniers, ils existent des détecteurs qui effectuent une conversion directe (détection de quanta et numérisation en une seule étape) et des détecteurs qui réalisent une conversion indirecte (détection de quanta et numérisation réalisées en deux étapes). La Figure 5, page 15 du chapitre I, montre une classification des différents détecteurs et technologies utilisés en mammographie [29]. Même si ce travail de thèse est focalisé sur les détecteurs plans Plein Champ à Conversion Directe, une brève description de chaque technologie est donnée ci-après.

A.9.1. COUPLE ECRAN-FILM

Les couples écran-film ont été les détecteurs référence utilisés en mammographie conventionnelle. Ils sont constitués d'un film argentique monocouche et d'un écran photo-luminescent (gadolinium oxysulfure, Gd_2O_2S) ayant la propriété d'émettre de la lumière lorsqu'il est irradié par des rayons X. Cette lumière est la responsable de l'exposition du film argentique. Quand les photons X sont absorbés, la lumière générée par l'écran photo-luminescent illumine le film avec un nuage de photons lumineux qui expose le film. Donc, plus l'écran est épais, plus les rayons X sont capturés pour former l'image ce qui se traduit par une meilleure efficacité d'utilisation de dose. Mais, un écran plus épais présente l'inconvénient de générer plus de diffusion des photons lumineux ce qui dégrade la résolution spatiale du système, même si la sensibilité augmente [8, 76]. Pour cette raison la relation entre la dose de radiation et la qualité de l'image doit être optimisée pour une application clinique spécifique.

Les limites du couple écran-film sont :

- Une faible latitude d'exposition (voir Figure 107).

- La granularité du film rend le film plus ou mois sensible en variant la résolution spatiale. Plus le grain est fin, moins l'émulsion est sensible. Inversement, plus le grain est grand, plus l'émulsion est sensible mais ceci s'accompagne d'une perte de résolution spatiale.
- Le temps de développement, les difficultés de stockage et de transmission constituent également une limitation.

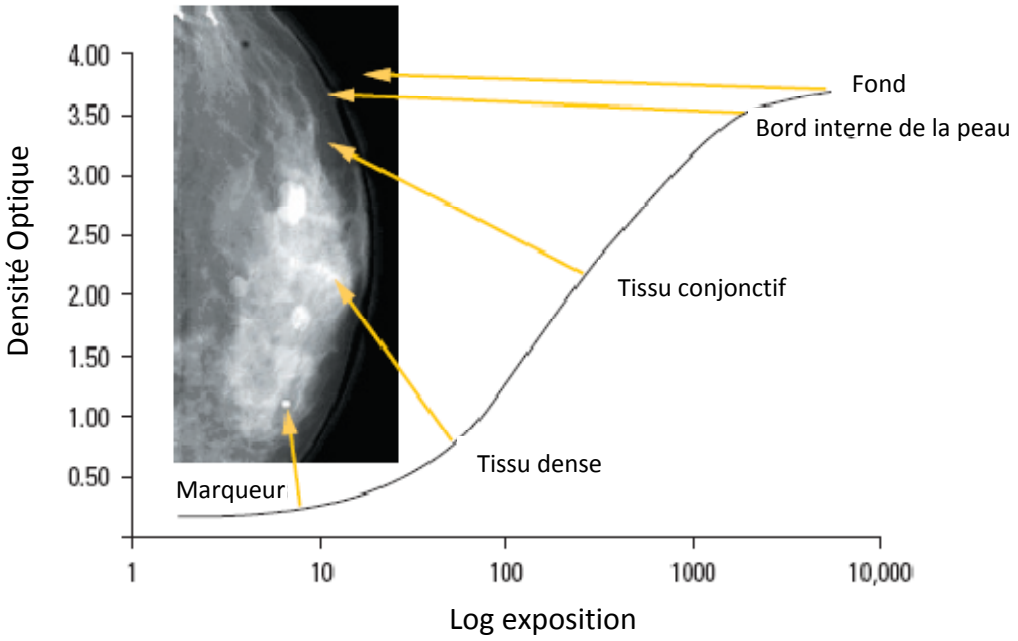


Figure 107: Relation entre le logarithme de l'exposition et la densité optique, d'une couple écran-film utilisé en mammographie [8].

A.9.2. MAMMOGRAPHIE NUMÉRIQUE

La mammographie numérique commence à remplacer aujourd'hui le couple écran-film en utilisant des capteurs numériques qui transforment les photons X en signaux électriques pour former ainsi des images numériques présentant certains avantages sur le couples-écran film. Ces avantages et inconvénients sont décrits dans la section 1.1.2, page 15 du chapitre I.

NUMERISATION SECONDAIRE

La numérisation secondaire est basée sur l'utilisation des écrans radio luminescents à mémoire (ERLM). Cette technique est décrite dans la section 1.1.2, page 17 du chapitre I. La Figure 108 montre le principe de fonctionnement de cette technique.

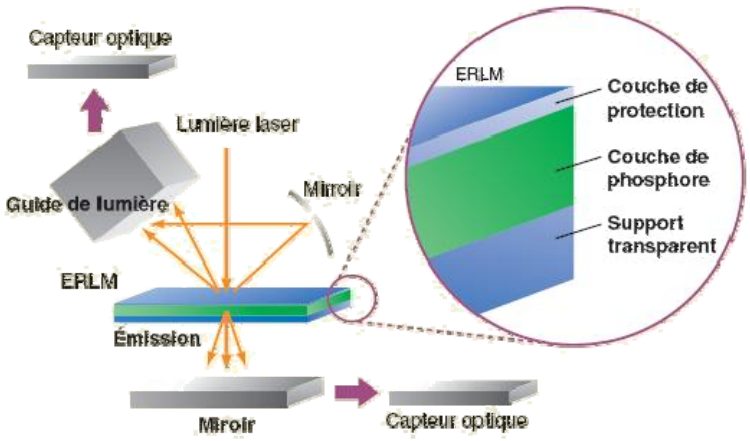


Figure 108: Principe de la lecture simultanée des deux côtes de l'écran phosphore en utilisant un support transparent (D'après R. A. Uzenoff, Fuji Medical Systems USA).

NUMERISATION DIRECTE

Dans les capteurs dédiés, deux types de détecteurs existent: le détecteur plein champ et les systèmes à balayage. La différence entre ces deux est la façon dans laquelle le sein est exposé aux rayons X. Les détecteurs pleins champs sont de détecteurs qui permettent d'avoir une image entière en une seule exposition. Sa construction est faite à partir d'une matrice de transistors TFT (conversion directe et indirecte) ou CCD (conversion indirecte) qui fournit des signaux électriques pour construire une image numérique. Un exemple d'une matrice TFT est donné dans la Figure 109. En mammographie conventionnelle, deux tailles de clichés sont utilisées. Les cassettes film-écran existent en deux dimensions : 18 x 24 cm et 24 x 30cm. La logique utilisée pour la sélection de ces dimensions a été la distribution de la taille des seins comprimés. En mammographie numérique les dimensions du détecteur doivent permettre de radiographier les seins de grande taille sans nécessiter plusieurs expositions.

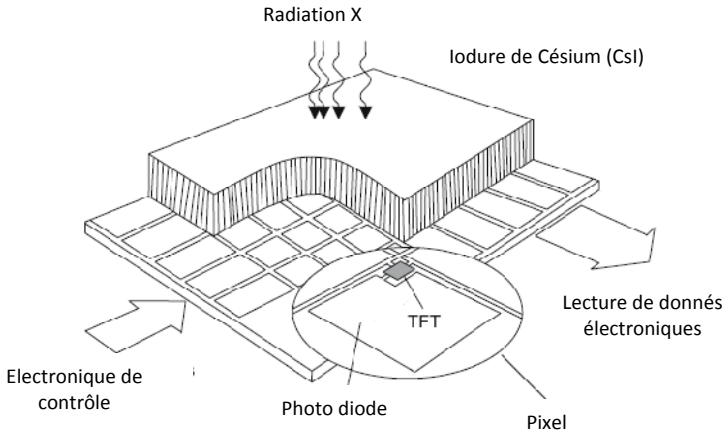


Figure 109: Schéma d'une détecteur plein champ au conversion indirecte basé sur en Césium iodée (CsI) avec une matrice active en silicium [30].

Dans un système à balayage, le sein est exposé à un faisceau de rayons X en éventail fortement collimaté qui se déplace d'un côté à l'autre du détecteur en balayant toute la surface [77] (voir Figure 110). Avec cette géométrie, seulement une fraction du faisceau total des rayons X est utilisé ce qui produit une charge du tube à rayons X extrêmement élevée. Pour cette raison, ce type de système est équipé avec une anode en tungstène ayant une grande capacité calorifique. Un des avantages de ce type de systèmes est dû aux caractéristiques du faisceau collimaté permettant de ne pas utiliser de grille anti-diffusante, ce qui permet de réduire la dose d'exposition à la patiente. Actuellement deux types de système à balayage existent commercialement. Ceux qui utilisent un détecteur à conversion indirecte (Fischer Imaging SenoScan) et ceux avec un système de conversion directe (Sectra MicroDose Mammography) associé à un compteur de photons.

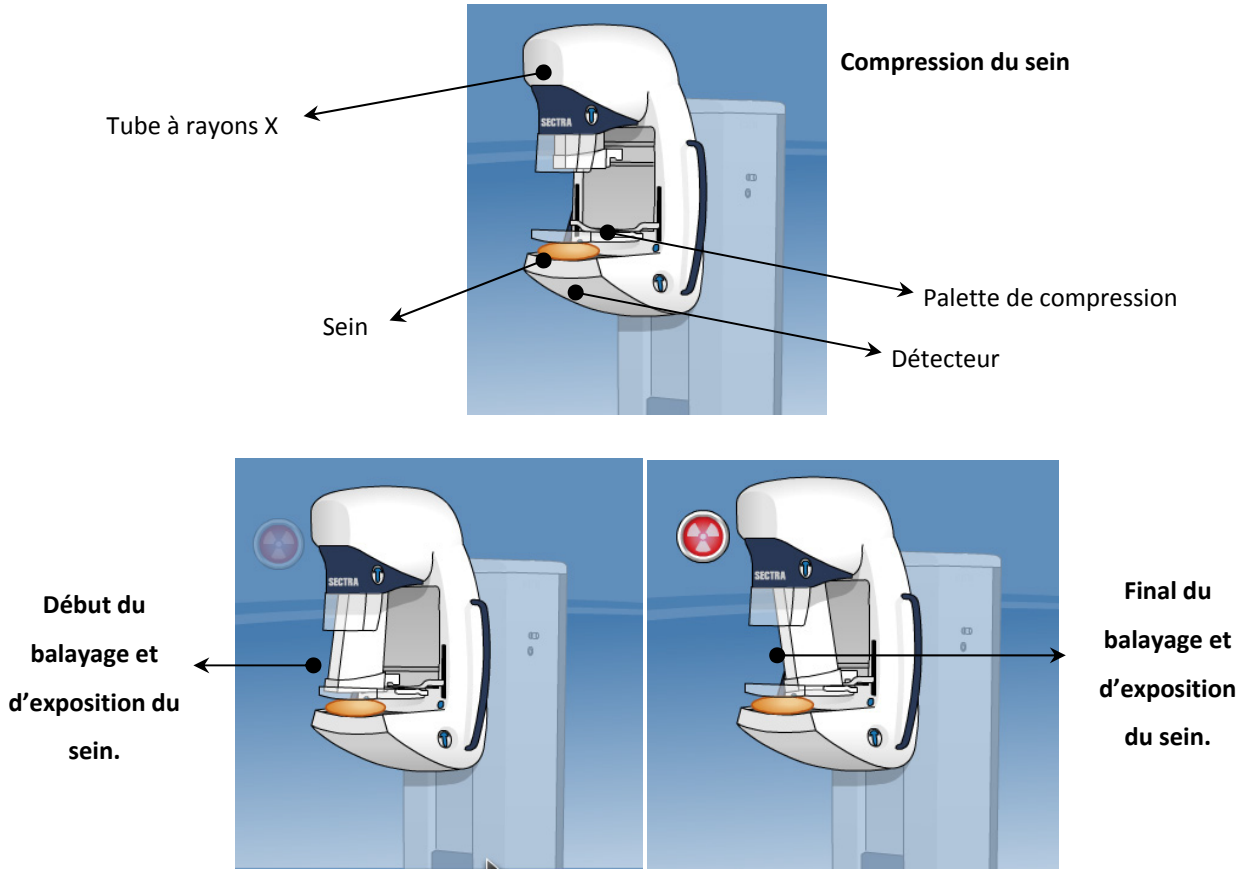


Figure 110: Principe de fonctionnement d'un système à balayage qui utilise un faisceau de rayons X éventail fortement collimaté. Le faisceau balaye d'un côté à l'autre la surface du détecteur pour obtenir ainsi une image mammographique complète (D'après Sectra Medical Systems).

