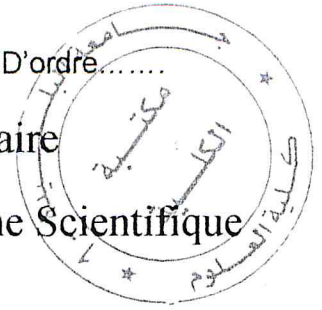


République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de l'Enseignement Supérieure et de la Recherche Scientifique



Université Saad DAHLAB de Blida

Faculté des Sciences

Département de Physique



Mémoire présenté par :

BELARIBI Mohamed

En vue d'obtenir le Diplôme de Master.

Domaine : Sciences de la matière.

Filière : physique.

Spécialité : Physique Médicale.

Sujet :

**Comparaison Entre Deux Systèmes D'imagerie
Numériques En Mammographie**

Soutenu le : 12 Décembre 2013, devant le jury composé de :

Mr .M.CHEKIRINE	Maître de conférence A, USDB	Président.
Mr. A.MERAD	Attaché de Recherche (CRNA)	Rapporteur
Mme. TOUTAOUI .KHELASSI .N	Maître de Recherche (CRNA)	Examinatrice
Mme .Dj.AIT YAYIA	Maître Assistant A, USDB	Examinatrice

Remerciements

Je remercie Dieu de m'avoir accordé des connaissances de la science et de m'avoir aidé à réaliser ce travail. Au terme de ce modeste travail je tiens à remercier chaleureusement et Respectivement tous ceux qui ont contribué de près ou de loin à la réalisation de ce modeste projet de fin d'étude.

Mes vifs remerciements vont tous d'abord à mon encadreur Mr. MERAD AHMED.

Je commencerais par remercier sincèrement Mr. CHEKIRINE, Mme. TOUTAOUI KHELASSI, Mme. AIT YAHIA pour avoir accepté de participer au jury de ce travail de mémoire .Tout mon respect et remerciements vont vers les membres du jury qui vont pleinement consacrer leur temps et leur attention afin d'évaluer mon travail, qui espérons le sera à la hauteur de leur attente. Enfin, mon remerciement le plus sincère est adressé à tous les professeurs, L'administration et le personnel de département de physique qui ont contribué à forger nos connaissances et à assister notre formation. Mes remerciements vont également à tous mes collègues de lycée de BOUINANE Pour leur soutien et leur encouragement.

DEDICACE

A mes parents, aux être qui sont les plus chères au monde et auxquels je ne saurais jamais exprimer ma gratitude et ma reconnaissance en quelques lignes, Je les dédié ce modeste travail, que dieu le tout puissant les protège.

Pour ton amour, ton affection et ton soutien, pour ton courage et ton sacrifie, je te dédié, pour la deuxième et mille fois, ma très chère mère, un résultat modeste de la bienveillance et tes longues années de patience.

A mes très chers sœurs Rania ,Marem,Nesserine et ma petite frère Brahim.

A mes grands parents, mes oncles, tantes et cousins.

A Tous mes amis.

Et à tous ceux qui j'aime et qu'ils m'aiment... où qu'ils soient.

TABLE DES MATIERES

Remerciements :	i
Dédicace :	ii
Liste des acronymes et abréviation.....	iii
Introduction générale.....	1
CHAPITRE I : DESCRIPTION DU MAMMOGRAPHIE MODERNE :	
I.1 : Introduction :	4
I.2 : Généralités :	4
I.2.1 : Anatomie du sein :	4
I.2.2 : Cancer du sein :	5
I.2.3 : Cancer de sein en Algérie :	5
I.4 : l'installation de mammographie :	6
I.4.1 : Productions Rayons X.....	7
I.4.1.1 : Un tube à rayons X :	7
I.4.1.2 : Anode tournante :	7
I.4.1.3 :La cathode :	8
I.4.1.4 : Rayonnement de freinage (Bremsstrahlung) :	8
I.4.1.5 : Rayonnement X caractéristique :	9
I.5 :La filtration :	9
I.5.1 :La filtration additionnelle :	11
I.5.2 : Filtration par un élément de faible numéro atomique :	11
I.5.3 : Filtration par un corps de numéro atomiquemoyen :	11
I.6 : Choix des kV et matière de la cible (Couples cible / filtre) :	14
I.7 :Les dimensions du foyer et la géométrie :	14
I.7.1 :L'agrandissement géométrique :	14
I.8 : Palette de compression :	16
I.8.1. Force et pression :	16
I.9 : une grille anti diffusante :	16
I.9.1 : facteur de Buchy	17
I.9.2 : Sélectivité :	17
I.10 : système d'exposition automatique :	17
I.11 : Détecteur :	18

CHAPITRE II SYSTÈMES DE DÉTECTION NUMÉRIQUES

II. Introduction.....	20
II.1 : Les systèmes numériques disponibles:.....	20
II.2 : Les systèmes de Radiologie Computrisée (CR) :.....	20
II.2.1 : Principe physique et technologique :.....	22
II.3 : Les systèmes de Radiographie numérisée (DR) :.....	23
II.3.1 : La radiographie numérisée indirecte:.....	24
II.3.2 : La radiographie numérisée directe :.....	26
II.3.3 : Matrice photo diode /TFT.....	28
II.3.4 : Les systèmes à balayage à conversion indirecte CDD :.....	29

CHAPITRE III : QUALITE DE BASE DE L'IMAGE

III. Introduction :.....	31
III.1 : L'efficacité de détection quantique DQE :.....	31
III.2 : Bruit.....	33
III.3 : La FTM (Fonction de Transfert de Modulation) :.....	33
III.4 : sensibilité :.....	34
III.5. Niveau de bruit et SNR.....	35
III.6: Rapport contraste sur bruit CNR :.....	35
III.7 : La résolution spatiale :.....	37
III.8 : La résolution en contraste :.....	37

CHAPITRE IV: MATÉRIELS ET MÉTHODES:

IV. Matériels et Méthodes.....	39
IV.1 : Matériel utilisé dans le cadre de ce travail :.....	39
IV.1.1 : Descriptions mammographe GE Essential :.....	39
IV.1.2 : les cassettes ERLM :.....	42
IV.1.2.1 : Caractéristiques techniques :.....	42
IV.1.3 : Objet - test MTM 100 :.....	42
IV.1.3.1 : Description MTM 100 :.....	45
IV.1.3.2 : Les inclusions de fantôme MTM100 :.....	46
IV.1.4 : Mire de haute résolution :.....	47
IV.1.5 : Les plaques PMMA :.....	48
IV.1.6 : Multimètre :.....	48
IV. 2 : Méthodes :.....	49
IV.2.1. Évaluation la qualité d'image globale avec le fantôme MTM 100:.....	49

IV.2. 2: Détermination du score du MTM100 :.....	49
IV.2.3 : Mesure Fonction Transfert de Modulation MTF.....	50
IV.2.3.1:Définition Région d'Intérêt ROI :	51
IV.2.3.2 : Détermination de la MTF.....	51
IV.2.4 : Calcul du rapport signal sur bruit SNR :.....	52
IV.2.5 : Calcul du Rapport Contraste sur Bruit CNR :.....	53
IV.2.6 : Mesure la dose Glandulaire Moyenne DGM :.....	54
IV. 2.6.1 : Mesure CDA :.....	54
IV.2 .6.2 : Calcul de DGM :.....	55
CHAPITRE V : RESULTATS ET DISCUSSIONS :	
V.1 : Résultats :.....	58
V.1.1 : Mesures de MTF sur les images brutes :.....	58
V.1.2 : Mesure du SNR sur les images brutes	59
V.1.3 : Mesure du CNR sur les images brutes	59
V.1.4 : Mesure de la CDA :.....	61
V.1.5 : Doses glandulaires Moyennes DGM :.....	63
V.2 : Comparaisons et discussions.....	64
V.2.1 : Comparaison DQE:.....	64
V.2.2 : Comparaison du CNR	65
V.2.3 : Comparaison du MTF :.....	66
V.2.4 : Comparaison du DGM :.....	67
V.2.5:Évaluation de la qualité d'image globale (MTM100):.....	68
V.3 : Conclusion générale :.....	70
Références	71

LISTE DES FIGURES

Figure I.1 : Anatomie interne de sein.....	3
Figure (I.2) Évolution de l'incidence du cancer du sein à Alger (1993-2007).....	5
Figure (I.3) : Photo d'une installation de mammographie avec ses composants.....	6
Figure(I.4) : schémas simplifiés d'un tube radiogène comprenant une enceinte à vide.....	7
Figure(I.5) : Photon X produit par la déviation d'un électron lors de son passage prés du noyau.....	8
Figure (I.6):Gauche Photon X produit lors du réarrangement du cortège électronique.....	9
Figure(I.7) : Spectre à la sortie d'une anode en Molybdène pour deux tensions différentes....	10
Figure(I.8) :coefficients d'atténuation linéique du molybdène et du rhodium.....	12
Figure(I.9) :Spectre obtenus à 30 KV avec une anode en molybdène et une filtration en molybdène de0.03mm.....	13
Figure (I.10): comparaison des spectres obtenus après une filtration de 0.025mm d'un spectre issu d'une anode en molybdène.....	13
Figure(I.11) : Positionnement du patient pour la prise d'une mammographie d'agrandissement.....	15
Figure (I.12): Sélection de la taille de foyer en fonction de la sélection des clichés.....	15
Figure (I.13): Grille anti -diffusante.....	17
Figure (II .1) Structure des Écrans Radio luminescents(ERLM).....	21
Figure (II.2): interactions les RX avec fluoro-halogénure de baryum dopé à l'euporium.....	22
Figure (II. 3) principes de fonctionnement des détecteurs ERLM	23
Figure (II.4):lecture la plaque ERLM par laser adéquat.....	23
Figure (II.5) : microfibre d' iodure de césium. Chaque microfibre possède un diamètre de 4 à 6 micromètres.....	24
Figure(II.6): principe de fonctionnement le capteur plein champ indirect.....	25
Figure (II.7) : photo présente un détecteur conversion –indirect (Csi).....	25
Figure (II.8) : Système DR à détection (conversion) directe [source Kodak].....	26
Figure (II.9) : photo présente détecteur numérique conversion directe.....	27
Figure (II.10): schéma de matrice photodiode /TFT utilisé au détecteur plan indirect.....	28
Figure (II.11): principe de capteur de base CDD (méthode indirect).....	29

Figure (III.1): Modèle utilisé pour la détermination de l'Efficacité de Détection	31
Figure (III.2) : DQE en fonction de résolution spatiale [source Kodak].....	32
Figure (III.3) : fonction de transfert de modulation des principaux détecteur sur marché [source Kodak].....	34
Figure (III.4) : Détection les masses en fonction du CNR.....	36
Figure (III.5) : Détection d'un objet circulaire en fonction de sa taille et de la résolution.....	37
Figure (IV.1) : Installation de mammographe numérique HealthCare GE Essential.....	40
Figure (IV.2) : Pupitre de commande avec écran de visualisation de haute résolution.....	40
Figure (IV.3) : Pupitre de commande pour choisir le mode et les paramètres d'expositions.....	41
Figure(IV.4) : Plaques ERLM (Agfa mm3.0R) composées de micro cristaux de fluorure de baryum.....	42
Figure(IV.5) : Installation mammographie GE DMR plus en système CR.....	43
Figure (IV.6) : Station de lecture (CR35-X) utilise laser pour lire écrans ERLM	43
Figure(IV.7) : fantôme MTM 100, source MEDITEST.....	44
Figure(IV.8): Schéma du fantôme MTM 100 en matériau équivalent sein avec les différentes inclusions et leur taille source MEDI –TEST.....	46
Figure (IV.9) : Mire de résolution à haut contraste.....	47
Figure(IV.10) : les les plaque plexiglas (PMMA).....	48
Figure (IV.11) : Multimètre 4000M ⁺ victoreen utilisé pour la mesure de la dose.....	49
Figure(IV.12) : Photographie du positionnement MTM100 sur le Buchy.....	49
Figure (IV.13) : Positionnement la mire parallèlement et verticalement	50
Figure(IV.14) : Schéma représentatif pour mesurer MTF à l'aide de mire à haute résolution...52	52
Figure (IV.15) : méthode de calcule SNR avec PMMA pour système DR Essential.....	52
Figure(IV.16) : méthode de mesure SNR à l'aide des images non traités.....	53
Figure (IV.17) : Dispositif expérimental pour la mesure du CNR.....	53
Figure (IV.18) : schémas Mesure du CNR entre deux régions d'intérêt.....	54
Figure (IV.19) : positionnement l'électromètre sur le Buchy.....	55

Figure (V.1) : Évaluation la courbe MTF de systèmes DR GE Essential	59
Figure (V.2) : l'estimation des valeurs du CNR du système DR de GE Essential.....	60
Figure (V.3) : la courbe de CDA en fonctions de l'épaisseur d'Al.....	61
Figure (V.4) : la dose glandulaire DGM mesurés par système DR Essential de GE.....	63
Figure (V.5) : Évaluation comparative de la DOE de différents systèmes DR [35] et CR.....	64
Figure(V.6) : Comparaisons CNR entre DR GE Essential et CR et Agfa mm3.0R	65
Figure (V.7) : Comparaisons MTF entre DR GE Essential et CR Agfa mm30.0R.....	66
Figure (V.8) : comparaisons DGM de DR Essential et Agfa mm3.0R	67
Figure (V.9) : Photographie des clichés obtenus à l'aide du fantôme MTM 100.....	67
Figure (V.10) : Qualité globale des systèmes DR et CR à (29 kV -90 mAs).....	68
Figure (V.11) : comparaison des scores obtenus entre DR et CR.....	69

LISTE DES TABLEAUX

Tableau (I.1) : propriétés physique molybdène –rhodium- tungstène.....	10
Tableau (I.2) : énergie des rayons caractéristique [KeV]pour différents matériaux.....	10
Tableau (I.3) : différents filtres utilisés en mammographie	11
Tableau (II.1) : caractéristiques des matériaux utilisés en détection.....	20
Tableau (IV.1) : description le fantôme MTM100.....	45
Tableau (IV.2) :les inserts de fantôme MTM100.....	46
Tableau (IV.3) : méthode de calcul du score MTM100	50
Tableau (IV.4) : les valeurs de facteur g (mg/mg).....	55
Tableau (IV.5) : les valeurs de facteur c (mg/mg).....	56
Tableau (IV.6) : les valeurs de facteur s (mg/mg).....	56
Tableau (V.1) : les résultats de mesures MTF pour le système DR DR(GE Essential).....	58
Tableau (V2) : l'estimation de SNR de système DR(GE Essential).....	59
Tableau (V.3) : résultats de mesure CNR.....	60
Tableau (V.4) : les résultats de mesure de dose	61

LISTE DES ACRONYMES ET ABREVIATION

ACRONYME	SIGNIFICATION
ADC	Convertisseur Analogique-Digitale
AEC	Commande Automatique d'Exposition
AFSSAPS	Agence Française de Sécurité Sanitaire des Produits de Santé
AOP	Optimisation Automatique des Paramètres
Ba F-Br, Eu ₂	Fluoro-halogénure de Baryum dopé avec des ions d'Europium
CCD	Charge Coupled Device
CDA	Couche Demi Attenuation
CNR	Contrast to Noise Ration
CNT	CONTRASTE
CR	Computed Radiography
CsI:TI	Iodure de Césium dopé avec Thalium
DGM	Dose Glandulaire Moyenne
DQE	Detective Quantum Efficiency
DR	Digital Radiography
ERLM	Écran Radio Luminescent à Mémoire
Fi	Fibres
MTF	Modulation Transfer Function
GE	General Electric
Gy	Gray
KERMA	Kinetic Energie Released Per Unit Mass
Ma	Masses
mA	milliAmpère
mAs	milliAmpère-seconde
Mi	Microcalcifications
Mo	Molybdène
mR	miliRoentgene (<i>unité d'exposition</i>)

Résumé

Dans cette étude, on s'intéresse à la comparaison de la deux systèmes numériques en mammographie en terme des performances physiques des détecteurs utilisés pour les deux mammographes (système DR avec GE Essential avec détecteur CsI de conversion indirecte et système CR avec les plaques de phosphore ERLM). Cette comparaison est réalisée à travers les mesures de la fonction de modulation de transfert MTF, rapport contraste sur bruit CNR, la dose glandulaire moyenne DGM et enfin nous allons évaluer la qualité globale de l'image par l'objet test MTM100.

Les résultats obtenus pour le système DR ont été comparés aux résultats publiés dans littérature [34]. Le système DR (GE Essential) présente une meilleure qualité d'image pour les faibles doses que le système CR (Agfa mm3.0R).

Introduction générale

Le cancer du sein est la première cause de mortalité chez les femmes. La technique la plus efficace pour combattre cette maladie est la détection précoce. 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].

Les objectifs de l'examen mammographique est la mise en évidence d'une part de structures de faibles contrastes, appelées masses (ayant une dimension de quelque millimètres), et d'autre part de microcalcifications de petite taille (150 - μm 200 de diamètre). Dans ces conditions, le système d'imagerie doit être performant au niveau de la qualité. En outre, la dose délivrée doit être faible ; en particulier pour les examens de dépistage. Cet état de fait implique qu'une optimisation de toute la chaîne radiologique doit être consentie afin d'obtenir une qualité d'image satisfaisante pour un diagnostic sûr et une irradiation qui soit la plus faible possible pour la patiente [2].

Il faut d'ailleurs distinguer deux technologies différentes identifiées à partir des capteurs utilisés. La première est basée sur l'utilisation de détecteurs amovibles CR (Computed Radiography) avec les écrans radio - luminescents à mémoire (ERLM) 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 DR (Digital Radiography) constitués de matrices de capteurs permettant l'acquisition directement d'une image numérique [3]. Ce travail se limitera à l'étude la comparaison entre le détecteur numérique plan plein champ DR et les écrans radio - luminescents à mémoire (ERLM) CR.

En mammographie numérique, la qualité de l'image et la dose sont en règle générale antagonistes c'est à dire que toute mesure visant à améliorer la qualité augmentera la dose. L'optimisation consiste alors à s'assurer, sous la contrainte d'une qualité suffisante pour assurer un diagnostic correct, que les conditions d'exposition soient choisies de sorte que la dose soit la plus faible possible.

La qualité d'image est caractérisée par trois paramètres physiques de base qui sont la résolution, le contraste et le bruit. La performance globale d'un système d'imagerie dépend de manière complexe de ces paramètres. Dans le but de caractériser les performances des systèmes d'imagerie radiologiques ; il faut tenir compte des divers étapes de la procédure; à savoir l'exposition aux rayons X et la détections de ceux-ci, le traitement de l'information acquise, la visualisation de celle-ci ainsi que l'interprétation de l'information en vue de poser un diagnostic [2].

L'approche plus largement utilisée par les constructeurs est la comparaison des performances des détecteurs numériques en termes de résolution spatiale et de bruit. Les paramètres physiques de base utilisés pour d'évaluation objective de qualité d'image sont des grandeurs physiques bien codifiées dans littérature et que l'on détermine par mesure. A partir de ces grandeurs, il est possible de déterminer des paramètres représentatifs de qualité d'image (sans considérer les effets d'agrandissement et de la diffusion de photons) [4, 5]. 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] 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) qui englobe le rapport signal bruit SNR [7]. Normalement, plus l'efficacité quantique de détection est grande, meilleure est la détection des lésions et le quatrième paramètre c'est le rapport contraste bruit (CNR).

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. 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 CIRS (MTM100) [8] peut être utilisé. 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'évaluation de la qualité d'image peut être réalisée de manière objective ou subjective. Les méthodes d'évaluation objectives sont indépendantes de l'observateur et sont reproductibles alors que les méthodes subjectives dépendent directement de la personne procédant à l'analyse l'image.

Notre travail a pour objectif la comparaison des performances de deux détecteurs numériques, le système DR (mammographe GE Essential) et le système CR avec les plaque de phosphore radio -luminescente à mémoire [ERLM] en termes des paramètres physique tels que : DQE ; MTF, CNR et la dose glandulaire moyenne DGM ainsi que l'évaluation de la qualité globale des deux systèmes par le fantôme MTM100.

Le mémoire est organisé comme suit :

Dans le premier chapitre, nous décrivons tout d'abord l'architecture de la glande mammaire, et nous allons définir le cancer du sein et donner un description générale sur la technologie moderne de mammographie numérique et leurs améliorations pour détecter le cancer de sein.

I.1 : Introduction

Lors d'une mammographie, chaque sein est radiographié de face et de profil pour visualiser l'intégralité de la glande mammaire . 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.

Dans ce chapitre nous décrivons tout d'abord l'architecture de la glande mammaire, et définir le cancer de sein avec quelques statistiques de cancer de sein en Algérie. Puis nous donneront une aperçu sur les améliorations technologiques de mammographie en tenant compte des amélioration des tube à rayon X, de la production de RX avec différents matériaux de l'anode et système de filtrage et les spectres utilisés en mammographies moderne.

I.2 : Généralités

I.2.1 : Anatomie du sein

Organe pair et symétrique de forme hémisphérique, situé en avant du thorax, entre la troisième et la cinquième côte, au-dessus du muscle grand pectoral . Une coupe longitudinale passant par le mamelon (Figure I.1). La glande mammaire se divise en 15 à 20 unités glandulaires indépendantes, lobes mammaires, divisés en lobules par des cloisons conjonctives, qui s'achèvent en douzaines de minuscules bulbes, base de tout raisonnement physiopathologique du sein. Les lobes, lobules et bulbes sont reliés entre eux par les canaux galactophores, qui se terminent par un canal unique s'abouchant au niveau du mamelon, situé au centre d'une zone pigmentée, l'aréole. La plus grande partie du sein est constituée de tissu adipeux qui comble l'espace situé entre les différentes structures du sein.

En période d'allaitement, les lobules fabriquent du lait et les canaux le transportent vers le mamelon où il est tété par le bébé. Les tissus mammaires baignent dans des liquides lymphatiques, qui permettent d'éliminer les déchets, les cellules mortes et autres débris. La circulation lymphatique du sein est importante dans la mesure où elle va déterminer les lieux où l'on retrouvera des métastases lors de cancer [9].

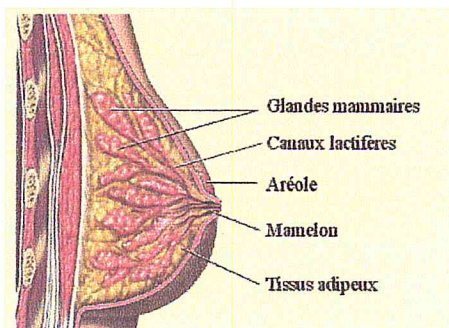


Figure I.1 : Anatomie interne de sein

I.2.2 : Cancer du sein

Le cancer du sein est une tumeur maligne se développant à partir des cellules constituant la glande mammaire. Les cellules malignes se multiplient de manière anarchique et forment la tumeur. Lorsqu'un cancer du sein n'est pas traité, les cellules tumorales se propagent localement et envahissent les organes de voisinage (extension locale puis extension régionale). Elles peuvent également se propager par voie sanguine ou lymphatique (extension générale) pour atteindre les organes situés à distance (métastases). Les organes les plus fréquemment atteints par les métastases sont les os, les poumons, le foie et le cerveau.

Le cancer du sein représente donc un problème majeur pour la santé publique. L'imagerie radiographique du sein, ou mammographie, a permis de faire des progrès très importants dans la détection précoce du cancer du sein, améliorant le pronostic fortement corrélé au stade de la tumeur au moment du diagnostic [10].

Le conseil de l'Union Européenne a recommandé dans son Journal Officiel de décembre 2003 le « dépistage par mammographie pour le cancer du sein chez les femmes âgées de 50 à 69 ans, conformément aux lignes directrices européennes sur l'assurance qualité du dépistage par mammographie, » [11]. En 2006 le cahier des charges des programmes de dépistage organisé propose une mammographie bilatérale tous les deux ans aux femmes de 50 à 74 ans.

I.2.3 : Cancer de sein en Algérie

Avec 9 000 nouveaux cas diagnostiqués chaque année, le cancer du sein représente près de 50 % des cancers gynécologiques chez la femme en Algérie diagnostiqué encore à un stade tardif, la mise en place de programme de dépistage systématique se pose avec acuité. Il existe à l'heure actuelle une confusion entre dépistage et diagnostic précoce et c'est ainsi que certaines actions ponctuelles de consultations d'oncologie organisées dans des régions déshéritées sont annoncées pompeusement dans les médias comme campagne de dépistage du cancer du sein. On entend par dépistage l'identification, par un test, de sujets atteints d'une affection donnée et qui sont apparemment en bonne santé. Le dépistage n'a pas pour but de poser un diagnostic. Il se différencie en cela du diagnostic précoce. Les sujets qui présentent un test de dépistage positif doivent subir des examens à visée diagnostique.

