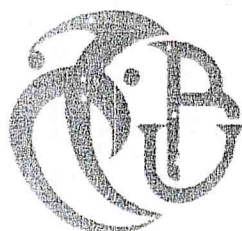


République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de l'Enseignement Supérieure et de la Recherche Scientifique

Université Saad DAHLAB de Blida 1

Faculté des Sciences

Département de Physique



Mémoire présenté par :

BOUKHALFA Aicha

En vue d'obtenir le Diplôme de Master.

Domaine : Sciences de la matière.

Filière : physique.

Spécialité : Physique Médicale.

Sujet :

**Comparaison mammographie numérique (2D) et tomosynthèse (3D):
dosimétrie et qualité de l'image**

Soutenu le : 17 Décembre 2014, devant le jury composé de :

Mr .M.CHEKIRINE

Maître de conférences A, USDB

Président.

Mr. A.MERAD

Attaché de Recherche (CRNA)

Rapporteur

Mme. TOUTAOUI .KHELASSI .N

Maître de Recherche (CRNA)

Examinatrice

M^{elle} S. SAADI

Attachée de Recherche (CRNA)

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, M^{lle}. SAADI 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 Madame Bouasa 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 sacrifice, 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 chères sœurs Hadda, Hafida, Fatima, Nawel, Racha, Nabila.

A mes frère, Mohammed, Ali, Mourad, Yacine

A tous mes amies : Fatima Zahra, Fatima, Fatiha

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

Liste des acronymes et abréviations

Acronyme	Signification
AEC	Commande Automatique d'Exposition
AOP	Optimisation Automatique des Paramètres
a- Se	Selenium amorphe
ART	Technique de Reconstruction Algebrique
CCD	Charge Coupled Device
CDA	Couche Demi Attenuation
CNT	CoNTraste
(Csl - Si)	Iodure de Césium dopé au Silicium
CsI(Tl)	Iodure de Césium dopé au Thalium
DGM	Dose Glandulaire Moyenne
DQE	Detective Quantum Efficiency
ERLM	Écran Radio Luminescent à Mémoire
Fi	Fibres
GE	General Electric
Gd2O2S	GaDolinium Oxysulfure
Gy	Gray
KERMA	Kinetic Energie Released Per Unit Mass
Ma	Masses
mA	milliAmpère
mAs	milliAmpère-seconde
Mi	Microcalcifications
Mo	Molybdène
mR	miliRoentgene (unité d'exposition)
PMMA	Poly Méthyl MethAcrylate de Méthyle

Rh	Rhodium (élément d'anode et filtration)
SID	Source Image Distance
STD	STanDard (mode d'exposition automatique)
SIRT	Technique de Reconstruction Itérative Simultanée
SART	Technique de Reconstruction Algébrique Simultanée
TFT	Thin Film Transistor
2D	2 Dimensions
3D	3Dimensions

Liste des figures

Figure (I.1) : Anatomie interne de sein.....	4
Figure (I.2) : Positionnement de la patiente pour la prise d'une mammographie de face.....	5
Figure (I.3) : Photo d'une installation de mammographie avec ses composants.....	6
Figure (I.4): Spectre de rayons X pour une anode en Mo.....	7
Figure (I.5): Schéma précisant les différents types de capteurs et technologies en mammographie numérique 2D.....	8
Figure (I.6): Résumé des technologies de détection actuellement employées en la mammographie.....	9
Figure (I.7) Principes de fonctionnement des détecteurs ERLM	10
Figure (I. 8) : Photo présente un détecteur conversion –indirect (CsI).....	11
Figure(I.9): Photo présente détecteur numérique conversion directe.....	12
Figure (I.10) : Image représentant les composants de la tomosynthèse.....	13
Figure (I.11) : Principe de la tomosynthèse	14
Figure (I.12) : La tomosynthèse de réduire la superposition des tissue.....	15
Figure (I.13) : La tomosynthèse permet de distinguer objets.....	15
Figure (II .1): Schéma du fantôme MTM 100 en matériau équivalent sein avec les différentes inclusions et leur taille	23
Figure. (II .2) : Qualité et dose en mammographie.....	23
Figure (III.1) : Installation de mammographe numérique (HealthCare GE Essential).....	25
Figure (III.2) : Pupitre de commande avec écran de visualisation de haute résolution.....	25
Figure (III.3) : Pupitre de commande pour choisir le mode et les paramètres d'expositions.....	26
Figure(III.4) : Fantôme MTM 100	27
Figure (III .5): Schéma du fantôme MTM 100 en matériau équivalent sein avec les différentes inclusions et leur taille.....	27
Figure(III.6) : Les Filtres d'Aluminium pour la mesure de la CDA.....	29
Figure(III.7) : Plaque en plexiglas (PMMA).....	29
Figure (III.8) : Multimètre 4000M + victoreen utilisé pour la mesure de la dose.....	30

Figure (III.9): Schéma du fantôme CIRS 18 - 222 en matériau équivalent sein avec les différentes inclusions	30
Figure (III.10) : Positionnement la filtres d'Aluminium sur le detecteur.....	32
Figure (III.11) : Photographie du positionnement MTM100 sur le Buchy.....	34
Figure (IV.1) : Les valeurs de CDA en fonction de la tension et à différente combinaison	36
Figure (IV.2) : Les valeurs de Kerma en fonction de la tension et à différente combinaison anode/filtration.....	37
Figure (IV.3) : DGM affichée pour la techniq2D et 3 D.....	41
Figure (IV.4) : DGM mesurée pour la technique 2D et 3 D.....	43
Figure (IV.5) : Scores des techniques 2D et 3D avec le MTM100	44
Figure (IV.6) : Comparaison des scores obtenus entre 2D et 3D.....	43
Figure (IV.7) : Qualité globale des technique 2D et 3D avec l'objet MTM100 +Une plaques de PMMA	44
Figure (IV.8) : Scores des technique 2D et 3D avec le MTM100 + 2 plaques de PMMA.....	45
Figure (IV.9) : Comparaison des scores obtenus entre 2D et tomosynthèse.....	45
Figure (IV.10) : Qualité globale des technique 2D et 3D avec le fantome CIRS.....	46

Liste des tableaux

Tableau (II.1) : Valeurs de facteur g (mGy/mGy) pour les différentes valeurs de CDA.....	18
Tableau (II.2.) Valeurs de facteur c (mGy/mGy) pour les différentes valeurs de CDA.....	19
Tableau (II.3) Valeurs de facteur s (mGy/mGy) pour les différents spectres du faisceau de rayons X utilisé.....	19
Tableau (II.4) : Valeurs de facteur t pour le calcul de la DGM pour les projections individuelles.....	21
Tableau(II.5) : Valeurs de facteur T pour différentes épaisseurs du sein.....	22
Tableau (III.1) : Les inserts de fantôme MTM100 : 7 groupes de microcalcifications 7 groupe de Fibres.....	28
Tableau (III.2) : Les inserts de fantôme CIRS 18 - 222 : 12 groupes microcalcification ,5 groupe de Fibre et 7 masses	31
Tableau(III.3) : Méthode de calcul du score de fantôme MTM100.....	34
Tableau(IV.1) : Résultats de mesures de la CDA.....	35
Tableau (IV.2): CDA typique pour différent couple (anode/filtrage)	36
Tableau (IV.3) :Résultats de doses glandulaires Moyennes pour les deux techniques 2D et 3D.....	38
Tableau (IV.4) :Résultats de dose glandulaire affichée et calculée pour la technique 2D.....	39
Tableau (IV.5) :Résultats de dose glandulaire affichée et calculée pour la technique 3D.....	40
Tableau(IV.6) : DGM maximum en fonction de l'épaisseur du sein	42

Table de matière

Remerciements :	i
Dédicace :	ii
Liste des acronymes et abréviation.....	iii
Introduction générale	1
CHAPITRE I : LA MAMMOGRAPHIE NUMERIQUE : ÉTAT DE L'ART	
I.Introduction	3
I. 1:Généralités	3
I.1.1 : Anatomie du sein	3
I.1.2 : Cancer du sein	4
I.2 Description de la mammographie.....	5
I.2.1 Récepteurs d'image.....	7
I.3 Mammographie numérique	8
I.3.1 Ecran radioluminescent à mémoire (ERLM).....	9
I.3. 2 Détecteurs numériques plans plein champ.....	10
I.4 La Tomosynthèse.....	12
I.4.1 Introduction.....	12
I.4.2 Réalisation d'une acquisition	14
I.4.3 Modes d'Acquisition	16
I.4.4 Reconstruction d'Image	16
I.4.4.1 Méthodes de reconstruction.....	16
Chapitre II : Dosimétrie et évaluation globale de la qualité image en mammographie	
II. Introduction	18
II.1. Dosimétrie pour mammographie conventionnelle (2D)	18
II.1. 1 Mesure de la dose Glandulaire Moyenne DGM.....	18
II.1.2 Dosimétrie pour la tomosynthèse	20
II.2. L'évaluation globale de la qualité d'image en mammographie.....	22

Chapitre III : Matériels et méthodes

III.1 : Matériel utilisé dans le cadre de ce travail	24
III.1.1 : Descriptions du mammographe GE Essential.....	24
III 1.2 Objet - test MTM 100.....	26
III 1.3 Les Filtre d'Aluminium.....	29
III 1.4 Les plaque PMMA.....	29
III.1.5 : Multimètre	30
III 1. 6 Fantôme CIRS 18 - 222	30
III 2. Méthodes.....	31
III 2.1 Mesure de la couche de demi-atténuation CDA.....	31
III.2.2 Calcul de la DGM.....	33
III.3 L'évaluation globale de la qualité d'image en mammographie.....	33
III.3.1 Détermination du score avec le fantôme MTM100.....	34
II.3.2Détermination du score avec le fantôme CIRS 18-222.....	34

CHAPITRE IV : Résultats et discussions

IV.1. Mesure de la couche de demi-atténuation (CDA).....	35
IV.2 Doses Glandulaires Moyennes DGM	37
IV.2.1 Calcule du Kerma dans l'air	37
IV.2.2 Calcule de la dose glandulaire moyenne Sur fantôme	38
IV.2.3 Calcule de la dose glandulaire moyenne sur patientes	39
IV.2.4 Comparaison de la DGM en mode 2D et 3D.....	41
IV.3. Evaluation de la qualité d'image globale	42
IV.3.1 Evaluation de la qualité d'image globale par le fantôme MTM 100	42
IV.3.3 Evaluation de la qualité d'image globale par le fantôme MTM 100 + une plaque de PMMA	44
IV.3.3. Evaluation de la qualité d'image globale par le fantôme MTM 100 + deux plaques de PMMA.....	44
IV.3.5. Évaluation de la qualité d'image globale par le fantôme CIRS 18-222	46
CHAPITRE V : Conclusion générale	48
Références bibliographiques	50



Introduction

L'imagerie connaît depuis quelques années des progrès fulgurants, que se soit dans le domaine des rayons X, de l'IRM, des ultrasons et de l'imagerie métabolique.

L'imagerie sénologique a bénéficié de chacune de ces avancées technologiques. Dans le domaine de la mammographie du déploiement, la mammographie numérique a permis de dissocier le processus d'acquisition de l'image de celui du traitement et de l'affichage des images ainsi que de leur archivage facilitant l'optimisation de chacune de ces étapes. L'acquisition de l'image mammographique par rayons X a bénéficié de l'optimisation de détecteurs suffisamment sensibles et épais pour absorber une grande fraction des rayons X transmis au sein, l'élimination du bruit de granularité et la réduction de la dose d'irradiation à la glande.

La technique de tomosynthèse (ou mammographie 3D) est fondée sur le même principe que la tomographie, c'est-à-dire l'acquisition de plusieurs clichés obtenus à des angulations différentes du tube à rayons X. L'objectif est de pallier les limites de la mammographie conventionnelle liées aux problèmes de superposition du sein comprimé responsable d'une perte de sensibilité dans les seins denses, créant de fausses images ou gênant l'analyse des lésions.

Cependant, à l'inverse de la tomographie conventionnelle, où le tube de rayons X et le détecteur bougent dans des directions opposées, en tomosynthèse mammaire, seul le tube de rayon X est mobile, le détecteur restant fixe en raison de la compression mammaire. Plusieurs clichés sont réalisés à différents angles d'inclinaison puis sont reconstruites en coupes fines millimétriques ou infra-millimétriques. Des reconstructions en coupes plus épaisses utilisant des traitements de type MIP (maximal intensity projection) peuvent également être utiles afin d'augmenter le contraste/bruit et améliorer la détection des foyers de microcalcifications.

Les mammographes commercialisés ou en développement ont une double fonctionnalité et permettent la réalisation d'exams en 2D (mammographie standard) et 3D (tomosynthèse). L'irradiation d'une incidence de tomosynthèse mammaire est actuellement équivalente à celle d'une incidence de mammographie standard.

La plupart des études publiées se sont intéressées à la détection et à la caractérisation lésionnelle. Ces études ont montré que cette technique est particulièrement utile pour améliorer la caractérisation des masses en éliminant les effets de superposition glandulaire permettant une meilleure détection des lésions subtiles ou de faible contraste, des lésions dans les seins denses (mais pas trop denses) et une diminution des images construites (responsable de faux positifs). Par ailleurs, la tomosynthèse permet une meilleure analyse des contours et donc une meilleure différenciation entre lésions bénignes et malignes. À terme, la

tomosynthèse pourrait permettre de diminuer le taux de rappel lors du dépistage, le nombre de biopsies pour lésions bénignes, le nombre de clichés complémentaires (localisés, faces tournée, profil) et le nombre d'examen par IRM pour lésions douteuses en mammographie + échographie.

La performance de la tomosynthèse dans le dépistage est en cours d'évaluation. Le gain clinique en termes de nombre de cancers détectés et en diminution du taux de rappel n'a pas encore été établi. Par ailleurs, la plupart des équipes utilise actuellement le mode dit « combo » associant une ou 2 incidences de tomosynthèses à une mammographie 2D standard, d'où une majoration de l'irradiation de 50 à 100 % par rapport à une mammographie standard, ce qui limite son utilisation dans le dépistage. Le choix de l'incidence à réaliser si une seule vue de tomosynthèse est acquise n'est pas non plus clairement résolu. Cependant, il s'agit d'une technique en développement rapide. Une des pistes les plus prometteuses est la reconstruction de l'image 2D à partir de l'acquisition 3D qui présentera.

Notre travail a pour objectif la comparaison des performances de deux techniques numériques, mammographie numérique 2D et mammographie 3D tomosynthèse en termes des paramètres physiques tels que : la dose glandulaire moyenne DGM ainsi que l'évaluation de la qualité globale des deux techniques par les deux fantômes MTM100 et CIRS 18 - 222.