Annexe B

METHODES DE MESURE DE LA MTF

METHODES DE MESURE DE LA MTF

B.1. LA FONCTION REPONSE A UN SIGNAL PERIODIQUE CARRE

Ce type de mesure est basé sur l'utilisation d'une mire comme celles de la Figure 111. Des groupes de paires de lignes avec différentes résolutions spatiales (paires de lignes par millimètre, pl/mm) sont inclus dans la mire. Cette mire est placée directement sur le détecteur et peut être mise parallèlement à l'axe de l'alignement des pixels ou à 45° lors de la prise du cliché.

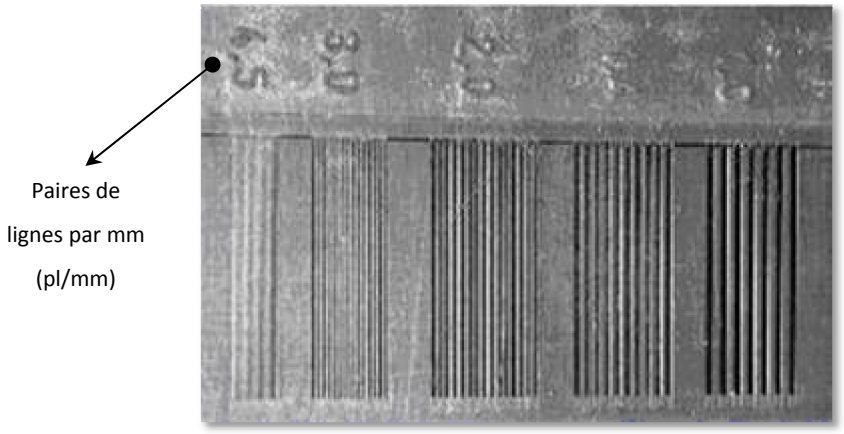


Figure 111: Mire avec une modèle à barres utilisée pour estimer la fonction de la réponse à un signal périodique carré.

A partir de l'image obtenue de la mire, la réponse sinusoïdale est estimé par [44]):

$$M(u) = \frac{\pi}{4}\left[M'(u) + \frac{1}{3}M'(3u) - \frac{1}{5}M'(5u) + \cdots\right] \quad (39)$$

Où :

u : Fréquence

$M(u)$: est la réponse sinusoïdale à la fréquence u

$M'(u)$: est le signal périodique carré.

A partir de la réponse sinusoïdale, il est possible de déterminer la fonction de transfert de modulation en estimant les amplitudes obtenues d'un système idéal et du système réel. Imaginons une mire où les traits se resserreraient de plus en plus. L'image de cette mire obtenue par un système idéal, sans perte de résolution spatiale, ressemblerait à celle de la Figure 112-a. L'image de cette même mire prise avec un système réel qui présente une perte de résolution spatiale, est représentée sur la Figure 112-b. Finalement, la fonction de transfert de modulation sera obtenue à partir du rapport des amplitudes du signal pour chaque fréquence mesurées suivant les profils représentés (voir Figure 112-c).

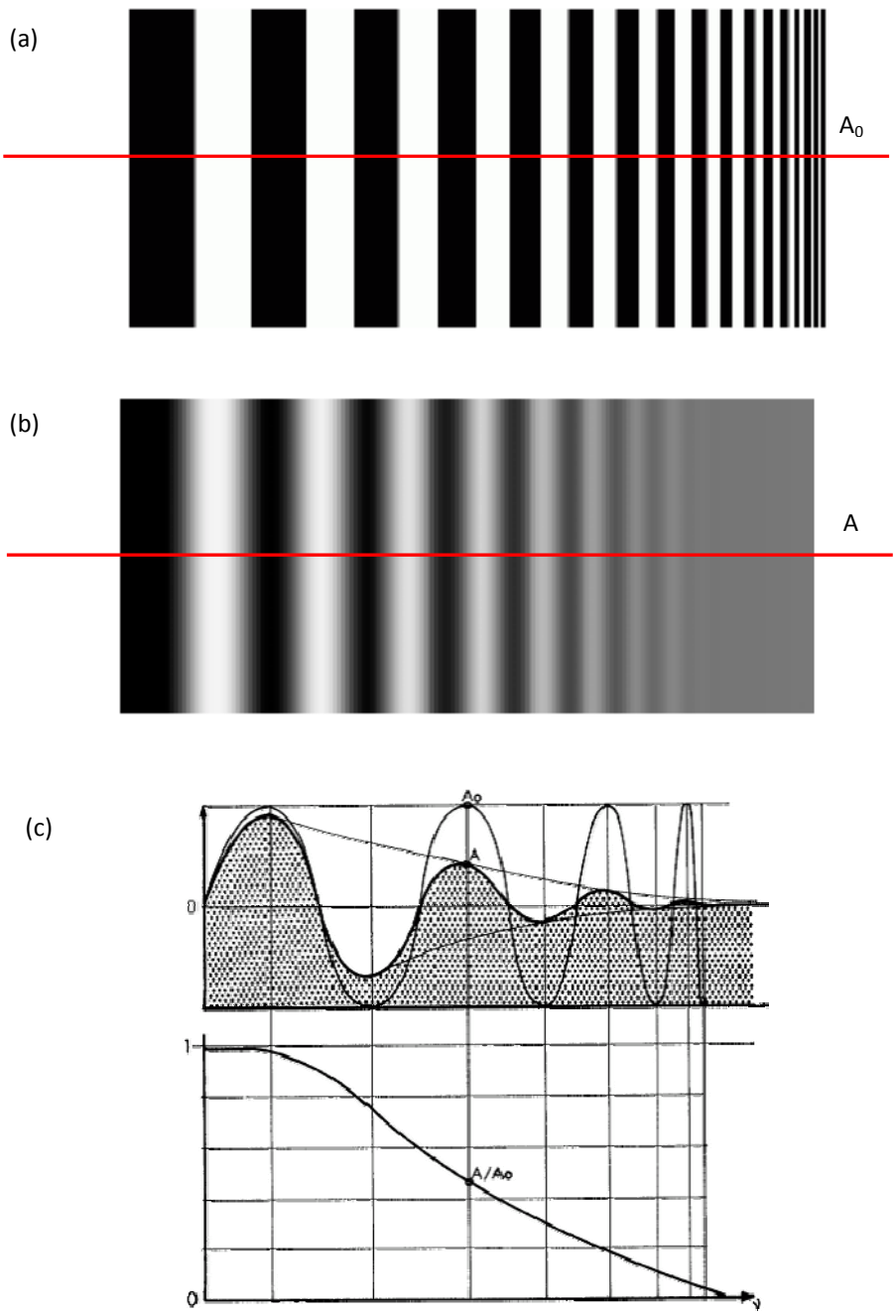


Figure 112: ***a)*** **Image obtenue par un système idéal où il n'y a pas de perte de résolution spatiale.** ***b)*** **Image obtenue par un système réel qui présente une perte de résolution spatiale.** ***c)*** MTF **obtenue de la relation des deux profils.**

L'avantage que présente cette méthode est :

- Implémentation simple et rapide.

Les Inconvénients:

- Difficile de déterminer l'amplitude correcte sur l'image numérique. (Avec le bruit de l'image, il est difficile de déterminer l'amplitude de chaque trait arrondi du modèle de mire.)

- L'utilisation de la conversion requiert des harmoniques. (Normalement il n'y a pas assez d'harmoniques pour chaque fréquence dans le modèle de barres)
- Le nombre limité de fréquences incluses dans la mire ne permet pas d'avoir une réponse fréquentielle très précise.

En conclusion, cette méthode n'est pas recommandée pour faire une détermination précise de la MTF. Même si elle est rapide et simple à réaliser, elle présente une précision faible, elle est sensible au bruit et elle donne un échantillonnage grossier.

B.2. METHODE DE LA FENTE

La méthode de la fente est basée sur la mesure de la fonction de dispersion linéaire (LSF, Line Spread Function) du système, à partir de laquelle la fonction de transfert de modulation est estimée *via* une transformation de Fourier [3, 31, 78].

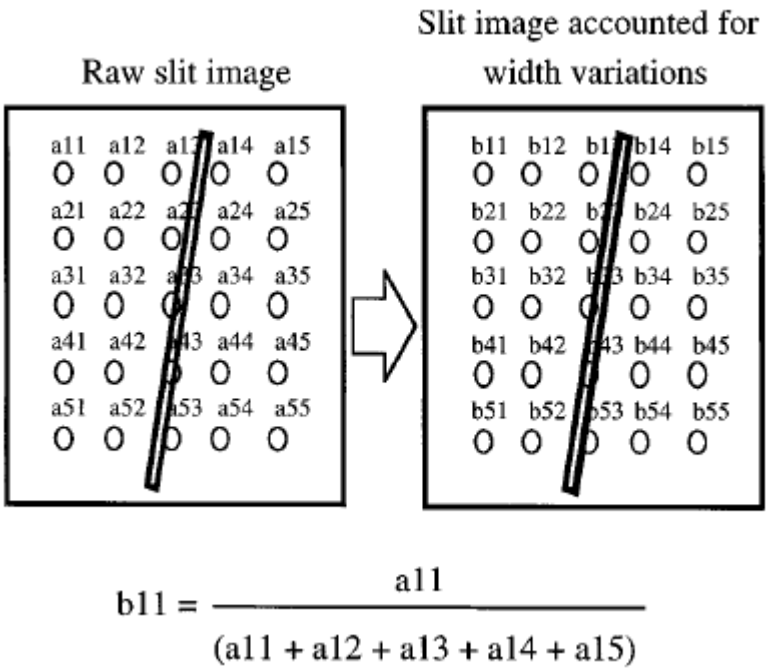


Figure 113: Méthode utilisée pour rendre plus uniforme la grosseur de la fente sur l'image acquise [31, 78] .

La fonction de dispersion linéaire est obtenue en utilisant une mire en tantale de 1.5 mm d'épaisseur qui contient une fente de 10 µm (±1 µm) de largeur. La fente est inclinée d'un angle inférieur à 4° par rapport à l'alignement des pixels du détecteur (figure 114). Puis, une plaque de plomb d'une épaisseur de 0.5cm est placée tout autour de la mire.

Étape 1 : L'image obtenue de la mire doit être corrigée tout au long du bord de la fente pour supprimer les variations d'épaisseur. Pour cela, une normalisation est réalisée. Cette normalisation est effectuée en divisant

les valeurs de chaque pixel par la somme des valeurs de tous les pixels de la ligne ou se trouve le pixel original (voir Figure 113).