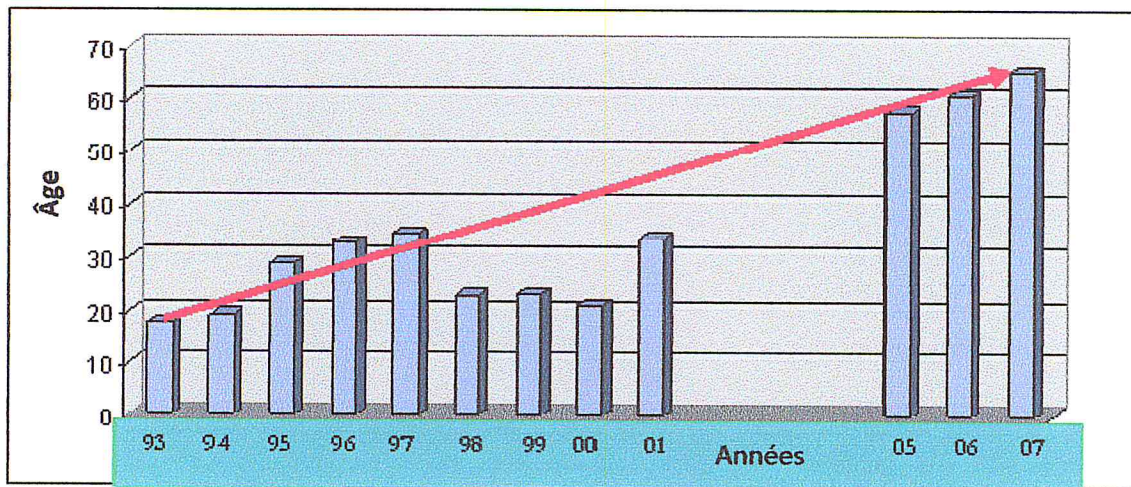


Figure (I.2) Évolution de l'incidence du cancer du sein à Alger (1993-2007) Taux annuel moyen d'évolution : 3,4 % 39.4% des cancers féminins Age médian : 47.5 ans [12]

I.4 : l'installation de mammographie

La mammographie numérique appelée aussi digitalisée a fait son apparition il ya une dizaine d'années. Elle a progressivement Remplacé mammographie analogique dit conventionnelle. Les deux dernières décennies ont connu des améliorations technologiques en mammographie importantes, amélioration des générateurs, augmentation de la distance foyer détecteur, amélioration de la compression du sein.

Actuellement, les appareils de mammographie 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

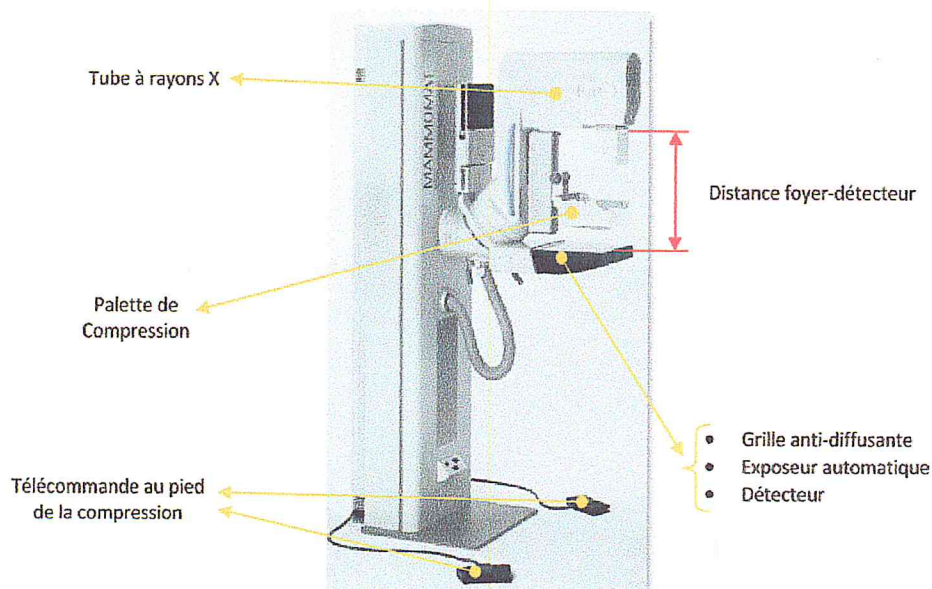
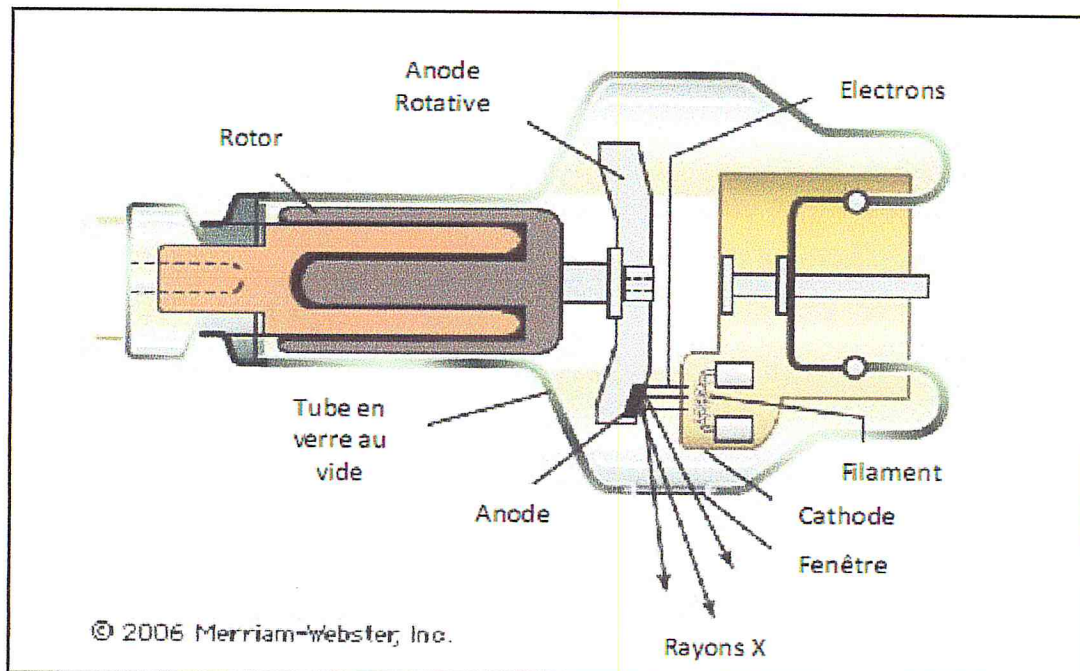


Figure (I.3) : Photo d'une installation de mammographie avec ses composants

I.4.1 : Productions Rayons X

I.4.1.1 : Un tube à rayons X

Les rayons X sont produits lorsque des électrons de haute énergie interagissent avec la matière et convertissent leur énergie cinétique en une radiation électromagnétique. Dans un tube à rayon X traditionnel les électrons sont libérés par un filament en tungstène chauffé, appelé cathode ; ils sont ensuite accélérés vers un cible, appelée anode, en Molybdène ou Rhodium pour la mammographie. L'accélération des électrons est réalisée à l'aide d'une différence de potentiel entre la cathode et l'anode. Ces éléments se trouvent dans un tube en verre sous vide (figure I.4). Pour les applications du radiodiagnostic, les tensions appliquées sont situées entre 20KVet 150 KV.



Figure(I.4) : schémas simplifiés d'un tube radiogène comprenant une enceinte à vide, une source (cathode) et une cible (anode) pour les électrons, ainsi qu'une source de haute tension. [13]

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 à 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.

I.4.1.2 : Anode tournante

Les avantages de cette anode tournante sont :

- Une répartition de la chaleur sur une plus grande surface (1000-1500°C).
- Une augmentation de la quantité de rayons X produits, et donc d'une possibilité d'augmentation de la puissance du générateur. Les appareils équipés d'anode tournante sont de puissance supérieure à 15-20kW.

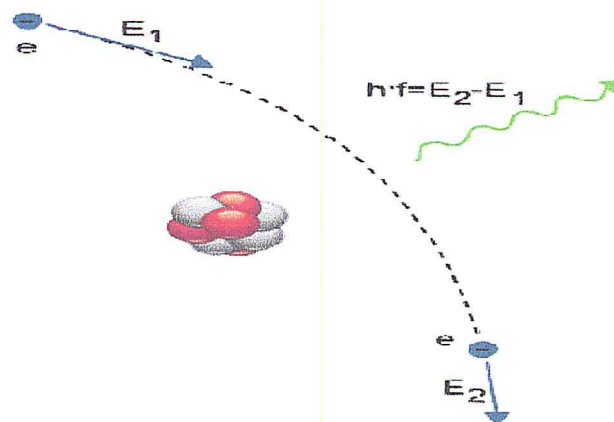
I.4.1.3 :La cathode

Le filament est monté dans une pièce creuse appelée pièce de concentration, dont la finalité est de focaliser les électrons sur l'anode. Sur certains appareils, la cathode est composée de deux filaments de taille différente. Le grand filament permet d'augmenter le flux d'électron et donc la production de rayons X alors que le petit filament permet de concentrer un faisceau d'électron plus faible sur une plus petite surface de l'anode, améliorant ainsi la finesse de l'image.

La génération des photons X produits résulte de deux phénomènes [14].

I.4.1.4 : 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 I.5). 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.



Figure(I.5) : 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.

I.4.1.5 : Rayonnement X caractéristique

Un spectre de raies caractéristiques du matériau composant l'anode. Lorsque l'électron incident ionise un atome de l'anode, un photon X est émis lors du réarrangement du cortège électronique (Figure I.6 gauche). Le photon émis emporte l'énergie équivalente à la différence des énergies de liaisons (caractéristiques du matériau de l'anode) entre les couches électroniques où se produit la transition. Le spectre de raies caractéristiques se superpose alors au spectre continu du rayonnement de freinage (Figure I.6 droit).

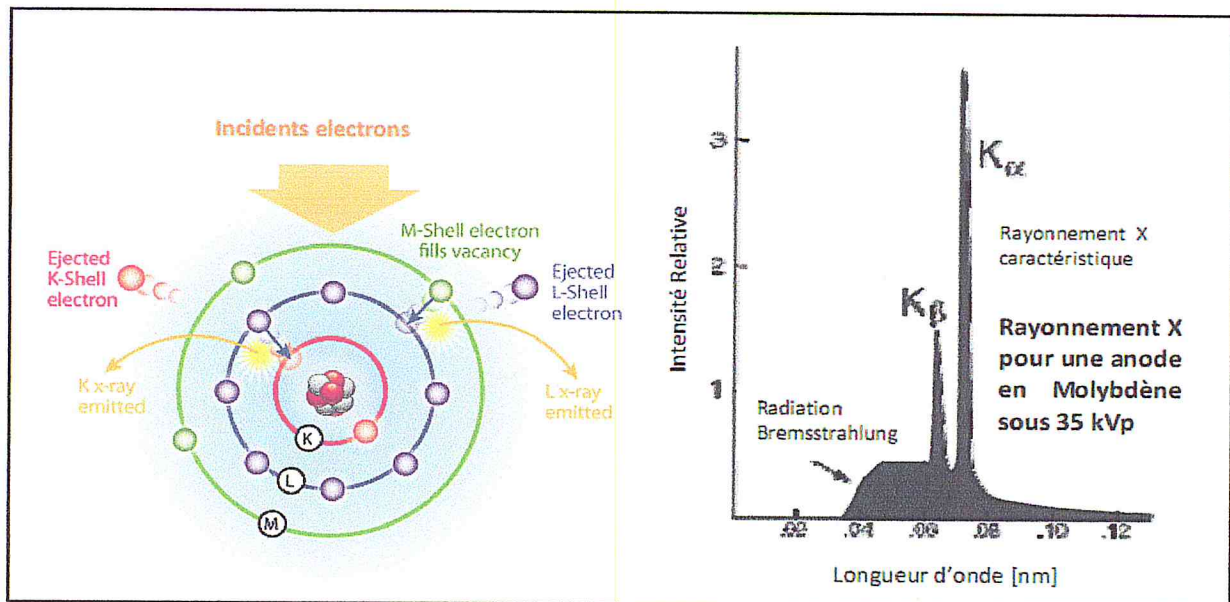


Figure (I.6):Gauche Photon X produit lors du réarrangement du cortège électronique suivant une ionisation. Droit Spectre de rayonnement de freinage (Bremsstrahlung) plus le rayonnement ca ractéristique d'un tube avec une anode en molybdène pour une tension de tube de 35 kVp, [15]

I.5 :La filtration

Divers travaux ont montré que le spectre optimum permettant d'atteindre en mammographie un contraste élevé pour une dose plus faible possible se situe entre 15 et 25 KeV en fonction de la composition et de l'épaisseur du sein.

Le rayonnement poly énergétique produit par un tube ne remplit pas cette condition étant donné que le rayonnement de freinage de basse énergie délivre une dose élevée au sein pour une faible contribution à l'image que le rayonnement de haute énergie diminue le contraste objet. Le spectre optimale est obtenu en utilisant une anode produisant des raies caractéristiques à l'énergie recherchée et une filtration permettant une suppression des rayons de basse et haut énergie du spectre de rayonnement de freinage , le Molybdène (Mo), le rhodium (Rh) produisent des rayons X caractéristiques dans la gamme requise pour la mammographie à 17.5 et 19.6 (Mo) et 20.2 et 22.7 (Rh) [16].

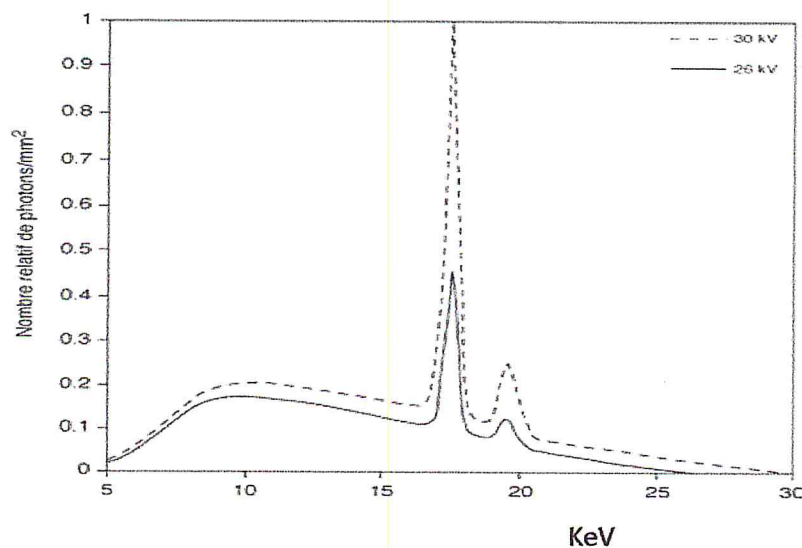
Élément	Nombre atomique	Densité (g.cm ⁻³)	Point de fusion(c°)
Molybdène	42	10.2	2610
Rhodium	45	12.4	1699
Tungstène	74	19.3	3370

Tableau (I.1):propriétés physique molybdène -rhodium -tungstène [17]

Transition	Tungstène	Molybdène	Rhodium
K _{α1}	59.32	17.48	20.22
K _{α2}	57.98	17.37	20.07
K _{β1}	67.24	19.61	22.72

Tableau (I.2) : Énergie des rayons caractéristique [KeV]pour différent matériaux et différentes transitions(Les transitions K_{α1}, K_{α2} sont transitions entre les couches L et K et K_{β1}dest transitions entre les couches M et K).

Le spectre de rayonnement à la sortir de l'anode et l'addition du rayonnement de freinage et du rayonnement caractéristique, le figure I.7 présente un spectre typique pour l'anode en molybdène et ceci pour deux tentions différentes soit 26 KV et 30 KV .les anodes en tungstène sont principalement basées sur la production de rayonnement de freinage.



Figure(I.7) : Spectre à la sortie d'une anode en Molybdène pour deus tensions différentes (26 et 30 KV). [18]

I.5.1 : la filtration additionnelle

une filtration additionnelle dont le matériau est identique à celui de l'anode permet d'atténuer le rayonnement de basse et haute énergie tout en assurant la transmission des raies caractéristique.

- Son rôle est d'éliminer les basses énergies (radioprotection)
- ✓ Qui de tout façon n'atteignent pas le détecteur.
- ✓ Qui irradient inutilement la surface cutanée.

La filtration par Molybdène	La filtration par Rhodium ou Aluminium
<ul style="list-style-type: none"> • Augmente le contraste de l'image • Utilisation pour les seins gras 	<ul style="list-style-type: none"> • Diminue la dose de RX absorbée par le patient • Seins denses

Tableau (I.3) : les différents filtres utilisés en mammographie

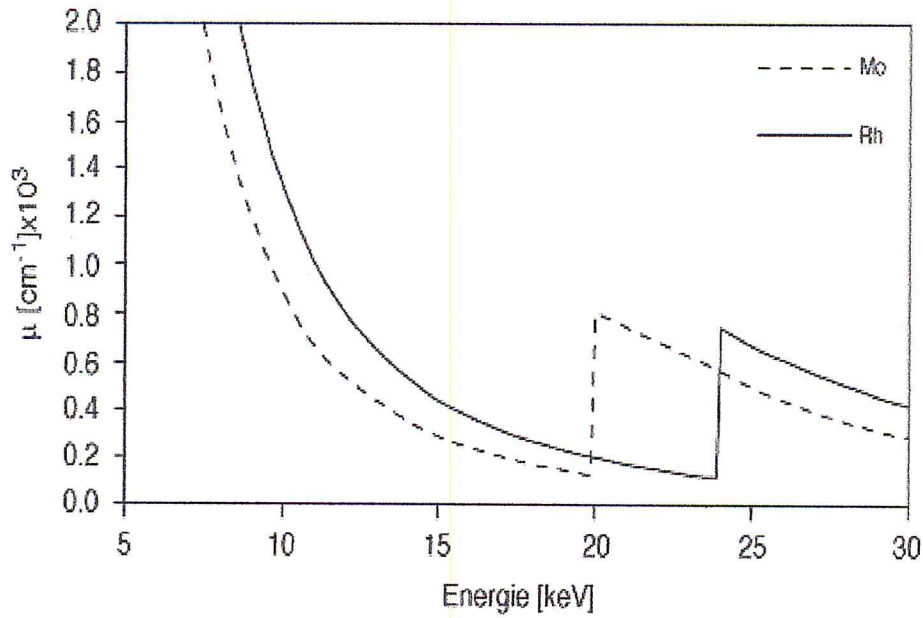
I.5.2 : Filtration par un élément de faible numéro atomique

Comme l'Aluminium, qui supprime les rayonnements les moins énergétiques, ce filtrage est obligatoire à la sortie des tubes de radiodiagnostic général, mais non pour la mammographie

I.5.3 : Filtration par un corps de numéro atomique moyen

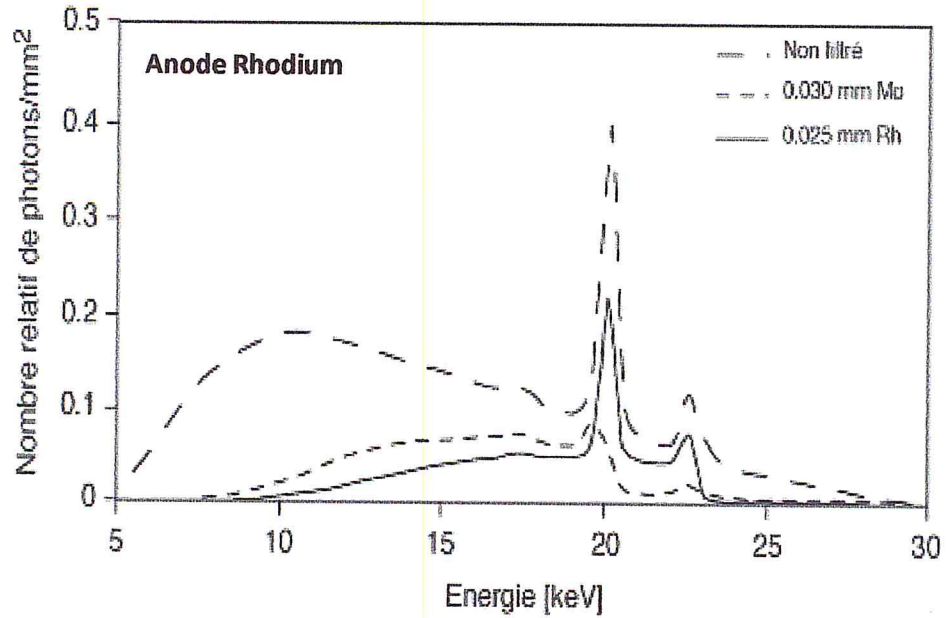
L'atténuation par effet photoélectrique dépend de la discontinuité d'atténuation par les couches électroniques K et L de l'atome. L'atténuation se fait en deux phases, l'une au-dessous de 20 keV, fortement décroissante de 5 à 20 keV, puis elle augmente brusquement à 20 keV pour décroître ensuite.

Le rayonnement X filtré par un tel corps est donc fortement atténué entre 5 et 15 keV, passe bien juste au-dessous de 20keV pour être à nouveau absorbé au-dessus de 20keV (figure I.8). par contre le Rhodium l'atténuation est fortement décroissante de 5 à 23 keV, puis elle augmente brusquement à 23 keV pour décroître ensuite. Le rayonnement X filtré par un tel corps est donc fortement atténué entre 5 et 15 keV.

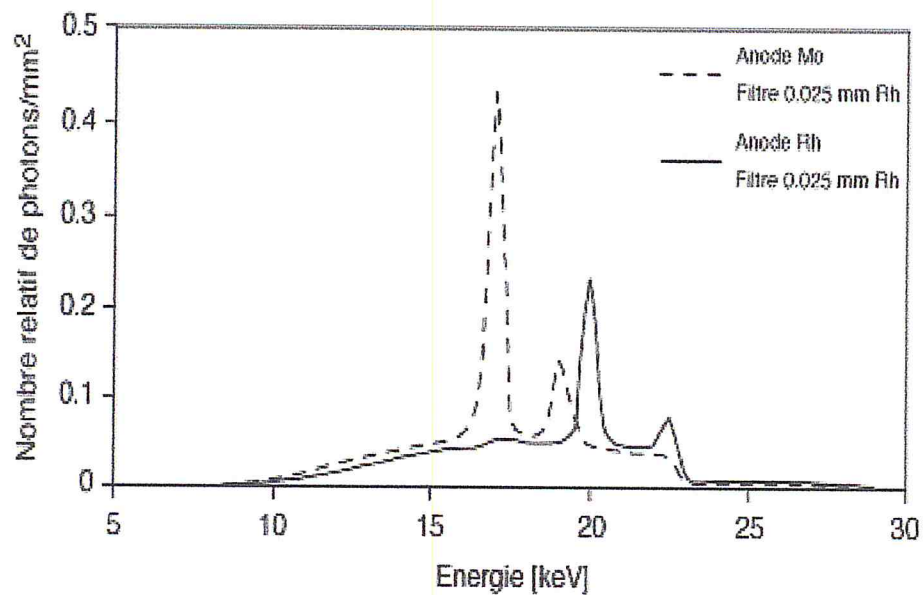


Figure(I.8) :Coefficients d'atténuation linéaire du molybdène et du rhodium en fonction de l'énergie[16]

La filtration additionnelle habituellement utilisées en mammographie correspond à 0,03 mm de molybdène avec une anode de Molybdène et de 0.025 mm de Rhodium dans le cas de l'utilisation d'une anode de Rhodium pour augmenter le contraste en éliminant les photons de freinage d'énergie supérieure à 20 keV ainsi que les photons X "mous" d'énergie inférieure à 17 keV. La fenêtre de sortie du tube est en Béryllium pour éviter la filtration par l'enveloppe du tube.



Figure(1.9) : Spectre obtenu à 30 KV avec une anode en Rhodium et une filtration en molybdène de 0.03 mm d'épaisseur (trait discontinu) et une anode en Rhodium avec une filtration en Rhodium ayant une épaisseur de 0.025 mm (trait continu) [18].



Figure(1.10): Comparaison des spectres obtenus après une filtration de 0.025mm d'un spectre issu d'une anode en Molybdène (trait discontinu) et d'une anode en Rhodium (trait continu) [16].

On remarque que le couple Rh/Rh produit un spectre plus énergétique que le couple Mo/Rh. les spectres ont été acquis avec une tension de 30KV.

I.6 : Choix des kV et matière de la cible (Couples cible / filtre)

1. Sein petit, moins de 4 cm d'épaisseur : Mo -Mo: Molybdène ($Z= 42$) filtré par le Molybdène ($50 \mu\text{m}$): sous 25 kV.
 2. Sein moyen entre 4 et 6 cm d'épaisseur: Mo/Mo 28 kV
 3. Sein volumineux ou très dense: [14]
- Rh-Rh: Rhodium (Rh ; $Z = 45$) filtré par Rhodium ($25 \mu\text{m}$) 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 Xérogaphie le spectre continu du Mo émis sous 35 kVp.

I.7 :Les dimensions du foyer et la géométrie

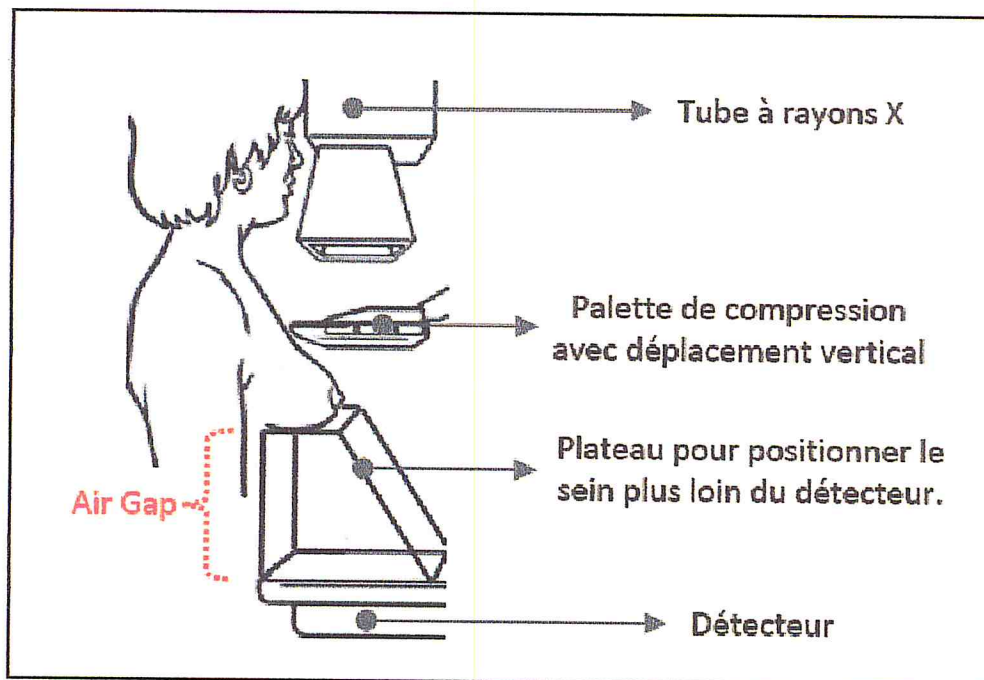
La petite surface où les électrons frappent l'anode pour former des rayons X est appelée foyer. La taille et la forme de ce foyer, en combinaison avec les distances foyer – sein et sein – récepteur, déterminent le flou géométrique et par là, la résolution spatiale.