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 une description générale sur la technologie moderne de mammographie numérique 3D (tomosynthèse) dans le cadre de la détection du cancer du sein et nous présenterons le principe général de la tomosynthèse et les différentes méthodes de reconstruction d'image dans cette technique

Le deuxième chapitre, est consacré sur la dosimétrie pour la mammographie numérique 2D et 3D et les différentes approches ou bien critères qui décrivent la qualité d'images en mammographie numérique.

Dans le troisième chapitre, nous décrivons le matériel ainsi que les méthodes de mesures utilisées dans le cadre de ce travail.

Dans le quatrième chapitre, nous présenterons les résultats obtenus ainsi que leur analyse et discussion. Enfin, une conclusion générale est donnée à la fin de ce manuscrit.

CHAPITRE I

*La mammographie numérique :
État de l'art*

I Introduction :

Le cancer du sein est la première cause de mortalité chez la femme. 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. Le but de la mammographie est de produire de façon systématique des images de haute résolution (pour une appréciation plus détaillée 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 décrirons tout d'abord l'anatomie de la glande mammaire. Puis nous donneront un aperçu sur les avancées technologiques de mammographie en tenant compte des améliorations des tubes à rayon X, de la production de RX avec différents matériaux de l'anode et système de filtrage, les spectres utilisés en mammographie moderne.

I. 1: Généralités

I.1.1 : Anatomie du sein

Organe 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 est donnée sur la 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. 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 [1]

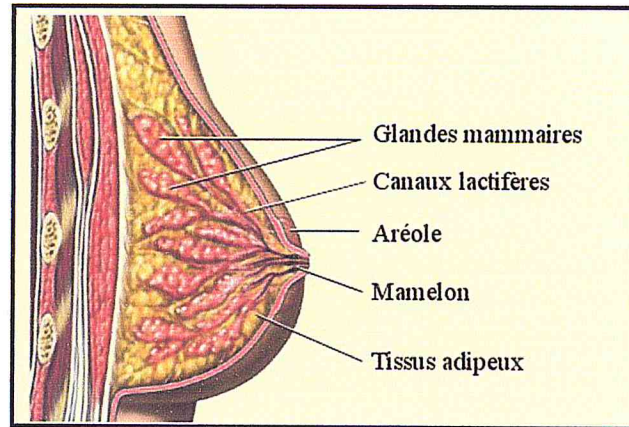


Figure (I.1) : Anatomie interne de sein [2]

I.1.2 : 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 puis 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 [2].

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, ». 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 [3].

I.2 Description de la mammographie

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

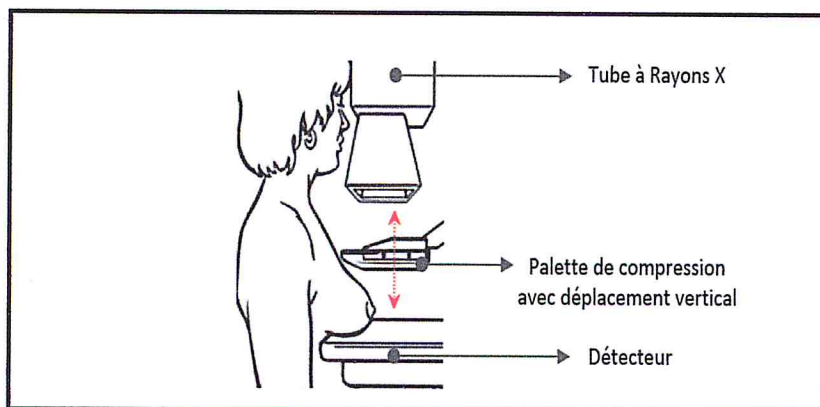


Figure (I. 2): Positionnement de la patiente pour la prise d'une mammographie de face

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 [3].

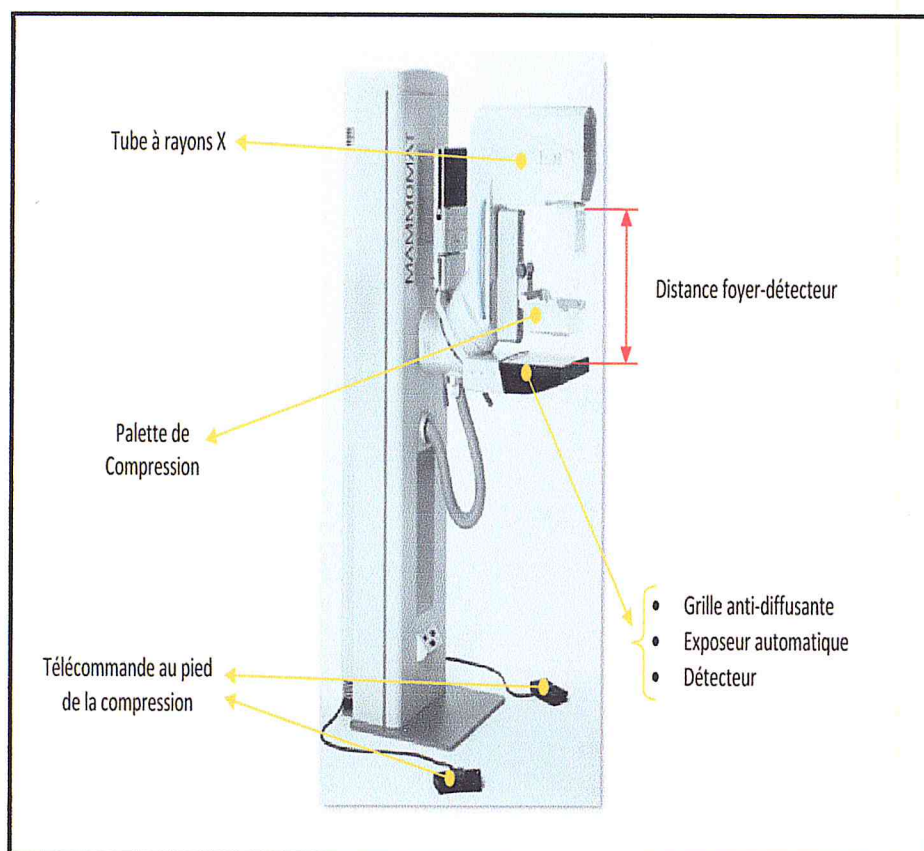


Figure (I.3) : Photo d'une installation de mammographie avec ses composants [3].

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

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

- **Mo-Mo: Molybdène (Mo ; Z= 42) filtré par le Molybdène (50 μm):** c'est le plus ancien couple, qui reste la base du système mammographique.
- **Mo-Rh : Molybdène (Mo ; Z= 42) filtré par le Rhodium (25 μm)** permettant d'obtenir une énergie moyenne légèrement plus élevée que celle du couple Mo-Mo.
- **Rh-Rh: Rhodium (Rh ; Z = 45) filtré par Rhodium (25 μm)** qui permet d'obtenir un contraste supérieur pour les seins épais et denses
- **W-Rh: Tungstène filtré par Rh** : bénéficie d'une meilleure tolérance du tungstène pour des charges thermiques fortes et de la sélection du spectre par le Rhodium.

- **Molybdène filtré par l'aluminium:** ce couple utilisé vers 1980 donnait la possibilité d'utiliser en Xérogaphie le spectre continu du Mo émis sous 35 kVp.

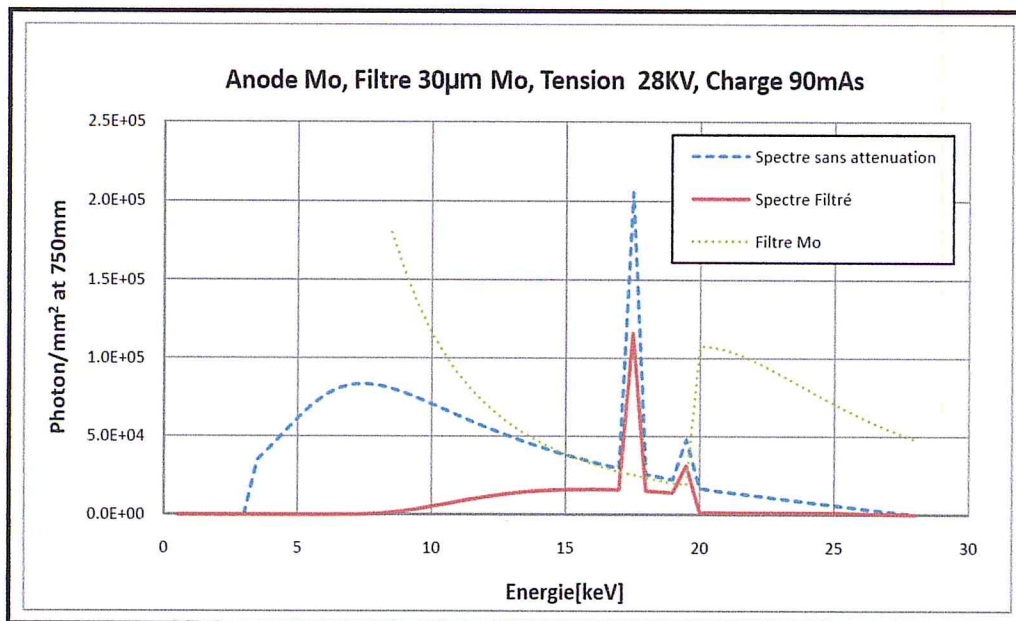


Figure (I.4): Spectre de rayons X pour une anode en Mo, un filtre de 30 µm en Mo, une charge de 90 mAs et une tension du tube fixée à 28 kVp. Le filtre en Mo réagit comme un filtre du type passe-bande en laissant passer les énergies comprises entre 15 et 20 keV.

I.2.1 Récepteurs d'image

Les récepteurs basés sur le couple écran-film ont été par le passé les détecteurs standards utilisés dans la mammographie conventionnelle. Aujourd'hui, les nouveaux développements technologiques en matière de détecteurs et d'ordinateurs ont permis l'avènement des détecteurs numériques. Actuellement, les détecteurs utilisés en mammographie sont classés principalement en deux branches: couples écran-film (analogiques) et détecteurs numériques. Ces derniers peuvent à leur tour être classés en deux catégories: ceux qui effectuent une numérisation directe (détection de quanta et numérisation en une seule étape) et ceux qui réalisent une numérisation secondaire (détection de quanta et numérisation réalisée en deux étapes). La Figure(I.5) montre une classification des différents détecteurs et technologies utilisés en mammographie [3].

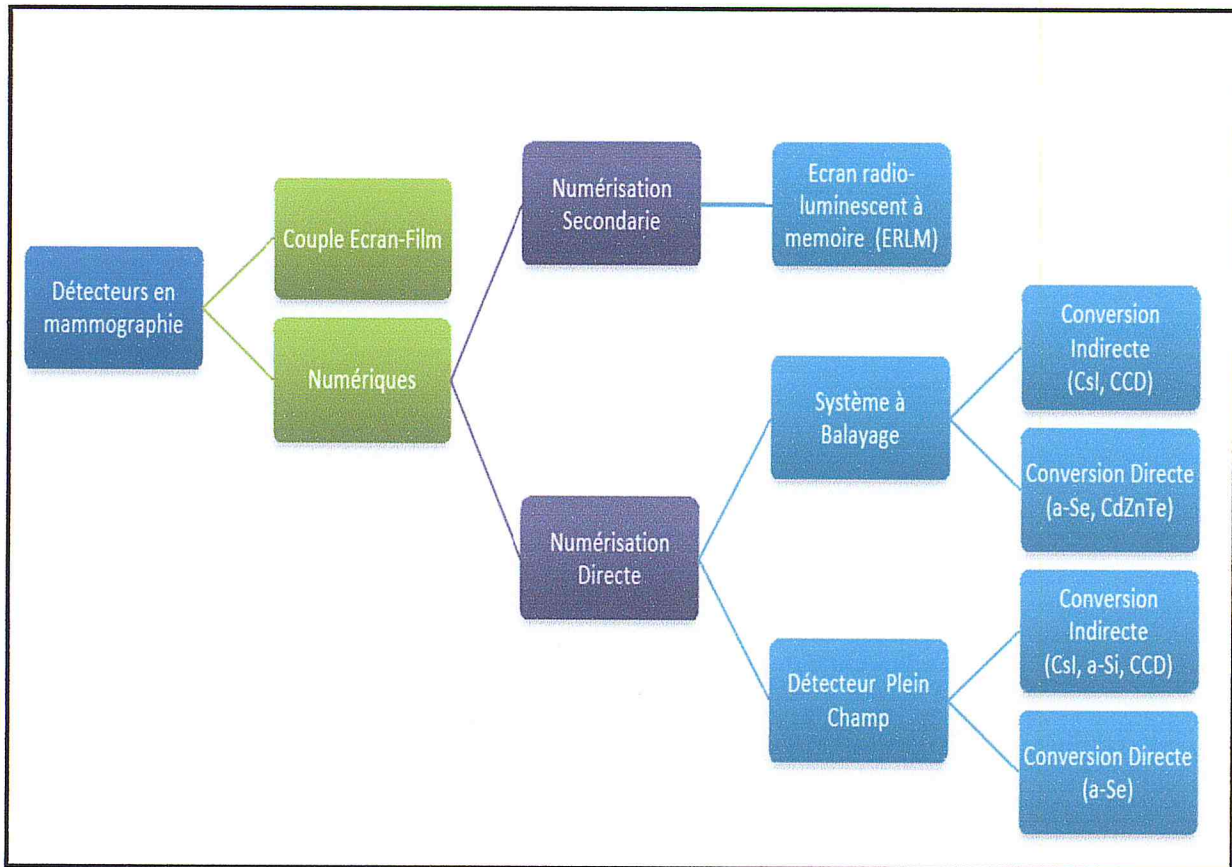


Figure (I.5): Schéma précisant les différents types de capteurs et technologies en mammographie numérique

I.3 Mammographie numérique

La mammographie conventionnelle est une imagerie bidimensionnelle. Avec la mammographie conventionnelle, des pathologies sont souvent difficiles à visualiser à cause du bruit des structures environnantes et de l'atténuation du signal. La mammographie numérique remplace le couple écran-film par des capteurs numériques qui transforment les photons X en signaux électriques pour former ainsi des images numériques qui possèdent un certain nombre d'avantages sur le couple écran-film. Ces avantages sont entre autres :