Étape 2 : Une fois l'image normalisée, une fonction de dispersion linéaire sur-échantillonnée est générée en utilisant les valeurs des pixels de certaines lignes consécutives. La procédure de création de la LSF sur-échantillonnée est la suivante:

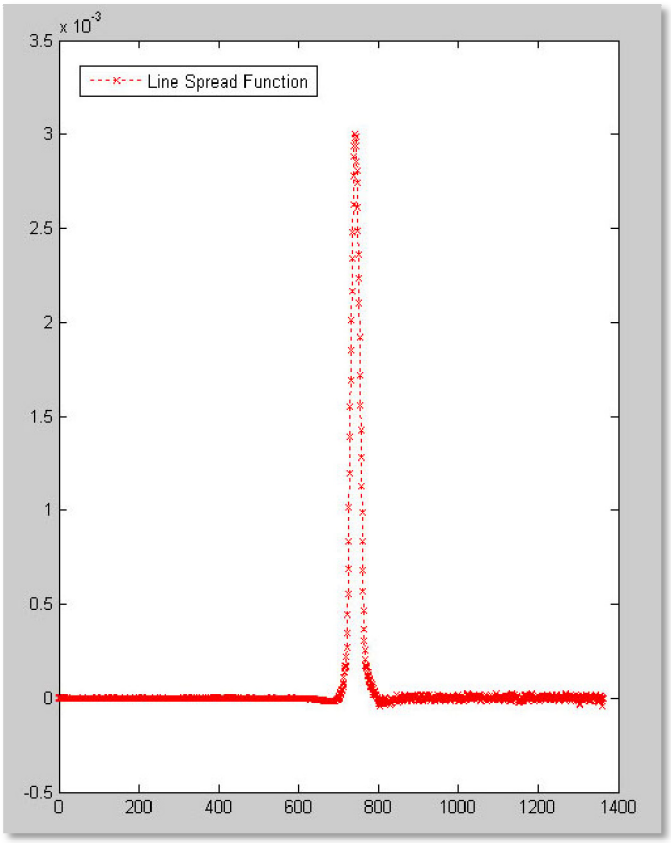


Figure 114: Fonction de dispersion linéaire sur-échantillonnée (LSF, Line Spread Fonction) obtenue à partir de l'image d'une mire de fente.

- la valeur du premier pixel de la première ligne correspond au premier point de la LSF sur-échantillonnée, le premier pixel de la deuxième ligne correspond au deuxième point, *etc*. Le premier pixel de la $N^{ième}$ ligne sera le $N^{ième}$ point. Cette procédure est répétée pour tous les pixels des *N* lignes. La valeur du deuxième pixel de la première ligne est le $(N+1)^{ième}$ point, le deuxième pixel de la deuxième ligne sera le $(N+2)^{ième}$ point, *etc*. Ainsi, comme illustré sur la Figure 113, la LSF sur-échantillonnée sera formée par les points $[1, 2, 3, \dots, N, N+1, N+2, \dots, 2N, \dots, LN]$.

Le nombre de lignes *N* nécessaire pour que le bord passe d'une colonne de pixels à une autre est calculé à partir de l'inclinaison du bord ($N = 1 / tan(\alpha)$). Et il faut remarquer que la distance entre les points de la LSF sur-échantillonnée est constante et égale à la valeur $\Delta x/N$, où Δx est la distance entre les pixels de l'image originale.

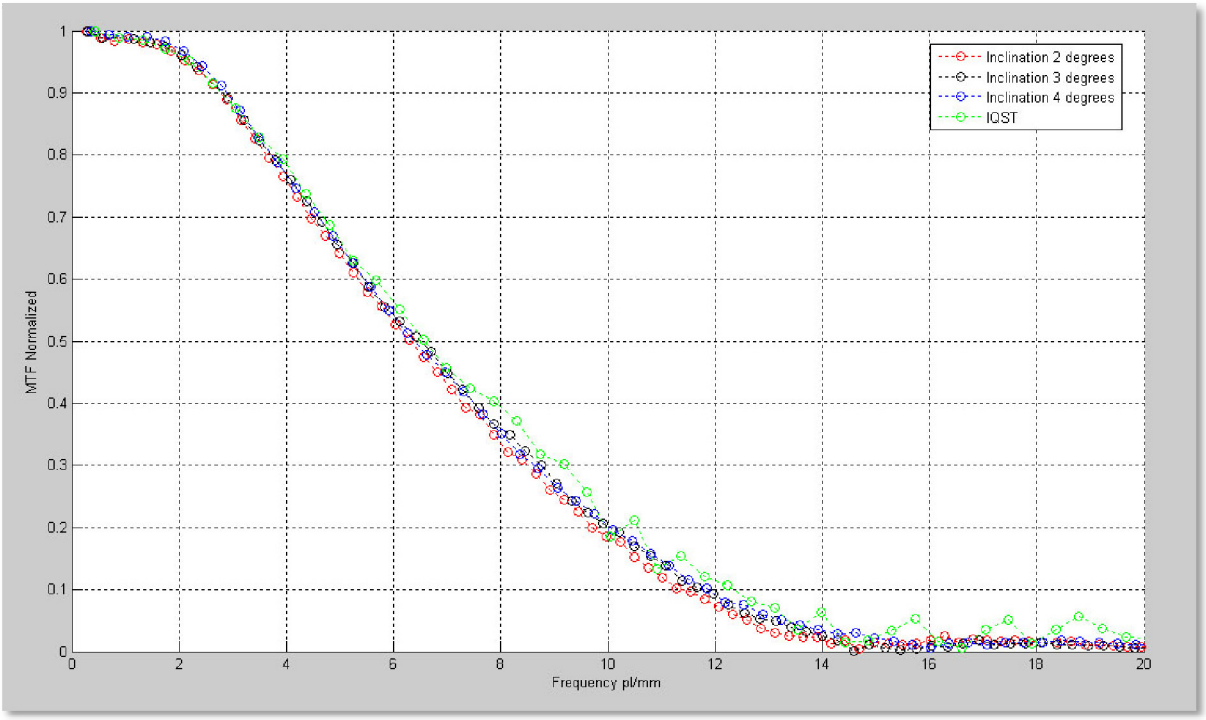


Figure 115: MTF obtenues pour différentes inclinaisons de la fente. Le courbe de référence (IQST) est obtenue en utilisant le fantôme IQST (fantôme utilisé pour estimer la MTF et DQE d'un mammographe est développé par l'entreprise GE Medical Systems). Pour cela, la méthode du bord décrit dans la section 2.2.1 du chapitre II a été utilisée.

Les avantages que cette méthode présente sont:

- Précision élevée, particulièrement à fréquences élevées.
- Méthode établie.

Les inconvénients:

- Alignement précis nécessaire
- Besoin de multiples acquisitions dues à la susceptibilité de la méthode au bruit.

Annexe C

DEFINITION DE LA DQE

EFFICACITE DE DETECTION DE QUANTA (DQE)

Le paramètre principal largement utilisé pour comparer les performances des différents détecteurs actuellement disponibles sur le marché est l'efficacité quantique de détection (DQE, Detective Quantum Efficiency). L'une de ces interprétations est la mesure du pourcentage des photons X qui arrivent sur le détecteur et qui sont utilisés par celui-ci pour former l'image [42]. Une autre définition est donnée comme une mesure de la qualité du transfert du rapport signal à bruit entre l'entrée et la sortie du détecteur [42-44] au carré, voir équation (3) et Figure 15, page 28 du chapitre I.

$$DQE(f) = \left(\frac{SNR(f)_{out}}{SNR(f)_{in}}\right)^2$$

C.1. RAPPORT SIGNAL SUR BRUIT A LA SORTIE

De l'équation (3), le rapport signal à bruit à la sortie peut être déterminé par l'équation (40) [44]:

$$Signal(f)_{out} = q_o\, T(f)$$

$$Bruit(f)_{out} = \sqrt{NPS(f)}$$

$$\textbf{(40)} \qquad \boldsymbol{SNR_{out}{}^2(f) = \frac{|q_o\, T(f)|^2}{NPS(f)}}$$

Où:

q_o : Fluence de photons, c'est-à-dire, nombre de photons X qui traversent une unité de surface. Normalement donnée en unités de $[photons/mm^2]$

$T(f)$: est la fonction caractéristique du système qui décrit le transfert du signal de l'entrée à la sortie.

$NPS(f)$: Spectre de puissance de bruit

f : Fréquence spatiale

De (40), La fonction caractéristique du système, $T(f)$, peut être réécrite comme suit :

$$|T(f)| = G\, MTF(f)$$

Où:

G : Facteur de gain sur une grande surface qui est déterminé à partir du signal moyen de la sortie D, en valeurs de pixel, correspondant à la fluence moyenne de quanta à l'entrée.

$$G = \frac{D}{q_o}$$

$MTF(f)$: Fonction de transfert de modulation

De cette façon, l'équation(40) devient (41).

$$\mathbf{SNR_{out}{}^2(f) = \frac{D^2\, MTF^2(f)}{NPS(f)} = \frac{MTF^2(f)}{NPS(f)/(D)^2}} \quad \textbf{(38)}$$

Où:

$NPS(f)$: Spectre de puissance de bruit obtenu sur des images numériques en utilisant la méthode décrit dans la section 2.2.2 du chapitre II.

C.2. RAPPORT SIGNAL SUR BRUIT A L'ENTREE

Le rapport signal à bruit à l'entrée du détecteur correspond au nombre de photons à l'entrée du détecteur par unité de surface. Cela revient à considérer le détecteur comme un compteur de photons plutôt que comme un détecteur intégrateur d'énergie. Dans ce cas, le signal d'entrée correspondra au nombre de photons qui arrivent au détecteur.

$$Signal_{in} = n$$

Le processus de génération de photons X est représenté statistiquement par une distribution de Poisson. Pour une distribution de Poisson, la moyenne et l'écart-type ont la même valeur. De cette façon, le bruit à l'entrée du détecteur peut être décrit par l'écart-type, qui est obtenu par la racine carrée du nombre de photons qui arrivent au détecteur.

$$Bruit_{in} = \sqrt{n}$$

Donc, le carré du rapport signal à bruit à l'entrée du détecteur sera obtenu par le nombre de photons qui arrivent au détecteur (voir équation (41)).

$$\mathbf{SNR_{in}{}^2 = \left(\frac{n}{\sqrt{n}}\right)^2 = n} \quad \textbf{(41)}$$

En termes de fluence de photons X :

$$SNR_{in}{}^2 = SNR_{ideal}{}^2 = q_o$$

Donc, l'équation (3) aura finalement la forme de l'équation (42) [45] :

$$\mathbf{DQE = \frac{D^2 MTF^2(f)}{q_o\, NPS(f)}} \quad \textbf{(42)}$$

L'estimation de l'Efficacité Quantique de Détection d'un système numérique dépendra donc, de la Fonction de Transfert de Modulation du système $[MTF(f)]$, du Spectre de Puissance de Bruit $[NPS(f)]$ et de la fluence de photons à l'entrée du détecteur.

Un exemple de courbes de l'Efficacité Quantique de Détection, obtenue pour des systèmes numériques à conversion directe et à conversion indirecte et pour des couples écran-film est montré sur la Figure 16. Ces courbes montrent l'efficacité de détection des systèmes en fonction de la fréquence spatiale.