I.7.1 :L'agrandissement géométrique

Il nécessite un foyer fin de 0,1 à 0,15 mm. Une distance sein- récepteur d'image minimale, et une distance focale minimale supérieure à 60 cm. 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 d'intérêt. Un petit foyer est sélectionné à condition que la grille anti-diffusion est enlevée. Les meilleurs résultats sont obtenus pour des rapports d'agrandissement situés entre 1,5 et 2.

Si l'on supprime la grille et si on utilise des couples écran-film plus rapides, on réduit les doses d'irradiation sans altérer la qualité des images. L'agrandissement géométrique améliore la visibilité des détails de petite taille et de faible contraste mais avec une baisse du contraste d'ensemble et une visibilité des gros objets diminuée.



Figure(I.11) : Positionnement du patient pour la prise d'une mammographie d'agrandissement

Le rejet du diffusé est assuré par l'espace d'air (« air gap » en anglais) (voir Figure.11) permettant ainsi d'éviter l'utilisation d'une grille anti diffusante.

Cette anti diffusion devient plus efficace quand le volume à irradier diminue. Pour cela le champ à irradier est réduit par un localisateur.

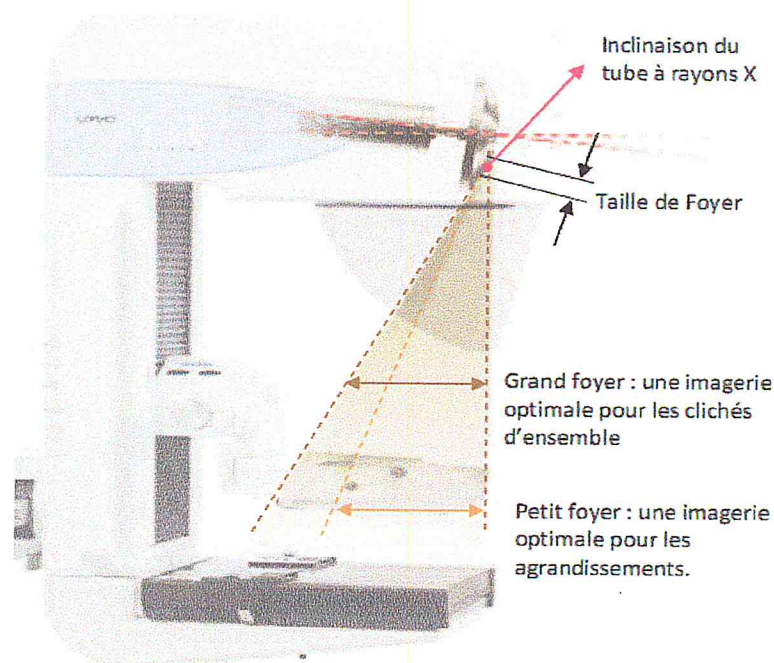


Figure (I.12): Sélection de la taille de foyer en fonction de la sélection des clichés D'ensemble ou des agrandissements.

I.8 : Palette de compression

La compression de sein est un élément important lors de l'examen mammographie et est réalisé à l'aide d'un plateau en plexiglas, la compression de sein est nécessaire pour différents 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.

I.8.1. Force et pression

$$Pression = Force / surface$$

Ainsi une même force donnera une pression plus grande, donc une douleur plus marquée sur un petit sein, que sur un sein volumineux. La pression doit donc être moindre sur un sein petit que sur un sein volumineux.

La commodité de réglage de cette pression est donc importante. La force devrait être mesurée en Newton, mais pour des raisons de commodité on préfère utiliser des équivalents en kilogramme : le facteur de correspondance est 9,8 c'est à dire que 10 kg correspond à 98 N : les valeurs maximales habituelles varient de 110 N et 180N.

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.

I.9 : une grille anti diffusante

La diminution de rayonnement diffusé est également réalisée à l'aide de la grille anti - diffusante focalisée qui se trouve entre le sein et le récepteur de l'image. Une grille est composée d'une série petites lamelles de plomb séparées les unes des autres par un espace transparent aux rayons X et alignés par rapport au foyer de tube afin de laisser passer le rayonnement direct.

L'épaisseur typique de la grille est d'environ 3 mm. Le rayonnement diffusé est arrêté lorsque sa direction dépasse une valeur angulaire déterminée par la hauteur h des lamelles et l'espacement D entre elles.

Le rapport entre h et D définit le rapport de grille r qui est de l'ordre 5 pour la mammographie ; plus ce rapport est élevé, meilleure sera d'élimination du rayonnement diffusé.

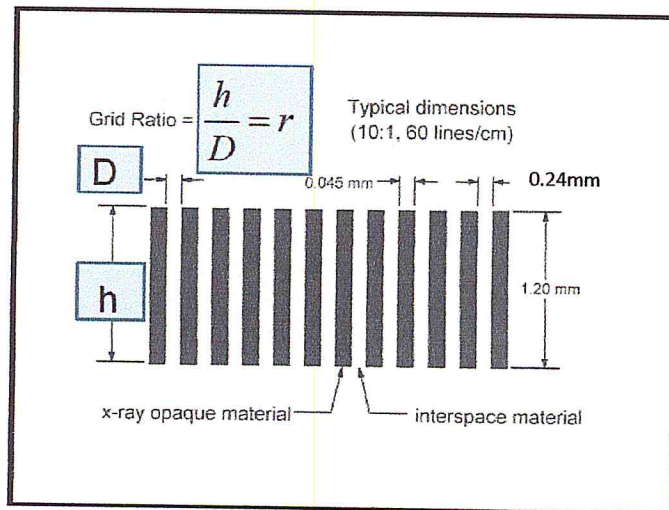


Figure (I.13): Grille anti-diffusante.

Les performances des grille est évaluée en utilisant deux facteurs principaux :

- Facteur de Buchy
- Facteur de sélectivité

I.9.1 : facteur de Buchy

Le facteur de Buchy est la relation entre le courant – temps (mAs) qu'il faut appliquer au tube à rayons X avec une tension de tube constante. Donc le facteur bucky donne par la relation :

$$B = \frac{\text{mAs avec la grille}}{\text{mAs sans grille}} \quad (I.1)$$

Ce facteur doit être élevé, sans dépasser une valeur 3 pour limiter le rayonnement reçu par le patient.

I.9.2 : Sélectivité

La sélectivité est la relation entre le pourcentage de rayonnement direct et le pourcentage de rayonnement diffusé que la grille anti-diffusante laisse passer.

$$\text{Sélectivité} = \frac{\% \text{de rayonnement direct}}{\% \text{de rayonnement diffusé}} \quad (I.2)$$

I.10 : système d'exposition automatique

Les systèmes d'exposition automatique sont conçus pour que soit produite automatiquement la dose d'exposition nécessaire avec un noircissement acceptable et constant. Les exposeurs automatiques permettant d'obtenir une densité optique constante quel que soit l'épaisseur et densité de sein et la tension utilisée.

Ce système d'exposition automatique est un élément crucial du mammographe.

I.11 : Détecteur

Le détecteur, la grille anti-diffusante et le mécanisme permettant de faire bouger celle-ci se trouvent dans un support portant le nom de l'inventeur de la grille anti diffusante le buchy (1913). Le mouvement imprimé à la grille inventée par H.E .Potter (1916) permettant d'animer la grille d'un mouvement de va et vient pendant l'exposition empêche que les lames soient visibles sur les clichés [20].

CHAPITRE

III

SYSTÈMES DE DÉTECTION NUMÉRIQUES

II. Introduction

Les possibilités d'évolution de la chaîne d'imagerie mammographique conventionnelle sont limitées et on peut penser que l'avenir de la mammographie se fera vers les technologies de numérisation, domaine dans lequel les industriels ont beaucoup investi ces dernières années [21]. Dans ce chapitre nous allons présenter les différents détecteurs utilisés actuellement dans le domaine du diagnostic précoce en mammographie numérique. Les détecteurs électroniques de rayons X (DR) peuvent être divisés en deux catégories : ceux qui font appel à une technique directe (sélénium :DR) et celles qui utilisent une méthode indirecte avec un état intermédiaire (scintillateur : CsI) et les capteurs CCD et les écrans de phosphor (ERLM) (CR).

II.1 : Les systèmes numériques disponibles

- Système CR avec les écrans radio luminescents à mémoire (ERLM)
- Système DR avec les capteurs plans plein champ à conversion indirecte utilisant un phosphore (typiquement à l'iodure de césium).
- Les système DR à balayage à conversion indirecte utilisant une barrette de CCD
- Système DR de conversion directe utilisant un photoconducteur silicium amorphe (a .si) .

matériel	Z	E_k (KeV)	W (eV)
CdTe	48/52	26.7/31.8	4.4
Si pure	14	1.8	3.6
Sélénium amorphe	34	12.7	50
CsI(Tl)	55/33	36.0/33.2	19
Gd ₂ O ₂ S	64	50.2	13
BaFBr:Eu	56/35	37.4/13.5	50-100

Tableau (II.1) Caractéristiques des matériaux utilisés en détection

II.2 : Les systèmes de Radiologie Computrisée (CR)

Le système Computed Radiography CR utilise des écrans à scintillateur photo stimulable à mémoire, appelé également Écran Radio Luminescent à Mémoire (ERLM) ou, improprement cassette Phosphores (en référence au terme anglais « Phosphor » qui est synonyme de scintillateur) avec des lecteurs d'écran qui fournissent l'image numérique; des photodiodes sont numérisés par un Convertisseur Analogique-Digitale « ADC ».

La configuration d'un système informatisé est composée de cassettes avec écrans ERLM, un lecteur, une station informatique, des moniteurs haute et basse résolution et un reprographe. La cassette comporte un écran photo stimulable.

C'est un scintillateur à mémoire, constitué d'un revêtement de cristaux constitués de Chlorure ou Iodure de Baryum Fluoré dopé à l'Europium (« BaFX:Eu » ou X=Bromure, Chlore ou Iode) [22].

Composition de la plaque [23]

- Une couche de protection ventrale (transparente en polyéthylène) ;
- Une couche sensible (200 à 300 μm).
- Elle se compose d'un cristal de Fluoro-halogénure de Baryum dopé avec des ions d'Europium bivalents choisis pour leur forte luminescence (le Ba F-Cl, Eu_2 ou le Ba F-Br, Eu_2). Son rôle est de mémoriser l'image latente qui va être créée lors d'une émission de rayons X.
- Une couche support ;
- Une couche dorsale de protection.

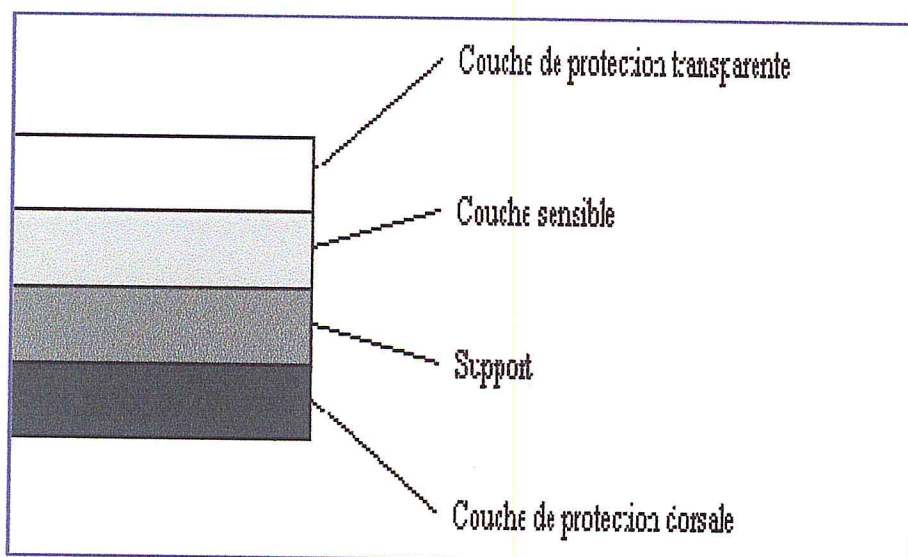


Figure (II .1) : Structure des Écrans Radio luminescents(ERLM)

II.2.1 : Principe physique et technologique

Le principe physique repose sur l'utilisation de plaques constituées d'un réseau cristallin de Baryum (Ba), Fluor (F) et de brome (Br) monovalent dopé à l'euporium bivalent Eu^{+2} . Sous l'action des rayons X, des atomes d'euporium perdent un électron. Ces électrons excités atteignent la bande de conduction électronique et sont piégés par les molécules de Ba, F, Br monovalents pour constituer du Ba, F, Br stables.

La plaque contient alors une image latente stable caractéristique du flux de rayons X absorbé par le patient irradié qui sera détectée à l'aide d'un lecteur de plaques.

L'écran est inséré dans un lecteur qui balaye le scintillateur à l'aide d'un faisceau Laser (He Ne, $\lambda = 633 \text{ nm}$) ou d'un système émettant une forte chaleur. Cette irradiation complémentaire, thermique ou par lumière suivant la technologie, rompt l'équilibre métastable et l'ERLM libère l'énergie stockée. [24]

Cette émission lumineuse ($\lambda = 390 \text{ nm}$) est captée par un guide de lumière et transmise à un tube photomultiplicateur, qui produit un signal électrique analogique qui est amplifié, converti en signal numérique et enregistré sur un ordinateur figure II.2. A ces différents éléments, on associe un écran de visualisation et un reprographe pour l'impression sur film de l'image radiologique.

La cassette ERLM est réutilisable après avoir été exposée à un faisceau d'initialisation qui supprime toute rémanence.

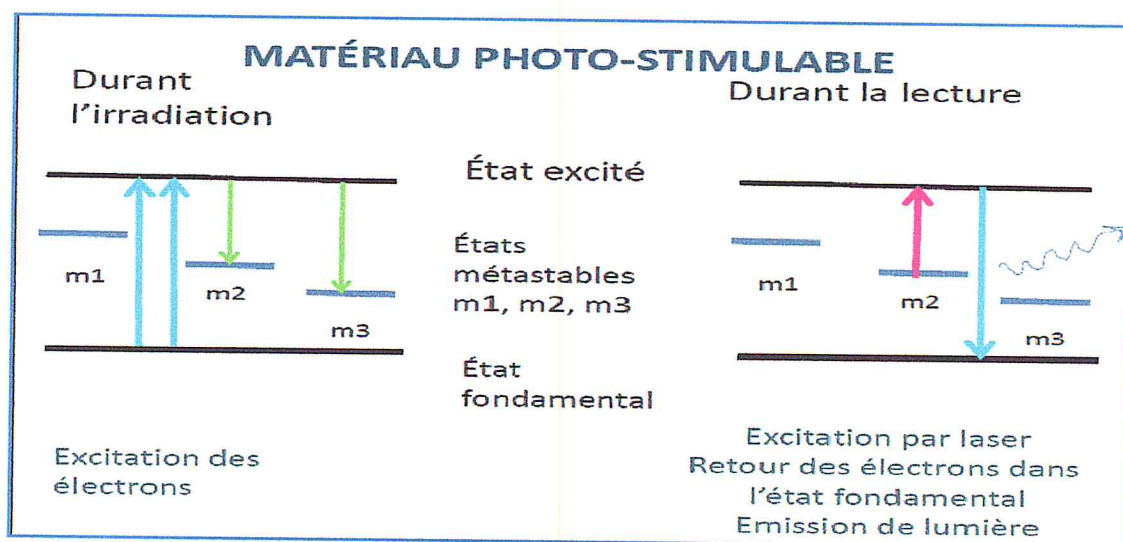


Figure (II.2): Interactions les RX avec fluoro-halogénure de baryum dopé à l'euporium.

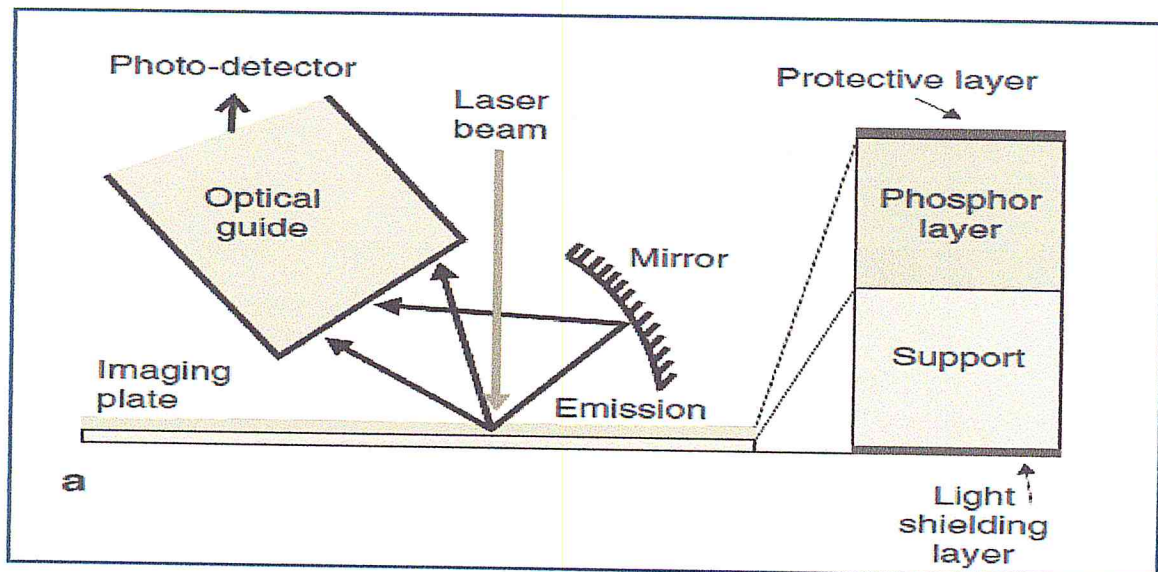


Figure (II. 3) Principes de fonctionnement des détecteurs ERLM [25].

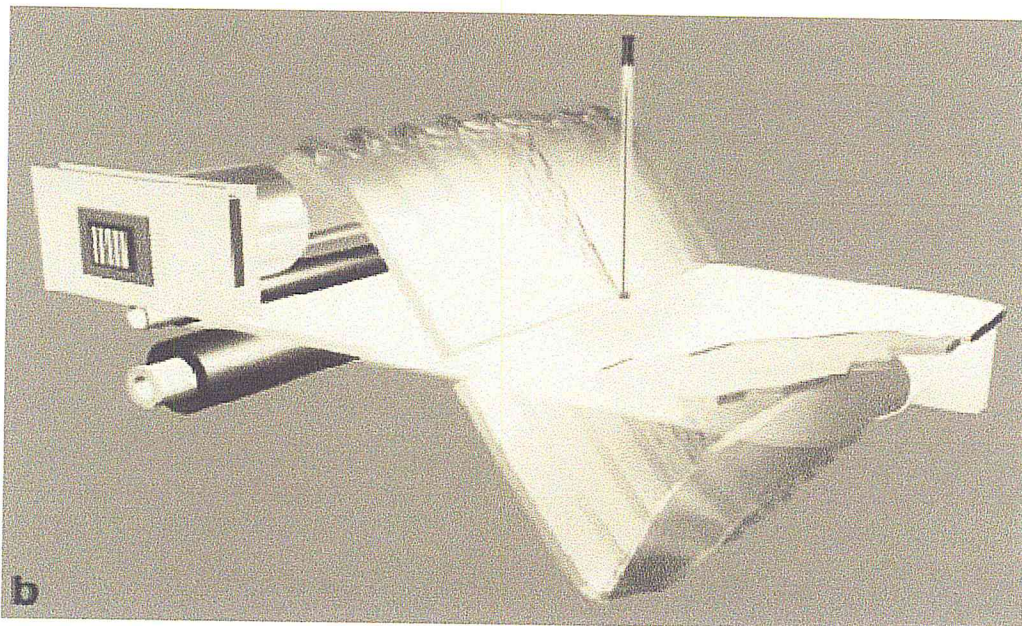


Figure (II.4): Lecture la plaque ERLM par laser adéquat

II.3 : Les systèmes de Radiographie numérisée (DR)

Aujourd'hui beaucoup de systèmes utilisent la conversion indirecte, le signal électrique étant généré après une étape intermédiaire de conversion des photons X en photons lumineux. Ces détecteurs utilisent un scintillateur, iodure de césium activé au thallium (CsI:Tl), qui convertit les rayons X absorbés en photons lumineux. Ceux-ci sont ensuite transformés en charges électriques, soit par couplage optique à des éléments CCD, soit à l'aide d'une matrice de photodiodes en silicium amorphe (a-Si). Le signal électrique obtenu à la sortie du CCD ou des photodiodes est numérisé par un convertisseur analogique-numérique ADC [26].

II.3.1 : La radiographie numérisée indirecte

Les systèmes plans plein champ à silicium amorphe utilisent un phosphore à l'iodure de césium (CsI(Tl)-aSi). Pour améliorer la résolution spatiale, le CsI est habituellement fabriqué sous forme d'aiguille, figure II.5 limitant ainsi la dispersion latérale de la lumière émise résultant de l'interaction des photons avec le scintillateur.

Le rayonnement est collecté par un scintillateur ou écran photo luminescent qui le transforme instantanément en lumière (Iodure de Césium – CsI – principalement, Oxyde de Gadolinium également : GadOx). Cette lumière, transmise par un coupleur optique, est transformée en signal électrique par des caméras à CCD ou des matrices de diodes lues par une matrice de transistors (thin-film diodes : TFD et thin-film transistors : TFT, réalisés dans une couche de silicium amorphe : a.Si). Chaque TFT étant connecté à une photodiode convertissant la lumière émise par le scintillateur en signal électrique.

Les charges électriques sont stockées au niveau de chaque pixel. L'électronique de la couche de TFT permet de lire la charge électrique de chaque pixel qui est ensuite numérisée par un convertisseur analogique-numérique [26].

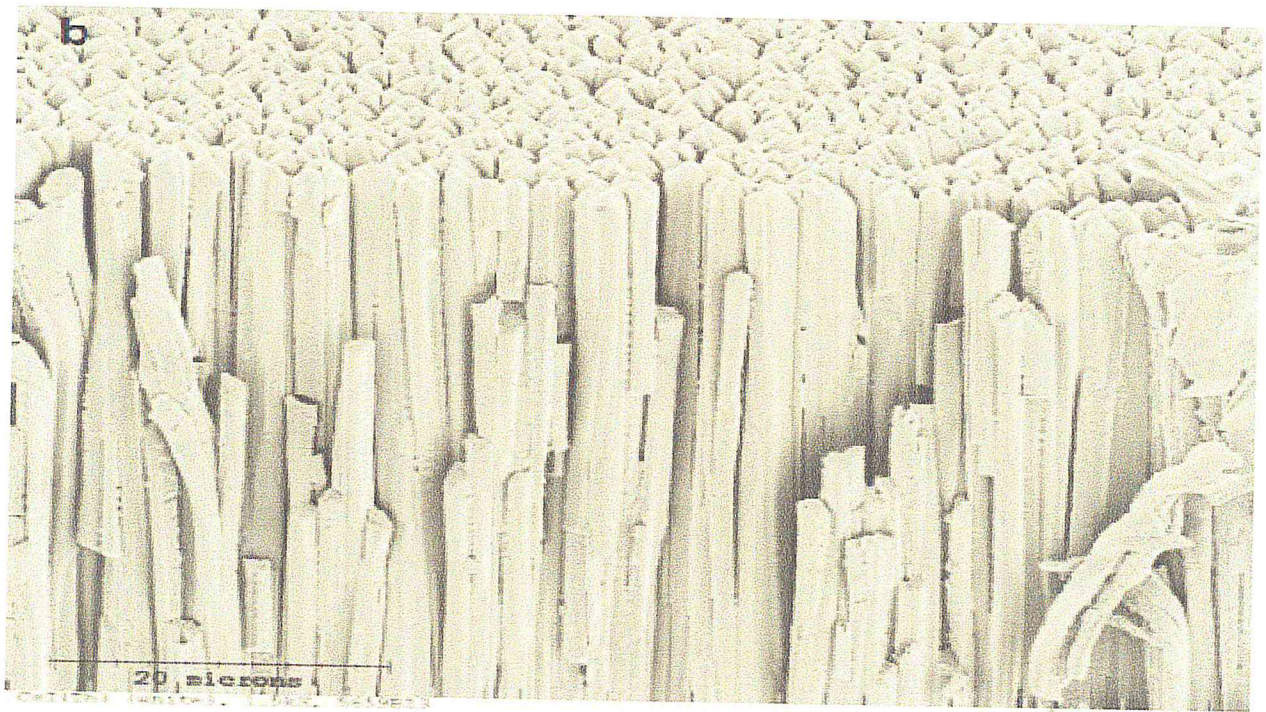
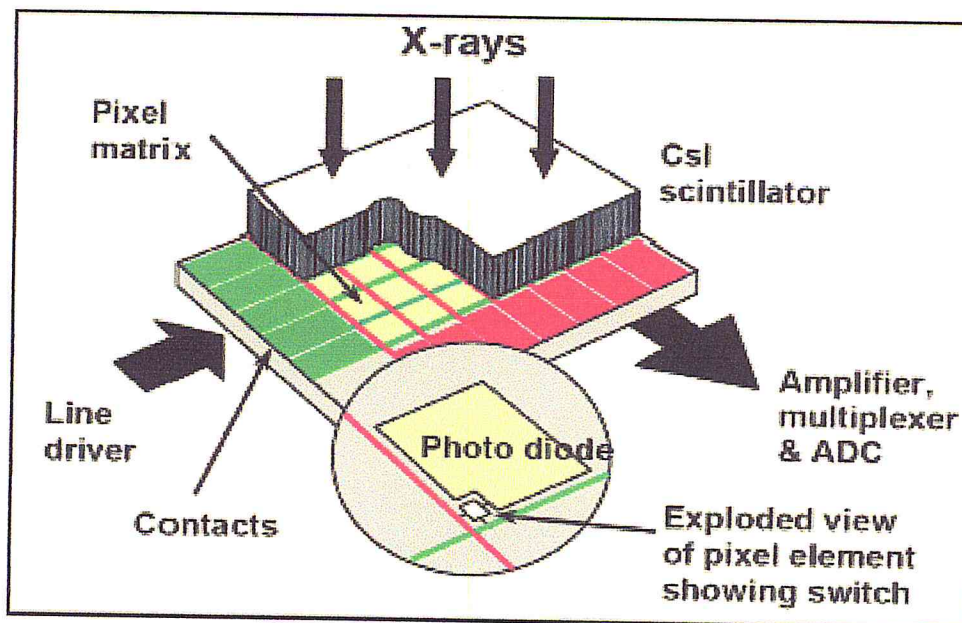


Figure (II.5) : Microfibre de iodure de césium. Chaque microfibre possède un diamètre de 4 à 6 micromètres. Les microfibrilles CsI qui absorbent les photons X incidents et génèrent au niveau de chaque microfibre des photons visibles [27].