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

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

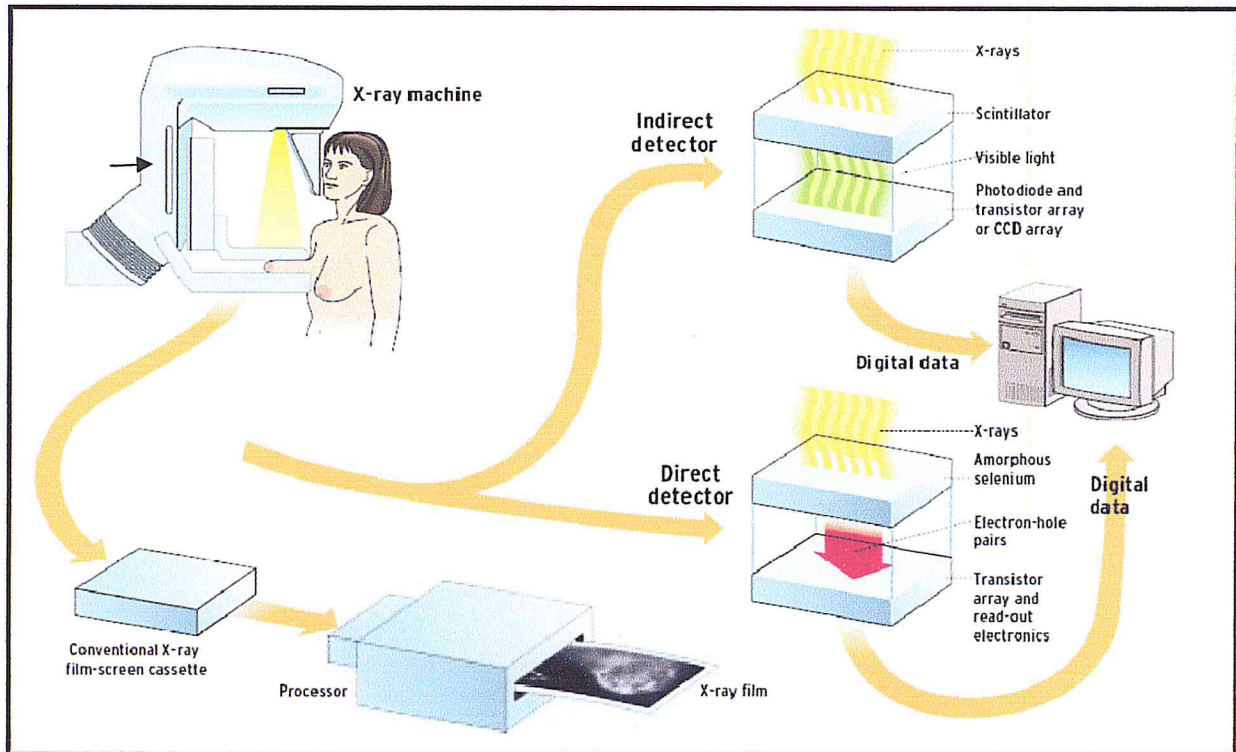


Figure (I.6): Résumé des technologies de détection actuellement employées en mammographie.

I.3.1 Ecran radioluminescent à mémoire (ERLM)

Cette technique est basée sur l'utilisation des écrans radio-luminescents à mémoire (ERLM) [figure I.7] qui stockent l'énergie transmise par les rayons X dans une structure cristalline. Puis, à l'aide d'un laser, cette énergie est restituée par photo-stimulation. Les particules photo-luminescentes sont constituées de fluoro-halogénure de baryum dopé à l'euporium qui forme une image latente lors de l'arrivée des photons X. L'énergie stockée est libérée sous forme de photons lumineux lorsque l'écran est balayé par un faisceau laser de longueur d'onde précise. Cette lumière est guidée vers un photomultiplicateur qui la transforme en un signal électrique. Le signal électrique est ensuite amplifié et échantillonné par des composants électroniques. Après lecture, l'énergie résiduelle contenue dans les ERLM est totalement effacée au moyen de tubes néons ou d'une lampe flash. Les ERLM ainsi réinitialisés peuvent être réutilisés.

De façon générale, un récepteur de rayons X utilisé en mammographie numérique, doit avoir comme objectif une absorption efficace des rayons X, pour générer ainsi une image numérique qui permet la détection de lésions (microcalcifications, ou masses). Pour cela, les

récepteurs doivent respecter les exigences de résolution spatiale et de résolution en contraste nécessaires pour la mammographie.

La performance de ces détecteurs dépend de plusieurs facteurs "de conception". Parmi ceux-ci, la surface active du détecteur, la taille du pixel, la vitesse de détection, la gamme dynamique, ainsi que les dimensions et le poids du détecteur. Chacun de ces paramètres doit être sélectionné avec prudence [4].

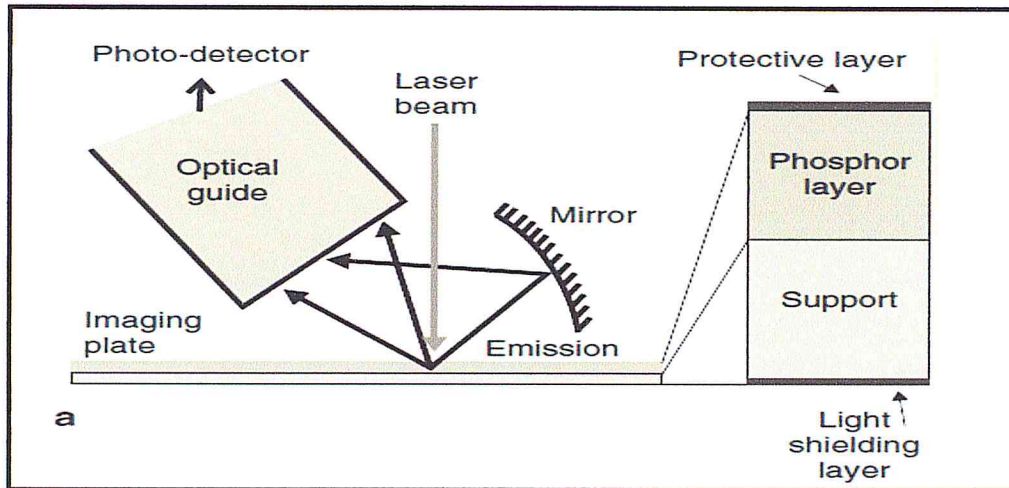


Figure (I.7) Principes de fonctionnement des détecteurs ERLM

I.3. 2 Détecteurs numériques plans plein champ (numérisation directe)

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

➤ Conversion indirecte

Les détecteurs à conversion indirecte [figure I.8] transforment l'énergie des photons X en lumière grâce à un scintillateur construit à base d'Iodure de Césium dopé avec du Thallium [CsI(Tl)] ou du Gadolinium oxysulfure ($Gd_2 O_2 S$).

Cette lumière est ensuite transformée en charge électrique par l'intermédiaire d'une matrice de photodiodes composées de silicium amorphe couplées à des transistors TFT (Thin Film Transistor) comme illustré dans une autre alternative utilise des CCD (charge-coupled devices) au lieu des couples photodiodes-TFT pour transformer la lumière en signaux électriques.

Ces dispositifs utilisent un système de couplage optique pour capter la lumière produite par le scintillateur et l'acheminer à l'entrée du CCD. Ce couplage optique utilise soit une lentille, soit des fibres optiques. Comme les CCD sont des éléments de petites dimensions, de

nombreux CCD juxtaposés sont utilisés pour construire une matrice et couvrir la totalité de la surface du champ d'acquisition. L'inconvénient de ces systèmes est la perte de lumière et la complexité due aux fibres optiques.

Le couplage optique peut aussi introduire des distorsions géométriques et des artefacts [5].

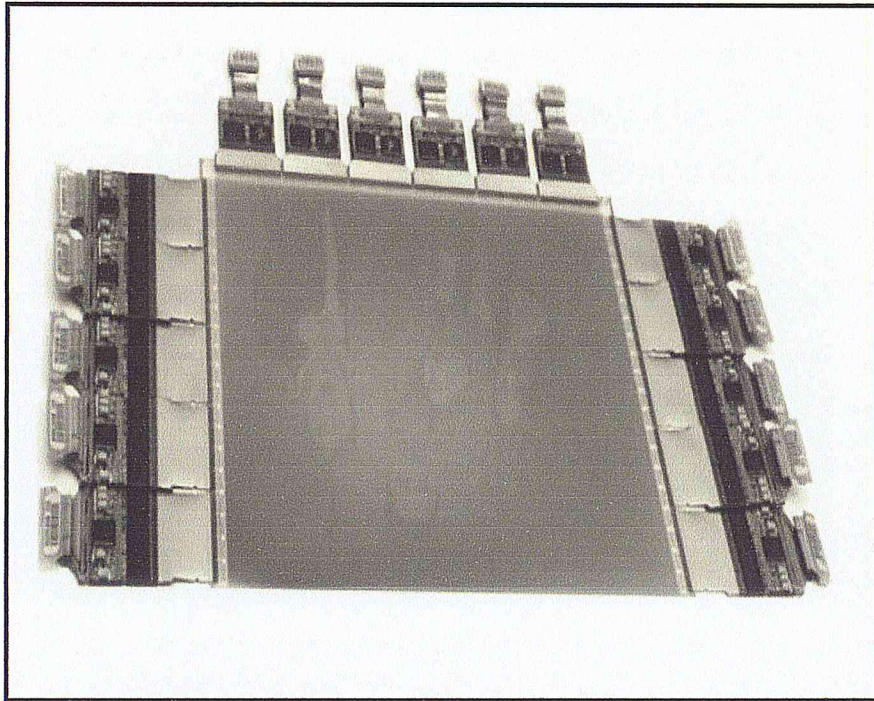


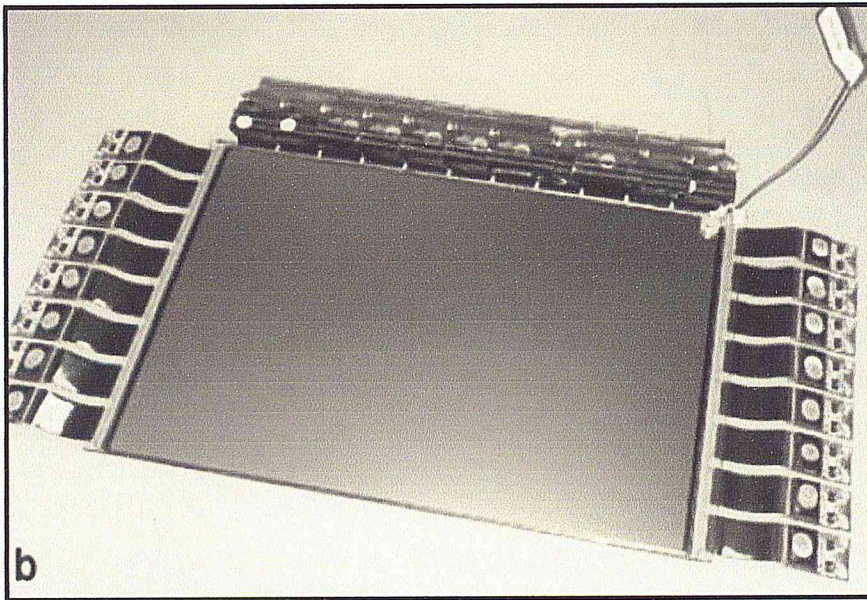
Figure (I. 8) : Photo présente un détecteur à conversion –indirect (CsI). [6]

➤ **Conversion directe**

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

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(I.9): Photo présente détecteur numérique conversion directe [7]

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

1. Une assez faible interaction RX / 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. Un phénomène de rémanence rendant difficile l'évolution de cette technique vers l'imagerie dynamique.
3. Un vieillissement du matériau détecteur avec le cumul de dose.

I.4 La Tomosynthèse

I.4.1 Introduction

La technique de tomosynthèse (ou mammographie 3D) est fondée sur le même principe que la tomographie, c'est-à-dire l'acquisition de plusieurs clichés obtenus à des angulations différentes du tube à rayons X (figure I.11). L'objectif est de pallier les limites de la mammographie conventionnelle liées aux problèmes de superposition du sein comprimé responsable d'une perte de sensibilité dans les seins denses, créant des fausses images ou gênant l'analyse des lésions. Cependant, à l'inverse de la tomographie conventionnelle, où le tube de rayons X et le détecteur bougent dans des directions opposées, en tomosynthèse mammaire, seul le tube de rayon X est mobile, le détecteur restant fixe en raison de la compression mammaire. Plusieurs clichés sont réalisés à différents angles d'inclinaison puis sont reconstruites en coupes fines millimétriques ou infra-millimétriques. Des reconstructions

en coupes plus épaisses utilisant des traitements de type MIP (maximal intensity projection) peuvent également être utiles afin d'augmenter le rapport contraste/bruit et améliorer la détection des foyers de microcalcifications. Les mammographes commercialisés ou en développement ont une double fonctionnalité et permettent la réalisation d'examen en 2D (mammographie standard) et 3D (tomosynthèse). L'irradiation d'une incidence de tomosynthèse mammaire est actuellement équivalente à celle d'une incidence de mammographie standard [8].

La mammographie conventionnelle est une imagerie bidimensionnelle. Avec la mammographie conventionnelle, des pathologies sont souvent difficiles à visualiser à cause du bruit des structures environnantes et de l'atténuation du signal. Le signal obtenu, avec un système écran/film ou même avec un détecteur est dépendant de l'atténuation totale de tous les tissus situés au dessus de la zone d'intérêt. La tomosynthèse est une méthode d'imagerie tridimensionnelle qui permet de réduire ou d'éliminer les superpositions de tissus (figure I.12). Pendant que le sein est immobilisé, des images de ce dernier sont obtenues sous différents angles. Les objets situés à différentes profondeurs se projettent, deux objets (une lésion spéculée et une ellipse) sont superposés lorsque l'angle d'acquisition est de 0° , mais l'acquisition de plans décalés permet de déplacer l'ombre générée par chaque structure (figure I.13). L'étape finale de la tomosynthèse est de reconstruire les données pour créer des images à des profondeurs différentes en permettant de séparer les structures par le jeu de décalage des projections [9].



Figure (I.10) : Image représentant les composants de la tomosynthèse [10].

I.4.2 Réalisation d'une acquisition :

L'acquisition de tomosynthèse consiste à acquérir des images, sous différents angles, à faible dose, pendant un temps d'exposition très court. Chaque image est alors reconstruite en une série de coupes avec une grande résolution. Les coupes reconstruites peuvent s'afficher d'une manière analogue aux coupes obtenues avec un scanner [11].