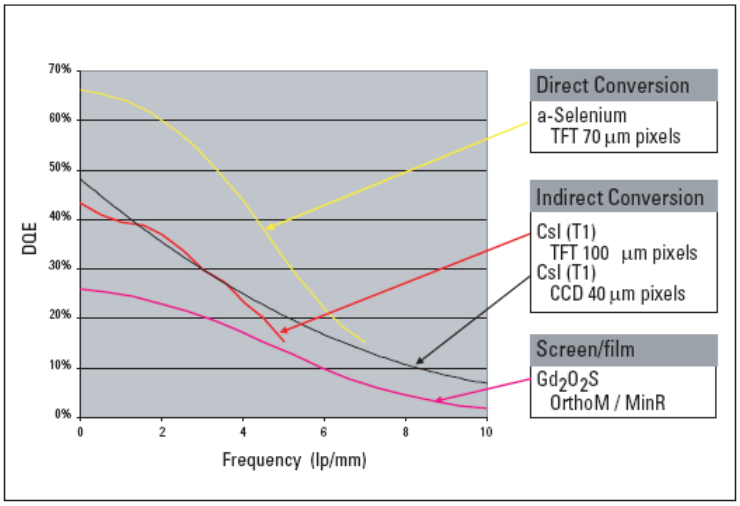


Figure 116: Efficacité Quantique de Détection d'un couple écran-film, d'un détecteur à conversion directe et d'un détecteur à conversion indirecte [8].

C.3. ESTIMATION DE q_o

L'estimation du rapport signal à bruit par unité d'exposition du kerma dans l'air peut être réalisée à partir des valeurs tabulées comme indiqué dans la recommandation IEC-62220-1-2 ou de l'estimation de modèles de simulations des spectres comme celles utilisées dans le logiciel xcpm5r, SRS-78 ou SpecGenB [64]. Un spectre obtenu avec le logiciel SRS-78 pour une anode Mo (sans filtration additionnelle), une tension de 28 kVp et une charge de 1mAs est montré dans la Figure 117.

Il y a deux façons d'estimer le rapport signal à bruit. Il est possible de considérer le détecteur comme un compteur de photons X,

$$q_o = \int_0^{keV} \emptyset(E)dE$$

où il est possible de considérer le détecteur comme un intégrateur d'énergie.

$$q_o = \frac{\left(\int_0^{keV} \emptyset(E)dE\right)^2}{\int_0^{keV} \emptyset(E)E^2dE}$$

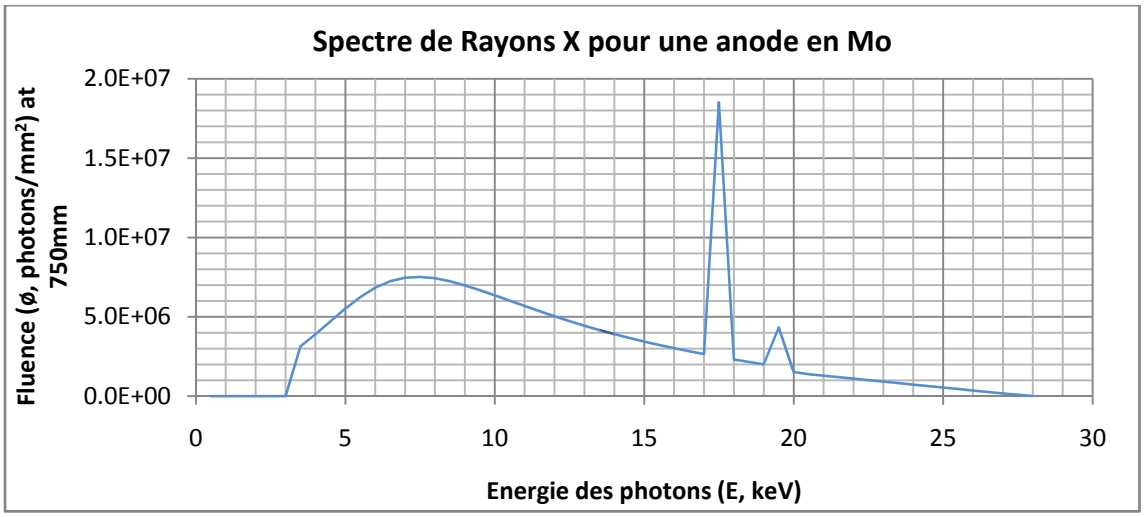


Figure 117: Simulation d'un spectre de rayonnement X pour une anode en Mo avec une tension de 28 kVp. Le spectre est généré avec le logiciel SRS-78.

Annexe D

THEORIE STATISTIQUE DE LA DETECTION

THEORIE STATISTIQUE DE LA DETECTION

D.1. GENERALITE

La théorie de la détection fournit les bases pour établir des détecteurs de signaux affectés par du bruit. L'approche est basée sur la théorie des tests d'hypothèses qui à partir de la connaissance des caractéristiques statistiques des hypothèses possibles, assigne une donnée quelconque d'entrée, à une de ces hypothèses. Pour le cas d'un problème de détection binaire, deux hypothèses sont définies:

- H_0 : Le signal n'est pas présent.
- H_1 : Le signal est présent.

De façon mathématique, l'hypothèse H_0 suppose un signal X distribué selon une loi de probabilité particulière, par exemple gaussienne $N(\mu, \sigma^2)$, tandis que l'hypothèse H_1 correspondra à un signal X distribué selon une autre loi de probabilité qui peut être gaussienne également centrée sur une autre valeur moyenne avec un autre écart type. Un exemple de lois de probabilité correspondant à chaque hypothèse est montré dans la Figure 118.

Dans une situation triviale, les deux hypothèses peuvent correspondre à :

- $H_0 : x[0] = w[0]$
- $H_1 : x[0] = s[0] + w[0]$

Où :

$X[0]$: donnée d'entrée

$S[0] =$: signal par exemple constant valant toujours 1

$w[0] \sim N(\mu, \sigma^2)$: bruit additif gaussien

Sous ces conditions, la tâche de détection consiste à déterminer un niveau de seuil. Ce seuil permettra de decider à quelle l'hypothèse la donnée d'entrée sera assignée. Si le niveau de seuil S est fixé à une valeur de S=0.5 par exemple, la donnée d'entrée sera assignée à l'hypothèse H_1 si $x[0] > 0.5$, et à l'hypothèse H_0 si $x[0] < 0.5$.

L'assignation d'un seuil genère deux types d'erreurs. La première, appelée « erreur de type I », est generée quand la donnée d'entrée est assignée à l'hypothèse H_1 alors qu'elle appartient à l'hypothèse H_0. Dit d'autre façon, quand la donnée d'entrée est supposée contenir le signal mais qu'en realité, elle ne contient que du bruit. La loi de probabilité de ce type d'erreur s'exprime par $P(H_1|H_0)P(H_0)$ et est connue comme la probabilité de fausse alarme (P_{FA}). Le deuxième type d'erreur apparaît quand l'hypothèse H_0 est assignée à la donnée d'entrée mais qu'elle appartient à l'hypothese H_1. La loi de probabilité de cette dernière erreur s'appelle « non détection » et est donné par $P(H_0|H_1)P(H_1)$.

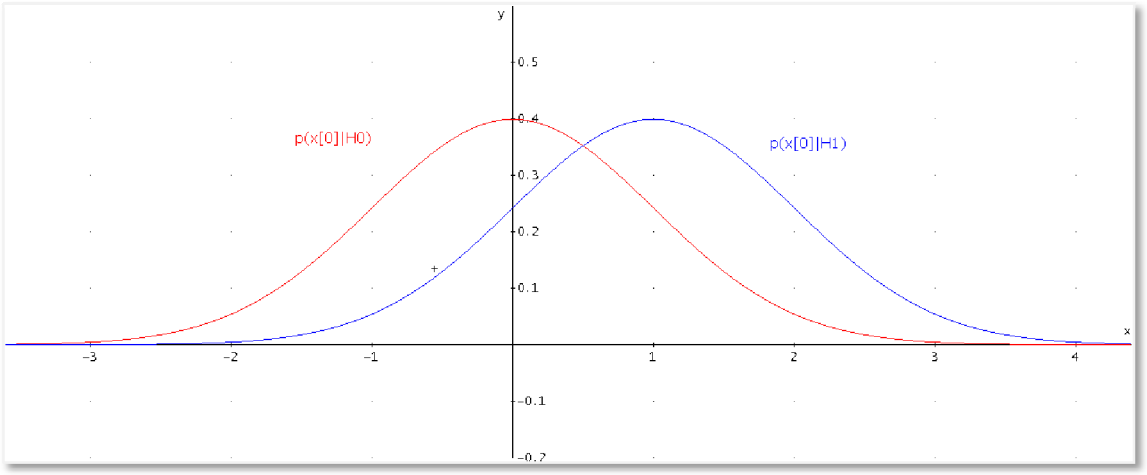


Figure 118: Représentation graphique des hypothèses H_0 ($\mu = 0, \sigma = 1$) et H_1 ($\mu = 1, \sigma = 1$).

Dans notre exemple, le seuil a été fixé à une valeur de 0.5 (ce qui semble raisonable puiqu'il s'agit du point central entre 0 et 1). La probabilité de fausse alarme est donnée par la surface sous la courbe de la densité de probabilté relative à l'hyptohèse H_0 à partir de la valeur du seuil jusqu'à l'infini. Cette probabilité correspond à une valeur de 0,3 pour notre exemple (Figure 119).

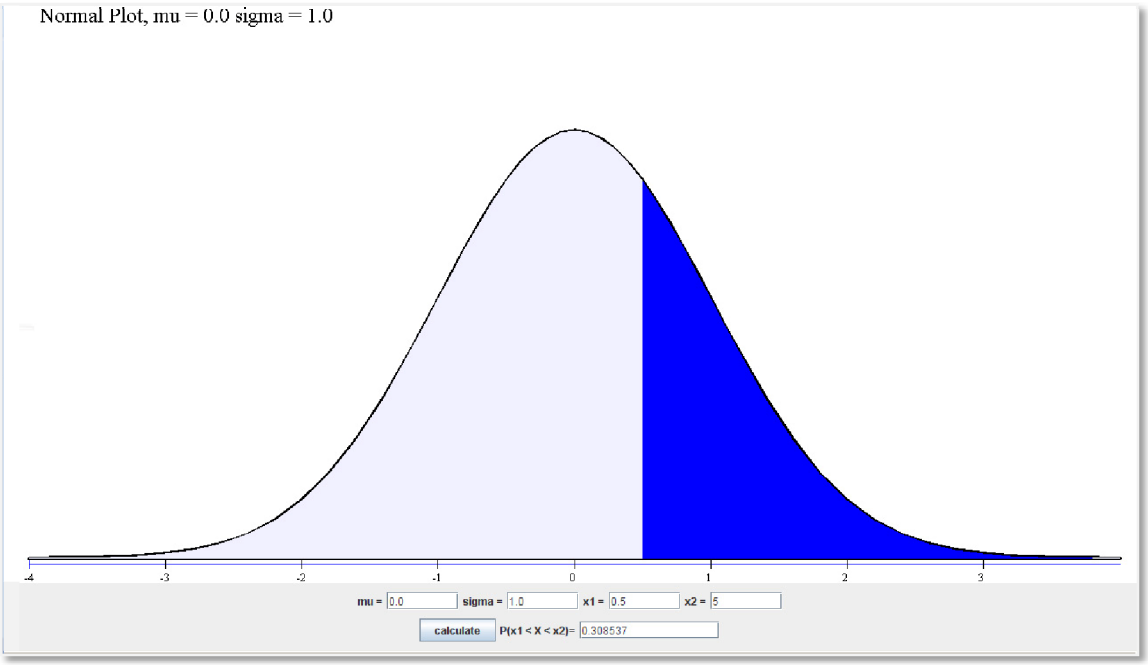


Figure 119: Probabilité de fausses alarmes avec un seuil centrée à une valeur de 0.5 et pour du bruit centré sur $\mu = 0$ et $\sigma^2 = 1$.