Figure(II.6): Principe de fonctionnement le capteur plein champ indirect. [28]

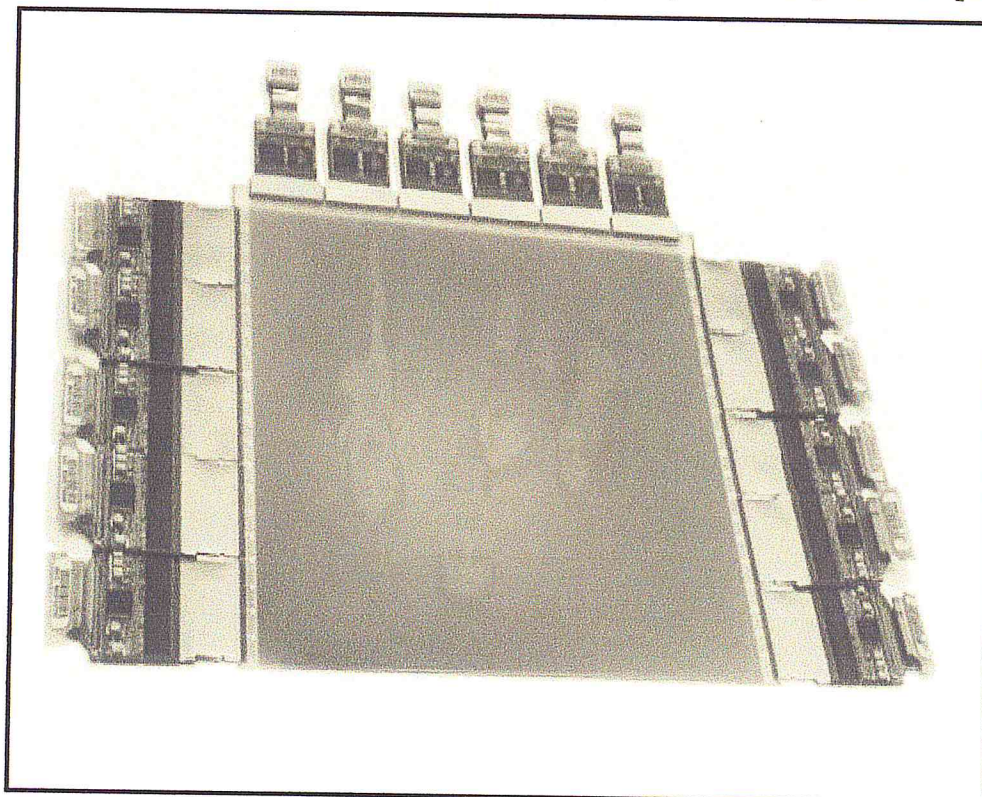


Figure (II.7) : Photo présente un détecteur conversion –indirect (CsI).

II.3.2 : La radiographie numérisée directe

Dans ces systèmes, l'étape intermédiaire de création de photons lumineux est supprimée par l'utilisation comme milieu détecteur d'un photoconducteur. Il est composé d'un ensemble de Sélénium amorphe et de silicium amorphe (aSe/aSi). Les rayons sont directement convertis en charges électriques, l'interaction des photons X avec le a-Se créant des paires électrons trous. La couche de Sélénium est soumise à une haute tension qui la polarise, le champ électrique évite la dispersion latérale des charges les dirigeant sur les pixels de collection des charges au sein d'une matrice en silicium amorphe de transistors en couche mince (TFT).

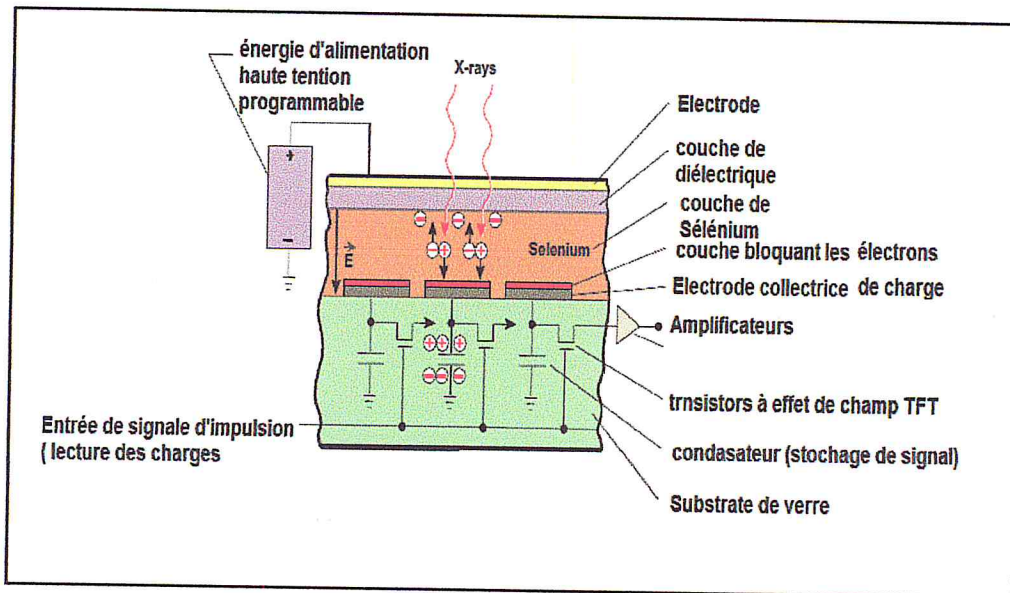


Fig. (II.8) : Système DR à détection (conversion) directe [source Kodak]

La couche de détection est composée de sélénium amorphe (a - sélénium), photoconducteur semi-conducteur qui génère des charges électriques sous l'influence d'un champ électrique HT. Les champs électriques appliqués au photo-conducteur permettent de canaliser les charges produites vers le collecteur le plus proche, ce qui assure au système une bonne résolution spatiale pour l'image.

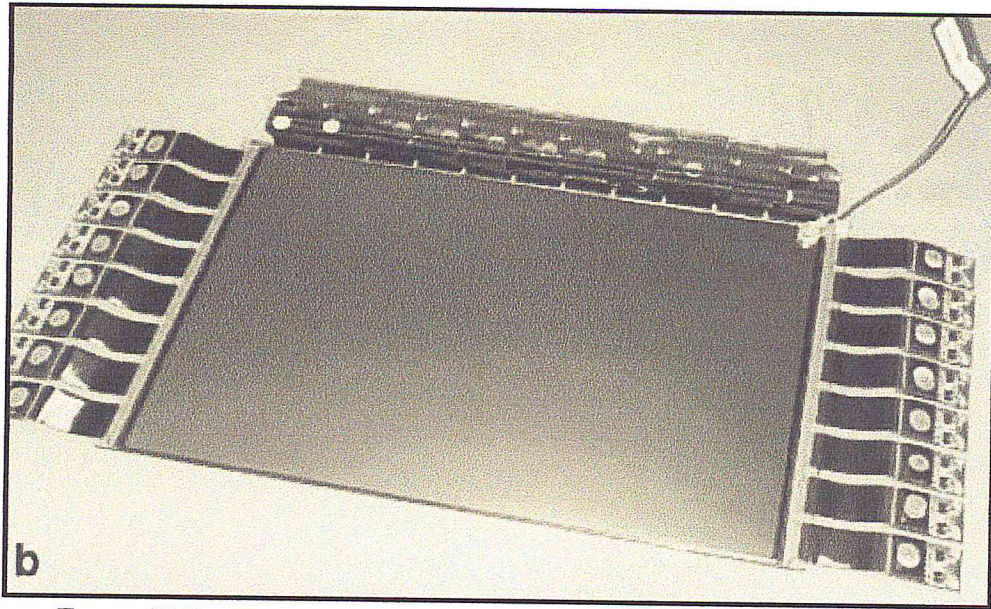


Figure (II.9) : Photo présente détecteur numérique conversion directe [31]

Parmi, les inconvénients ou contraintes liés à cette technologie, nous pouvons citer:

1. Une assez faible interaction R_x / matière due au faible numéro atomique du sélénium ($Z = 34$). Pour une épaisseur de détection de $500 \mu\text{m}$ de sélénium, on a un rendement de 45%.
2. Le phénomène de rémanence rendant difficile l'évolution de cette technique vers l'imagerie dynamique.
3. Le vieillissement du matériau détecteur avec le cumul de dose.

II.3.3 : Matrice photo diode /TFT

le détecteur plein champ indirect d'un scintillateur à iodure de césium et chaque élément du détecteur (pixel) contient un photodiode ainsi qu'un transistor à couche mince appelé TFT (de l'anglais ,Thine Film Transistor). Chaque pixel a une dimension de $100\mu\text{m}$. le rôle de TFT est de permettre la circulation des signaux électriques générées dans la photodiode. Tout un réseau de pistes conductrices assure l'acheminement des tentions de polarisations, des signaux de commande et de signaux de sortie pour chaque pixel ,figure II.10.

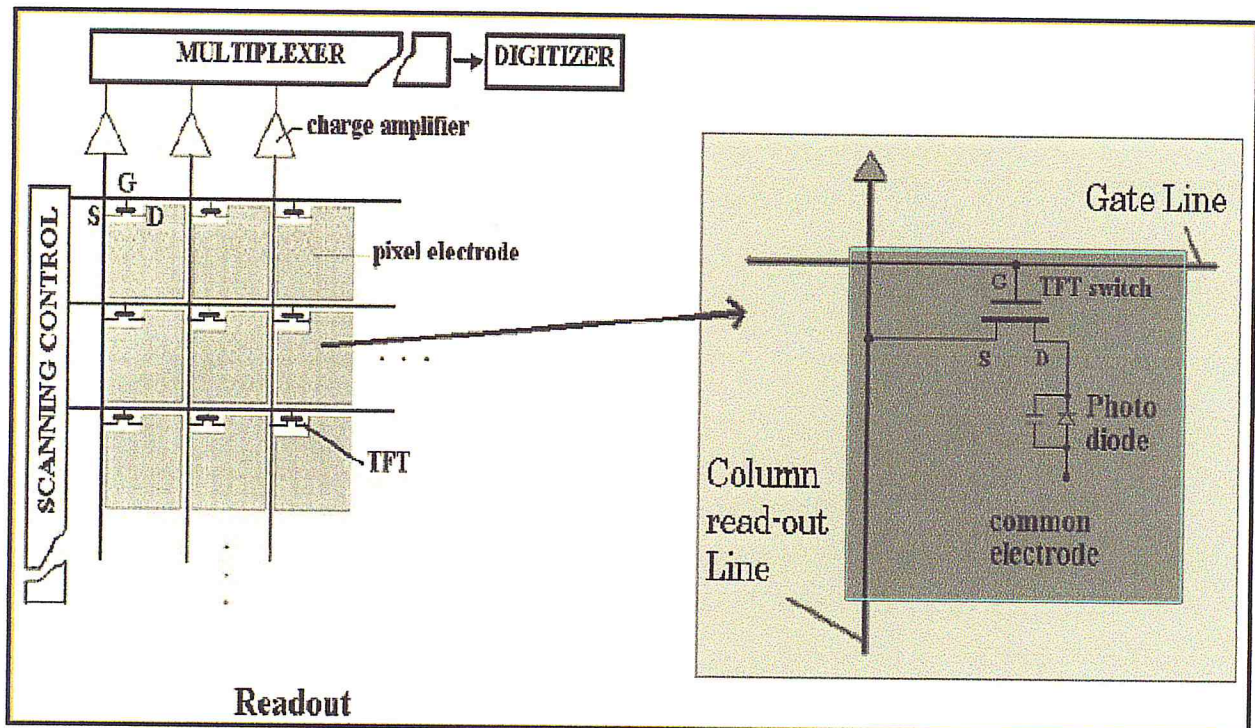


Figure (II.10): Schéma de matrice photodiode /TFT utilisé au détecteur plan indirect

Toute la matrice est réalisée sur la base de la technologie de silicium amorphe (a-Si-H), que ce soit le TFT ou la photodiode. Pour la lecture des signaux suite à une irradiation, le circuit de commande du balayage de matrice applique successivement une commande d'ouverture à tous les TFT d'une même ligne de pixels.

Tous les signaux d'une ligne de pixels sont alors envoyés en parallèle sur le bus de sortie des données et amplifiés à l'aide d'amplificateurs de charges, connectés à un multiplexeur, pour finalement être numérisés à l'aide d'un convertisseur analogique – numérique. La lecture complète de la matrice requiert quelques secondes pour finalement obtenir une image.

II.3.4 : Les systèmes à balayage à conversion indirecte CDD

Utilisent habituellement une barrette de CCD convertissant les photons lumineux en signal électrique. L'image plein champ est obtenue par le balayage du sein par un faisceau éventail étroit.

Un scintillateur couplé, par fibre optique, à une barrette de CCD, assure la conversion des photons X en photons lumineux eux-mêmes transformés en signal électrique par les CCD.

Un avantage de ce système est l'absence de diffusé dans l'image, source principale du bruit dans l'image, offrant une réduction potentielle de dose grâce à l'absence de nécessité d'utiliser une grille. Le principal désavantage des systèmes à balayage est le temps d'acquisition prolongé conduisant à une charge thermique importante sur le tube [26].

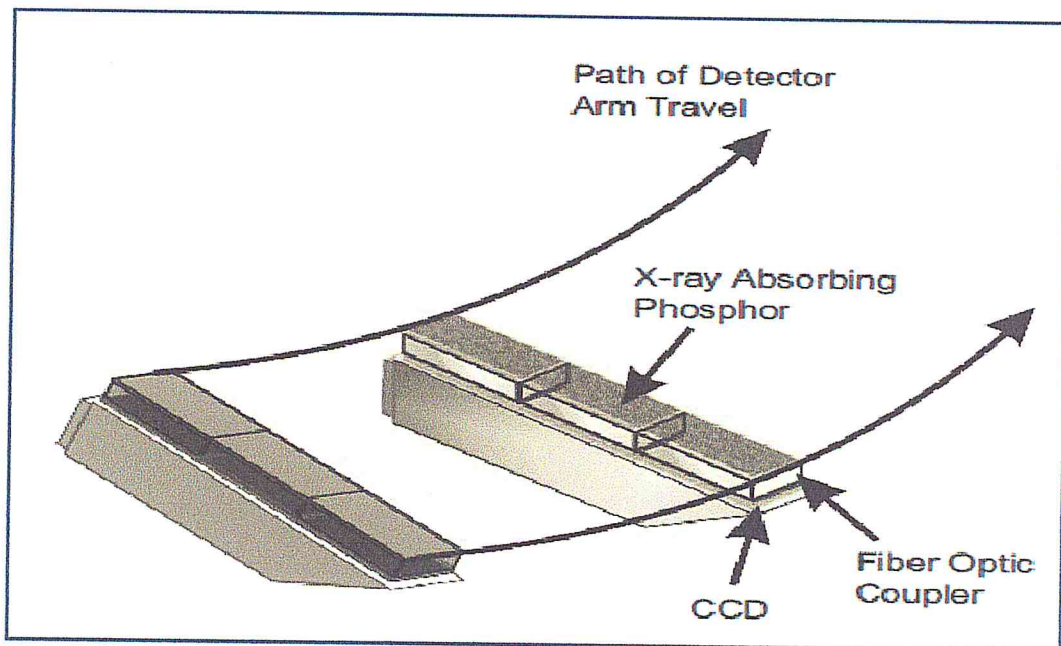


Figure (II.11) : Principe de capteur de base CDD (méthode indirect) [29]

CHAPITRE

III

PARAMÈTRES DE BASE DE L'IMAGE

III. Introduction

Les indicateurs d'évaluation de la qualité d'image en radiologie numérique sont très différents de ceux de la radiologie analogique. En effet, dans ce chapitre nous, présenterons les différentes approches ou bien critères qui décrivent la qualité d'images en mammographie numérique.

III.1 :L'efficacité de détection quantique DQE

La DQE englobe la résolution spatiale, le bruit et la sensibilité. La DQE permet d'étudier en un seul paramètre les effets combinés du bruit et du contraste. « Un système ne peut pas produire une image utile pour le diagnostic si le niveau de bruit est trop élevé car la détectabilité devient trop faible même si le niveau de contraste est suffisant. La DQE est l'expression de l'efficacité de transfert du rapport signal à bruit de l'entrée à la sortie du détecteur (Équation III.1):

$$DQE = \frac{(S/B \text{ en sortie})^2}{(S/B \text{ en entrée})^2} \quad (\text{III.1})$$

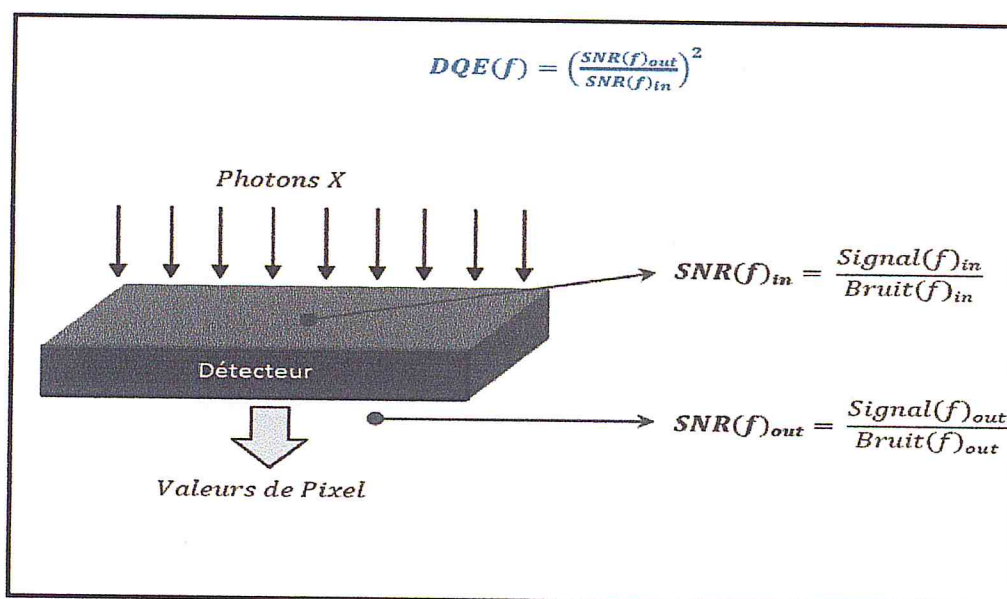


Figure (III.1): Modèle utilisé pour la détermination de l'Efficacité de Détection de Quanta (DQE, Detective Quantum Efficiency).

Ce rapport est inférieur à 1. La DQE donne l'efficacité avec laquelle le détecteur utilise les photons incidents (le nombre réel de photons incidents disponibles est toujours inférieur au nombre de photons utilisés).

En pratique, la DQE étant une fonction de la fréquence spatiale dans l'image, c'est la forme de la courbe DQE qui est importante plus que la seule valeur de la DQE à l'origine ($f = 0$).

La DQE doit être la plus élevée possible, quelles que soient les fréquences spatiales considérées. Au-delà de la décroissance due à la FTM, des causes additionnelles de bruit peuvent réduire le signal et provoquer une chute de la DQE quand les fréquences spatiales augmentent.

(Typiquement, la DQE d'un couple écran-film est de l'ordre de 0,2 à 0,3 à une fréquence spatiale de 0 cycle/mm et tombe à 0,05 pour quelques cycles/mm) [31].

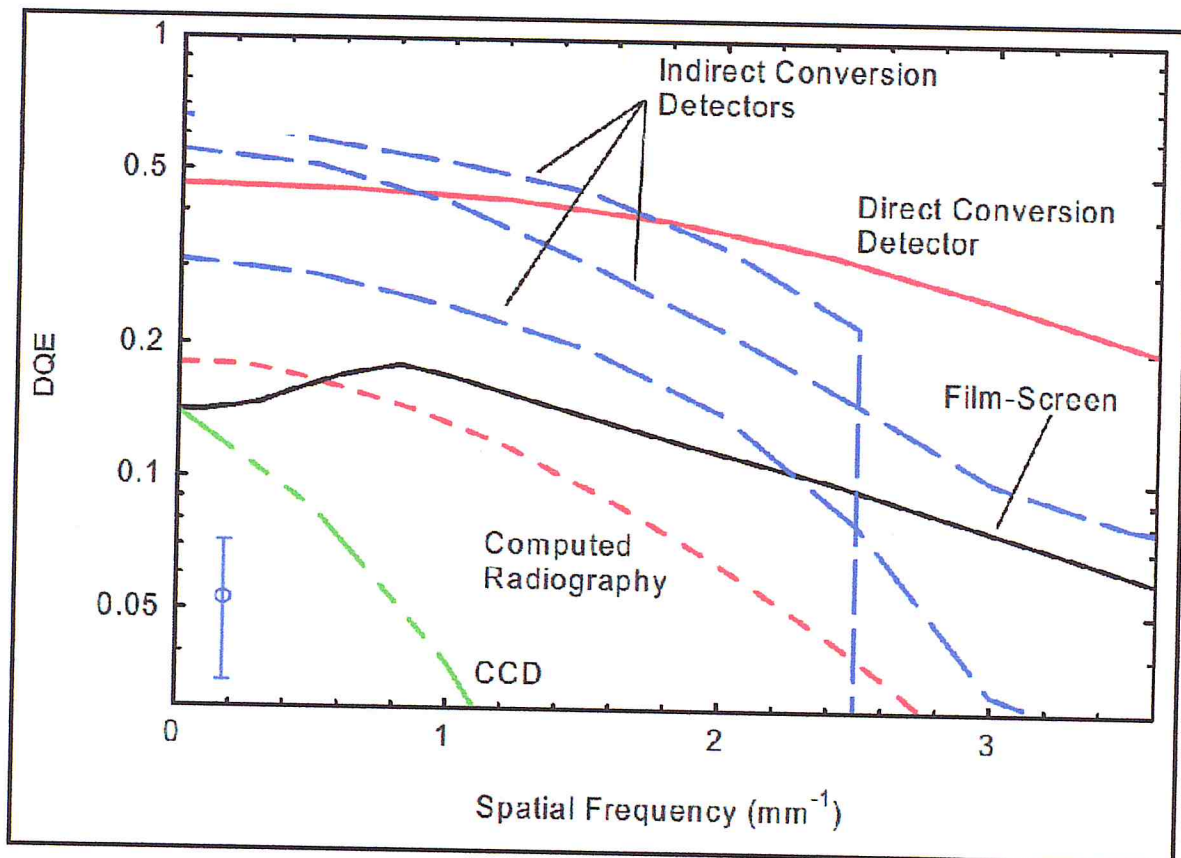


Figure (III.2) : DQE en fonction de résolution spatiale [source Kodak]

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 III.2. 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 est aujourd'hui considérée comme le meilleur critère permettant d'évaluer la qualité d'une image numérique car elle intègre la sensibilité, la MTF, le bruit. La courbe de la DQE ne prend toute sa signification qu'en précisant le niveau de dose pour laquelle elle a été obtenue.

Un détecteur idéal aurait une DQE égale à 1. La DQE est proportionnelle à l'efficacité quantique d'absorption. Elle augmente avec le gain du détecteur et la résolution et diminue en fonction du bruit en excès généré par la chaîne de détection.

Une efficacité quantique d'absorption élevée dépend de l'épaisseur du détecteur et de son numéro atomique. Un gain et une résolution les plus grands possibles permettent d'avoir une DQE élevée [31].

La DQE ($f=0$) des couples écran-film est de l'ordre de 20 %, celle des ERLM de 40 % et celle des détecteurs numériques de 60 %.

Si la DQE précise le pourcentage de photons incidents utilisés, elle ne donne aucune indication sur le nombre de photons réellement utilisés.

Les comparaisons des DQE sont difficiles parce qu'il s'agit de valeurs relatives pour chaque fabricant et que cette valeur varie avec la MTF.