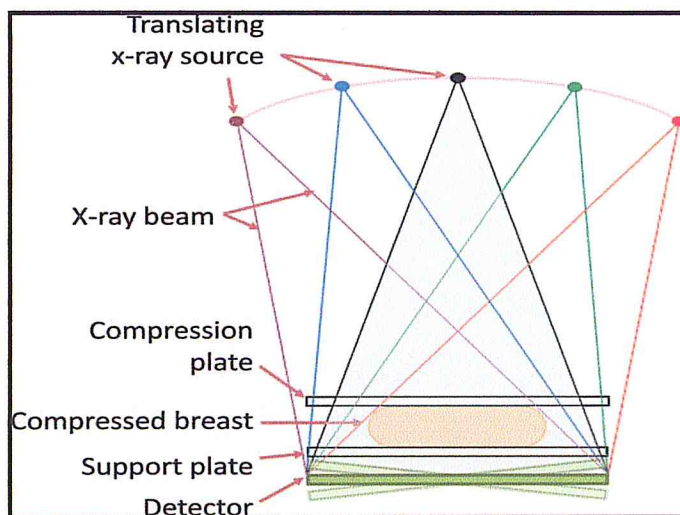


Figure (I.11) : Principe de la tomosynthèse [12].

Pendant que le sein est maintenu sous compression, le tube à rayons décrit un arc de cercle au dessus de ce dernier. Des acquisitions à faible dose sont réalisées tout les 1° d'arc et le tube balaye un angle de 10 à 20 degrés générant 10 à 20 acquisitions en un temps total d'acquisition de 5 secondes (Figure I.11). Chaque image ainsi obtenue constitue un plan qui sera reconstruit sous forme de coupe

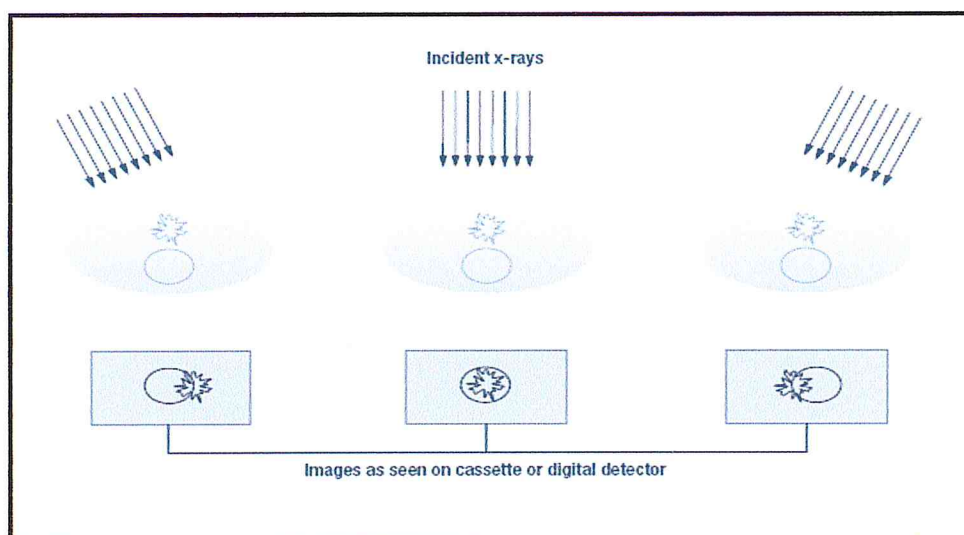


Figure (I.12) : La tomosynthèse peu réduire ou éliminer la superposition des tissue [13].

Avec l'imagerie de tomosynthèse, les images acquises sous des angles différents permettent de séparer les structures situées à différentes profondeurs. La mammographie conventionnelle n'acquiert que l'image du centre.

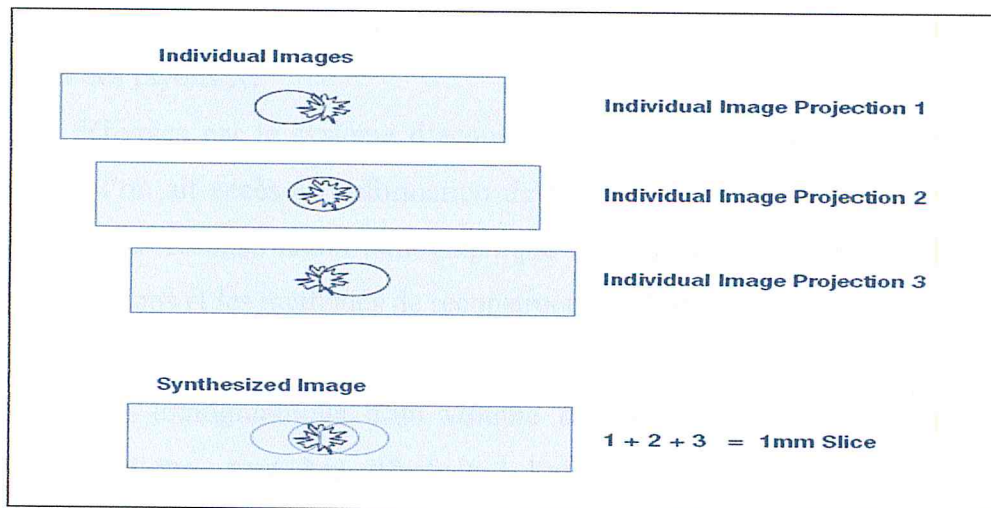


Figure (I.13) La tomosynthèse permet de mieux distinguer les objets à une profondeur donnée. [13]

I .4.3 Modes d'Acquisition

Un système proposant la tomosynthèse doit aussi permettre de réaliser l'ensemble des examens mammographiques 2D. Les images de tomosynthèse doivent pouvoir être obtenues pour n'importe quelle incidence, pas uniquement en projection de Face (CC) ou Oblique (MLO). Le système doit pouvoir réaliser à la fois l'image 2D et l'image de tomosynthèse simultanément avec une seule phase de compression pour la patiente.

Afin d'obtenir ce mode de fonctionnement, il faut disposer d'un mode automatique de retrait de la grille anti diffusante. Ainsi le système peut basculer automatiquement et rapidement entre les modes 2D et 3D [9].

I .4 .4 Reconstruction d'Image

Le processus de reconstruction de la tomosynthèse consiste au traitement d'images haute résolution dont les plans sont parallèles au support de sein et palette de compression. Généralement, ces images sont reconstruites avec une épaisseur de coupe de 1mm, par conséquent un sein compressé d'une épaisseur de 5 cm donnera 50 coupes reconstruite [9].

CHAPITRE II

*Dosimétrie et évaluation globale de la
qualité image en mammographie*

II. Introduction

Dès 1975, plusieurs études anglo-saxonnes ont, à partir d'études faites chez les femmes ayant reçu des doses élevées au sein, attiré l'attention sur le risque cancérogène de l'irradiation mammaire. La question s'est rapidement posée pour les doses délivrées en mammographie et une controverse est née sur le risque potentiel de l'exploration radiologique du sein, Comme dans toutes les techniques du radiodiagnostic, la dose absorbée dépend de nombreux facteurs : des paramètres techniques de l'examen, des données anatomiques et du récepteur.

Le nombre de paramètres qui interviennent dans la genèse d'une image mammographique et les indicateurs d'évaluation de la qualité d'image en radiologie numérique sont importants. Ce chapitre est consacré à la dosimétrie en mammographie numérique 2D et 3D (tomosynthèse) et les différentes approches ou critères qui décrivent la qualité d'image en mammographie numérique.

II.1. Dosimétrie en mammographie conventionnelle (2D)

II.1.1 Mesure de la dose Glandulaire Moyenne 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 :

$$D_{2D} = K g c s \quad (II.1)$$

K Le kerma dans l'air à la surface d'entrée, mesurée sans rétrodiffusion à partir du sein

- **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 (II.1) en fonction de la CDA mesurée [16].

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	0,183	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 (II.1) : les valeurs de facteur g (mGy/mGy) pour les différentes valeurs de CDA (mm Al) [17].

$$F(t,h) = \frac{D(t,h)}{D(80,h)} \quad (\text{II.2})$$

Où :

$D(t, h)$ et $D(80, h)$ sont les valeurs du DGM par unité kerma dans air incident

Calculées à des épaisseurs du sein de t et 80 mm et h est le CDA. Pour chaque épaisseur du sein des valeurs résultant de F ont été estimées à partir d'un polynôme du second ordre en fonction de h . Pour produire la fonction ajustée $F(t, h)$. Le facteur g à épaisseur du sein t et h était alors calculé comme [19].

$$g(t, h) = g(80, h) F(t, h) \quad (\text{II.3})$$

II.1.2 Dosimétrie pour la tomosynthèse :

Pour la dosimétrie du sein en tomosynthèse, le formalisme de l'équation (I.1) peut être facilement étendu.

$$D(\theta) = K g_{\text{air}} t(\theta) \quad (\text{II.4})$$

Le formalisme proposé, qui est un concept similaire à celui utilisé par Sechopoulos et l'équation (II.4) donne la dose $D(\theta)$ pour une seule projection sur angle θ et $t(\theta)$ est le facteur de la "tomo". Le kerma incident dans l'air K_{air} est mesuré à la projection 0° mais pour la charge (mAs) de tube utilisée à l'angle de projection θ . Dans la projection à l'angle 0° la dose $D(0)$ est la même que celle pour la mammographie classique en utilisant le même spectre de rayons X et la même charge (mAs) du tube. Le facteur $t(\theta)$ est donc égale à 1 dans cette position et pour un angle θ il être calculé en utilisant l'équation (II.5) [19]

$$t(\theta) = \frac{D(\theta)}{D(0)} \quad (\text{II.5})$$

Où D est la dose glandulaire moyenne pour les deux angles θ et 0° est calculée en utilisant le programme de Monte-Carlo pour la même valeur de la charge de tube (mAs).

Pour un examen complet en 3D du sein, la dose peut être calculée à partir de l'équation (II.6)

$$D_T = K_T g c s T \quad \text{avec} \quad T = \sum_i \alpha_i t(\theta_i) \quad (\text{II.6})$$

α_i : est le facteur de pondération de la charge totale (mAs) pour chaque projection i

Epaisseur du sein en (mm)	Facteur t de conversion pour des angles de projection (deg)						
	5	10	15	20	25	30	35
20	0.997	0.988	0.976	0.958	0.958	0.929	0.895
30	0.996	0.986	0.970	0.944	0.944	0.914	0.870
40	0.996	0.984	0.964	0.937	0.937	0.902	0.859
50	0.995	0.983	0.961	0.932	0.932	0.897	0.855
60	0.994	0.980	0.960	0.926	0.926	0.894	0.851
70	0.993	0.980	0.956	0.927	0.927	0.894	0.851
80	0.993	0.979	0.955	0.923	0.923	0.892	0.852
90	0.991	0.977	0.951	0.924	0.924	0.822	0.854
100	0.993	0.975	0.949	0.924	0.924	0.892	0.855
110	0.993	0.973	0.947	0.921	0.921	0.888	0.834

Tableau (II. 4) : Les valeurs de facteur t pour le calcul de la DGM pour les projections individuelles

Le kerma incident K_T est mesuré dans la position perpendiculaire (angle 0°) pour la charge (mAs) totale.

Si la charge (mAs) pour chaque projection est la même, l'expression de T devient alors :

$$T = \frac{1}{N} \sum_i t(\theta_i) \quad (\text{II.7})$$

Ce formalisme peut être facilement mis en œuvre en utilisant un tableau compact de $t(\theta)$ à condition que la variation de cette quantité avec la densité du sein et le spectre de rayons X est faible ou négligeable. Pour un calcul plus pointu où on considère les variations du spectre, et de la granularité du sein change à pour chaque projection, l'équation (6) doit être modifiée en incluant les facteurs g , c et s dans la sommation. [19]

Épaisseur du sein en (mm)	Facteur de conversion T pour des angles en (deg)				
	-10 a +10	-15 a +15	-20 a +20	-25 a +25	-30 a +30
20	0.994	0.989	0.982	0.972	0.960
30	0.992	0.985	0.976	0.965	0.950
40	0.992	0.984	0.973	0.961	0.944
50	0.991	0.982	0.971	0.957	0.941
60	0.989	0.981	0.969	0.955	0.939
70	0.989	0.980	0.969	0.955	0.939
80	0.988	0.979	0.967	0.953	0.937
90	0.987	0.979	0.965	0.952	0.937
100	0.987	0.976	0.965	0.952	0.935
110	0.986	0.975	0.963	0.949	0.931

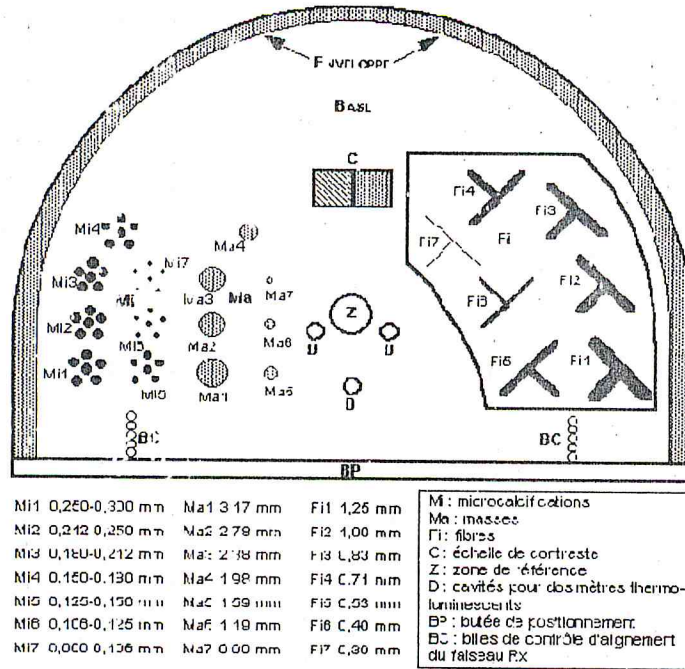
Tableau(II.5) : Les valeurs de facteur T pour différentes épaisseurs du sein

II.2. L'évaluation globale de la qualité d'image en mammographie

Le nombre de paramètres qui interviennent dans la genèse d'une image mammographique est important. On peut les étudier de manière isolée mais en pratique, il est beaucoup plus intéressant de disposer d'une référence globale. C'est dans ce but qu'ont été conçus des objets tests plus ou moins complexes ou fantômes mammographiques.

Ces fantômes sont spécialement conçus du point de vue matériau de base pour représenter le mieux possible l'absorption dans le tissu mammaire. Les objets tests inclus ou les hétérogénéités doivent être représentatifs des éléments anatomiques normaux et pathologiques.