L'autre probabilité importante est la probabilitè de detection (P_D). Cette probabilité est definie par la surface de la densité de probabilté relative à l'hypothèse H1 à partir de la valeur du seuil jusqu'à l'infini. Dans le cas de notre exemple la probabilité de détection est de 0,7 (Figure 120).

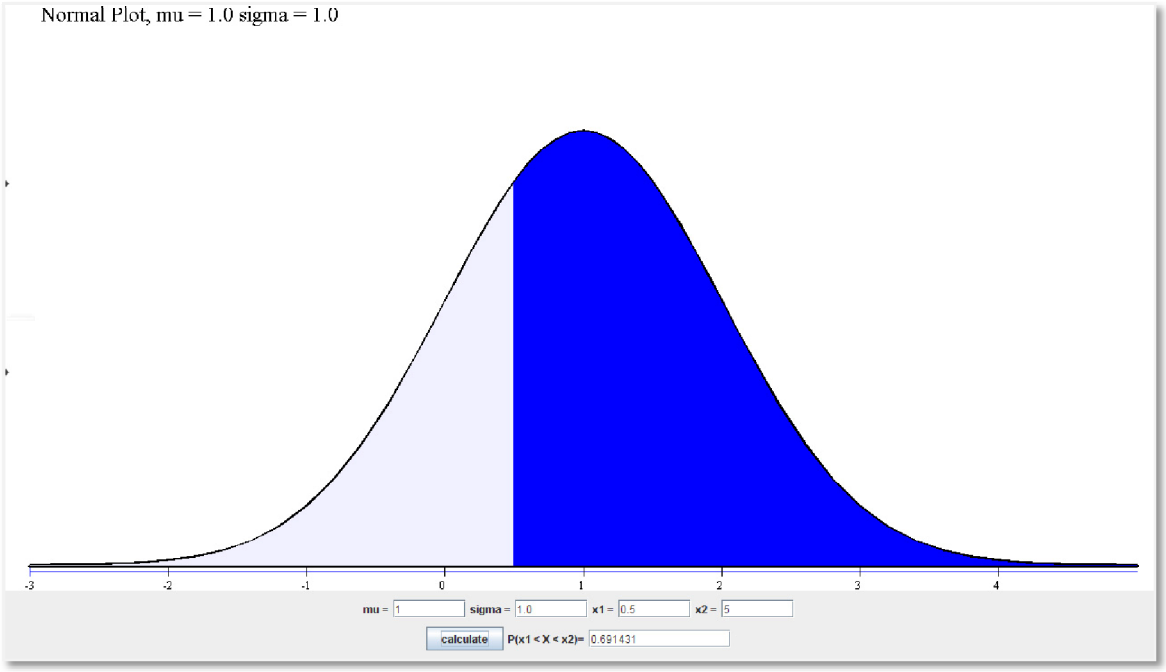


Figure 120: Probabilité de détectabilité pour un signal d'amplitude égal à 1, avec un seuil fixé à une valeur de 0.5 et affecté pour de bruit centre sur $\mu = 0$ et $\sigma^2 = 1$.

D.2. CRITERE DE NEYMAN-PEARSON

Lorsque la probabilité de fausse alarme, joue un rôle important dans la détection du signal, il est possible de fixer cette probabilité à une valeur relativement basse (α) et de maximiser ainsi la probabilité de détection. Ce type de problème peut être résolu en utilisant le critère de Neyman-Pearson (NP).

Selon le critère de Neyman-Pearson, une fonction $L(x)$ (voir l'équation (43)) est définie comme variable de décision. Si une donnée d'entrée quelconque x est telle que $L(x) > \gamma$, alors la donnée x sera assignée à l'hypothèse H_1 et vice-versa.

$$\mathbf{(43)} \qquad L(x) = \frac{P(x|H_1)}{P(x|H_0)} > \gamma$$

La probabilité de fausse alarme est:

$$\mathbf{(44)} \qquad P_{FA} = \int_{\gamma}^{\infty} P(x|H_0)dx = \alpha$$

Un exemple de l'application de ce critère est décrit ci-dessous :

Imaginons que la minimisation de la probabilité de fausse alarme (équation (44)) soit très importante, et qu'elle soit fixée à une valeur P_{FA}=1x10^{-3}. Alors en utilisant le théorème du Neyman-Pearson sur les mêmes distributions de probabilité gaussiennes qu'au paragraphe D.1, pour chacune des hypothèses, il est possible de trouver la valeur du seuil permettant d'obtenir cette valeur de probabilité de fausse alarme:

$$L(x) = \frac{P(x|H_1)}{P(x|H_0)} = \frac{\frac{1}{\sqrt{2\pi}}\exp\left[-\frac{1}{2}(x[0]-1)^2\right]}{\frac{1}{\sqrt{2\pi}}\exp\left[-\frac{1}{2}(x[0])^2\right]} > \gamma$$

$$L(x) = \exp\left[-\frac{1}{2}(x^2[0] - 2x[0] + 1 - x^2[0])\right] > \gamma$$

$$x[0] > \ln(\gamma) + \frac{1}{2}$$

$$x[0] > \gamma'$$

$$P_{FA} = \int_{\gamma'}^{\infty} P(x|H_0)dx = \int_{\gamma'}^{\infty} \frac{1}{\sqrt{2\pi}} exp[-\frac{1}{2}(t-1)^2]dt = 1x10^{-3}$$

$$\therefore \ \gamma' = 3$$

$$x[0] > 3$$

Le seuil doit être fixé à une valeur de 3 pour assurer une probabilité de fausse alarme égale à 1x10^{-3}. Il est important de remarquer que fixer la probabilité de fausse alarme à une valeur basse affecte aussi la probabilité de détection. Pour l'exemple, la probabilité de détection tombe à 0.023, ce qui est une valeur basse aussi.

D.3. MATCHED FILTERS

Si le critère de NP est appliqué à une image d'entrée représentée sous la forme d'un vecteur, notre problème de détection de signal assignera cette image d'entrée à une des hypothèses suivantes :

- $H_0 : x[n] = w[n]$ $\quad n = 0,1,\dots,N-1$
- $H_1 : x[n] = s[n] + w[n]$ $\quad n = 0,1,\dots,N-1$

La représentation vectorielle « x », d'une image d'entrée « g » est décrite par l'exemple ci-dessous :

$g = \begin{bmatrix} a & b \\ c & d \end{bmatrix}$: Image d'entrée.

$x = \begin{bmatrix} a \\ b \\ c \\ d \end{bmatrix}$: Représentation vectorielle de l'image d'entrée g.

De l'équation (43), la variable de décision $L(x)$ pour notre système est déterminée par :

$$L(x) = \frac{\frac{1}{(2\pi\sigma^2)^{\frac{N}{2}}}\exp\left[-\frac{1}{2\sigma^2}\Sigma_{n=0}^{N-1}(x[n]-s[n])^2\right]}{\frac{1}{(2\pi\sigma^2)^{\frac{N}{2}}}\exp\left[-\frac{1}{2\sigma^2}\Sigma_{n=0}^{N-1}(x[n])^2\right]} > \gamma$$

$$L(x) = \exp\left[-\frac{1}{2\sigma^2}\left(\sum_{n=0}^{N-1}(x[n]-s[n])^2 - \sum_{n=0}^{N-1}(x[n])^2\right)\right] > \gamma$$

$$\frac{1}{\sigma^2}\sum_{n=0}^{N-1}x[n]s[n] - \frac{1}{2\sigma^2}\sum_{n=0}^{N-1}(s[n])^2 > \ln\gamma$$

$$T(x) = \sum_{n=0}^{N-1}x[n]s[n] > \sigma^2\ln\gamma + \frac{1}{2}\sum_{n=0}^{N-1}(s[n])^2$$

$$\textbf{(45)} \qquad \boldsymbol{T(x) = \sum_{n=0}^{N-1} x[n]s[n] > \gamma'}$$

A partir de l'équation (45) le détecteur peut être modélisé par le diagramme de la Figure 121. Ce détecteur est aussi connu comme corrélateur ou réplica-corrélateur, puisque la détection du signal dépend de la corrélation entre l'image d'entrée et le signal à détecter.

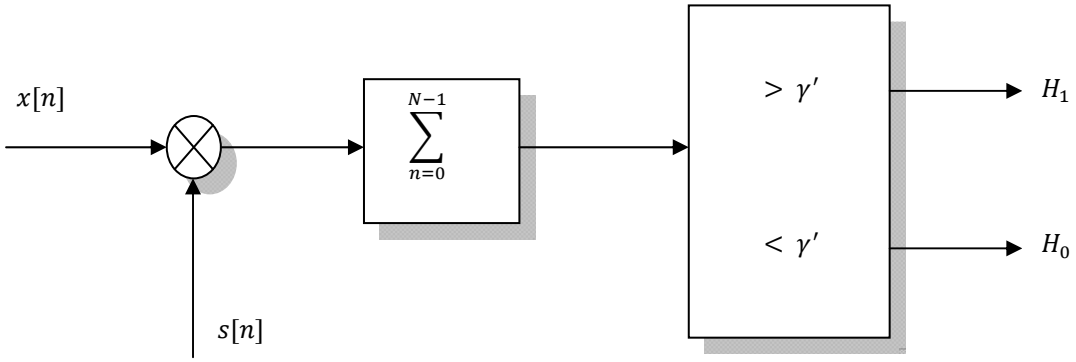


Figure 121: Détecteur Newman-Pearson ou « Réplica-Corrélateur » d'un signal déterministe dans du bruit gaussien

Ce modèle peut être aussi utilisé pour une distribution de probabilité multivariable. La démonstration suivante est importante parce que dorénavant, on utilisera la notation matricielle obtenue à partir de la représentation de la probabilité multivariable.

$$L(x) = \frac{\frac{1}{(2\pi)^{\frac{N}{2}}det^{\frac{1}{2}}(\boldsymbol{C})}\exp\left[-\frac{1}{2}(\boldsymbol{x}-\boldsymbol{s})^T\boldsymbol{C}^{-1}(\boldsymbol{x}-\boldsymbol{s})\right]}{\frac{1}{(2\pi)^{\frac{N}{2}}det^{\frac{1}{2}}(\boldsymbol{C})}\exp\left[-\frac{1}{2}\boldsymbol{x}^T\boldsymbol{C}^{-1}\boldsymbol{x}\right]} > \gamma$$

$$-\frac{1}{2}[(\boldsymbol{x}-\boldsymbol{s})^T\boldsymbol{C}^{-1}(\boldsymbol{x}-\boldsymbol{s}) - \boldsymbol{x}^T\boldsymbol{C}^{-1}\boldsymbol{x}] > ln\,\gamma$$

$$-\frac{1}{2}\left[\boldsymbol{x}^T\boldsymbol{C}^{-1}\boldsymbol{x} - \boldsymbol{2x}^T\boldsymbol{C}^{-1}\boldsymbol{s} + \boldsymbol{s}^T\boldsymbol{C}^{-1}\boldsymbol{s} - \boldsymbol{x}^T\boldsymbol{C}^{-1}\boldsymbol{x}\right] > ln\,\gamma$$

$$\boldsymbol{x}^T\boldsymbol{C}^{-1}\boldsymbol{s} - \tfrac{1}{2}\boldsymbol{s}^T\boldsymbol{C}^{-1}\boldsymbol{s} > ln\,\gamma$$

$$\textbf{(46)} \qquad \boldsymbol{x^TC^{-1}s > ln\,\gamma + \tfrac{1}{2}s^TC^{-1}s}$$

Si $\boldsymbol{C} = \sigma^2 \boldsymbol{I}$

$$\frac{x^T s}{\sigma^2} > \ln \gamma + \frac{1}{2\sigma^2} s^T s \quad (47)$$

$$T(x) = \boldsymbol{x}^T \boldsymbol{s} > \sigma^2 \ln \gamma + \frac{1}{2} \boldsymbol{s}^T \boldsymbol{s}$$

$$T(x) = x^T s = \sum_{n=0}^{N-1} x[n] s[n] > \gamma' \quad (48)$$

On peut noter la similitude des équations (45) et (48).