III.2 : Bruit

Les fluctuations quantiques d'un faisceau de rayons X suivent la loi de Poisson. Toutes les images produites par quanta comportent des fluctuations aléatoires de signal générant du bruit. Les fluctuations sont égales à \sqrt{N} (N représentant le nombre de photons incidents sur le détecteur). Comme on peut ajuster le contraste en mammographie numérique, on peut quantifier le rapport signal sur bruit et utiliser le résultat pour déterminer le niveau d'exposition requis pour produire une image. Une analyse complète du rapport signal sur bruit d'un système de détection doit prendre en compte la dépendance spatiale à la fois du signal et du bruit.

On peut les étudier à travers le spectre de bruit ou Noise Power Spectrum (NPS) qui représente l'écart-type de l'intensité du signal pour les différentes fréquences de l'image

III.3 : Fonction de Transfert de Modulation MTF

Exprime la variation de contraste en fonction de la fréquence spatiale de l'objet pour un contraste objet donné. Fonction décroissante, la MTF est proche de 1 (contraste d'environ 100 %) pour des fréquences spatiales très faibles et proche de 0 pour des fréquences spatiales élevées [32].

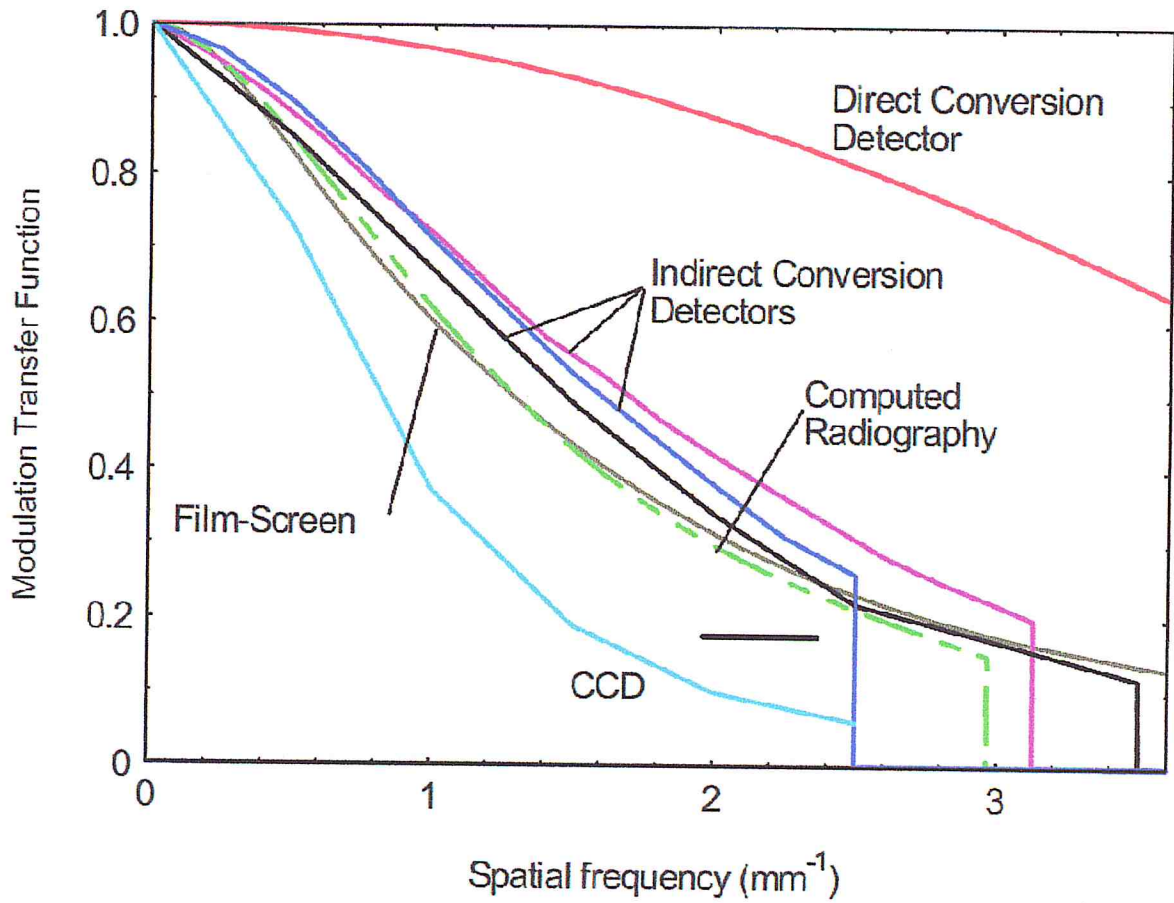


Figure (III.3) : Fonction de transfert de modulation des principaux détecteur sur marché [source Kodak]

L'analyse de la courbe nous montre que les détecteurs à conversion directe ont une meilleure MTF que tous les autres types de détecteurs. Les capteurs à camera CCD présente par contre la plus mauvaise MTF. La MTF caractérise bien la résolution en contraste mais, ne tient pas compte du bruit. Seule, elle n'est pas très représentative de la qualité du détecteur.

III.4 : Sensibilité

C'est la plus petite variation d'absorption des rayons - X qu'on parvient à mesurer, dépend du nombre de photons nécessaire pour former une image. Elle peut être améliorée par l'augmentation du nombre de photons détectés ou par l'augmentation du signal généré par un seul photon.

III.5. Niveau de bruit et SNR

Le nombre de photons produits puis détectés par chaque pixel d'un détecteur subit des fluctuations aléatoires qui fait que l'image produite n'est pas homogène mais présente des fluctuations aléatoires du niveau de signal d'un pixel à l'autre. Le *bruit* d'une image est donc la fluctuation aléatoire de la valeur des pixels autour d'une valeur moyenne. C'est un phénomène perturbateur gênant la perception.

Le bruit peut être estimé à partir de l'histogramme des valeurs des pixels sur une zone d'intérêt homogène de l'image contenant un grand nombre de pixels. La distribution des valeurs de pixels autour de la valeur moyenne suit une distribution de Poisson. Grâce au grand nombre de pixels, la distribution de Poisson tend vers une distribution normale, symétrique par rapport à la moyenne des valeurs des pixels de la zone d'intérêt. La dispersion des valeurs des pixels autour de la valeur moyenne traduit le niveau de bruit. On quantifie donc le niveau de bruit de l'image en mesurant l'écart type (σ) de la distribution des valeurs des pixels sur une zone d'intérêt homogène de l'image.

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i \quad (\text{III.3})$$

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} \quad (\text{III.4})$$

\bar{x} : Valeur moyenne des pixels

σ : Écart type (bruit)

x_i : valeur du pixel

n : nombre de pixels

La qualité d'une image numérique en terme de bruit est caractérisée par son rapport signal sur bruit (SNR – Signal to Noise Ratio) qui est inversement proportionnel au niveau de bruit. Un SNR élevé signifie une bonne qualité d'image.

$$\text{SNR} = \frac{\bar{x}}{\sigma} \quad (\text{III.5})$$

III.6: Rapport contraste sur bruit CNR

Le lien entre les paramètres de qualité d'image (contraste, bruit et résolution) et la détection des objets par l'œil humain n'est pas immédiat et doit encore faire intervenir des modèles de perception des objets. Il existe beaucoup de modèles de complexités diverses. La détection d'un objet dépend principalement du contraste et du bruit de l'image.

La probabilité de détection d'un objet étant proportionnelle au contraste et inversement proportionnelle au niveau de bruit, elle dépend du rapport contraste sur bruit (CNR – Contrast to Noise Ratio).

Très souvent, le contraste est mesuré entre l'objet et le fond de l'image alors que le bruit est l'écart type des valeurs des pixels du fond de l'image à côté de l'objet.

$$\text{CNR} = \frac{|\overline{x_2} - \overline{x_1}|}{\sqrt{\frac{\sigma_2^2 + \sigma_1^2}{2}}} \quad (\text{III.6})$$

CNR : rapport contraste / bruit

$\overline{x_{1,2}}$: Valeur moyenne des pixels dans les zones d'intérêt 1 et 2

$\sigma_{1,2}$: Écart type dans les zones d'intérêt 1 et 2

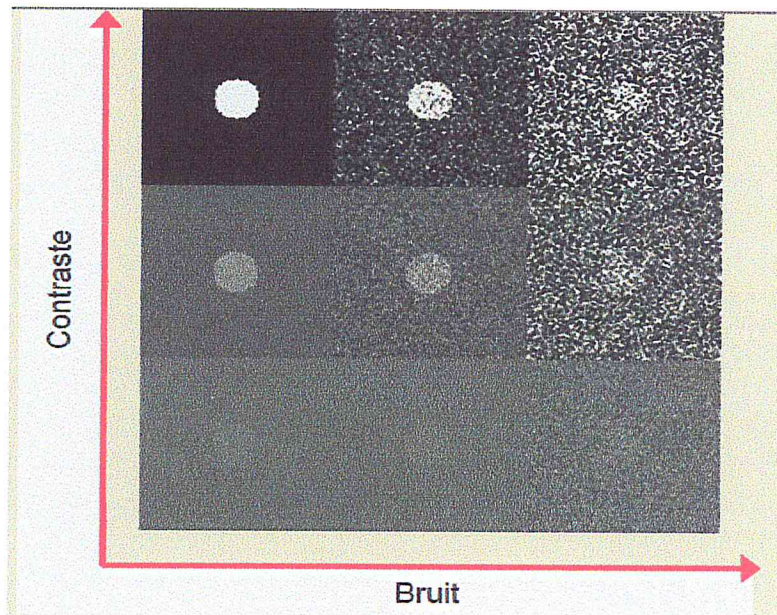


Figure (III.4) : Détection des masses en fonction du CNR

Cependant, la sensibilité au contraste de l'œil humain dépend aussi de la fréquence spatiale de l'objet à détecter, c'est-à-dire de la taille et de la forme de l'objet. D'une manière générale, la détection d'un petit objet nécessite une bonne résolution spatiale alors que la détection d'un objet de plus grande taille n'est pas forcément meilleure à haute résolution. Ce paradoxe vient du fait qu'une image de haute résolution contient plus de bruit qu'une image de basse résolution.

La résolution et le niveau de bruit de l'image sont des paramètres qui sont liés et augmenter la résolution spatiale fait baisser le CNR.

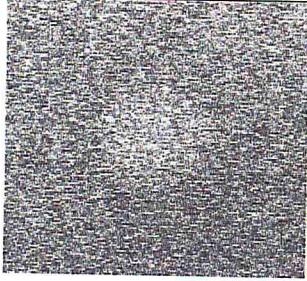
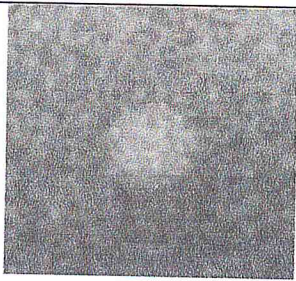
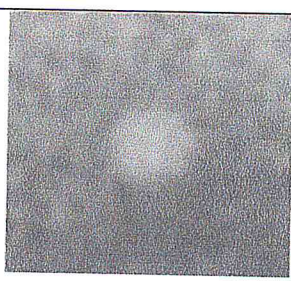
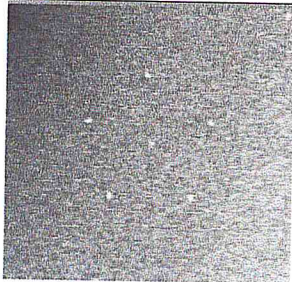
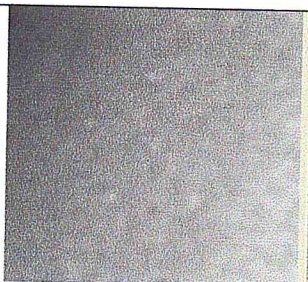
	Haute résolution	Résolution moyenne	Basse résolution
Grands objets			
Petits objets			

Figure (III.5) : Détection d'un objet circulaire en fonction de sa taille et de la résolution

III.7 : La résolution spatiale

Représente la taille du plus petit détail décelable. Une résolution élevée correspond à une taille de pixel faible et à un nombre de paires de lignes (pl) par mm élevé. L'imagerie conventionnelle (10 pl/mm, jusqu'à 20 en mammographie) a encore une meilleure résolution spatiale que la radiologie numérique (3 à 10 pl/mm pour les ERLM, 8 à 13 en mammographie numérique DR et 2,5 à 3,5 pl/mm pour la radiologie numérique DR) mais cette perte est compensée par une meilleure dynamique (x100) et une meilleure sensibilité.

III.8 : La résolution en contraste

(Ou en densité) est la plus petite variation de contraste décelable. La plupart des examens radiologiques nécessite davantage une bonne résolution à bas contraste plutôt qu'une résolution spatiale élevée.

CHAPITRE

IV

MATÉRIEL ET MÉTHODES

IV. Matériel et Méthodes

Ce chapitre est consacré à la description des instrumentations utilisées et les méthodes adoptées dans les différentes étapes de mesures. La première partie décrit les instrumentations utilisés, la seconde comprend les méthodes de calcul pour le système DR avec un détecteur de iodure de césium (CsI) utilisé sur un mammographe GE Essential.

Deux installations de mammographie de centre nationale d'imagerie médicale de CHU Bab el oued ont été utilisés, il s'agit de GE Essential et l'autre concerne GE DMR⁺ relié à la station de lecture AGFA CR35-X. Ce dernier utilise les plaques de phosphore ERLM.

IV.1 : Matériel utilisé dans le cadre de ce travail

Cette partie est consacrée à la description de l'équipement utilisé dans nos mesures qui sont :

1. mammographe de GENERAL ELECTRIC modèle Essential.
2. Objet – test MTM 100 (CIRS).
3. Mire de haute résolution.
4. Plaque PMMA
5. Multimètre modèle 4000M+

IV.1.1 : Descriptions mammographe GE Essential

Notre étude a été réalisée en utilisant l'appareil de mammographie numérique (Sénographe Essential), qui est fabriqué par General Electric Healthcare (Milwaukee, USA). Il utilise un tube à rayons X avec une anode à double piste en molybdène (Mo) et en rhodium (Rh) et une filtration 0,03 mm de Mo et de d'un filtre 0,025 mm de Rh. La haute tension est comprise entre 22 et 49 kV et la charge entre 4 et 500 mAs et une taille de foyer 0.1 x 0.3 mm.

Ce mammographe est équipé d'un détecteur plein champ (CSI) avec une taille de pixel de 100 μ m.

Le champ le plus large est de 24 x 30,7 cm². Particulièrement innovant, le détecteur a le plus grand champ actuellement disponible sur le marché. Le Sénographe Essential est performant pour les examens des seins quelles que soient leurs formes et leurs dimensions, avec un niveau de réduction de dose pouvant aller jusqu'à 50% si on le compare à celle nécessaire pour un couple écran film. Le statif est plus compact, iso centrique et motorisé. Il dispose aussi de nouvelles palettes de compression. La DQE donnée par le constructeur GE est de 60 %.

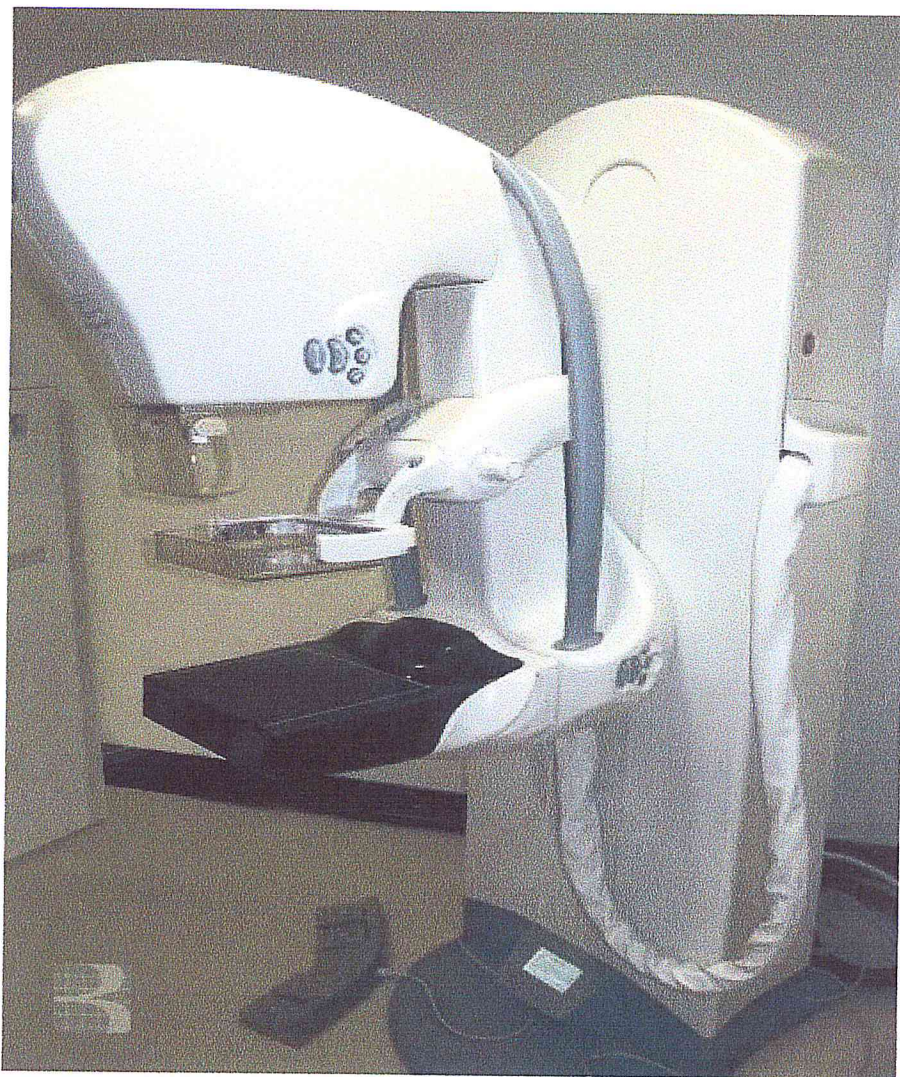


Figure (IV.1) : Installation de mammographe numérique (HealthCare GE Essential)



Figure (IV.2) : Pupitre de commande avec écran de visualisation de haute résolution



Figure (IV.3) : Pupitre de commande pour choisir le mode et les paramètres d'expositions

Le système de la mammographie numérique Senographe Essential peut fonctionner en trois modes différents d'AOP (Optimisation Automatique des Paramètres) avec une Commande Automatique d'Exposition (AEC).

Des Paramètres optimisations automatiques varient entre l'équilibre de faible dose et la qualité d'image élevée.

- *Le mode CNT souligne un contraste plus élevé et une qualité d'image donc plus élevée.*
- *Le mode DOSE se concentre sur la réduction de la dose avec une qualité d'image acceptable.*
- *Le mode STD souligne un compromis entre un bon contraste et une réduction de la dose.*

IV.1.2 : Les cassettes ERLM



Figure(IV.4) : Plaques ERLM (Agfa mm3.0R) composées de micro cristaux de fluorure de baryum

IV.1.2.1 : Caractéristiques techniques

Matière :

- Haut : ABS(acrylnitrile-styrène-butadiène)
- Bas : PC (polycarbonate)
- Coins : PUR (caoutchouc à base de polyuréthane)
- Charnières: PP (polypropylène)
- Revêtement intérieur: feutre blanc

Formats

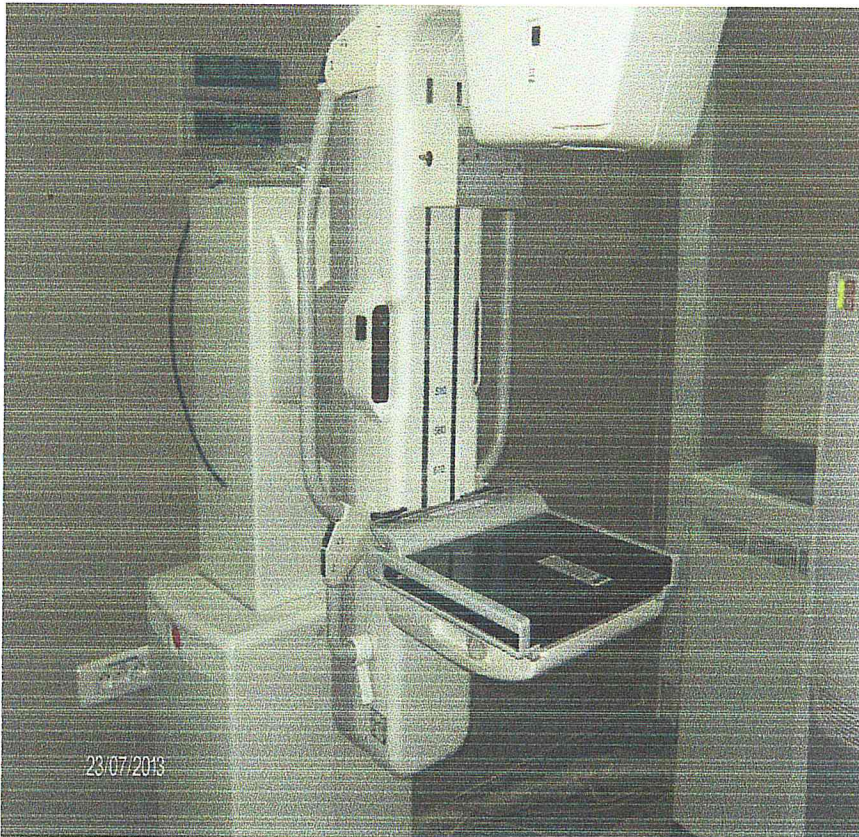
- 18 x 24 cm
- 24 x 30 cm

Poids

- 18 x 24 cm 505 g avec plaque
- 24 x 30 cm 795 g avec plaque

Configuration minimale requise

- Unité de numérisation : CR 85-X, CR 75.0, CR 35-X
- (la résolution spatiale est 50 μ m).



Figure(IV.5) : Installation mammographie GE DMR plus en système CR



Figure (IV.6) : Station de lecture (CR35-X) utilise laser pour lire écrans ERLM

IV.1.3 : Objet - test MTM 100

Le fantôme sein équivalent tissu est un objet-test qui a été conçu pour tester les performances d'un système de mammographie par une évaluation subjective de la qualité de l'image globale. Les inclusions dans le fantôme simulent **des micro-calcifications, des structures fibreuses et des masses tumorales**. Les dimensions de ces inclusions ont été soigneusement sélectionnées afin de répondre à un nombre suffisant de critères, le rendant plus sensible pour traduire de faibles variations de qualité. Les plus petites micro-calcifications, tumeurs et fibres sont suffisamment petites pour ne pas être détectées normalement.



Figure(IV.7) : Fantôme MTM 100

IV.1.3.1 : Description MTM 100

Forme

Fantôme semi-circulaire de forme anatomique en matériau équivalent tissu, respectant la couche de tissu adipeux (enveloppe).

Matériau

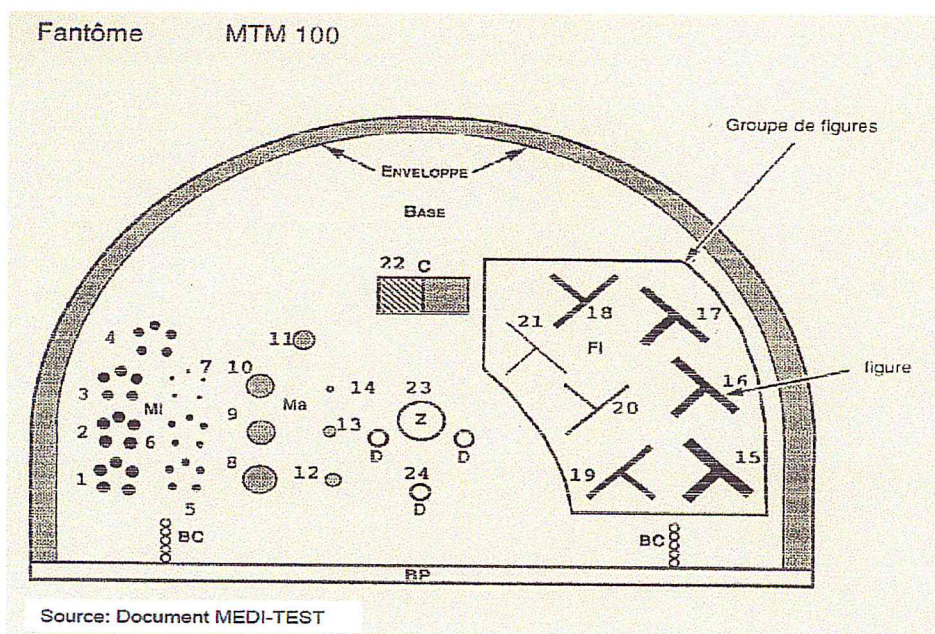
Le fantôme est constitué d'une base correspondant à la composition d'un sein moyen constitué de 50 % de tissu adipeux et 50 % glandulaire.

Les matériaux utilisés dans ce fantôme ont été développés pour une réponse optimale dans une gamme d'exposition aux rayons-X de 24 à 34 kVp.

La composition élémentaire moyenne d'un sein est basée sur la composition élémentaire individuelle de tissus adipeux et glandulaires.