Il existe de très nombreux fantômes. Comme le MTM 100 est très utilisée. [20]



Figure(II.1): Schéma du fantôme MTM 100 en matériau équivalent sein avec les différentes inclusions et leur taille [20]

Lorsqu'on utilise un fantôme pour évaluer la qualité de l'image, il faut qu'il soit discriminant et permette d'établir un score. Il faut noter tous les paramètres qui entrent en compte et de ne modifier à chaque fois qu'un seul des paramètres. En pratique, il faut faire un choix technique raisonné en essayant d'optimiser les doses d'irradiation et la qualité.

La meilleure technique est celle qui donne une bonne image avec une dose aussi faible que possible (figure II. 2). Lorsqu'une installation est réglée de manière optimale, la dose est toujours optimisée. Une dose d'irradiation très forte correspond toujours à une technique insuffisante.

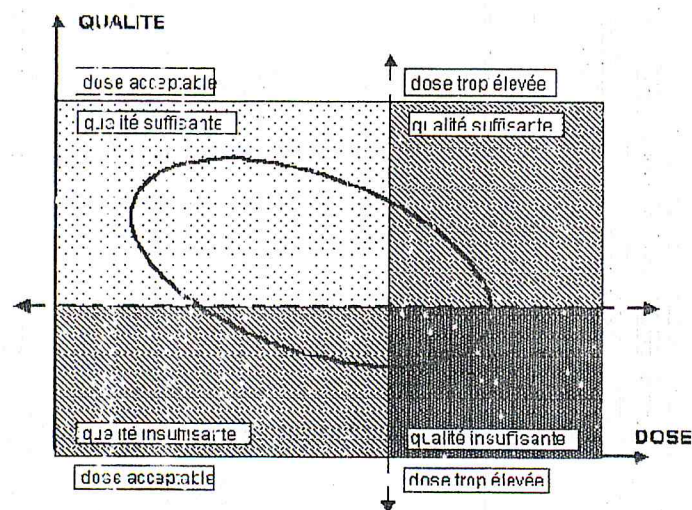


Figure. (II. 2) : Qualité et dose en mammographie

CHAPITRE III



Matériels et méthodes

III. Matériels et Méthodes:

Dans ce chapitre nous décrirons dans la première partie le matériel utilisé et la seconde comprend les méthodes de calcul pour les acquisitions en mammographie numérique conventionnelle 2D et en tomosynthèse 3D utilisé sur un mammographe GE Essential avec un détecteur à conversion indirecte (Csl - Si) de mammographie de centre national d'imagerie médicale de CHU Bab El Oued

III.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. Fantôme MTM 100 ;
3. Filtres en Aluminium ;
4. Plaque PMMA ;
5. Multimètre modèle 4000M+ ;
6. Fantôme CIRS 18- 222 ;

III.1.1 : Descriptions du 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) ; une filtration 0,03 mm de Mo et 0,025 mm de Rh. Il peut se déplacer par pas successifs (step and shot) et peut donner 9 projections successives pendant la rotation selon un arc faisant un angle de 25° [21].

La haute tension est comprise entre 22 et 49 kV et la charge maximal est 500mAs et une taille de foyer de 0.1×0.3 mm. Ce mammographe est équipé d'un détecteur plein champ à conversion indirecte (Csl-Si) le champ le plus large est de $24 \times 30,7$ 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 au 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 % [22].

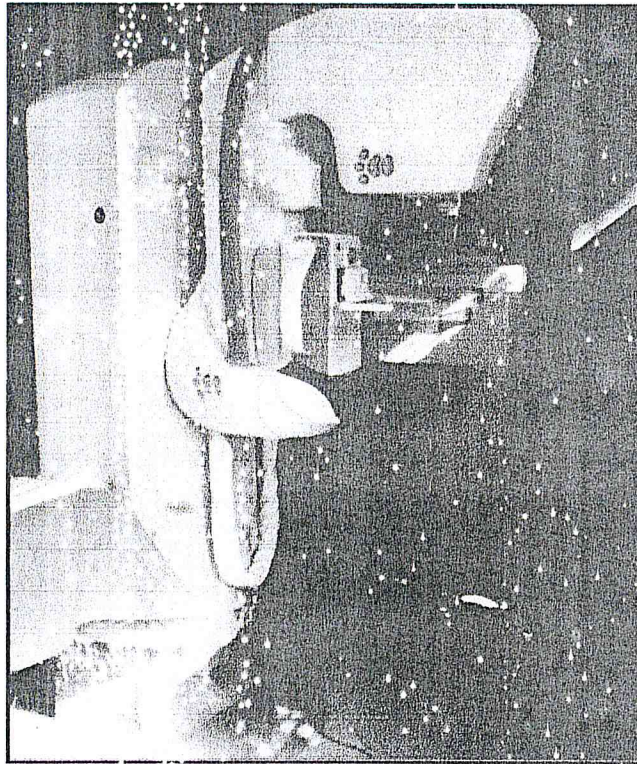


Figure (III.1) : Installation de mammographe numérique (HealthCare GE Essential)

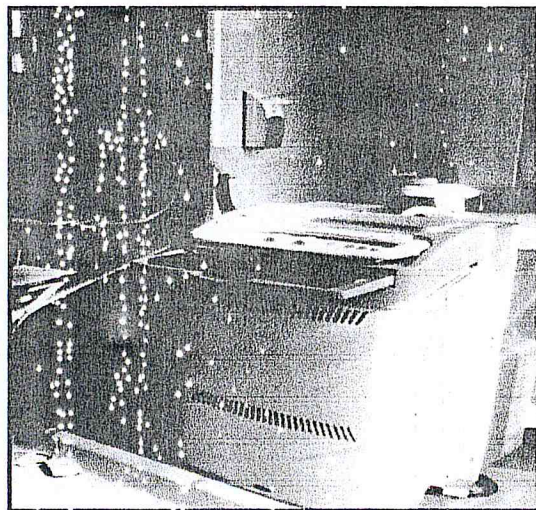


Figure (III.2) : Pupitre de commande avec écran de visualisation de haute résolution

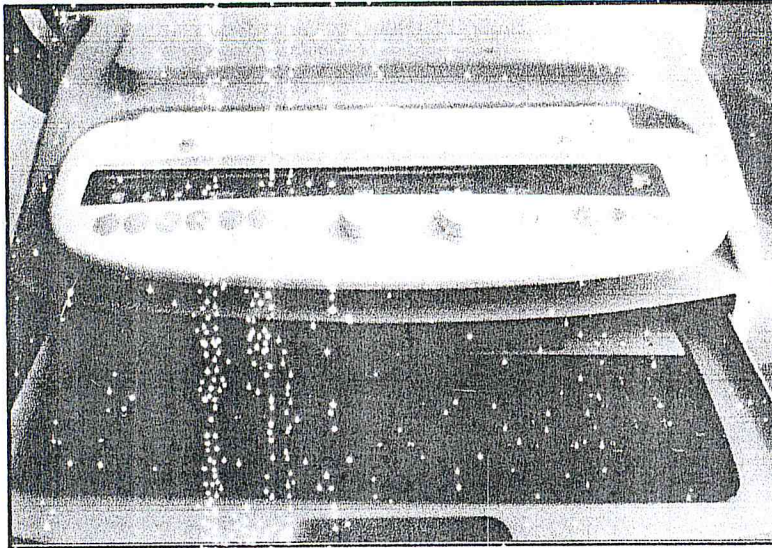


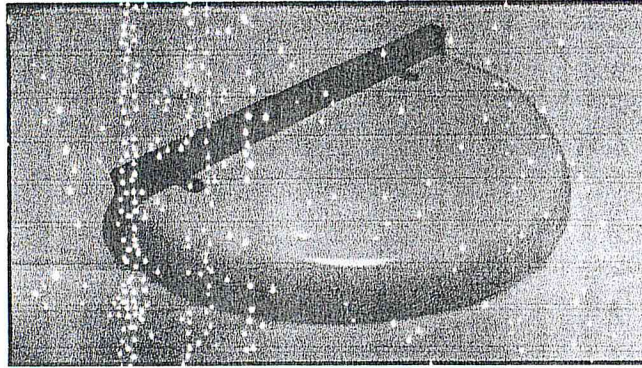
Figure (III.3) : Pupitre de commande pour choix de mode et les paramètres d'expositions

Le système de la mammographie numérique "Senographe Essential" peut fonctionner en trois modes différents d'AOP avec une Commande Automatique d'Exposition (AEC). Des paramètres d'optimisations automatiques varient entre l'équilibre entre la faible dose et une 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.

III 1.2 Objet - test MFM 100 :

Le fantôme équivalent tissu sein 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 [23].



Figure(III.4) : Fantôme MTM 100 [24]

❖ Description du MTM 100

Forme

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

Matériaux

Le fantôme MTM 100 est constitué d'une base correspondant à la composition d'un sein moyen constitué de 50 % de tissu adipeux et 50 % de masse 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 [25].

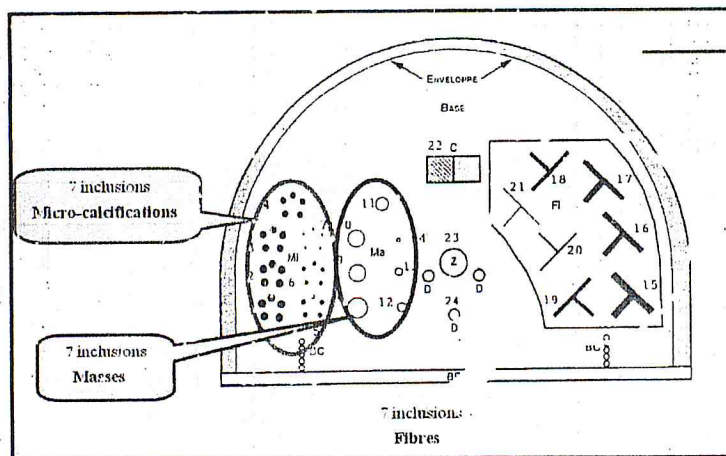


Figure (III .5): Schéma du fantôme MTM 100 en matériau équivalent sein avec les différentes inclusions et leur taille (source MEDI -TEST) [26]

❖ 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 (III.1) : Les inserts de fantôme MTM100 : 7groupes de microcalcifications 7 group de Fibres [20]

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)

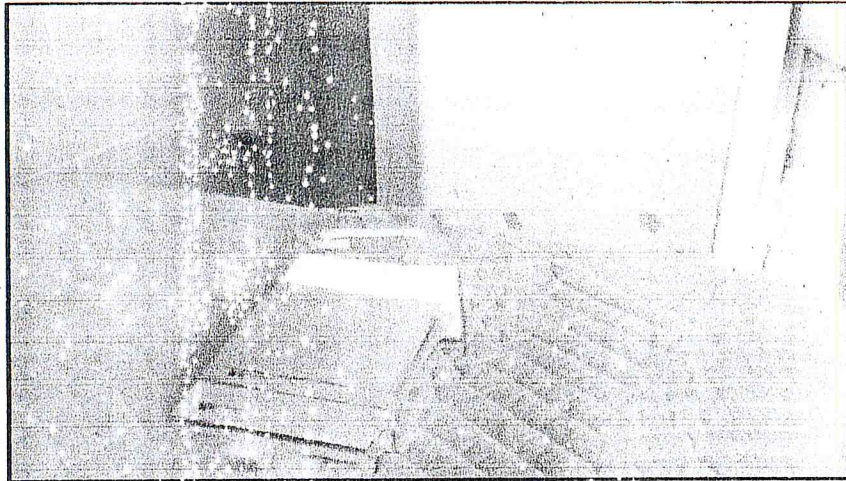
24 : cavités de Mesure de dose (D) : 3 cavités - diamètre 5 mm - profondeur : 1 mm pour recevoir des TLD Billes de contrôle (BC) groupes de 5 billes

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.

III 1.3 Les Filtres d'Aluminium :

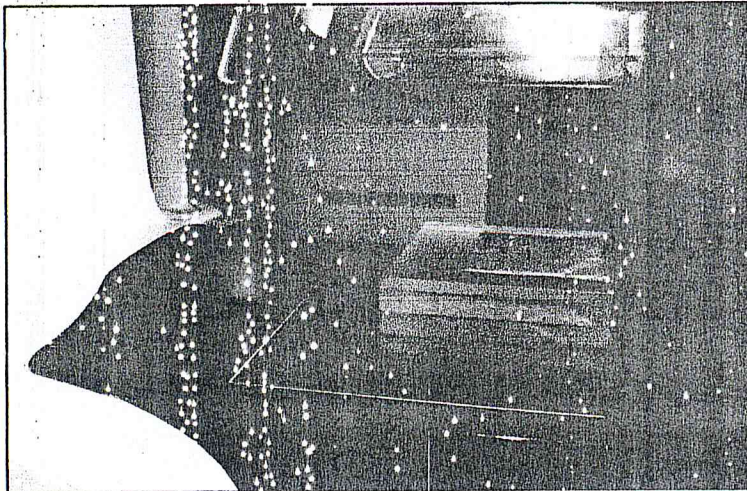
Pour mesurer la couche de demi-atténuation (CDA), on va disposer d'une série de filtres d'aluminium



Figure(III.6) : Filtres d'Aluminium pour la mesure de la CDA

III 1.4 Les plaque PMMA :

Plaque en acrylique ou pile de p'laques en acrylique de 4,5 cm d'épaisseur et d'au moins 12 cm x 12 cm de section (figureIII.7) .



Figure(III.7) : Plaque plexiglas (PMMA)

III.1.5 : Multimètre :

La dose est mesurée à l'aide d'un multimètre de type VICTOREEN Modèle 4000 M+ (figure III.8).

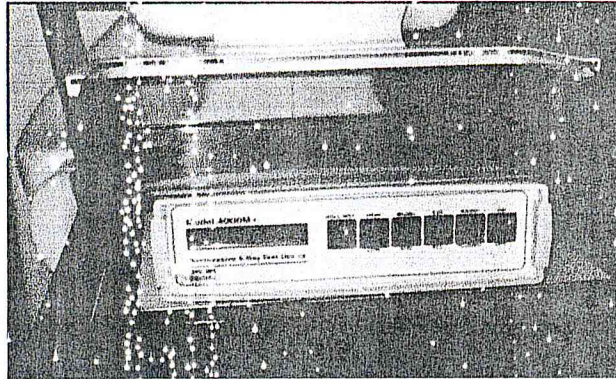


Figure (III.8) : Multimètre 4000M⁺ Victoreen utilisé pour la mesure de la dose

III 1. 6 Fantôme CIRS 18 - 222 :

Le fantôme sein CIRS 18 - 222 est un objet-test semi-circulaire. Ce fantôme est constitué d'une base correspondant à la composition d'un sein moyen constitué de 50 % de tissu adipeux et 50 % glandulaire. Les inclusions dans le fantôme simulent **des micro-calcifications, des structures fibreuses des paires lignes et des masses tumorales**

Les matériaux composant ce fantôme ayant des propriétés d'absorption des rayons X proches des tissus biologiques 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 [27] .]