D.4. OBSERVATEURS MATHEMATIQUES

Les détecteurs corrélateurs où réplica-corrélateurs sont connus aussi sous le nom d'observateurs mathématiques. Un observateur est défini par une variable de décision $T(x)$ qui peut avoir différentes formes. Les deux formes les plus connues sont celles de l'observateur idéal bayésien et du filtre non-blanchisseur (Non Pre-Whitening Matched Filter). L'observateur bayésien a une fonction $T(x)$ définie par l'équation (46), alors que le filtre non blanchisseur a une fonction $T(x)$ définie par l'équation (48).

D.4.1. OBSERVATEUR IDEAL BAYESIEN

L'observateur mathématique idéal bayésien peut être considéré comme un filtre blanchisseur en raison de la multiplication de l'image d'entrée par l'inverse de la matrice de covariance. Si on définit l'inverse de la matrice de la covariance comme $\boldsymbol{C}^{-1} = \boldsymbol{D}^T \boldsymbol{D}$ ou $\boldsymbol{D} = diag(1/\sigma 0, 1/\sigma 1, \dots, 1/\sigma N - 1)$. L'équation (46) devient :

$$T(x) = \boldsymbol{x}^T \boldsymbol{C}^{-1} \boldsymbol{s} = x^T \boldsymbol{D}^T \boldsymbol{D} s$$

$$T(x) = \boldsymbol{x'}^T \boldsymbol{s'}$$

La transformation linéaire **D**, appelée dorénavant *matrice blanchisseuse* produit un bruit blanc ($\boldsymbol{w'} = \boldsymbol{D}\boldsymbol{w}$). Cela peut être vérifié par la matrice de covariance du bruit qui fournit une matrice d'identité.

$$\boldsymbol{C}_{w'} = E\left(\boldsymbol{w'}\boldsymbol{w'}^T\right) = E(\boldsymbol{D}\boldsymbol{w}\boldsymbol{w}^T\boldsymbol{D}^T)$$

$$= \boldsymbol{D}E(\boldsymbol{w}\boldsymbol{w'})\boldsymbol{D}^T = \boldsymbol{D}\boldsymbol{C}\boldsymbol{D}^T$$

$$= \boldsymbol{D}(\boldsymbol{D}^T\boldsymbol{D})^{-1}\boldsymbol{D}^T = \boldsymbol{I}$$

Cet observateur idéal est modélisé par le diagramme de la Figure 122.

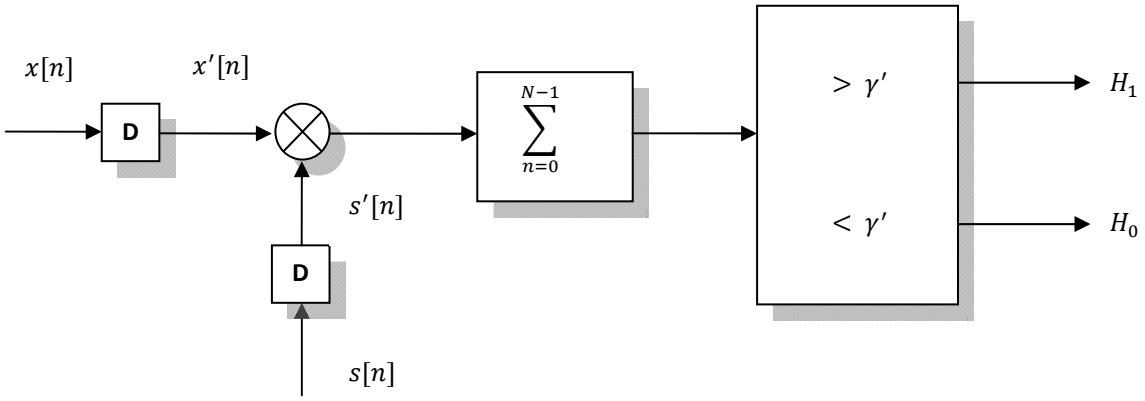


Figure 122: Bloc diagramme de l'observateur idéal bayésien.

La détectabilité de cet observateur est défini par le rapport signal sur bruit établit comme:

$$d^2 = SNR = \frac{[E(T;H_1) - E(T;H_0)]^2}{var(T;H_0)}$$

Où les moments $T(\boldsymbol{x}) = \boldsymbol{x}^T\boldsymbol{C}^{-1}\boldsymbol{s}$ sont:

$$E(T;H_0) = E(\boldsymbol{w}^T\boldsymbol{C}^{-1}\boldsymbol{s}) = 0$$

$$E(T;H_1) = E[(\boldsymbol{s}+\boldsymbol{w})^T\boldsymbol{C}^{-1}\boldsymbol{s}\,] = \boldsymbol{s}^T\boldsymbol{C}^{-1}\boldsymbol{s}$$

$$var(T;H_0) = E[(T - E(T))^2] = E[(\boldsymbol{w}^T\boldsymbol{C}^{-1}\boldsymbol{s})^2] = E[\boldsymbol{s}^T\boldsymbol{C}^{-1}\boldsymbol{w}\boldsymbol{w}^T\boldsymbol{C}^{-1}\boldsymbol{s})]$$

$$= \boldsymbol{s}^T\boldsymbol{C}^{-1}E(\boldsymbol{w}\boldsymbol{w}^T)\boldsymbol{C}^{-1}\boldsymbol{s} = \boldsymbol{s}^T\boldsymbol{C}^{-1}\boldsymbol{s}$$

Pour finalement obtenir :

$$d^2 = SNR = \frac{(\boldsymbol{s}^T\boldsymbol{C}^{-1}\boldsymbol{s})^2}{\boldsymbol{s}^T\boldsymbol{C}^{-1}\boldsymbol{s}} = \frac{\boldsymbol{s}^T\boldsymbol{s}}{\boldsymbol{C}}$$

D.4.2. FILTRE NON-BLANCHISSEUR

Le filtre non blanchisseur est représenté par le modèle de la Figure 121 et comme son nom l'indique, cet observateur n'utilise pas une matrice blanchisseuse **D**. De cette manière les données d'entrée ne sont pas distordues par l'égalisation du bruit faite par l'application de l'inverse de la matrice de covariance sur la variable de décision. La détectabilité de cet observateur est définie à partir de ses moments.

Pour $T(\boldsymbol{x}) = \boldsymbol{x}^T\boldsymbol{s}$

$$E(T;H_0) = E(\boldsymbol{w}^T\boldsymbol{s}) = 0$$

$$E(T;H_1) = E[(\boldsymbol{s}+\boldsymbol{w})^T\boldsymbol{s}\,] = \boldsymbol{s}^T\boldsymbol{s}$$

$$var(T;H_0) = E\left[\left(T-E(T)\right)^2\right] = E[(\boldsymbol{w}^T\boldsymbol{s})^2] = E[\boldsymbol{s}^T\boldsymbol{w}\boldsymbol{w}^T\boldsymbol{s})]$$

$$= \boldsymbol{s}^T E(\boldsymbol{w}\boldsymbol{w}^T)\boldsymbol{s} = \boldsymbol{s}^T\boldsymbol{C}\boldsymbol{s}$$

Pour finalement obtenir le rapport signal sur bruit pour cet observateur mathématique :

$$\textbf{(49)}\quad \boldsymbol{d^2 = SNR = \frac{(s^T s)^2}{s^T C s}}$$

D.4.2.1. CALCULE DU SNR POUR UN OBSERVATEUR MATHEMATIQUE NPWMF A PARTIR DES PARAMETRES PHYSIQUES DU DETECTEUR

Pour l'observateur mathématique NPWMF, la détectabilité ou le rapport signal sur bruit est donné par l'équation (49). Si cette relation est rapportée dans le domaine spatial, elle correspond à un système où l'entrée est égale à un signal d'entré $\boldsymbol{s}$ affecté par du bruit gaussien $\boldsymbol{w}$, et où la sortie correspondra à l'adition de ces deux derniers paramètres $\boldsymbol{f} = \boldsymbol{s} + \boldsymbol{w}$ affectés par une fonction de transfert linéaire H (voir Figure 123).

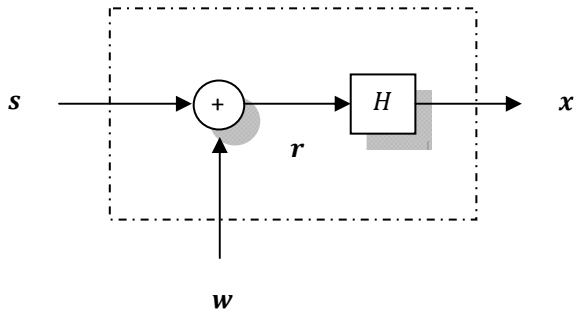


Figure 123: Modèle du détecteur mammographique.

A partir de ce modèle on obtient un rapport signal sur bruit établit par l'équation (50).

$$\boldsymbol{x} = H\boldsymbol{r}.$$

$$\boldsymbol{s} = \boldsymbol{x}_1 + \boldsymbol{x}_0 = H(\boldsymbol{r}_1 + \boldsymbol{r}_0) = H\Delta\boldsymbol{r}$$

$$\textbf{(50)}\quad \boldsymbol{d^2 = SNR = \frac{[(H\Delta r)^T(H\Delta r)]^2}{(H\Delta r)^T C (H\Delta r)}}$$

Dans le domaine de la fréquence, le SNR est donné par la transformé de Fourier de l'équation (50) :

$$H \overset{TF}{\rightarrow} MTF\ ;\ \boldsymbol{C} \overset{TF}{\rightarrow} NPS\ ;\ \Delta r \overset{TF}{\rightarrow} \Delta S$$

$$\textbf{(51)}\quad \boldsymbol{d^2 = SNR(f) = \frac{\left[\int |MTF(f)\Delta S(f)|^2 df\right]^2}{\int |MTF(f)\Delta S(f)|^2 NPS df}}$$

Où :

$MTF(f)$.- fonction de transfert de modulation

$NPS(f)$.- spectre de puissance du bruit

$S(f)$.- spectre du signal par exemple un objet circulaire avec un diamètre d

f .- fréquence

Le calcul du rapport signal sur bruit dans le domaine fréquentiel (équation (51)) exige la connaissance du signal, dans notre problématique, le spectre d'un objet circulaire ainsi que les valeurs des paramètres physiques du détecteur. Un spectre d'un objet circulaire peut être calculé à partir l'expression suivante :

$$\Delta S(f) = \Delta C \cdot S(f) = \Delta C \cdot \frac{d}{2} \frac{J_1(\pi d\sqrt{f})}{\sqrt{f}}$$

Où :

ΔC.- Contraste

d.- diamètre de l'objet circulaire avec un diamètre d

J_1.-Fonction de Bessel de premier ordre

BIBLIOGRAPHIE

[1] S. Murgo, H. Vermeulen, and MRTB, "Dépistage du cancer du sein. Pourquoi? Comment? Et ensuite..." Belgique: Hopital Erasme, CHU Tivoli, 2002, p. 103.