Dimensions	Diamètre	180mm
Épaisseur	Totale	45 mm
	base	35mm
	Enveloppe	5mm
Composition	base	Équivalent 50 % tissu glandulaire
		50 % équivalent tissu adipeux
	Enveloppe	Equivalent 100 % tissu adipeux
Butée de positionnement		Contre le bord du Potter

Tableau IV.1 : Description le fantôme MTM100



Figure(IV.8): Schéma du fantôme MTM 100 en matériau équivalent sein avec les différentes inclusion et leur taille (source MEDI TEST)

IV.1.3.2 : Les inclusions de fantôme MTM100

Mi	dimensions en mm	Ma	Epaisseur mm	Fi	(dimensions : diamètre en mm)
1	0,250-0,300	8	3,17	15	1,25
2	0,212-0,250	9	2,78	16	1,00
3	0,180-0,212	10	2,38	17	0,83
4	0,150-0,180	11	1,98	18	0,71
5	0,125-0,150	12	1,59	19	0,53
6	0,106-0,125	13	1,19	20	0,40
7	0,090-0,106	14	0,90	21	0,30

Tableau (IV.2) : Les inserts de fantôme MTM100 : 7groupes de microcalcifications 7 groupe de Fibres

22: Contraste C (qualité du faisceau de RX utilisé) :2 plages de références - 100 %glandulaire - %100 adipeux

23 : Zone de référence Z (= mesure de la DO de base du cliché),

24 : cavités de Mesure de dose (D) : 3 cavités - diamètre 5 mm - profondeur : 1 mm pour recevoir des TLD

Billes de contrôle (BC) groupes de 5 billes

5 : Butée de positionnement, BP

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.

IV.1.4 : Mire de haute résolution

Mire à barre, modèle (07-501-SN : 15837) de Nuclear Associates, comprenant des groupes de fréquences spatiales de 2,09 et 3,93 pl/mm, d'une épaisseur équivalente à au moins 0,1 mm de plomb.

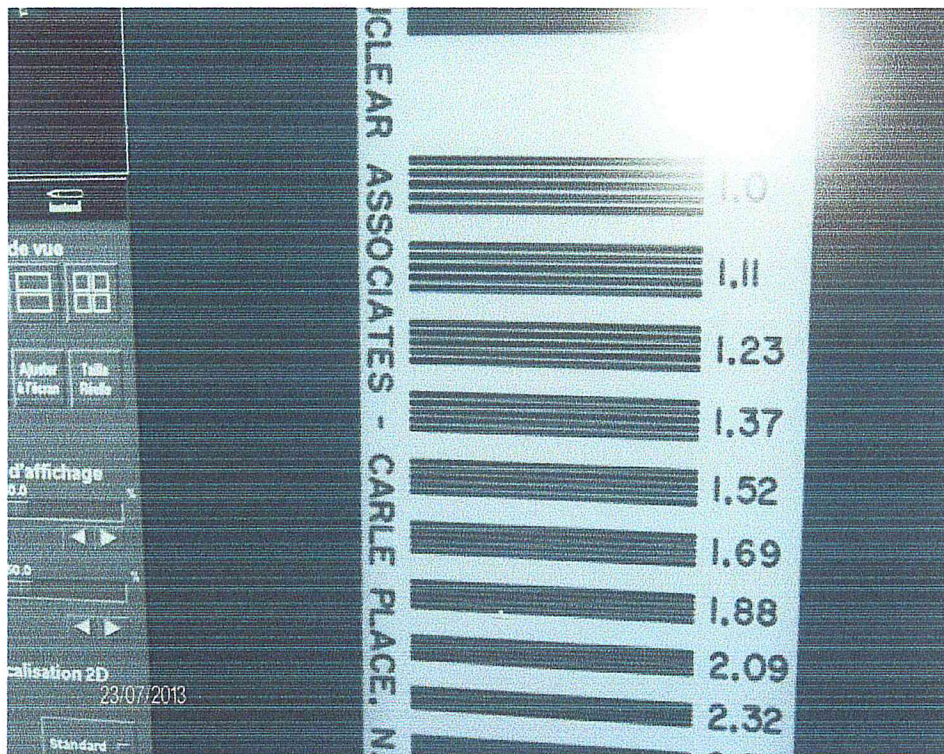
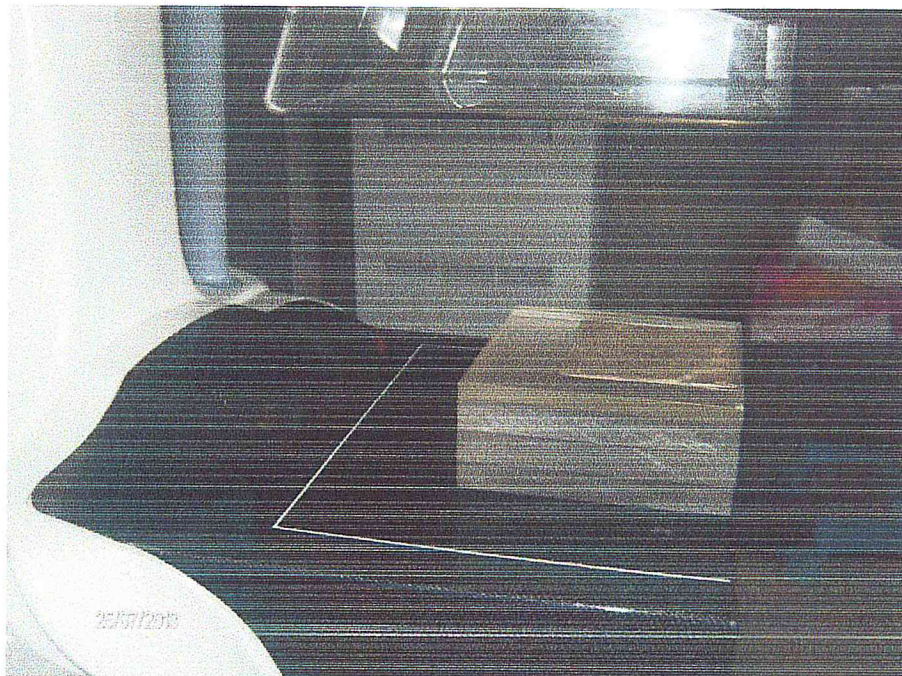


Figure (IV.9) : Mire de résolution à haut contrast

IV.1.5 : Les plaques PMMA

Plaque en acrylique ou pile de plaques en acrylique de 4,5 cm d'épaisseur et d'au moins 12 cm x 12 cm de section.



Figure(IV.10) : Plaque plexiglas (PMMA)

IV.1.6 : Multimètre

La dose est mesuré à l'aide d'un multimètre de type VICTOREEN Modèle 4000 M+ (figure IV.12).

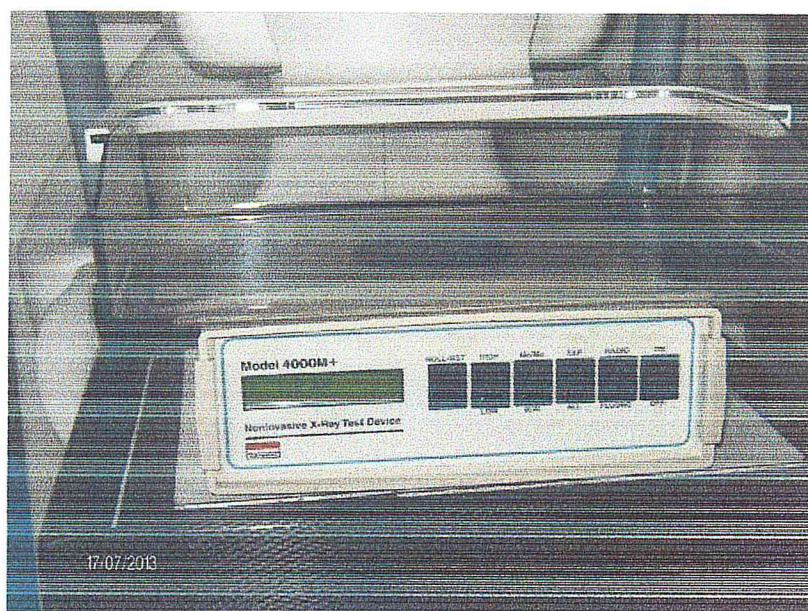


Figure (IV.12) : Multimètre 4000M¹ victoreen utilisé pour la mesure de la dose

IV. 2. Méthodes

Les méthodes de mesures utilisées concernent :

1. Évaluations la qualité d'image globale à partir de fantôme MTM 100.
2. Mesure de la Fonction de Modulation Transfert MTF.
3. Mesure du Rapport Signal sur Bruit SNR.
4. Mesure du Rapport Contraste sur Bruit CNR.
5. L'estimation la dose glandulaire moyenne DGM

IV.2.1. Évaluation la qualité d'image globale avec le fantôme MTM 100

L'Expérience pour estimer la qualité d'image globale à été réalisée avec le fantôme MTM 100. L'objet test été exposé à 29 KV avec une charge de 90 mAs et une anode et une filtration en Rhodium. Ce choix d'expositions correspond au mode d'utilisation automatique standard (AEC).

À l'aide de la console de visualisations, nous estimons le score qui représente la qualité de l'image à partir des images non traitées (RAW).



Figure(IV.12) : Photographie du positionnement MTM100 sur le Buchy

IV.2. 2: Détermination du score du MTM100

Pour chaque groupe (Microcalcifications: M_i , Masses tumorales: M_a ou Fibres: F_i), le score partiel est calculé selon le tableau ci-dessous. Le score total: somme des trois scores partiels voir le tableau (IV.3)

groupes entièrement visibles Mi - Ma - Fi	groupes partiellement visibles Mi - Ma - Fi	Score
1		1
2		2
3	3	3
4	4	6
5	5	12
6	6	24
7	7	48
		64

Tableau (IV.3) : méthode de calcul du score MIM100

IV.2.3 : Mesure Fonction Transfert de Modulation MTF

Pour mesurer la résolution, on utilise une *mire de résolution* à haut contraste modèle (07-501) avec épaisseur d'Al de 0.1mm) qui est un objet métallique constitué de paires de lignes de différentes largeurs. La limite de visibilité en finesse des paires de lignes permet de donner la limite de résolution de l'image en paires de lignes par millimètre (pl/mm).

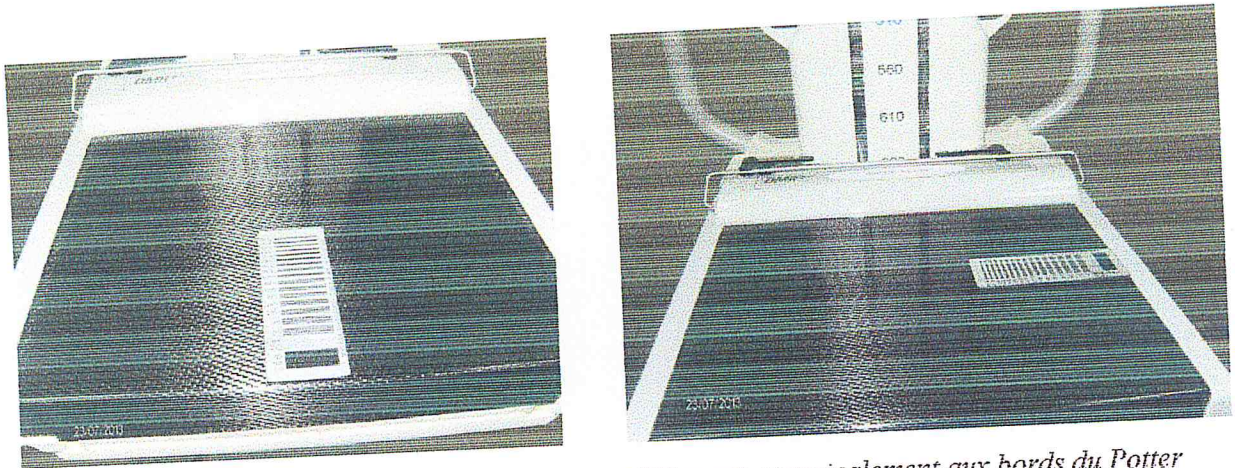


figure (IV.13) : Positionnement la mire parallèlement et vericalement aux bords du Potter

La mire a été positionnée parallèlement aux bords du Potter puis verticalement, le centre de la mire à 6 cm du bord proximal. On propose de suivre l'évolution des performances des détecteurs en relevant la valeur de la fonction de transfert de modulation MTF pour 2 fréquences spatiales particulières (2.09 pl/mm et 3.93 pl./mm) et en comparant ces valeurs avec celles qui sont annoncées par le fabricant. Les paramètres utilisés sont ceux recommandés par le fabricant à savoir, gros foyer de 0.3 mm, 30 kV, 28 mAs et couple Rh/Rh. Avant de décrire la méthodologie de calcul on va définir la région d'intérêt ROI.

IV.2.3.1: Définition Région d'Intérêt ROI

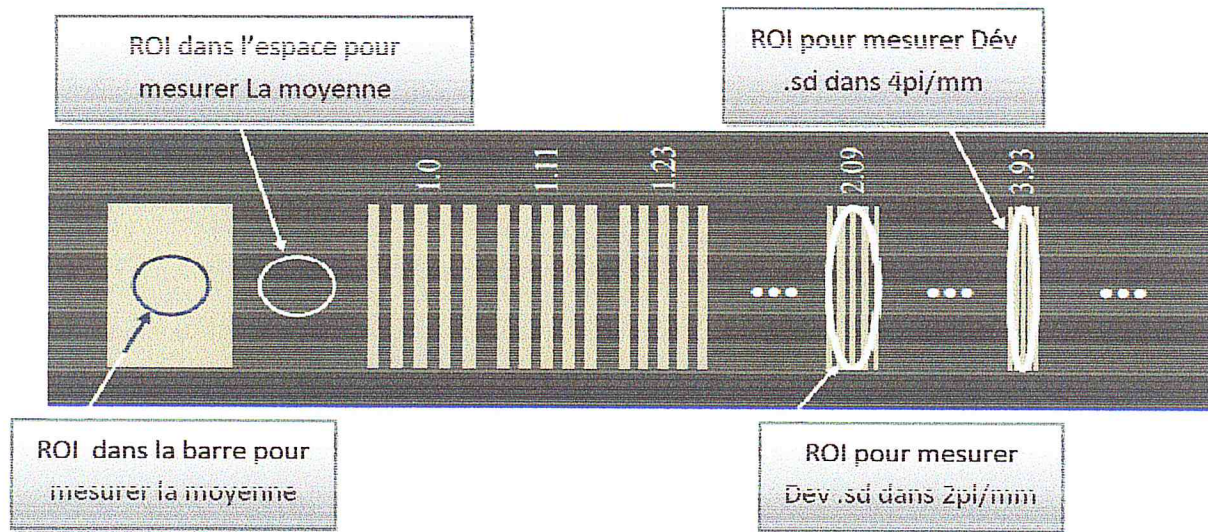
Une région d'intérêt (ROI dans la suite) est une région de pixels délimitée sur une image, présentant un intérêt particulier dans laquelle sont mesurés la moyenne et l'écart-type des valeurs de pixels.

La ROI de référence a une forme circulaire ou carrée avec une aire d'environ 4 cm² et centrée à 60 mm perpendiculairement au bord proximal de l'image et centrée latéralement.

IV.2.3.2 : Détermination de la MTF

Les mesures ont été réalisées sur les images non traitées (RAW) de la manière suivante :

- ❖ On va sélectionner la plus grande ROI contenant uniquement le groupe de barres de 2 pl/mm. La plus grande partie du groupe doit être incluse sans laisser sortir la ROI de l'image du groupe de la mire.
- ❖ relever l'écart-type (déviations standard) de la ROI appelé $sd_{2pl/mm}$.
- ❖ sélectionner la plus grande ROI contenant uniquement le groupe de barres de 4 pl/mm. La plus grande partie du groupe doit être incluse sans laisser sortir la ROI de l'image du groupe de la mire ;
- ❖ l'écart-type (déviations standard) de la ROI appelé $sd_{4pl/mm}$.
- ❖ sélectionner une ROI de taille prédéfinie sur une grande portion de faible atténuation identique à l'atténuation entre les barres de la mire (aspect sombre).
- ❖ noter la valeur moyenne des pixels de cette ROI appelée moyenne espace
- ❖ sélectionner une ROI de taille prédéfinie sur une grande portion de forte atténuation identique à l'atténuation des barres de la mire (aspect claire)
- ❖ relever noter la valeur moyenne des pixels de cette ROI appelée moyenne barre.



Figure(IV.14) : Schéma représentatif pour mesurer MTF à l'aide de mire à haute résolution

Les résolutions ont été calculées selon les formules suivantes :

$$MTF_{2pi/mm} = \frac{sd_{2pi/mm}}{moyenne_{espace} - moyenne_{barre}} \times 222 \text{ (résultats en \%)} \quad (IV.1)$$

$$MTF_{4pi/mm} = \frac{sd_{4pi/mm}}{moyenne_{espace} - moyenne_{barre}} \times 222 \text{ (résultats en \%)} \quad (IV.2)$$

IV.2.4 : Calcul du rapport signal sur bruit SNR

Le calcul rapport signal sur bruit dépend des plaques de PMMA les épaisseurs disponibles (20-40 - 50 - 60-70 mm).

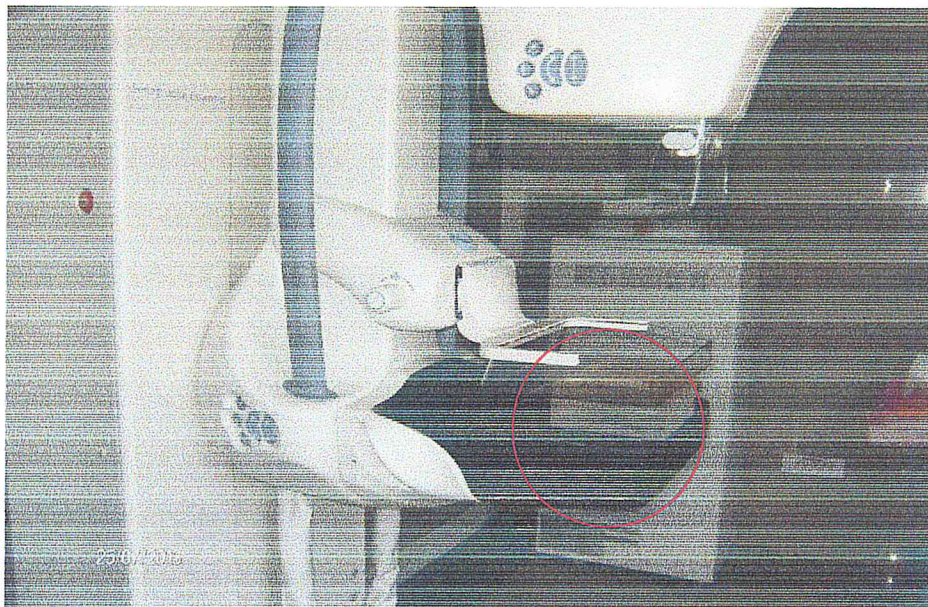
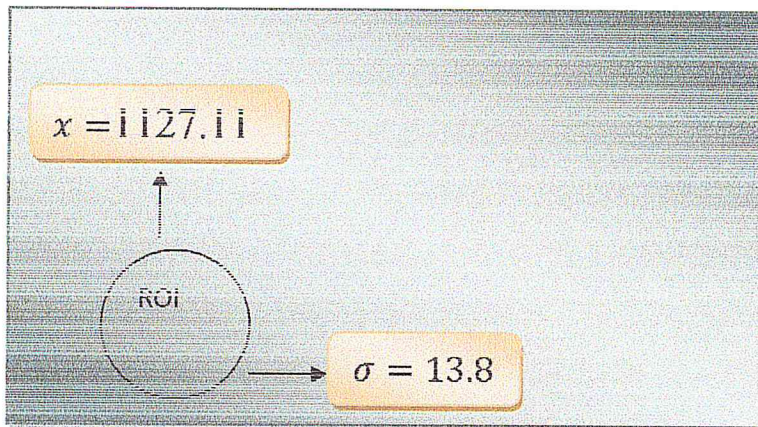


Figure (IV.15) : Méthode de calcul du SNR avec le PMMA pour le système DR Essential

On propose donc de réaliser le test en choisissant le mode d'exposition automatique (AEC) standard de mammographe et en réalisant des expositions pour des épaisseurs de PMMA (40- 50 - 60 - 70 mm) adaptées à l'automatisme de l'appareil et pour les différentes combinaisons anode-filtration disponibles. En fonction de l'épaisseur de PMMA, on note les paramètres d'expositions (kV et mAs). En complément, on détermine le Rapport Signal sur Bruit (SNR) à partir des images non traitées (RAW) à l'aide de console de visualisation.

Le rapport signal sur bruit est calculé à partir de la moyenne et de l'écart-type des valeurs de pixels (déviati on standard) d'une ROI standard sur les images non traitées par la formule suivant :

$$SNR = \frac{\bar{x}}{\sigma} = \frac{\text{la moyenne}}{\text{l'écart-type des valeurs de pixels}} \quad (IV.3)$$



Figure(IV.16) : Méthode de mesure SNR à l'aide des images non traitées

IV.2.5: Calcul Rapport Contraste sur Bruit CNR

Nous avons utilisé les mêmes plaques de PMMA d'épaisseurs (20- 40 50- 60 - 70 mm) avec la plaque d'aluminium d'épaisseur 0,2 mm.



Figure (IV.17) : Dispositif expérimental pour la mesure du CNR

Avec les mêmes paramètres d'exposition que nous avons utilisée pour calculer le SNR, nous exposons en mode manuel, (20- 40 -50 -60-70 mm) d'épaisseur de PMMA avec la plaque d'aluminium en place le long de l'axe médian, du côté droit des plaques de PMMA. L'épaisseur d'aluminium de 0,2 mm doit être placée entre les 2 plaques de PMMA. La pelle de compression doit être en contact avec les plaques. Pour calculer le CNR, nous avons procédé de la manière suivante :

On mesure sur l'image non traitée (RAW) la valeur moyenne des pixels et l'écart-type dans une ROI dans et hors aluminium à environ 6 cm du bord proximal de l'image. Les ROI choisies doivent être équidistantes par rapport à l'axe médian de l'image. Le CNR est calculé à partir des mesures par la relation suivante :

$$\text{CNR} = \frac{|\overline{x_2} - \overline{x_1}|}{\sqrt{\frac{\sigma_2^2 + \sigma_1^2}{z}}} = \frac{|\text{PV sur l'aluminium} - \text{PV sur le fond}|}{\sqrt{\frac{(\text{écart - type de l'aluminium})^2 + (\text{écart - type du fond})^2}{z}}} \quad (\text{IV.4})$$

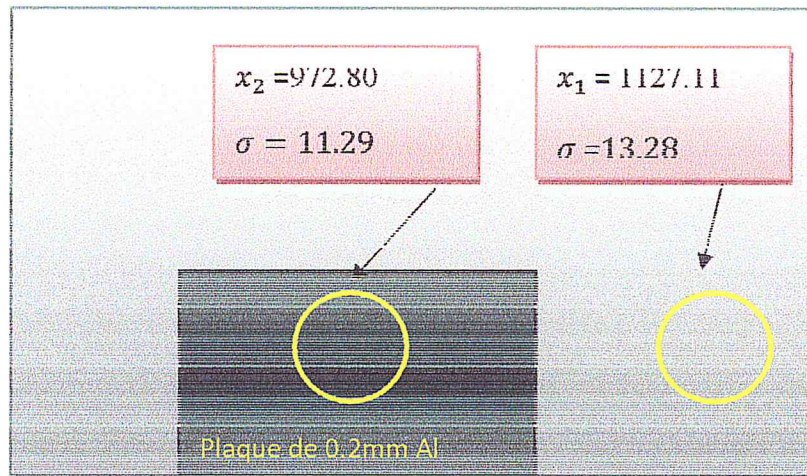


Figure (IV.18) : Schémas Mesure du CNR entre deux régions d'intérêt

IV.2.6 : Mesure la dose Glandulaire Moyenne DGM

IV. 2.6.1 : Mesure CDA

La couche de demi-atténuation CDA est l'épaisseur d'un écran d'aluminium (Al). Elle correspond à l'épaisseur nécessaire pour diviser l'intensité des photons par un facteur 2 .c.à.d réduit de moitié la valeur du kerma dans l'air initiale. Cette mesure s'effectue dans des conditions de bonne géométric, c'est-à-dire en l'absence de rayonnement diffusé.

Dans notre travail, nous avons utilisé pour mesurer la CDA des plaques d'Al d'épaisseur 0.1mm à 0.9mm et multimètre modèle 4000M+.



Figure (IV.19) Positionnement de multimètre sur le Busby

IV.2.6.2 : Calcul du DGM

La dose glandulaire moyenne (DGM) est une dose absorbée calculée en prenant en compte l'épaisseur du sein sous compression ferme, sa densité et la qualité du faisceau de rayons X employé, exprimée par sa CDA. Elle est calculée selon la formule suivante :

$$D = K g s \quad (IV.5)$$

- **K** : Le kerma dans l'air à la surface d'entrée
- **g** : Le facteur de conversion qui permet de calculer la dose glandulaire moyenne à partir du kerma dans l'air à la surface d'entrée pour un sein de densité moyenne (50 % eau, 50 % graisse). Il est donné dans le tableau ci-dessous en fonction de la CDA mesurée[33].

Epaisseur de PMMA (mm)	Facteur g (mGy/mGy) pour les différentes valeurs de CDA (mm Al)										
	0,30	0,35	0,40	0,45	0,50	0,55	0,60	0,65	0,70	0,75	0,80
20	0,378	0,421	0,460	0,496	0,529	0,559	0,585	0,609	0,631	0,650	0,669
30	0,261	0,294	0,326	0,357	0,388	0,419	0,448	0,473	0,495	0,516	0,536
40	0,183	0,208	0,232	0,258	0,285	0,311	0,339	0,366	0,387	0,406	0,425
50	0,135	0,154	0,172	0,192	0,214	0,236	0,261	0,282	0,300	0,317	0,333
60	0,106	0,121	0,136	0,152	0,166	0,189	0,210	0,228	0,243	0,257	0,272
70	0,086	0,098	0,111	0,123	0,136	0,154	0,172	0,188	0,202	0,214	0,227
80	0,074	0,085	0,096	0,106	0,117	0,133	0,149	0,163	0,176	0,187	0,199

Tableau (IV.4) : les valeurs de facteur g (mGy/mGy) pour les différentes valeurs de CDA (mmAl) [33]

- **c** : est un coefficient de correction prenant en compte la densité du sein. Il est donné dans le tableau ci-dessous en fonction de l'épaisseur considérée et de la CDA .