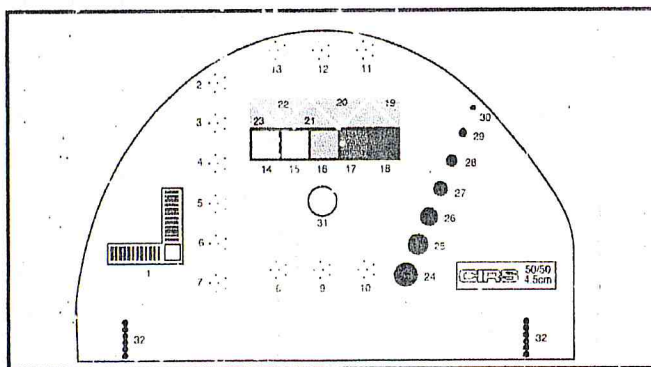


Figure (III.9): Schéma du fantôme CIRS 18 - 222 en matériau équivalent sein avec les différentes inclusions [28]

❖ Les inclusions de fantôme CIRS 18 - 222 :

Mi	dimensions en mm	Mi	dimensions en mm	Fi	(dimensions : diamètre en mm)	Ma	Epaisseur mm
2	0.130	9	0.196	19	1.25	24	4.76
3	0.165	10	0.165	20	0.38	25	3.16
4	0.196	11	0.230	21	0.71	26	2.38
5	0.230	12	0.196	22	0.53	27	1.98
6	0.275	13	0.165	23	0.33	28	1.59
7	0.400	/	/	/	/	29	1.19
8	0.230	/	/	/	/	30	0.90

Tableau (III.2) : Les inserts de fantôme CIRS 18 - 222 : 12 groupes de microcalcifications ,5 groupe de Fibre et 7 masses [29]

III 2. Méthodes

Les méthodes de mesures utilisées concernent :

1. Mesure de la couche de demi atténuation CDA
2. Calcul de la dose glandulaire moyenne DGM
3. Évaluations de qualité d'image globale à partir de fantôme MTM 100 et CIRS.

III 2.1 Mesure de la couche de demi-atténuation CDA

La couche de demi-atténuation correspond à l'épaisseur nécessaire pour réduire l'intensité des photons d'un facteur 2, c'est à dire réduit de moitié la valeur du kerma dans l'air initiale. Cette mesure s'effectue dans des conditions de bonne géométrie, c'est-à-dire en absence de rayonnement diffusé.

Dans notre travail, nous avons mesuré la CDA à partir des filtres d'Aluminium d'épaisseurs 0.1mm à 0.5mm et multimètre modèle 4000M+, et les mesures ont été réalisées de la manière suivante :

- ❖ mettre le multimètre sur le détecteur

- ❖ choisir sur la pupitre de commande la tension et la charge et aussi le couple (cible/filtre) dans ce cas c'est (Mo/Mo)
- ❖ faire la première lecture sans aucun filtre et inscrire la lecture qui est affichée sur le multimètre (en mR) « E_0 »
- ❖ prendre la valeur d'exposition obtenue sur le multimètre pour une épaisseur de filtre de 0.3mm.

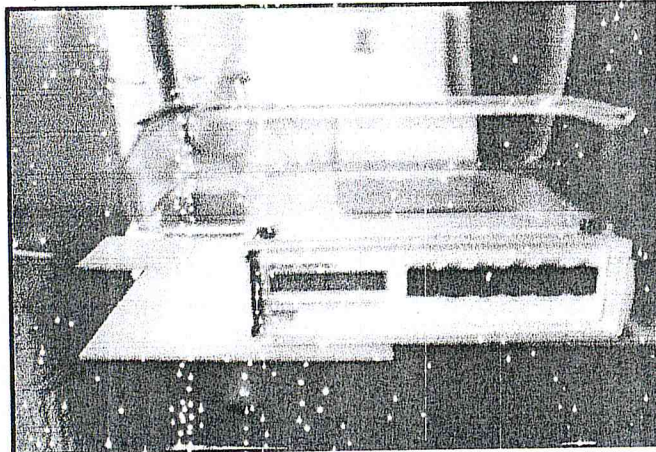


Figure (III.10) : Positionnement des filtres d'Aluminium sur le détecteur

- ❖ Ajouter un filtre d'épaisseur 0.1mm et inscrire la valeur d'exposition
- ❖ Répéter tous les étapes pour les autres combinaisons (Mo/Rh) et (Rh / Rh) et après faire des lectures d'exposition pour des tensions 28 et 29kv et pour des combinaisons (Mo/Mo), (Mo/Rh) et (Rh / Rh)

La couche de demi-atténuation CDA a été calculée selon la formule suivante [30] :

$$CDA = \frac{t_b \times \ln(2 \times E_a / E_0) - t_a \times \ln(2 \times E_b / E_0)}{\ln(2 \times E_a / E_b)} \quad (III.1)$$

Ou :

E_0 : correspond à l'exposition sans aucun filtre d'Aluminium

E_a : correspond à la valeur de l'exposition obtenue au dessus d' $E_0/2$.

t_a : correspond à l'épaisseur de filtre d'Aluminium ajoutée pour obtenir E_a .

E_b : correspond à la valeur de l'exposition obtenue au dessous d' $E_0/2$.

t_b : correspond à l'épaisseur de filtre d'Aluminium ajoutée pour obtenir E_b .

III.2.2 Calcul de la 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

$$D_{2D} = K \text{ g c s} \quad (\text{II.1})$$

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

$$K_{\text{réel}} = k_{\text{mesuré}} \cdot \left(\frac{d}{d_i}\right)^2 \quad (\text{III.3})$$

- $K_{\text{mesurée}}$: Kerma 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_i : sont les distances séparant le foyer du tube de la face supérieure des plaques de PMMA.

En utilisant les facteurs de correction cités dans le chapitre et l'équation (III.2) pour écrire :

$$DGM = K_{\text{réelle}} \cdot \text{c.g.s} \quad (\text{III.4})$$

Pour l'acquisition en tomosynthèse, l'équation devient :

$$DGM = K_{\text{réelle}} \cdot \text{c.g.s.T} \quad (\text{III.5})$$

III.3 Evaluation globale de la qualité d'image en mammographie

Ces fantômes sont spécialement conçus du point de vue matériau de base pour représenter le mieux possible l'absorption dans le tissu mammaire. L'expérience pour estimer la qualité d'image globale a été réalisée avec les deux fantômes MTM 100 et CIRS 18 - 222. Chaque fantôme a été imagé en mammographie 2D et en tomosynthèse

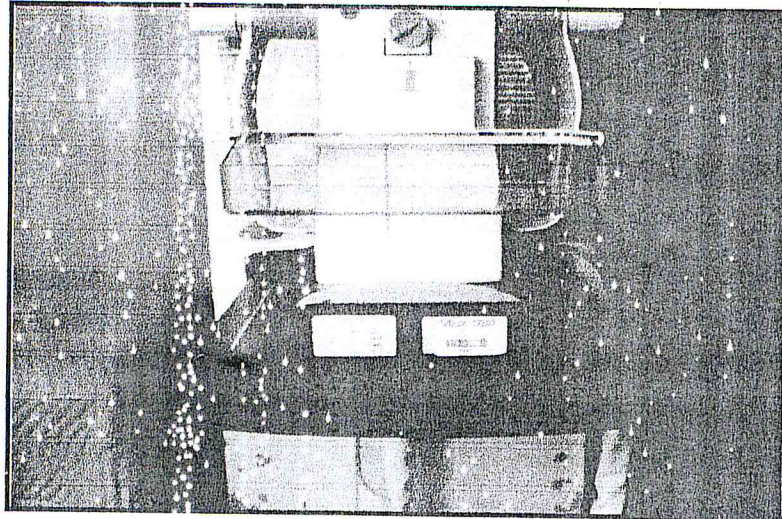


Figure (III.11) : Photographie du positionnement MTM100 sur le Buchy

Les valeurs de la DGM (dose glandulaire moyenne DGM), la tension en kVp, la charge en mAs et la combinaison (anode / filtre) sont affichées sur le console de visualisation.

III.3.1 Détermination du score de fantôme MTM100 :

Pour chaque groupe (Microcalcifications : **Mi**, Masses tumorales: **Ma** ou Fibres: **Fi**), le score partiel est calculé selon le tableau ci-dessous.

. Le score total = score **Mi** + score **Ma** + score **Fi**

groupes entièrement visibles Mi - Ma - Fi	groupes partiellement visibles Mi - Ma - Fi	Score
1		1
2		2
3	3	4
4	4	8
5	5	16
6	6	32
7	7	64

Tableau (III.3) : Méthode de calcul du score de fantôme MTM100 [31]

III.3.2 Détermination du score de fantôme CIRS 18 - 222 :

Ce fantôme ne possède pas une grille de lecture standard. Les résultats de score ont été exprimés en score de ratio : nombre d'inclusions visibles / nombre d'inclusions [32].

CHAPITRE IV : 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 tels que la mesure de la couche de demi-atténuation (CDA), l'évaluation de la qualité d'image globale avec l'objet test MTM100 et CIRS, la dose glandulaire moyenne DGM.

La deuxième partie concerne la discussion de ces résultats et la comparaison entre la mammographie numérique 2D et la mammographie numérique 3D (tomosynthèse) en termes de dose glandulaire moyenne et qualité globale de l'image.

IV.1. Mesure de la couche de demi-atténuation (CDA)

Les résultats de mesures de la CDA sont résumés dans le tableau (IV.1)

Combinaison Anode/filtration	Tension (kV)	CDA(mmAL)
Mo/Mo	27	0.365
Mo/Rh	27	0.418
Rh/Rh	27	0.419
Mo/Mo	28	0.378
Mo/Rh	28	0.433
Rh/Rh	28	0.439
Mo/Mo	29	0.388
Mo/Rh	29	0.444
Rh/Rh	29	0.455
Mo/Mo	30	0.394
Mo/Rh	30	0.451
Rh/Rh	30	0.470
Mo/Mo	31	0.405
Mo/Rh	31	0.485
Rh/Rh	31	0.485

Tableau(IV.1) : Résultats de mesures de la CDA

La mesure de la CDA est réalisée à différentes tensions en kV et avec une charge fixe de 80 mAs et pour différentes combinaisons anode /filtration Mo/Mo, Rh/Rh, Mo/Rh.

Sur le graphe de la figure IV.1 sont représentées les CDA mesurées pour différentes tensions et combinaisons anode filtration

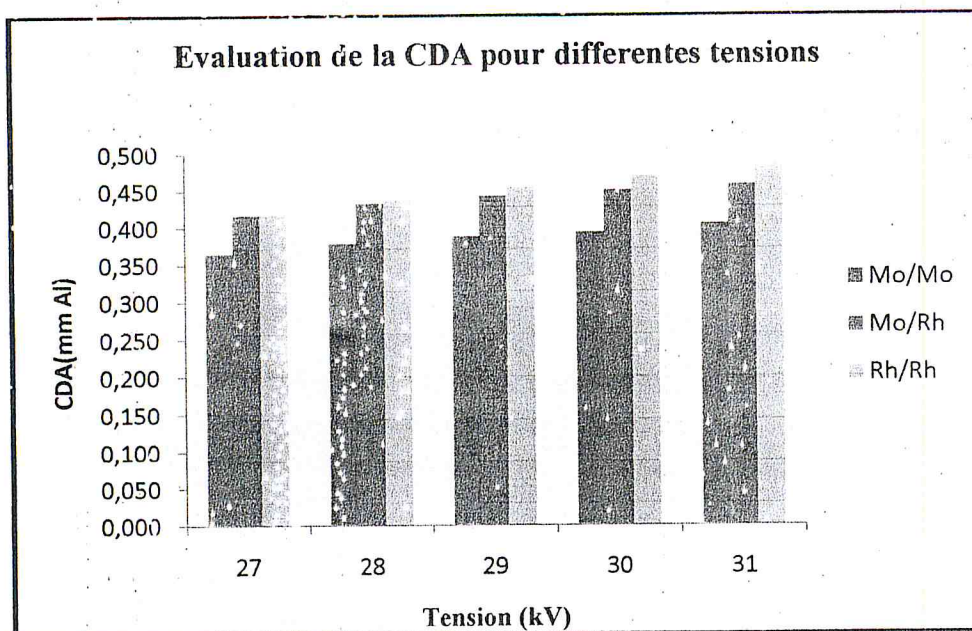


Figure (V.1) : Les valeurs de CDA en fonction de la tension et à différente combinaison

Les valeurs de CDA trouvées sont conformes aux valeurs de tolérances données par le protocole européen [Européen guidelines](tableau suivant IV.2):

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
25	0.33 \pm .02	0.40 \pm .02	0.38 \pm .02	0.52 \pm .03
28	0.36 \pm .02	0.42 \pm .02	0.43 \pm .02	0.54 \pm .03
31	0.39 \pm .02	0.44 \pm .02	0.48 \pm .02	0.56 \pm .03
34		0.47 \pm .02		0.59 \pm .03
37		0.50 \pm .02		

Tableau (IV.2): CDA typique pour différents couples (anode/filtrage) [13]

Résultats et discussions

D'après ces mesures deux remarques s'imposent :

- Quand la tension augmente, la CDA augmente aussi.
- Quand le matériaux de l'anode change (Mo, Rh), la CDA augmente car les raies caractéristique du Rh (20.2 et 22.7 keV) sont plus énergétique que celle du Mo (17.5 et 19.6 keV) de ce fait elles sont moins atténuées..
- Quand la filtration change par exemple , on passe du Mo (Z=42) à un matériau de numéro atomique plus élevé (Rh, Z= 45), le spectre énergétique du faisceau est plus filtré et comme la filtration est différentielle, il en résulte une plus grande atténuation des basses énergies d'où un décalage de l'énergie moyenne du faisceau vers une énergie plus grande ce qui fait que la CDA augmente. à 17.5 et 19.6 (Mo) et 20.2 et 22.7 (Rh)

IV.2 Doses Glandulaires Moyennes DGM

IV.2.1 Calcule du Kerma dans l'air :

Les résultats du Kerma dans l'air mesuré à la distance de 58.5 cm du foyer pour différentes tension et combinaisons anode/filtration sont résumés sur la figure (IV.2).