[2] J. T. Dobbins, D. L. Ergun, L. Rutz, D. A. Hinshaw, H. Blume, and D. C. Clark, "DQE(f) of four generations of computed radiography acquisition devices," *Med Phys,* vol. 22, pp. 1581-93, Oct 1995.

[3] H. Fujita, D. Y. Tsai, T. Itoh, K. Doi, J. Morishita, K. Ueda, and A. Ohtsuka, "A simple method for determining the modulation transfer function in digital radiography," *IEEE Trans Med Imaging,* vol. 11, pp. 34-9, 1992.

[4] W. Hillen, U. Schiebel, and T. Zaengel, "Imaging performance of a digital storage phosphor system," *Med Phys,* vol. 14, pp. 744-51, Sep-Oct 1987.

[5] P. Monnin, D. Gutierrez, S. Bulling, D. Lepori, J. F. Valley, and F. R. Verdun, "Performance comparison of an active matrix flat panel imager, computed radiography system, and a screen-film system at four standard radiation qualities," *Med Phys,* vol. 32, pp. 343-50, Feb 2005.

[6] S. Muller, "Full-field digital mammography designed as a complete system," *European Journal of Radiology,* vol. 31, pp. 25-34, July 1999.

[7] E. Samei and M. J. Flynn, "Physical measures of image quality in photostimulable phosphor radiographic systems," *Proc. SPIE,* vol. 3032, pp. 328-338, 1997.

[8] A. Smith, "Fundamentals of digital mammography: physics, technology and practical considerations," *Radiol Manage,* vol. 25, pp. 18-24, 26-31; quiz 32-4, Sep-Oct 2003.

[9] V. N. Cooper, T. Oshiro, C. H. Cagnon, L. W. Bassett, T. M. McLeod-Stockmann, and N. V. Bezrukiy, "Evaluation of detector dynamic range in the x-ray exposure domain in mammography: a comparison between film-screen and flat panel detector systems," *Med Phys,* vol. 30, pp. 2614-21, Oct 2003.

[10] H. Liu, L. L. Fajardo, J. R. Barrett, and R. A. Baxter, "Contrast-detail detectability analysis: comparison of a digital spot mammography system and an analog screen-film mammography system," *Acad Radiol,* vol. 4, pp. 197-203, Mar 1997.

[11] U. Bick, M. L. Giger, R. A. Schmidt, R. M. Nishikawa, and K. Doi, "Density correction of peripheral breast tissue on digital mammograms," *Radiographics,* vol. 16, pp. 1403-11, Nov 1996.

[12] R. Sivaramakrishna, N. A. Obuchowski, W. A. Chilcote, G. Cardenosa, and K. A. Powell, "Comparing the performance of mammographic enhancement algorithms: a preference study," *AJR Am J Roentgenol,* vol. 175, pp. 45-51, Jul 2000.

[13] M. Tapiovaara, "A review of mathematical methods for measuring image quality," Interfaculty Reactor Institute, Delft University of Technology, The Netherlands, Report DIMOND III Project, 2004.

[14] ICRU, "Medical imaging - The assessment of image quality," ICRU Report 54, 1996.

[15] M. A. O. Thijssen, K. R. Bijkerk, and R. J. M. Van der Burght, "Manual Contrast-Detail phantom Artinis CDMAM type 3.4," University Medical Center Nijmegen, Department of Radiology, The Netherlands, Utilisation Manual2006.

[16] R. S. Saunders and E. Samei, "Resolution and noise measurements of five CRT and LCD medical displays," *Med Phys,* vol. 33, pp. 308-19, Feb 2006.

[17] R. S. Saunders, E. Samei, J. L. Jesneck, and J. Y. Lo, "Physical characterization of a prototype selenium-based full field digital mammography detector," *Med Phys,* vol. 32, pp. 588-99, Feb 2005.

[18] M. B. Williams, P. U. Simoni, L. Smilowitz, M. Stanton, W. Phillips, and A. Stewart, "Analysis of the detective quantum efficiency of a developmental detector for digital mammography," *Med Phys,* vol. 26, pp. 2273-85, Nov 1999.

[19] M. B. Williams, M. J. Yaffe, A. D. Maidment, M. C. Martin, J. A. Seibert, and E. D. Pisano, "Image quality in digital mammography: image acquisition," *J Am Coll Radiol,* vol. 3, pp. 589-608, Aug 2006.

[20] W. Zhao, W. G. Ji, A. Debrie, and J. A. Rowlands, "Imaging performance of amorphous selenium based flat-panel detectors for digital mammography: characterization of a small area prototype detector," *Med Phys,* vol. 30, pp. 254-63, Feb 2003.

[21] R. S. Saunders, J. A. Baker, D. M. Delong, J. P. Johnson, and E. Samei, "Does image quality matter? Impact of resolution and noise on mammographic task performance," *Med Phys,* vol. 34, pp. 3971-81, Oct 2007.

[22] S. Rivetti, N. Lanconelli, R. Campanini, M. Bertolini, G. Borasi, A. Nitrosi, C. Danielli, L. Angelini, and S. Maggi, "Comparison of different commercial FFDM units by means of physical characterization and contrast-detail analysis," *Med Phys,* vol. 33, pp. 4198-209, Nov 2006.

[23] E. A. K. Hans Roehrig, and T. Yu, "Physical and psychophysical evaluation of digital systems for mammography," *Proc SPIE,* vol. 2436, pp. 124-134, 1995.

[24] R. M. Gagne, J. S. Boswell, and K. J. Myers, "Signal detectability in digital radiography: spatial domain figures of merit," *Med Phys,* vol. 30, pp. 2180-93, Aug 2003.

[25] R. M. Gagne, B. D. Gallas, and K. J. Myers, "Toward objective and quantitative evaluation of imaging systems using images of phantoms," *Med Phys,* vol. 33, pp. 83-95, Jan 2006.

[26] S. Muller, G. Peter, and R. Rico, "Cancer du sein et qualité image en mammographie," GE Medical Systems, Paris, Compte rendu de fin de recherche d'opération d'une recherche financée par le Ministère de la recherche, Décision d'aide N003B.018001, Rapport Ref 27, Juin 2002.

[27] J. Stines, "Les aspects techniques et pratique de la radioprotection en mammographie," Centre Alexis Vautrin, Nancy, France, Report2004.

[28] A. Ramee, "Aspects technologiques de la mammographie," CHU Rennes - Département Imagerie Médicale et de Radiologie Hôpital Sud - Hôtel-Dieu, Renne, France, Online Radiology and Medical Imaging Textbook 1995.

[29] A. Noel and J. Stines, "La mammographie numérique: les capteurs," *Imagerie de la Femme,* vol. 13, pp. 206-210, 2003.

[30] M. Spahn, "Flat detectors and their clinical applications," *European Radiology,* pp. 1934-1947, 2005.

[31] S. Vedantham, A. Karellas, S. Suryanarayanan, I. Levis, M. Sayag, R. Kleehammer, R. Heidsieck, and C. J. D'Orsi, "Mammographic imaging with a small format CCD-based digital cassette: physical characteristics of a clinical system," *Med Phys,* vol. 27, pp. 1832-40, Aug 2000.

[32] S. K. Moore, "Better breast cancer detection," *Spectrum, IEEE,* vol. 38, pp. 50-54, May 2001.

[33] R. Visser and N. Karssemeijer, "CDCOM Manual: software for automated readout of CDMAM 3.4 images," University Medical Centre Nijmegen,Departement of Radiology The Netherlands, Utilisation Manual 2004.

[34] N. Karssemeijer and M. Thijssen, "Determination of contrast-detail curves of mammography systems by automated image analysis. Digital mammography 96," pp. 155-160, 1996.

[35] C. E. Metz, R. F. Wagner, K. Doi, D. G. Brown, R. M. Nishikawa, and K. J. Myers, "Toward consensus on quantitative assessment of medical imaging systems," *Med Phys,* vol. 22, pp. 1057-61, Jul 1995.

[36] J. T. Dobbins, E. Samei, N. T. Ranger, and Y. Chen, "Intercomparison of methods for image quality characterization. II. Noise power spectrum," *Med Phys,* vol. 33, pp. 1466-75, May 2006.

[37] E. Samei, N. T. Ranger, J. T. Dobbins, 3rd, and Y. Chen, "Intercomparison of methods for image quality characterization. I. Modulation transfer function," *Med Phys,* vol. 33, pp. 1454-65, May 2006.

[38] IEC62220-1-2, "Medical Electrical equipment - Characteristics of digital X-ray imaging devices - Part 1-2: Determination of the detective quantum efficiency - Mammography detectors," International Recommendation 2005.

[39] A. Noel, J. Stines, and M. Zerhouni, "Développement d'un fantôme en matériau équivalent-sein pour la mammographie.," *RBM,* vol. 15, pp. 421-423, 1993.

[40] R. M. Nishikawa, "The Fundamentals of MTF, Wiener Spectra, and DQE," the University of Chicago, Depatment of Radiology, Chicago, USA, AAPM proceedings 1998.

[41] J. T. Dobbins, "Effects of undersampling on the proper interpretation of modulation transfer function, noise power spectra, and noise equivalent quanta of digital imaging systems," *Med Phys,* vol. 22, pp. 171-81, Feb 1995.

[42] O. N. Morgun, K. E. Nemchenko, and Y. V. Rogov, "Detective Quantum Efficiency as a Quality Parameter of Imaging Equipement," *Biomedical Engineering,* vol. 37, pp. 258-261, 2003.

[43] K. Stierstorfer and M. Spahn, "Self-normalizing method to measure the detective quantum efficiency of a wide range of x-ray detectors," *Med Phys,* vol. 26, pp. 1312-9, Jul 1999.

[44] J. Beutel, H. L. Kundel, and R. L. Van Vetter, *Handbook of Medical Imaging* vol. 1, Physics and Psychophysics: SPIE Press, 2000.

[45] U. Neitzel, S. Gunther-Kohfahl, G. Borasi, and E. Samei, "Determination of the detective quantum efficiency of a digital x-ray detector: comparison of three evaluations using a common image data set," *Med Phys,* vol. 31, pp. 2205-11, Aug 2004.

[46] N. W. Marshall, "A comparison between objective and subjective image quality measurements for a full field digital mammography system," *Phys. Med. Biol,* vol. 51, pp. 2441-2463, 2006.

[47] Kenneth C. Young, Jennifer M. Oduko, Ozcan Gundogdu, and A. Alsager, "Comparing the Performance of Digital Mammography Systems," *International Workshop on Digital Mammography,* vol. 5116, pp. 735-739, 2008.

[48] R. S. Saunders and E. Samei, "A method for modifying the image quality parameters of digital radiographic images," *Med Phys,* vol. 30, pp. 3006-17, Nov 2003.

[49] R. Aufrichtig, "Comparison of low contrast detectability between a digital amorphous silicon and a screen-film based imaging system for thoracic radiography," *Med Phys,* vol. 26, pp. 1349-58, Jul 1999.

[50] R. F. Wagner and D. G. Brown, "Overview of a Unified SNR Analysis of Medical Imaging Systems," *Phys. Med. Biol.,* vol. 30, pp. 489-518, 1985.

[51] B. Grosjean and L. Moisan, "A-contrario detectability of spots in textured backgrounds," *Journal of Mathematical Imaging and Vision,* vol. 33, pp. 313-337, 2009 2006.

[52] B. Grosjean, "Lesion Detectability in Digital Mammography: Impact of Texture," Paris: Ecole Centrale Paris, PhD in Mathématiques Appliquées aux Systèmes, 2007, p. 275.

[53] M. Yip, A. Alsager, E. Lewis, K. Wells, and K. C. young, "Validation of a Digital Mammography Image Simulation Chain with Automated Scoring of CDMAM Images," *International Workshop on Digital Mammography,* pp. 409-416, 2008.