Épaisseur de PMMA (mm)	Facteur c (mGy/mGy) pour les différentes valeurs de CDA (mm Al)										
	0,30	0,35	0,40	0,45	0,50	0,55	0,60	0,65	0,70	0,75	0,80
20	0,889	0,895	0,903	0,908	0,912	0,917	0,921	0,924	0,928	0,933	0,937
30	0,940	0,943	0,945	0,946	0,949	0,952	0,953	0,956	0,959	0,961	0,964
40	1,043	1,041	1,040	1,039	1,037	1,035	1,034	1,032	1,030	1,028	1,026
50	1,164	1,160	1,151	1,150	1,144	1,139	1,134	1,124	1,117	1,111	1,103
60	1,254	1,245	1,235	1,231	1,225	1,217	1,207	1,196	1,186	1,175	1,164
70	1,299	1,292	1,282	1,275	1,270	1,260	1,249	1,236	1,225	1,213	1,200
80	1,307	1,299	1,292	1,287	1,283	1,273	1,262	1,249	1,238	1,226	1,213

Tableau(IV.4) Les valeurs de facteur c(mGy/mGy) pour les différentes valeurs de CDA (mmAl)[33].

s : Un facteur de correction prenant en compte la nature du spectre du faisceau de rayons X utilisé :

Spectre	Facteur s
Mo/Mo	1,000
Mo/Rh	1,017
Rh/Rh	1,061
Rh/Al	1,044
W/Rh	1,042
W/Ag	1,042

Tableau (IV.5) Les valeurs de facteur s (mGy/mGy) pour les différentes spectres du faisceau de rayons X utilisé [33].

Le Kerma réel ($K_{réel}$) est donné par la relation suivante :

$$K_{réel} = k_{mesuré} \cdot \left(\frac{d}{d_1}\right)^2 \quad (IV.6)$$

- $K_{mesuré}$: KPRMA mesurée dans l'air à la distance d
- d/ la distance séparant le foyer du tube du point de mesure du dosimètre lors des mesures de kerma dans l'air effectuées au cours du présent test.
- d_1 : sont les distances séparant le foyer du tube de la face supérieure des plaques de PMMA.

En utilisant les facteurs de conversions cités dans les tableaux précédents et l'équation (IV.5) pour écrire :

$$DGM = K_{réel} \cdot c \cdot g \cdot s \quad (IV.7)$$

CHAPITRE

V

RÉSULTATS ET DISCUSSIONS

CHAPITRE V : RESULTATS ET DISCUSSIONS

Ce chapitre présente en détail les résultats obtenus à partir des mesures réalisées. En précisant dans la première partie les résultats obtenus à partir des images non traitées (images brutes) tels que l'évaluation la qualité d'image globale avec l'objet test MTM100, fonction transfert de modulation MTF, SNR, CNR et la dose glandulaire moyenne DGM.

La deuxième partie concerne la discussion de ces résultats et leur comparaison avec ceux publiés dans la littérature [35] pour le système CR (Agfa mm3.0R).

V.1 : Résultats**V.1.1 : Mesures MTF sur les images brutes**

Les résultats obtenus sont présentés ci-dessous :

Mesures MTF en parallèle						
mesures	Moyenne	Sd	Espace	Barre	MTF %	Tolérances
2pl/mm	4249	2000.9	7526.56	99.26	59.80	>48%
4pl/mm	4845.3	891.3	7526.56	99.26	26.64	>18%
Mesures MTF en verticale						
2pl/mm	4347	2024.63	7838.9	98.25	57.19	>48%
4pl/mm	4847	948	7838.9	98.25	28.18	>18%

Tableau(V.1) : Résultats de mesures MTF en deux positions pour système DR (GE Essential.)

Toutes les mesures sont supérieures aux valeurs de tolérances et une faible différence est observée entre les mesures parallèles et verticales. Ces résultats sont similaires à ceux de la littérature [34].

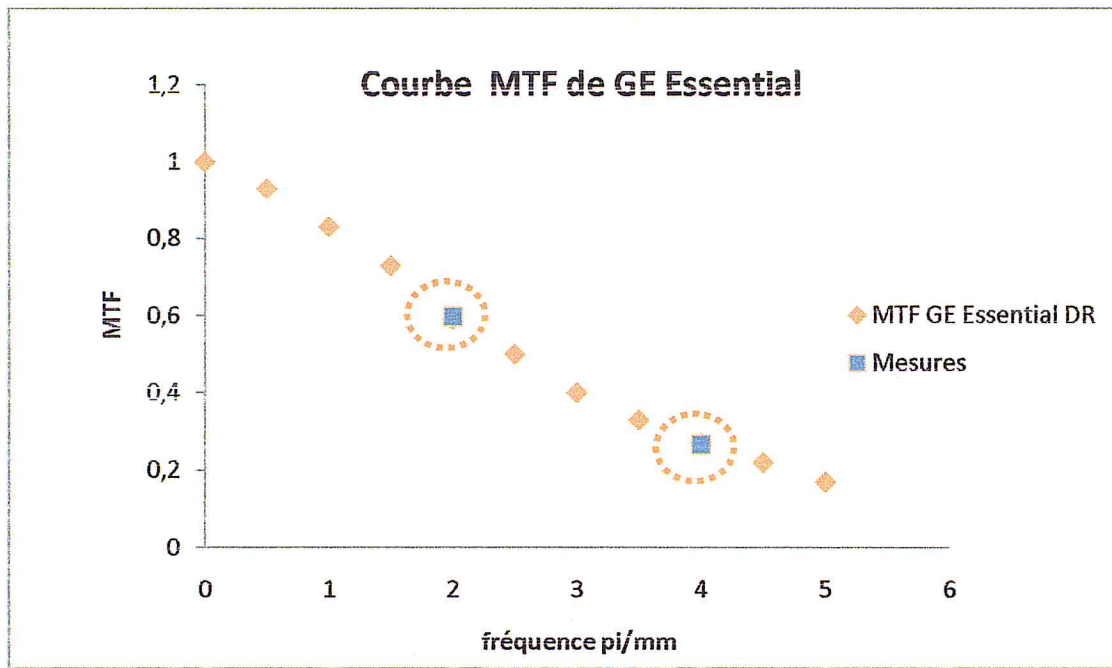


Figure (V.1) : Évaluation la courbe MTF de système DR GE Essential [34]

V.1.2 : Mesure du SNR sur les images brutes

Les résultats obtenus sont présentés ci dessous

Épaisseurs de PMMA	moyenne	Dév.std	SNR	tolérances
40 mm	1127.11	13.28	84.87	>50
50 mm	817.71	10.72	76.27	>50
60 mm	886.49	11.91	74.43	>50
70 mm	726.83	11.45	63.74	>50

Tableau (V.2) : L'estimation de SNR de système DR (GE Essential)

V.1.3 : Mesure du CNR sur les images brutes

Les mesures du CNR ont été résumées dans le tableau (V.3).

Les valeurs du CNR relatif normalisé par rapport au CNR pour 50mm PMMA [32].

EPAISSEUR PMMIMA (cm)	CNR relatif minimaie (%)	CNR relatif (%) [33]
2	115	175
3	110	150
4	105	128
5	103	100
6	100	103,74

Tableau (V.3) : Résultats de mesure CNR

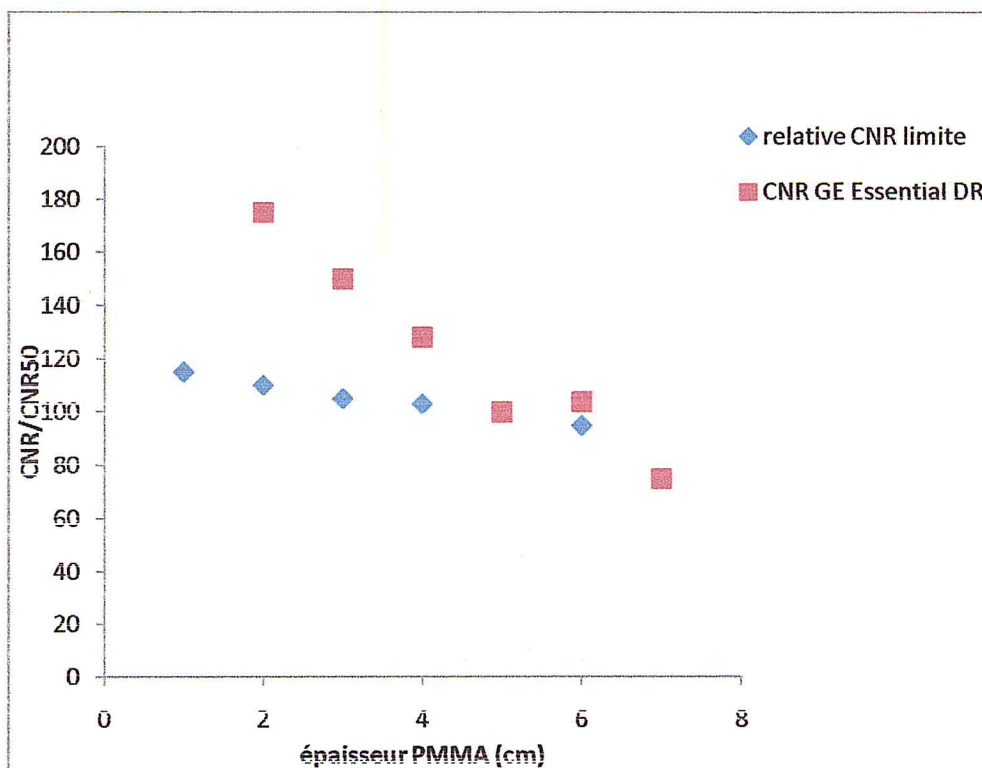


Figure (V.2) : L'estimation des valeurs du CNR du système DR de GE Essential

Les mesures montrent que les valeurs du CNR relatif sont supérieures aux valeurs du CNR minimale pour toutes les épaisseurs du PMMA.

V.1.4 : Mesure de la CDA :

Les résultats de mesures résumés dans le tableau suivants

épaisseur (mmAl)	DOSE (mGy)
0	7,64
0,1	6,89
0,2	5,49
0,3	4,75
0,4	4,13
0,5	3,58
0,6	3,16
0,7	2,80
0,8	2,50
0,9	2,24

Tableau(V.4) : les résultats de mesures de la dose

La mesure du CDA est réalisée avec tension 28 KV, pour déterminer la CDA nécessaire nous avons tracé la courbe de dose à l'entrée en fonction des épaisseurs d'Al.

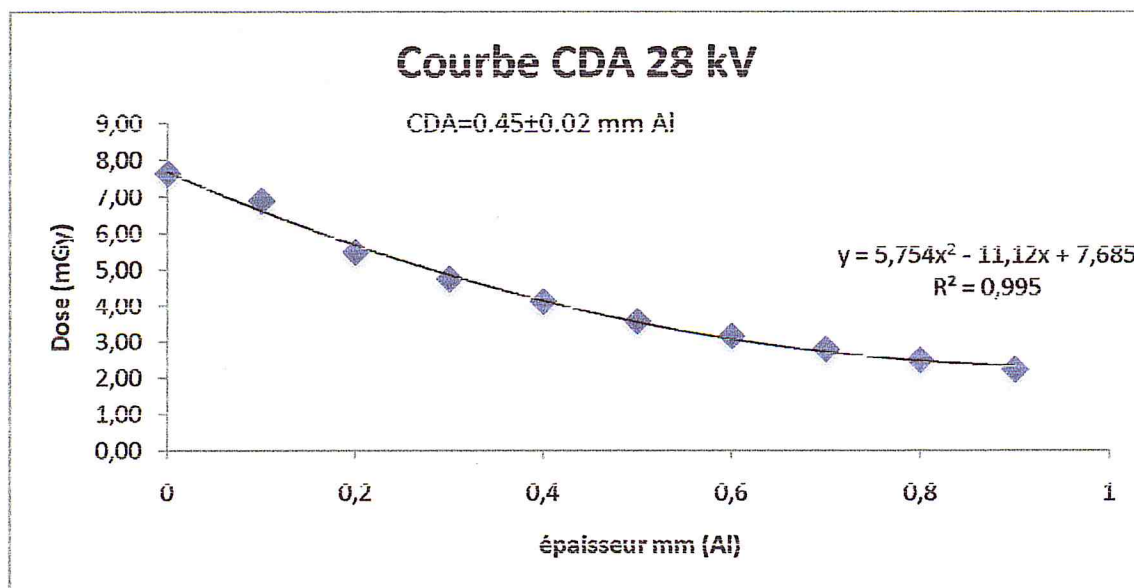


Figure (V.3) : la courbe de CDA en fonctions de l'épaisseur d'Al

D'après la courbe nous avons trouvé une CDA de 0.45mm avec incertitude de mesure de ± 0.02 mm Al. Ce résultat est conforme aux valeurs de tolérances données par le protocole européen [Européen guidelines], Voir le tableau (V.5).

HVL (mm Al) for target filter combination					
kV	Mo + 30 μ m Mo	Mo +25 μ m Rh	Rh +25 μ m Rh	W +50 μ m Rh	W +0.45 μ m Al ²²
25	0.33 \pm .02	0.40 \pm .02	0.38 \pm .02	0.52 \pm .03	0.31 \pm .03
28	0.36 \pm .02	0.42 \pm .02	0.43 \pm .02	0.54 \pm .03	0.37 \pm .03
31	0.39 \pm .02	0.44 \pm .02	0.48 \pm .02	0.56 \pm .03	0.42 \pm .03
34		0.47 \pm .02		0.59 \pm .03	0.47 \pm .03
37		0.50 \pm .02			0.51 \pm .03

Tableau (V.5): CDA typique pour différent couple (anode/filtrage) [33]

Calcul de la dose glandulaire moyenne :

$$K_{\text{réel}} = K_{\text{mesuré}} \cdot \left(\frac{d}{d_i}\right)^2$$

$$= 7.64 \cdot \left(\frac{57}{61.5}\right)^2 = 6.56 \text{ mGy}$$

D'où : la dose moyenne absorbé par PMMA de 45 cm d'épaisseur qui correspond à 50 mm de sein :

$$\text{DGM} = K_{\text{réel}} \cdot \text{g.s.c} = 6.56 \cdot 0.258 \cdot 1.039 \cdot 1.061 = 1.84 \text{ mGy} < 2 \text{ mGy}$$

Les calculs nous montre que la dose glandulaire moyenne est similaire aux doses affichées sur l'écran de visualisation (Tableau V.6).

V.1.5 :Doses Glandulaires Moyennes DGM

Les doses glandulaires moyennes affichées par le mammographe sont résumées dans le tableau ci- dessous :

épaisseur PMMA (cm)	DGM DR GE Essential (mGy)	DGM acceptable (mGy)	DGM souhaitable (mGy)
2	0,85	1	0,6
3	1,2	1,5	1
4	1,5	2	1,6
4,5	1,75	2,5	2
5	1,52	3	2,4
6	1,58	4,5	3,6
7	2	6,5	5,1

Tableau (V.6) :Résultats de dose glandulaire affichée par le système DR GE Essential.

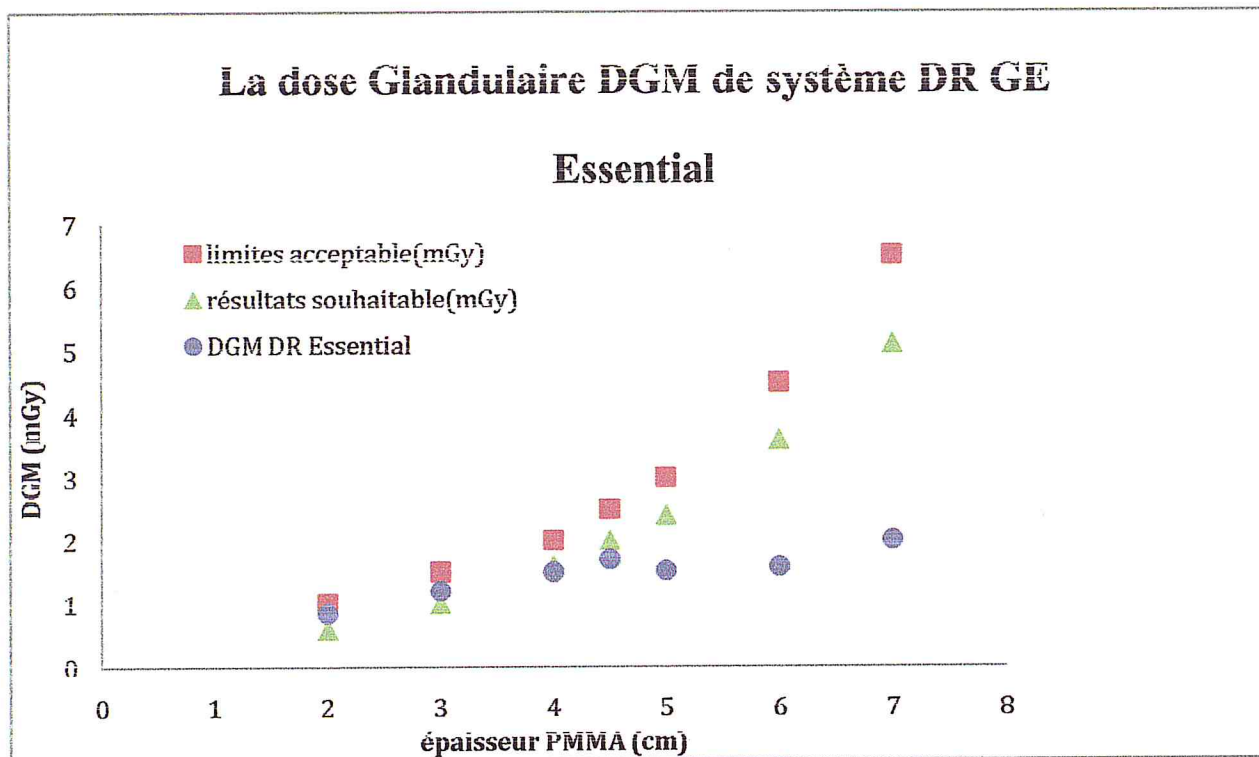


Figure (V.4) :La dose glandulaire DGM mesurés par systtème DR Essential de GE.

Les doses glandulaires moyennes affichées par le mammographe sont comparables aux doses limites et des valeurs de doses souhaitables pour des seins inférieurs à 4.5 cm d'épaisseurs et elles sont inférieures aux valeurs souhaitables pour des épaisseurs de seins supérieures.

V.2 : Comparaisons et discussions

Tous les résultats obtenus pour le système DR GE Essential) ont été comparés avec les résultats du système « CR » (Computed Radiography Agfa mm 3.0R) qui sont publiés dans la littérature [35]. Parce que le système CR ne présente pas les outils d'analyse les clichés obtenus (pas d'images brutes).

V.2.1 : Comparaison DQE

La figure qui suit (figure V.5) présente la comparaison des DQE pour les deux systèmes DR et CR.

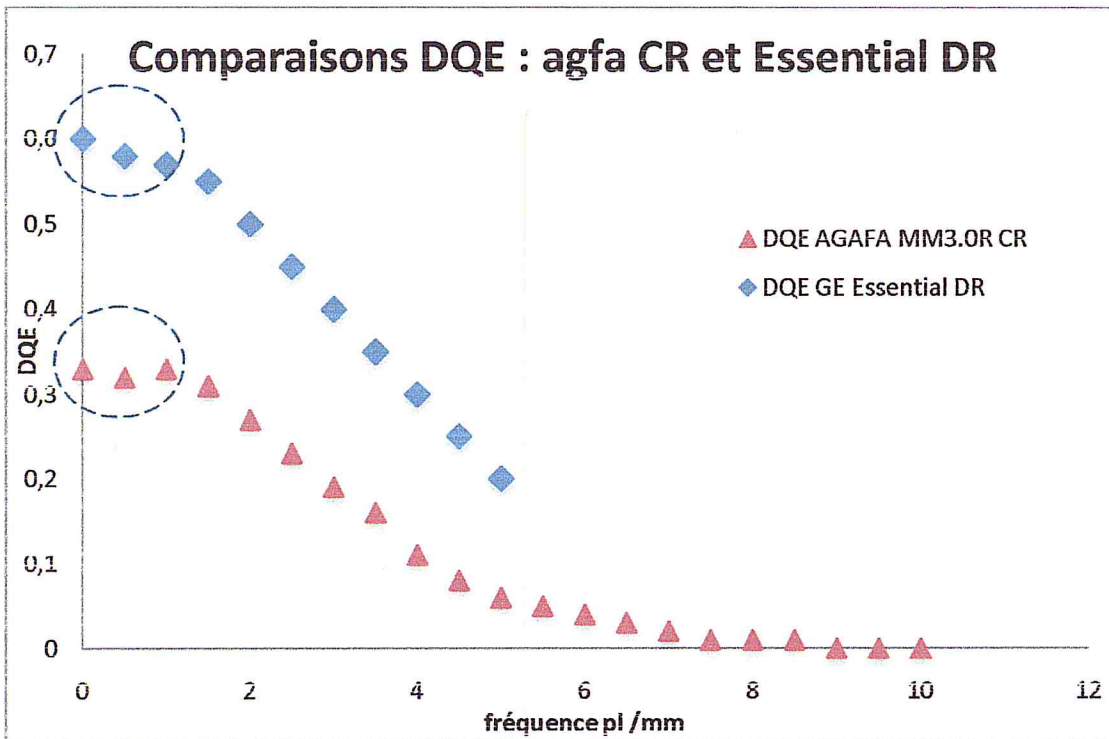


Figure (V.5) : Évaluation comparative de la DQE de différents systèmes DR [36] et CR [35]

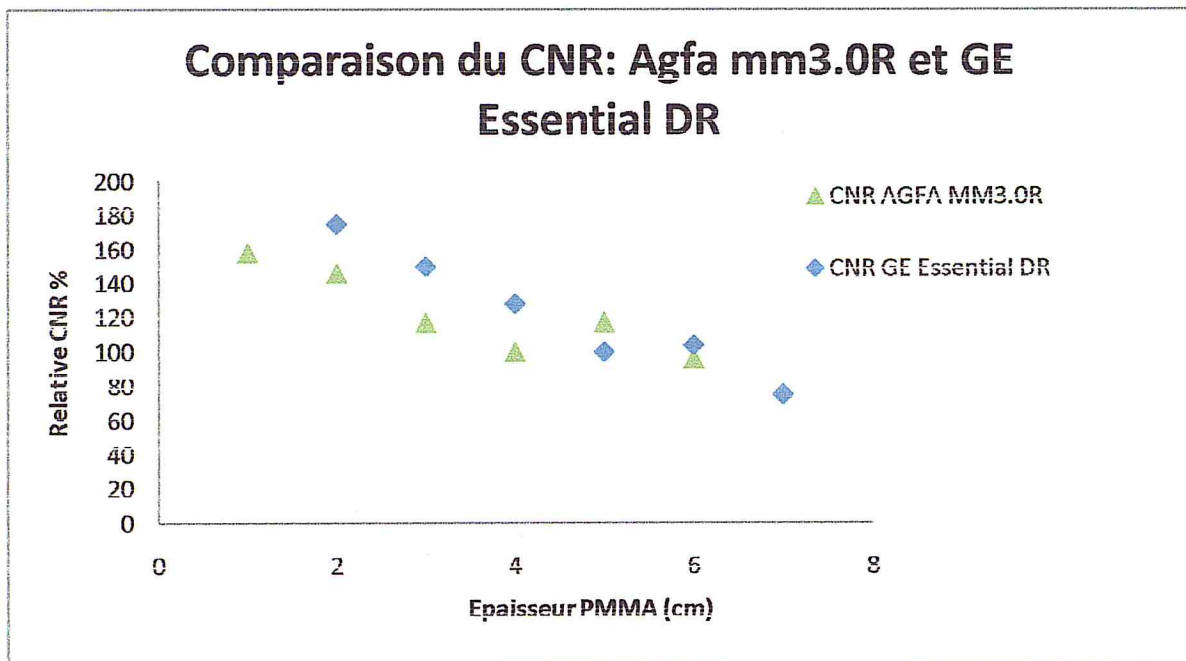
L'analyse des courbes nous montre que les écrans radioluminescents à mémoire ERLM présentent un DQE de 33% et le détecteur à conversion indirect (CsI). (60%) pour la fréquence 0pl/mm . On déduit que le système DR présente une meilleure qualité d'image avec moins de dose et moins de bruit que le système CR qui est caractérisé par une grande diffusion des photons qui influence immédiatement au la qualité d'image (plus de dose traduit moins bruit). Les choix judicieux du scintillateur CsI, d'une électronique à très faible bruit et bonne résolution et de la taille du pixel de 100 μ m permettent une détection des structures les plus fines (microcalcifications), avec des doses très faibles.

Entre un détecteur CR dont le DQE vaut 33 % et un détecteur DR dont le DQE 60 %, le rapport des efficacités est de 1.81, c.à.d. la dose de système CR est plus grand de 1.81fois que le système DR pour un même niveau de bruit.

V.2.2 : Comparaison du CNR

La figure qui suit (figure V.6) présente la comparaison des CNR pour les deux détecteurs. La mesure de CNR du détecteur a été effectuée à l'aide des plaques PMMA en contact sur le détecteur.

La détection d'un objet dépend principalement du contraste et du bruit de l'image. La probabilité de détection d'un objet (masses, fibres) étant proportionnelle au contraste et inversement proportionnelle au niveau de bruit, elle dépend du rapport contraste sur bruit (CNR – Contraste to Noise Ratio). Il est clairement montré que le système numérique DR Essential possède un meilleur contraste avec peu de bruit qui permet une détectabilité élevée des masses et des fibres tandis que le système CR Agfa mm3.0R a un CNR moindre pour les épaisseurs (20,30,40 mm de PMMA) qui se traduit par l'augmentation de bruit et par conséquent de la dose au sein.