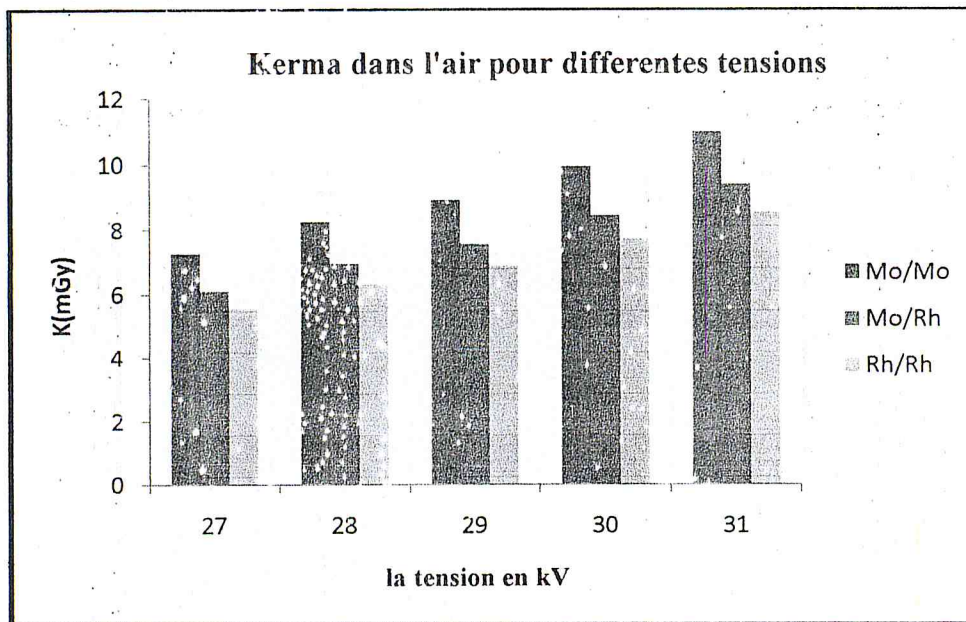


Figure (IV.2) : Les valeurs de Kerma en fonction de la tension et à différente combinaison anode/filtration

Comme pour la CDA, on remarque que le Kerma dans l'air augmente quand la tension augmente. On remarque aussi que le kerma pour un même matériau de l'anode (Mo), quand on change la filtration, on passe du Mo au Rh, le kerma diminue car avec une filtration du Rh

Résultats et discussions

qui est un matériau de numéro atomique plus élevé, les raies caractéristique du Mo sont plus atténuées.

Par contre quand on passe d'un spectre Mo/Mo à un spectre Rh/Rh, le kerma dans l'air diminue, car les raies caractéristiques du Rh étant plus énergétiques, donc elles déposent moins leurs énergies d'où la diminution du Kerma pour une même tension donnée.

IV.2.2 Calculé de la dose glandulaire moyenne Sur fantôme :

La dose glandulaires moyenne est mesurée sur le fantome MTM100 en mode automatique sont représentés dans le tebleau suivant (Tableau IV.3)

fantôme	DGM 2D (mGy)	DGM 3D (mGy)	Δ (%)
MTM 100	1.06	1.31	9%
MTM 100+ 1.8 cm de PMMA	1.28	1.64	54%
MTM 100+ 3.6 cm de PMMA	1.91	2.63	9%

Tableau (IV.3) :Résultats de doses glandulaires moyennes pour les deux deux technique 2D et 3D

Les doses glandulaires moyennes mesuées sur le fantome MTM 100 et pour lequel on a rajouté des plaques de PMMA pour simuler un sein plus epais montent que les doses en mode 3D sont sensiblement plus elevées de 9% pour le MTM100 + 3.6cm de PMMA à 54% pour le MTM 100+1.8cm de PMMA. Cette difference s'explique par le fait qu'on mode automatique les acquisitions ne sont pas réalisées à la meme tension ; il ya toujours 1kV de plus pour l'acquisition en 3D (tomosynthèse).

Résultats et discussions

IV.2.3 Mesure de la dose glandulaire moyenne sur patientes :

Dans les tableau ci-dessous (Tableau IV.4 et IV.5), sont affichés les résultat de la dose glandulaire moyenne affichée et mesuées pour les 2 techniques d'acquisition à savoir la mammographie numérique conventionnelle (2D) et la tomosynthèse (3D).

Patiente	Epaisseur (mm)	Tension (kV)	Charge en (mAs)	2D	
				DGM Affichée	DGM calculée
1	57	29	69	1.55	1.08
2	40	27	90	1.9	0.24
3	54	29	82	2	1.26
4	57	29	90	2.1	1.39
5	49	29	105	2.3	1.87
6	46	29	150	2.7	2.43
7	40	27	134	2.5	2.15
8	40	28	146	2.6	2.8
9	45	29	91	2.1	1.60
10	43	28	65	1.4	1.09
11	60	29	73	1.5	1.14
12	46	29	47	1.1	0.83

Tableau (IV.4) : Résultats de dose glandulaire affichée et calculée pour la technique 2D

Les résultats montrent que les valeurs du DGM affichée sont supérieures aux valeurs de DGM calculées à l'exception les patientes 4, 5, 8, 11 pour les toutes les patientes.

Le tableau qui se suit résumée les résultats de dose glandulaire moyenne affichée et calculée pour la technique 3D

Résultats et discussions

Patiente	Epaisseur (mm)	Tension (kV)	Charge (mAs)	3D	
				DGM affichée	DGM calculée
1	67	29	90	1.96	1.38
2	61	29	81	1.8	1.22
3	65	29	72	1.6	0.92
4	64	29	72	1.7	0.91
5	64	29	81	1.8	1.03
6	47	29	63	1.7	1.08
7	42	29	63	1.6	1.06
8	44	29	63	1.7	1.05
9	54	29	63	1.5	0.92
10	43	29	72	1.9	1.20
11	70	29	85	1.4	0.61
12	59	29	54	1.2	0.92

Tableau (IV.5) : Résultats de dose glandulaire affichée et calculée pour la technique 3D

Les résultats montrent que les valeurs du DGM affichée sont supérieures aux valeurs de DGM calculées pour les toutes les patientes

La comparaison de la DGM affichée et mesurée pour les 2 techniques 2D et 3D de 12 patientes avec différentes valeurs d'épaisseurs de sein. Il montre clairement que les valeurs affichées sont supérieures aux valeurs calculées que ce soit en mode conventionnel 2D ou bien en tomosynthèse 3D. Les moyennes de la DGM affichée et calculée sont de 1.98 mGy et 1.49 mGy respectivement pour l'acquisition 2D avec un écart de 25% et de 1.66 et 1.03 mGy pour l'acquisition 3D avec un écart de 31%. Ceci est dû au fait que les valeurs de doses affichées sur le mammographe sont calculées à partir des données d'un sein standard de 45 mm d'épaisseur et d'un spectre Mo/Mo sans tenir compte des paramètres correctifs concernant la qualité du faisceau (spectre/ filtration (CDA)) et épaisseur du sein.

données d'un sein standard de 45 mm d'épaisseur et d'un spectre Mo/Mo sans tenir compte des paramètres correctifs concernant la qualité du faisceau (spectre/ filtration (CDA) et épaisseur du sein.

IV.2.4 : Comparaison de la DGM en mode 2D et 3D

Les figures (IV.5 et IV.6) présentent la comparaison de la DGM affichées est calculées pour les 2 techniques 2D et 3D. Les doses glandulaires moyennes de 12 patientes avec différentes valeurs d'épaisseurs de sein sont recueillies.

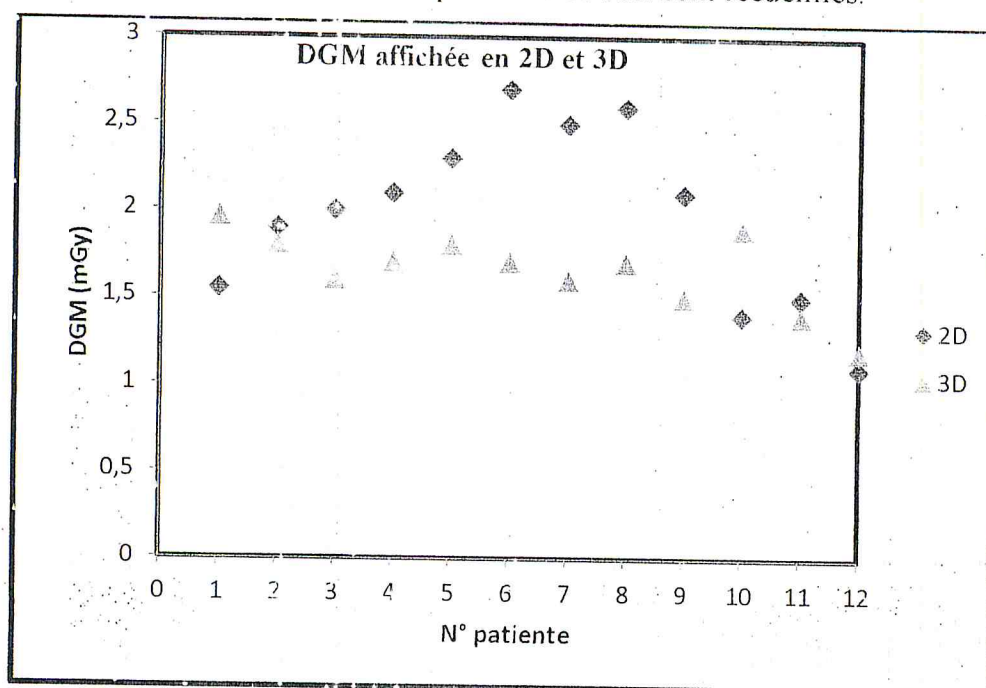


Figure (IV .3) : DGM affichée pour la technique 3 D et 2D

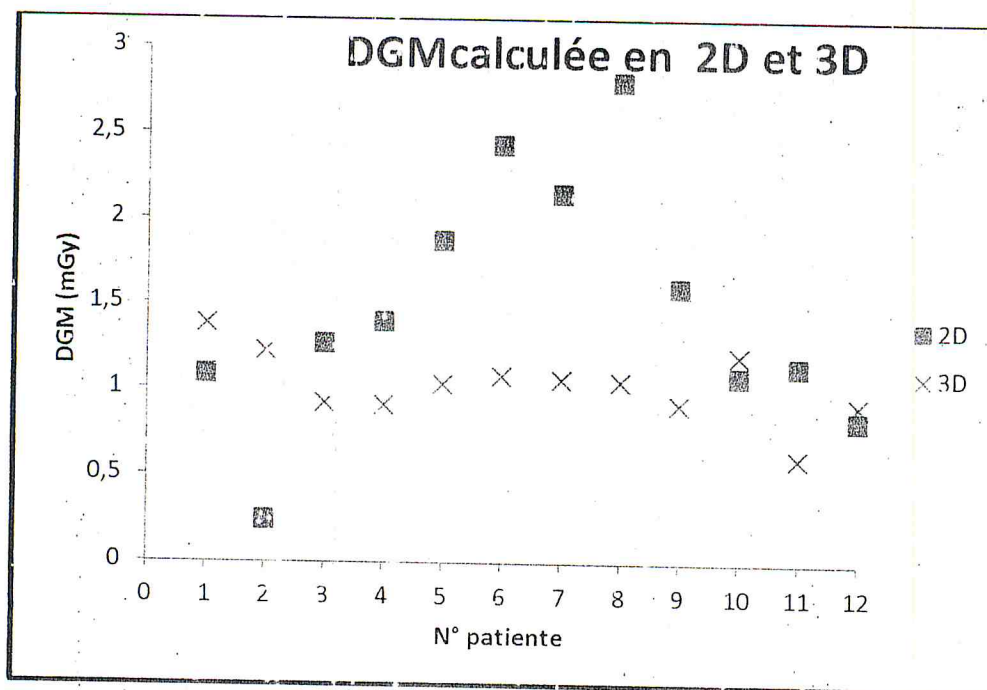


Figure (IV.4) : DGM mesurée pour la technique 3 D et 2D

Il est clairement montré que les valeurs de DGM affichées mesurées en mode d'acquisition 3D sont inférieures aux doses pour les acquisitions en mode 2D. Les DGM moyennes en 2D et 3D sont de 1.98 et 1.66 respectivement pour les doses affichées et de 1.49 et 1.03 respectivement pour les doses calculées. Ces écarts sont de 16% et 31% pour les doses affichées et mesurées respectivement. Néanmoins les doses glandulaires affichées et mesurées dans les 2 modes restent inférieures aux valeurs limites recommandées par des organismes internationaux [13].

épaisseur PMMA (cm)	limites acceptable (mGy)	résultats souhaitable (mGy)
2	1	0,6
3	1,5	1
4	2	1,6
4,5	2,5	2
5	3	2,4
6	4,5	3,6
7	6,5	5,1

Tableau(IV.6) : DGM maximum en fonction de l'épaisseur du sein [13]

IV.3. Evaluation de la qualité d'image globale :

IV.3.1. Evaluation de la qualité d'image globale par le fantôme MTM 100 :

La qualité globale a été évaluée d'une manière subjective du fantôme MTM 100 pour les deux techniques.

La figure (V.5) montre les scores en nombres de fibres, microcalcifications et masses détectées sur le fantôme MTM 100 avec les deux modes d'acquisitions, la mammographie numérique conventionnelle (2D) et la tomosynthèse (3D)

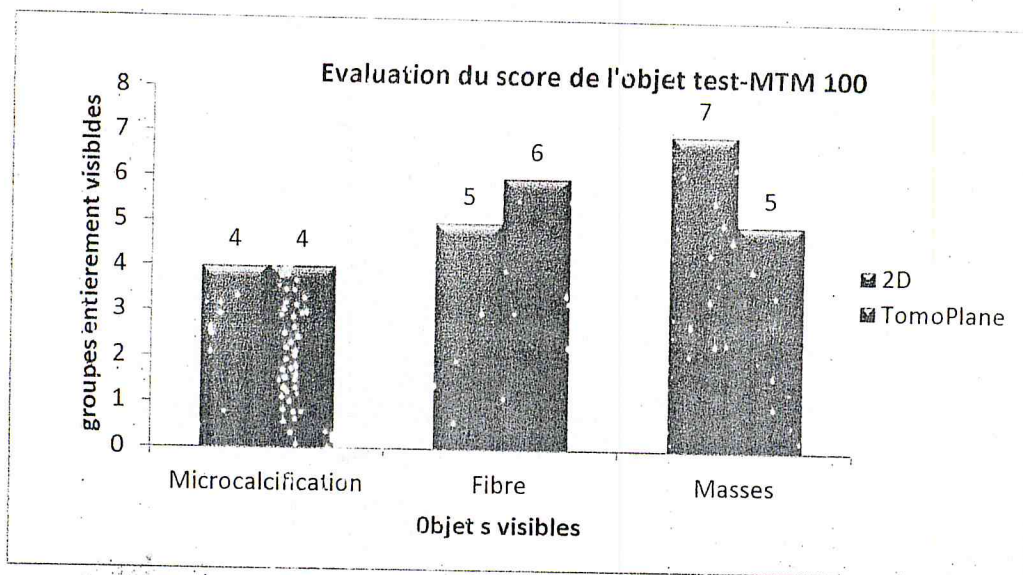


Figure (IV.5) : Scores des technique 2D et 3D tomosynthèse avec le MTM100

La comparaison des scores obtenus à l'aide de l'objet test MTM100 pour les deux techniques 2D, et tomosynthèse (3D). Il montre que les deux techniques tomosynthèse (3D) et conventionnelle (2D) ont la même détectabilité des microcalcifications avec 4 groupe visibles ; la technique tomosynthèse a une plus grande détectabilité des fibres avec 6 groupes visibles que la technique 2D avec 5 groupe visible mais il apparaît que la technique 2D a une plus grande détectabilité des masses (7 groupe visibles) que la tomsynthèse 5 groupe visibles.