[54] A. K. Carton, D. Vandenbroucke, L. Struye, A. D. Maidment, Y. H. Kao, M. Albert, H. Bosmans, and G. Marchal, "Validation of MTF measurement for digital mammography quality control," *Med Phys,* vol. 32, pp. 1684-95, Jun 2005.

[55] E. Samei, E. Buhr, P. Granfors, D. Vandenbroucke, and X. Wang, "Comparison of edge analysis techniques for the determination of the MTF of digital radiographic systems," *Phys Med Biol,* vol. 50, pp. 3613-25, Aug 2005.

[56] I. A. Cunningham and A. Fenster, "A method for modulation transfer function determination from edge profiles with correction for finite-element differentiation," *Med Phys,* vol. 14, pp. 533-7, Aug 1987.

[57] P. B. Greer and T. van Doorn, "Evaluation of an algorithm for the assessment of the MTF using an edge method," *Med Phys,* vol. 27, pp. 2048-59, Sep 2000.

[58] K. Nykanen and S. Siltanen, "X-ray scattering in full-field digital mammography," *Med Phys,* vol. 30, pp. 1864-73, Jul 2003.

[59] V. N. Cooper, 3rd, J. M. Boone, J. A. Seibert, and C. J. Pellot-Barakat, "An edge spread technique for measurement of the scatter-to-primary ratio in mammography," *Med Phys,* vol. 27, pp. 845-53, May 2000.

[60] K. Cranley, B. J. Gilmore, G. Fogarty, and L. Desponds, "Catalogue of diagnostic X-ray spectra and other data," Diagnostic Radiology and Magnetic Resonance Special Interest Group of the Institute of Physics and Engineering in Medicine, Belfast, Report 78, 1997.

[61] G. Borasi, A. Nitrosi, P. Ferrari, and D. Tassoni, "On site evaluation of three flat panel detectors for digital radiography," *Med Phys,* vol. 30, pp. 1719-31, Jul 2003.

[62] A. Burgess, "On the noise variance of a digital mammography system," *Med Phys,* vol. 31, pp. 1987-95, Jul 2004.

[63] W. Rasband, "ImageJ," Maryland, USA: Research Services Branch - National Institute of Mental Health, Image Processing Software, 2007.

[64] B. E. Meyer P, Mertz L, Kennel C, Constantinesco A, Siffert P., "Evaluation of the use of six diagnostic X-ray spectra computer codes.," *The British journal of Radiology,* vol. 77, pp. 224-230, 2004.

[65] E. Meijering, " RandomJ," The Netherlands: Biomedical Imagieng Grupo Rotterdam of the Erasmus MC - University Medical Center Rotterdam, ImageJ plug-in, 2008.

[66] J. P. Hogge, C. H. Palmer, C. C. Muller, S. T. Little, D. C. Smith, P. P. Fatouros, and E. Shaw de Paredes, "Quality Assurance in Mammography: Artifact Analysis," *Radiographics,* vol. 19, pp. 503-522, 1999.

[67] Z. Wang, A. C. Bovik, H. R. Sheikh, and E. P. Simoncelli, "Image quality assessment: from error visibility to structural similarity," *IEEE Trans Image Process,* vol. 13, pp. 600-12, Apr 2004.

[68] R. C. Gonzalez, R. E. Woods, and S. L. Eddins, *Digital Image Processing using MATLAB*: Pearson Prentice Hall, 2004.

[69] A. Podlasov and E. Ageenko, "Java Tools for Morphological Image Analysis and Research," University of Joensuu - Department of Computer Science, Finland, Technical Report Series A-2004-2, 2004.

[70] F. Rius-Diaz, F. Baron-Lopez, E. Sanchez-Font, and L. Parras-Guijosa, *Bioestadistica: Metodos y Aplicaciones*. Malaga, Spain: U.D. Bioestadística - Facultad de Medicina - Universidad de Málaga, 1998.

[71] D. M. Lane, "Hyperstat," Rice University, Houston, texas, Online Statistic Textbook2007.

[72] H. Lohninger, *Teach Me Data analysis*. Berlin-New York - Tokio: Springer-Verlag, 1999.

[73] K. Karila, "Performance of x-ray generators and unnecessary dose in mammography," *Radiology,* vol. 144, pp. 395-401, 1991.

[74] A. Ramee, C. Philippe, and P. Bourguet, "Imagerie par les rayons X et radioprotection," Université de Rennes 1 - Faculté de Médecine - Hôpital Sud Rennes, France, Online radiology textbook.

[75] S. Suryanarayanan, A. Karellas, S. Vedantham, S. M. Waldrop, and C. J. D'Orsi, "A perceptual evaluation of JPEG 2000 image compression for digital mammography: contrast-detail characteristics," *J Digit Imaging,* vol. 17, pp. 64-70, Mar 2004.

[76] M. Yaffe and J. Rowlands, "X-ray detectors for digital radiography," *Phys. Med. Biol,* vol. 42, pp. 1-39, 1997.

[77] A. Noel and F. Thibault, "Digital detectors for mammography: the technical challenges," *European Journal of Radiology,* vol. 14, pp. 1990-1998, 2004.

[78] S. Vedantham, A. Karellas, S. Suryanarayanan, D. Albagli, S. Han, E. J. Tkaczyk, C. E. Landberg, B. Opsahl-Ong, P. R. Granfors, I. Levis, C. J. D'Orsi, and R. E. Hendrick, "Full breast digital mammography with an amorphous silicon-based flat panel detector: physical characteristics of a clinical prototype," *Med Phys,* vol. 27, pp. 558-67, Mar 2000.

Liste de Publications et Communications

LISTE DE PUBLICATIONS ET COMMUNICATIONS

COMMUNICATIONS ORALES* ET PAR POSTERS

- H.Perez-Ponce, C.Daul, A.Noel, D.Wolf, ***"Computation of realistic virtual phantom images for the assessment of lesion detection in digital mammography"*** in First grand-east inter-regional forum in oncology transnational research (ONCOTRANS 2009), March 2009, Nancy, France

- H.Perez-Ponce, C.Daul, A.Noel, D.Wolf, ***"Détermination de la Corrélation entre deux mesures de la qualité des images en mammographie Numérique"*** in IIIème Journée Claude Huriet de la Recherche Médicale, November 2007, Nancy, France.

- H.Perez-Ponce, C.Daul, A.Noel, D.Wolf, ***"Détermination de la Corrélation entre deux mesures de la qualité des images en mammographie Numérique"*** in 1er Forum Cancéropôle du Grand-Est, October 2007, Vittel, France.

- * H.Perez-Ponce, C.Daul, A.Noel, D.Wolf, X.Galus, J.Stines, **« *Corrélation entre les performances physiques mesurées des détecteurs et la qualité diagnostique de l'image via la simulation d'images du fantôme mammographique CDMAM »***, in French Radiology Society (Journées Françaises de Radiologie - JFR2007), October 2007, Paris, France.

- H.Perez-Ponce, A.Noel, P.Monin, F.Verdun, ***"MTF and NPS measurements including x-ray scatter – application to a digital mammography system"*** in European Congress of Radiology (ECR 2007), Mars 2007, Vienne, Switzerland.

- * H.Perez-Ponce, C.Daul, A.Noel, D.Wolf, P.Monin, **« *Mesure de l'effet des photons diffusés sur la MTF et le NPS : application à un système numérique de mammographie »*** in Young researcher forum on digital assisted vision (Congrès Francophone des Jeunes Chercheurs en Vision par Ordinateur - ORASIS 2007), June 2007, Obernai, France.

PUBLICATIONS

- H.Perez-Ponce, C.Daul, A.Noel, D.Wolf, ***"Computation of virtual and realistic phantom images for the assessment of lesion detectability in digital mammography"*** in IEEE Transactions on Biomedical Engineering Transaction in Biomedical TBME. **Submission 2009**.

PRIX

« Lydie et Mitchel WITTNER » annual research award assigned in the domains of cancer, heart disease, rheumatology and infectious diseases, August 2008, Nancy, France.

SOFMIS (Société Française de Mastologie et d'Imagerie du Sein) award obtained for oral communication in JFR-2007, October 2007, Paris, France.

Magna Cum Laude award obtained in from poster presentation in ECR-2007, Mars 2007, Vienne, Switzerland.

Corrélation entre les performances physiques mesurées des détecteurs et la qualité diagnostique de l'image en mammographie numérique.

Hector PEREZ-PONCE

Résumé — En mammographie numérique, il existe deux approches pour évaluer la qualité de l'image. Dans la première approche, une méthode visuelle basée sur un observateur humain permet la détectabilité des lésions en radiographie mammographique. Malheureusement, cette approche de qualité nécessite d'importantes ressources humaines et du temps lors de son implémentation, et elle est affectée par la variabilité inter-évaluateurs. Dans une deuxième approche, des paramètres objectifs et indépendants de l'observateur humain, présentant une relation avec la résolution et le contraste de l'image (MTF et NPS), sont utilisés pour une évaluation de la performance des détecteurs. Cependant, il n'existe pas de relation directe entre ces paramètres et la détectabilité des lésions. Une méthode permettant d'avoir une approche de la qualité de l'image, à la fois indépendante de facteurs humains et présentant une relation directe avec la détectabilité des lésions, permettrait d'utiliser l'équipement mammographique de manière optimale. Ce travail de thèse présente le développement d'une telle méthode, consistant à générer par ordinateur des images virtuelles à partir d'un modèle « *Source à rayons X/Détecteur numérique* », qui prend en compte les valeurs mesurées de la MTF et du NPS des équipements mammographiques en conditions cliniques d'utilisation. De par les résultats obtenus dans notre travail, nous avons contribué à établir le lien entre les caractéristiques physiques des détecteurs et la qualité clinique de l'image dans les conditions habituelles d'exposition. De plus, nous suggérons que notre modèle de création d'images virtuelles puisse être utilisé pour déterminer rapidement les conditions optimales en mammographie. Il s'agit, en effet, d'un aspect essentiel à considérer pour la radioprotection des patientes, particulièrement dans le cadre du dépistage de masse organisé, et qui est habituellement un processus expérimental long et fastidieux à mettre en œuvre.

Mots-clés : mammographie numérique, qualité de l'image, performances physiques des détecteurs

Correlation between the physical performances measured from detectors and the diagnostic image quality in digital mammography.

Abstract—In digital mammography two approaches exist to estimate image quality. In the first approach, human observer assesses the lesion detection in mammograms. Unfortunately, such quality assessment is subject to inter-observer variability, and requires a large amount of time and human resources. In the second approach, objective and human-independent parameters relating to image spatial resolution and noise (MTF and NPS) are used to evaluate digital detector performance; even if these parameters are objective, they are not directly related to lesion detection. A method leading to image quality assessment which is both human independent, and directly related to lesion detection is very important for the optimal use of mammographic units. This PhD thesis presents the steps towards such a method: the computation of realistic virtual images using an "*X-ray source/digital detector*" model taking into account the physical parameters of the detector (spatial resolution and noise measurements) measured under clinical conditions. From results obtained in this work, we have contributed to establish the link between the physical characteristics of detectors and the clinical quality of the image for usual exposition conditions. Furthermore, we suggest the use of our model for the creation of virtual images, in order to rapidly determine the optimal conditions in mammography, which usually is a long and tedious experimental process. This is an essential aspect to be taken into account for radioprotection of patients, especially in the context of organized mass screening of breast cancer.

Keywords: digital mammography, image quality, physical performances of detectors

Centre de Recherche en Automatique de Nancy (CRAN) - Centre Alexis Vautrin (CAV)
Nancy Université - CNRS