Figure(V.6) : Comparaisons du CNR DR GE Essential et CR Agfa mm3.0R [35]

V.2.3 : Comparaison du MTF

La figure qui suit (figure V.7) présente la comparaison des MTF pour les deux systèmes, le système DR GE Essential et système CR Agfa. La mesure de MTF pour le système DR a été effectuée à l'aide de mire de haute résolution en contact sur le détecteur.

L'analyse des courbes nous montre que les détecteurs à conversion indirecte (mammographe Essential de GE) a une meilleure MTF (de 59.80% et 53 % pour le fréquence 2pl/mm). Il peut facilement détecter les structures fines (masses et fibres) peu contrastées de basses fréquences. Aux fréquences plus élevées (4pl/mm), le détecteur à conversion indirecte (DR) avec une MTF de 26.64% est plus performant que le système CR de MTF (22%) pour la détection des microcalcifications qui sont des structures fines bien contrastés mais très rapprochées (grande fréquence spatiale).

La MTF caractérise bien la résolution en contraste mais, ne tient pas compte du bruit. Seule, elle n'est pas très représentative de la qualité du détecteur.

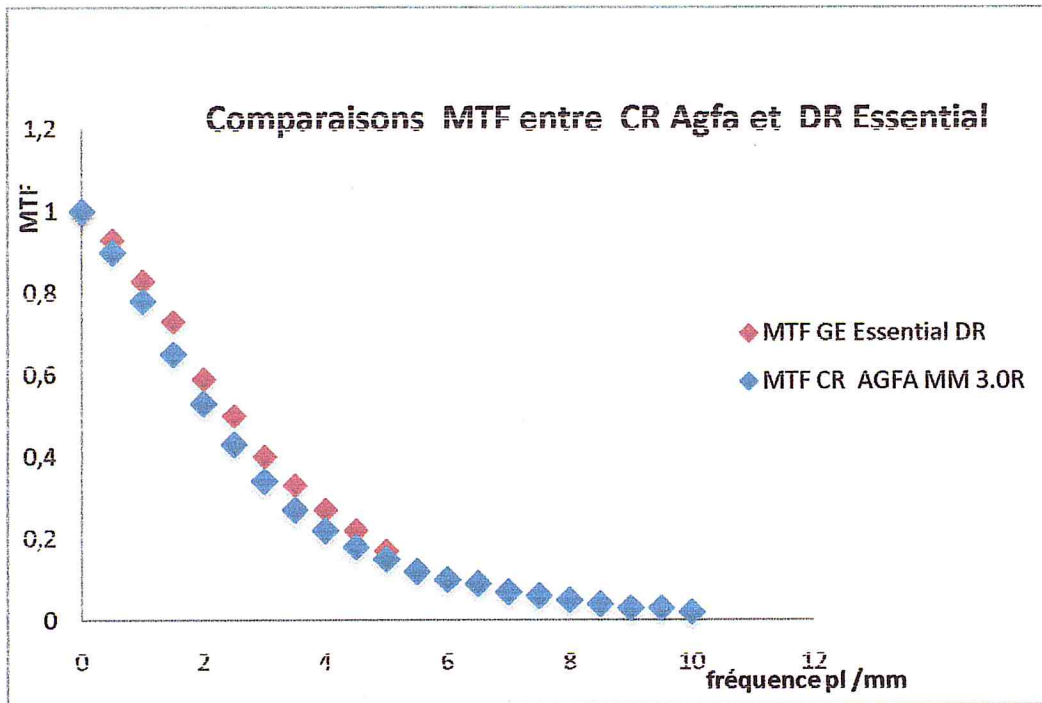


Figure (V.7) : Comparaisons MTF entre DR GE Essential et CR Agfa mm30.0R. [35]

V.2.4 : Comparaison du DGM

La figure qui suit (figure V.8) présente la comparaison des DGM pour les deux systèmes, le système DR GE Essential et système CR Agfa. La mesure de DGM pour le système DR a été effectuée à l'aide des plaques PMMA en contact sur le détecteur.

Il est clairement démontré que le détecteur à conversion indirect (CsI) présente une meilleure optimisation de dose grâce à sa structure en iodure de césium CsI en forme d'aiguilles qui absorbent mieux les photons avec moins de diffusion latérale de la lumière qui se traduit par moins de bruit et par conséquent moins de dose. Par contre les écrans de phosphore en forme de poudre (Ba F-Br, Eu₂) présentent une grande diffusion de lumière qui se traduit par une augmentation de bruit et par conséquent une dose plus élevée au sein pour compenser cette perte de la qualité de l'image. D'après les courbes de doses, le système CR délivre une dose 3 fois et 1.44 fois plus élevée que le système DR à 70mm et 45 mm de PMMA respectivement.

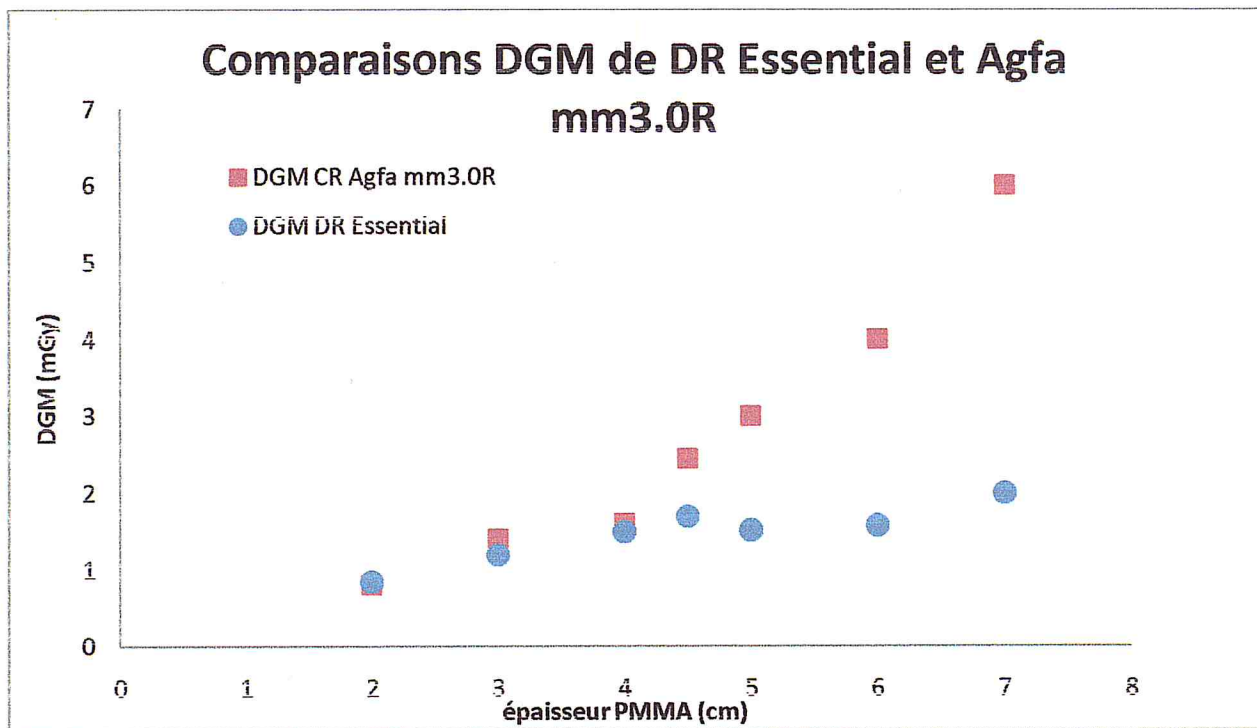
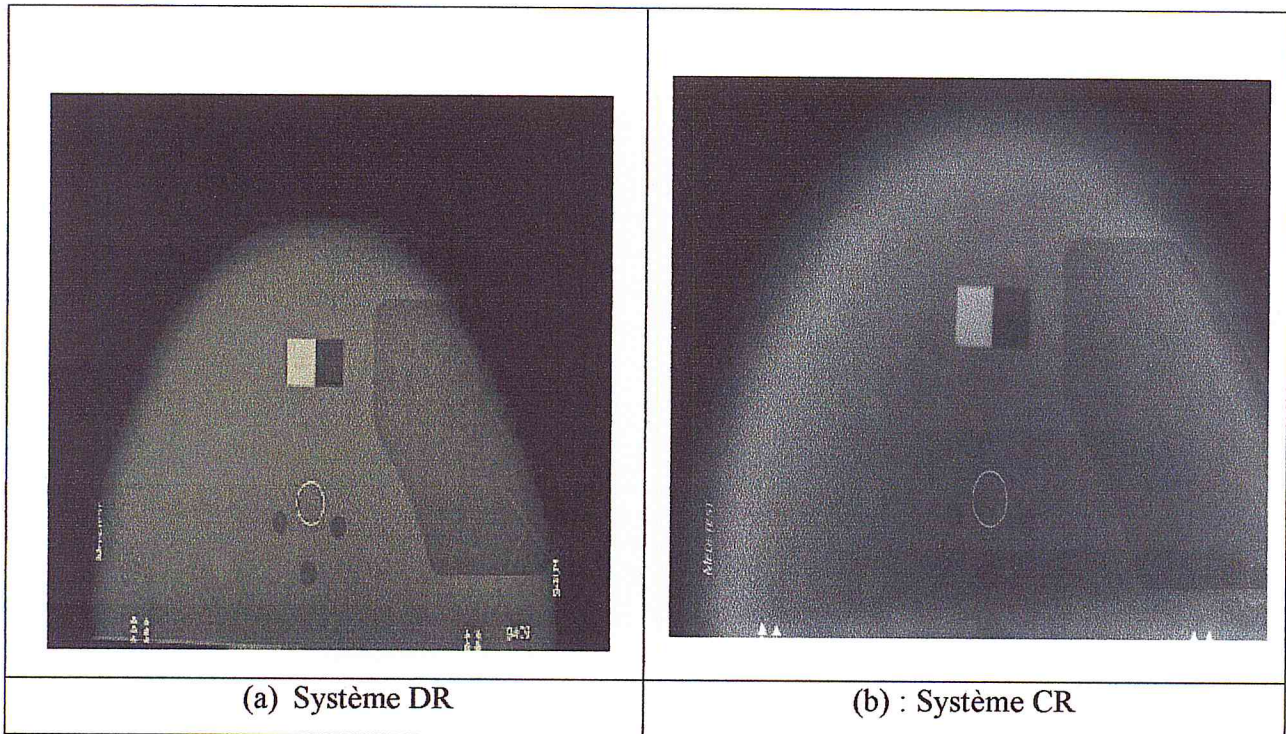


Figure (V.8) : Comparaisons DGM de DR Essential et Agfa mm3.0R [35]

V.2.5:Évaluation de la qualité d'image globale (MTM100)

La qualité globale a été évaluée d'une manière subjective sur des images traitées du fantôme MTM 100 pour les deux systèmes.



(a) Système DR

(b) : Système CR

Figure (V.9) : Clichés obtenus à l'aide du fantôme MTM 100

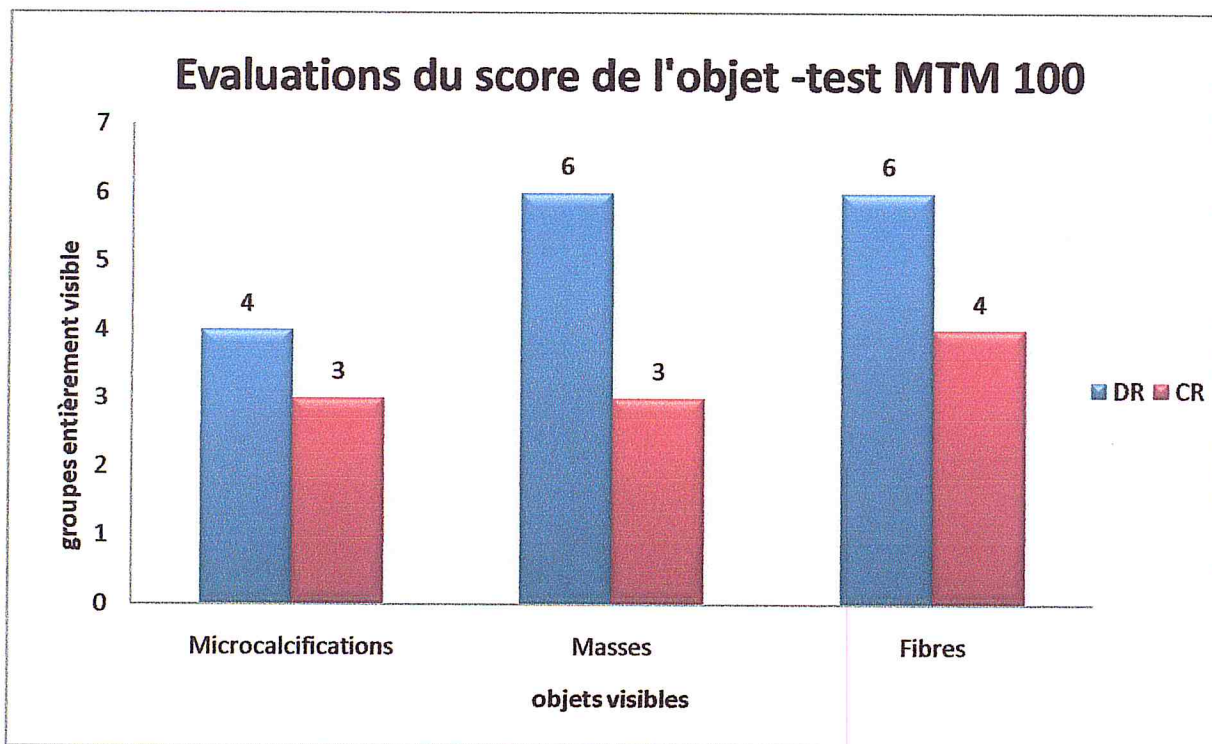


Figure (V.10) : Qualité globale des systèmes DR et CR à (29 kV -90 mAs)

La comparaison des scores obtenus à l'aide de l'objet test MTM100 exposé avec paramètres suivant (29 KV -90 mAs) pour les deux systèmes numériques DR et CR. Il montre clairement que le système numérique DR a une plus grande détectabilité des microcalcifications avec 4 groupe visibles (0.090 à 0.300 mm) à haute résolutions spatiale, des masses avec 6 groupes visibles (grands objets de 0.9 à 3.17 mm) et des fibres 6 groupe visibles (0.30 à 1.25mm) que le système numérique CR (FRI M) avec 3, 3 et 4 groupes respectivement.

Nous avons trouvé un score excellent pour le système DR mammographe (GE Essential) de 64 tandis que le mammographe CR (GE DMR plus avec plaque de phosphor Agfa mm3.0R) présente un score de 48.

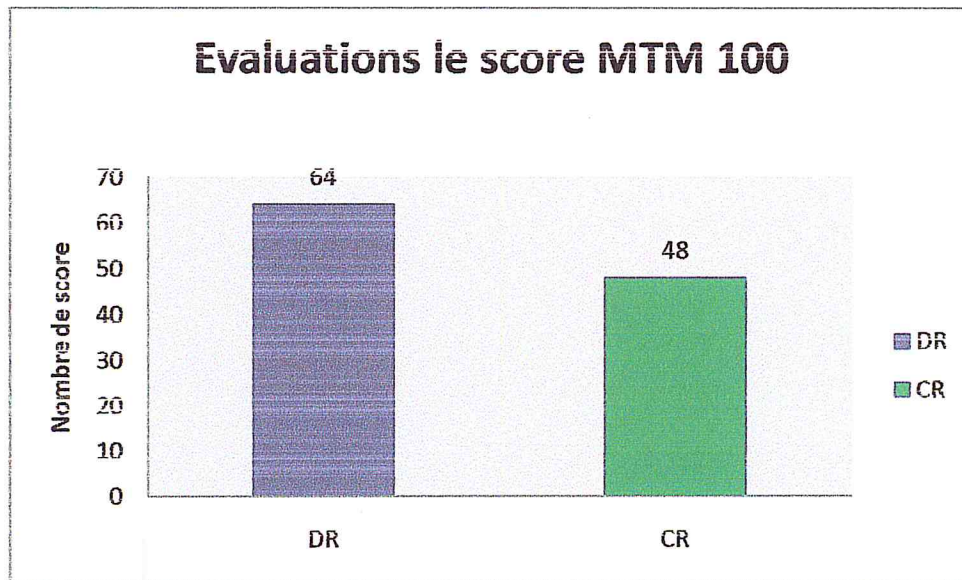


Figure (V.11) : Comparaison des scores obtenus entre DR et CR

Pour expliquer la détectabilité des lésions (masses et microcalcifications) nous utilisons les résolutions en contraste (MTF) et le rapport contraste sur bruit CNR.

Pour les hautes fréquences, (fréquence 4pl/mm) les microcalcifications sont mieux visibles pour le système DR (MTF :26.7%) qu'avec le système CR (MTF :22%).

Aux fréquences plus faibles, le système DR a un meilleur CNR pour la détection des masses et des fibres (175%, 150% pour les épaisseurs PMMA, 20, 30, mm) par contre le système CR a un CNR plus élevé (146% et 117%, pour les épaisseurs 20 et 30mm de PMMA respectivement).

V.3 : Conclusion générale

Lorsqu'il est détecté précocement, le cancer du sein peut être guéri dans plus de 9 cas sur 10. D'où l'intérêt des performances intrinsèques de la mammographie numérique qui constitue l'examen systématique de dépistage de première intention.

Cette étude comparative nous a permis de montrer que :

- Le système DR présente une bonne absorption de RX (DQE 60%) qu'avec le système CR qui présente beaucoup de diffusion (DQE 33%) donc présente un avantage de réduire la dose glandulaire moyenne et élever la qualité d'image dans le sein.
- Au niveau du contraste : La mammographie nécessite un bon contraste, en particulier pour le tissu mou, pour permettre la détection des masses tumorales de faible contraste, la qualité d'image du système numérique à conversion indirect GE Essential est fortement contrastée grâce à un CNR plus élevé que le système numérique ERLM Agfa mm 3.0R.
- Au niveau de la résolution spatiale : La mammographie nécessite une bonne résolution spatiale pour permettre la détection des microcalcifications.
- Au niveau du Bruit : La recherche d'objets de bas contraste (masses) nécessite des images faiblement bruitées qui sont obtenues par des doses relativement élevées au niveau du détecteur CR qu'avec le DR

Donc le système DR à conversion indirect présente l'avantage d'une meilleure détection des lésions tumorales avec une dose plus faible et une bonne qualité d'image qu'avec le système CR. Le mammographe utilisant les ERLM reste le moins onéreux. Il a de plus l'avantage de fonctionner indifféremment avec des ERLM ou des cassettes standards, détail important dans un service qui pratique la mammographie analogique.

Les systèmes numériques DR apportent une amélioration de la qualité de l'image qui bénéficie surtout aux femmes les plus jeunes (de moins de 50 ans) qui ont des seins plus denses et donc plus difficiles à examiner, faisant une place d'honneur aux techniques de tomosynthèse et d'angiomammographie.

Du côté de l'offre industrielle, l'hétérogénéité des systèmes de mammographie, entame un virage bien net en faveur des DR et notamment des systèmes dits « 3 en 1 » (DR, stéréotaxie et tomosynthèse), faisant ainsi mettre au second plan les modèles CR et d'une manière plus radicale les modèles conventionnels.

Les systèmes DR constituent le marché « noble » de la mammographie, du fait de ses performances en termes de faible dosimétrie et de haute qualité d'images dues à la technologie numérique des capteurs plans utilisés. Les exigences imposées par le contrôle qualité des différents programmes de dépistage des pays industrialisés, positionnent ainsi les systèmes DR comme étant les plus performants.

- [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] : Marc Pachaud.(2003). Comparaison objectives de système d'imagerie conventionnelle et numérique en mammographie ,l'université de Lausanne
- [3] : Hector PEREZ-PONCE Mai 2009 ;corrélation entre les performances physiques mesures des détecteurs et la qualité diagnostique de l'image en mammographie numerique thèse de doctorat publié ; Ecole Doctorale IAEM Centre de Recherche en Automatique de Nancy Centre Alexis Vautrin.
- [4] : ICRU, "Medical imaging - The assessment of image quality," ICRU Report 54, 1996.
- [5] : 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.
- [6] : S. Muller, "Full-field digital mammography designed as a complete system," *European Journal of Radiology*, vol. 31, pp. 25-34, July 1999.
- [7] : 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.
- [8] : 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..
- [9] : Ismahen HADJII. Approche morphologique pour la Segmentation d'Images Médicales, Application à la Détection des Lésions Mammaires, mémoire pour obtenir le titre de magister en électronique biomédicale, 06 juillet 2011.
- [10] Estimation de l'impact du dépistage organisé sur la mortalité par cancer du sein, Contexte, méthodologie et faisabilité Groupe collaboratif : Structures de gestion du dépistage, Réseau français des registres de cancers Francim, Centres de lutte contre le cancer, Institut de veille sanitaire
http://www.invs.sante.fr/publications/2007/depistage_cancer_sein/depistage_cancer_sein.pdf
- [11].RECOMMANDATION DU CONSEIL du 2 décembre 2003 relative au dépistage du cancer (2003/878/CE), Journal officiel de l'Union européenne L 327/34-38, Décembre

- 2003 4 European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis N. Perry, M. Broeders, C. de Wolf, S. Törnberg, R. Holland, L. von Karsa, E. Puthaar ISBN 92-79-01258.
- [12].La première session du service d'oncologie médicale du CPMC, présenté par le Dr. Assia Moussei et consacrée aux **Impacts socio-économiques du cancer du sein en Algérie octobre 2009**.
- [13]: <http://student.britannica.com/eb/art-66143>
- [14]: J. Beutel, H. L. Kundel, and R. L. Van Vetter, Handbook of Medical Imaging vol. 1, Physics and Psychophysics: SPIE Press, 2000.
- [15]:image disponible sur le site : <http://hyperphysics.phy-astr.gsu.edu/Hbase/quantum/xrayc.html#c2>
- [16] : d'après thèse doctorat de marc pachud (comparaison de système d'imagerie d'imagerie conventionnelle et numérique en mammographie soutenu le 24 juillet 2004 page 11 et 12).
- [17] : 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.
- [18] : les courbes disponibles sur le site :<https://w9.siemens.com/cms/oemproducts/Home/XrayToolbox/spektrum/Pages/MamIn.aspx>.
- [19] : A. Ramee, "Aspects technologiques de la mammographie," CHU Rennes - Département Imagerie Médicale et de Radiologie Hôpital Sud - Hôtel-Dieu, Rennes, France, Online Radiology and Medical Imaging Textbook 1995.
- [20] : d'après thèse doctorat de marc pachud (comparaison de système d'imagerie d'imagerie conventionnelle et numérique en mammographie soutenu le 24 juillet 2004 page 14).
- [21]: Adler DD, Whal RL. New methods for imaging the breast : techniques, findings, and potential. *Am J Roengen* 1995, 164 : 19-30.
- [22] Croisille P, Ivon ,JL,Amiel M .Les écrans radioluminescents à mémoire .Mise au Point.*Rev Im Med*1992 ;4 :673-81.
- [23]: A . Picard. Numérisation d'un service de radiologie par système de plaques photostimulables. DESS TBH, 2001.

- [24] : Hogge JP, Freedman MT. Storage phosphor digital mammography. *Semin Roentgenol* 1997;32:50-6.
- [25] : Digital Mammography, eds. ED Pisano, MJ Yaffe, CM Kuzmiac. Lippincott, Williams and Wilkins, a Walters Kluwer Company, 2004. Used with permission.
- [26] : Journal de radiologie Vol 88, N° 7-8-C1 - juillet-août 2007
pp. 933-942 Doi : JR-07-08-2007-88-7-8-C1-0221-0363-101019-200703267Sénologie].
- [27] : mammography, by Jeffrey Shaw, Douglas Albagli, Ching-Yeu Wei, and Paul R. Granfors; Medical Imaging 2004: Physics of Medical Imaging. Proc. SPIE 5368, 370 (2004). With permission from SPIE.
- [28] : Source: Basset LW, Imaging the Breast, Cancer Medicine, 6th ed
- [29] : d'après Radiologic Clinics of N. America,38:4 Haus AG and Yaffe MJ, Screen-Film and DigitalMammography, pp 871–898, (2000). With permission from Elsevier).
- [30]: (from Digital Mammography, eds. ED Pisano, MJ Yaffe, CM Kuzmiac. Lippincott, Williams & Wilkins, a Walters Kluwer Company, 2004. With permission).
- [31] : A. Supiot, C. Vedovini. Capteurs numériques grands champs en radiologie conventionnelle. [DESS TBH, 2001].
- [32] : T. Veleine. La numérisation directe en radiologie. [8ème Journées AFIB, Lille 23/09/2003].
- [33] : European Protocol for the Quality Control of the Physical and Technical Aspects of Mammography Screening chapter 2 in the 4th edition of the European Guidelines Quality Assurance in Breast Cancer Screening and Diagnosis (European Communities, 2006).
- [34]:Ghetti C, Borrini A, Ortenzia O, Rossi R, Ordoñez PL. Physical characteristics of GE senographe essential and DS digital mammography detectors. *Med Phys.* 2008;35(2):456–63.). [Rafael García-Mollá, Rafael Linares, Rafael Ayala ,Journal of Applied Clinical Medical Physics, Vol. 12, No. 1, Winter 2011 pp 207-217]
- [35] : DQE CR Nicholas W. Marshall, Kim Lemmens, and Hilde Bosmans, Physical evaluation of a needle photostimulable phosphor based CR mammography system, Vol. 39, No. 2, February 2012 pp811 -824].