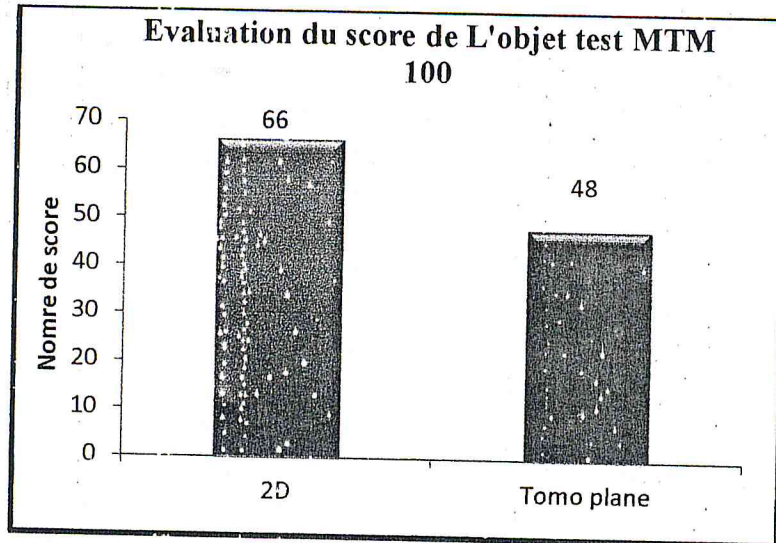


Figure (IV.6) : Comparaison des scores obtenus entre 2D et 3D

Nous avons trouvé un score excellent pour la technique 2D mammographe (GE Essential) de 64 tandis que la technique 3D présente un score de 48

IV.3.2. Evaluation de la qualité d'image globale par le fantôme MTM 100 + une plaque de PMMA :

Afin de pouvoir simuler un sein plus épais nous avons rajouté au dessus du fantôme MTM100 une plaque de plexiglass de 1.8 cm d'épaisseur.

La figure (IV.7) montre les scores en nombres de fibres, microcalcifications et masses détectées sur le fantôme MTM 100, auquel on a rajouté une plaque de PMMA de 1.8 cm d'épaisseur chacune, avec les deux modes d'acquisitions, la mammographie numérique conventionnelle (2D) et la tomosynthèse (3D)

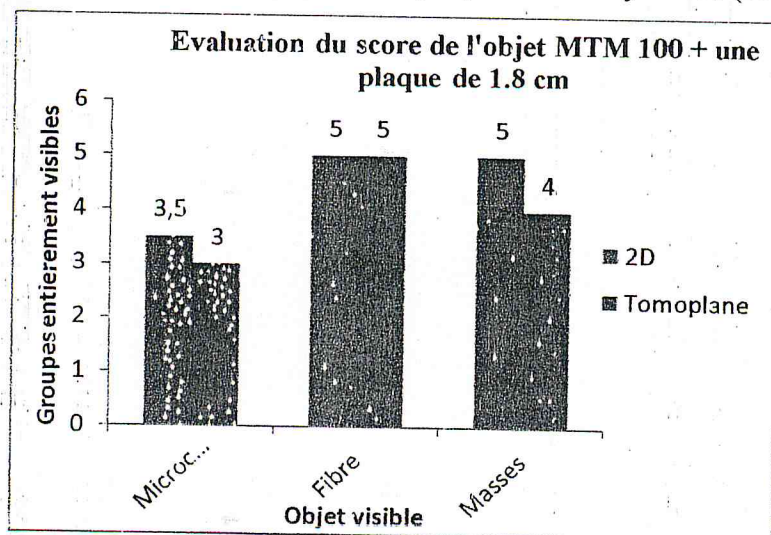


Figure (IV.7) : Qualité globales des technique 2D et 3D avec l'objet MTM100 + Une plaque de PMMA

Résultats et discussions

Les résultats montrent que les deux techniques présentent des performances similaires en termes de détection de fibres et microcalcifications avec un score plus élevé pour la technique 2D que la 3D (5 et 4 respectivement)

IV.3.3. Evaluation de la qualité d'image globale par le fantôme MTM 100 + deux plaques de PMMA :

La figure (IV.8) montre les scores en nombres de fibres, microcalcifications et masses détectées sur le fantôme MTM 100 auquel on a rajouté deux plaques de PMMA de 1.8 cm d'épaisseur chacune, avec les deux modes d'acquisitions, la mammographie numérique conventionnelle (2D) et la tomosynthèse (3D)

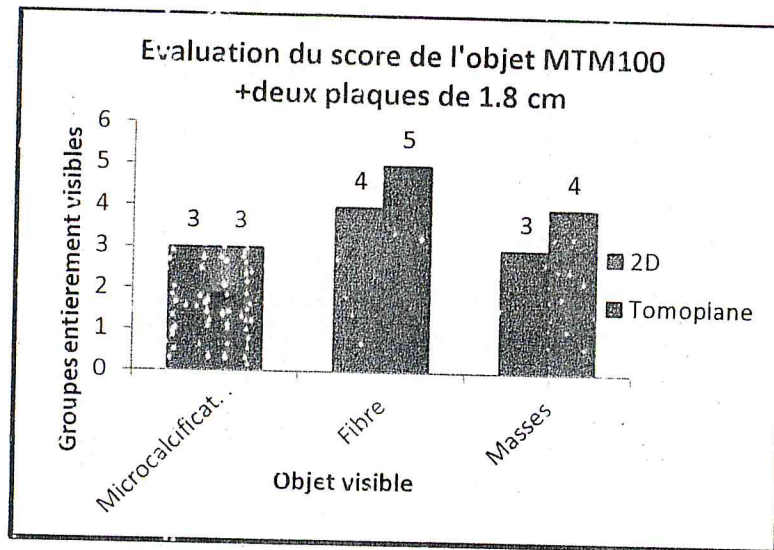


Figure (IV.8) : Scores des technique 2D et 3D avec le MTM100 + 2 plaques de PMMA

La comparaison des scores obtenus à l'aide de l'objet test MTM100 +deux plaque pour les deux techniques 2D, tomosynthèse montre clairement que les deux techniques ont la même détectabilité des microcalcifications avec 3 groupe visibles et la technique Tomosynthèse (3D) a une plus grande détectabilité des fibres avec 5 groupes visibles et masses avec 4 groupes visibles que la technique 2D avec respectivement 4 et 3 groupes de fibres et masses visibles.

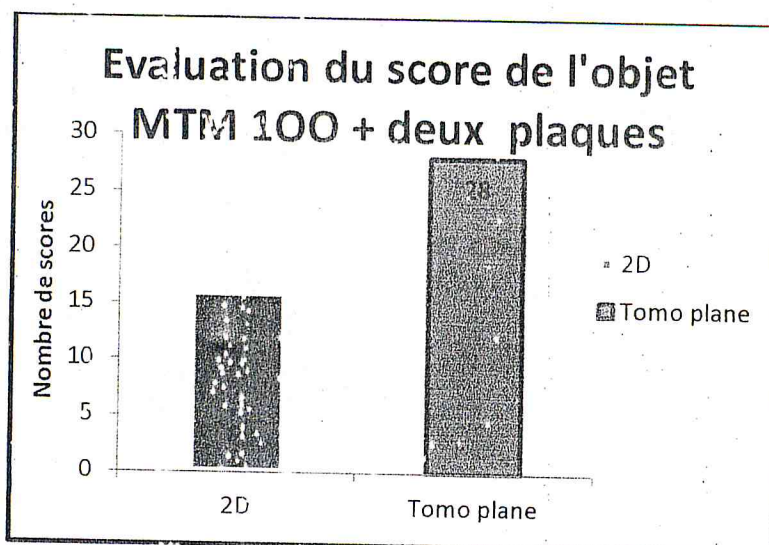


Figure (IV.9) : Comparaison des scores obtenus entre 2D et tomosynthèse

Nous avons trouvé un score excellent pour la technique tomo plane 3D de 28 tandis que la technique 2D présente un score de 18.

IV.3.5. Évaluation de la qualité d'image globale par le fantôme CIRS 18-222 :

La qualité globale a été évaluée sur des images traitées du fantôme CIRS pour les deux techniques 2D et Tomosynthèse.

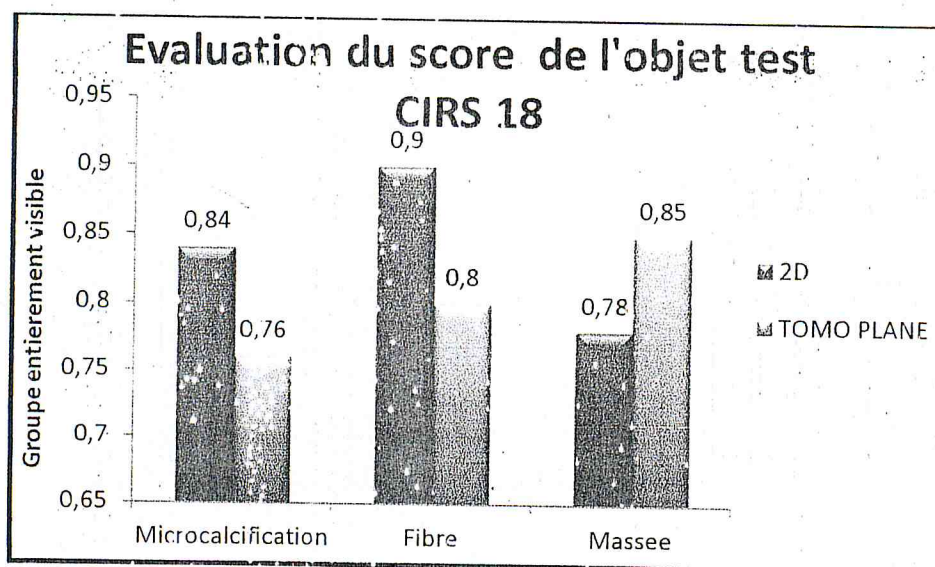


Figure (IV.10) Qualité globale des technique 2D et 3D avec le fantome CIRS

La comparaison des scores obtenus à l'aide de l'objet test CIRS pour les deux techniques 2D et tomosynthèse montre que la technique 2D a une plus grande détectabilité des microcalcifications avec 0.84 groupe visibles et des fibres avec 0.9

CHAPITRE V



Conclusion générale

CHAPITRE V : Conclusion générale

L'avènement de la mammographie numérique avec des capteurs plans a permis de développer la technique de la tomosynthèse et de nombreuses études ont prouvé son intérêt en mammographie.

Cette étude comparative nous a permis de :

- Vérifier sur fantômes la dosimétrie en tomosynthèse et comparer à la dosimétrie en mammographie conventionnelle 2D.

Les résultats obtenus montrent que :

- Les doses affichées sur le mammographe sont sensiblement plus élevées que les doses calculées
- Les doses mesurées sur fantôme MTM100 en mode 3D sont sensiblement plus élevées qu'en 2D
- Alors que la dose moyenne calculée sur patientes en mode 3D est inférieure aux doses calculées en 2D
- Évaluer si les contrôles de qualité actuels et les fantômes accrédités en mammographie sont adaptés au contrôle de qualité en tomosynthèse

Les résultats obtenus montrent :

- Il n'existait pas de différence significative des scores de qualité entre acquisitions 2D et 3D pour les fantômes MTM100 et CIRS avec une meilleure détection des masses qui sont des objets peu contrastés.
- Avec le fantôme MTM100, les différences de qualité observées entre 2D et 3D sont plus importantes lorsque l'épaisseur du sein augmente
- Transposé chez la femme, ces données confirment que la tomosynthèse est notamment utile en cas de seins denses ou de superpositions.
- De nos jours, la tomosynthèse numérique du sein est une voie qui semble prometteuse aussi bien pour le dépistage que pour le diagnostic du cancer du sein. En ce qui concerne le dépistage, une telle technique favorise l'exploration volumique des seins denses, pouvant potentiellement limiter le nombre de femmes rappelées pour des examens complémentaires suite à la détection d'un signe radiologique provenant de la superposition de tissus. Dans le cas du diagnostic, le bénéfice attendu se situe surtout dans l'aide à la caractérisation des signes radiologiques permettant ainsi une meilleure différenciation entre signes malins et bénins.

Conclusion générale

L'apport de l'information 3D rendue disponible par la tomosynthèse se fait au prix d'une plus grande quantité de données à examiner pour le :



Références bibliographiques

Références bibliographiques

- [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] : I. 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, 2011.
- [3] : H. PEREZ-PONCE Mai 2009; corrélation entre les performances physiques mesures des détecteurs et la qualité diagnostique de l'image en mammographie numérique thèse de doctorat publié ; Ecole Doctorale IAEM Centre de Recherche en Automatique de Nancy Centre Alexis Vautrin (page 12, 13,14).
- [4]: MJ .Yaffe,CM. Kuzmiac Lippincott, Williams and Wilkins Digital Mammography, eds. ED Pisano, a Walters Kluwer Company, 2004.
- [5]: J. Shaw, D. Albagli, Ching-Yeu Wei, and Paul R. Granfors; mammography, in Physics of Medical Imaging. Proc. SPIE 5368, 370 (2004). With permission from SPIE5368,
- [6]: Basset LW, Imaging the Breast, Cancer Medicine, 6thed
- [7] : A. Supiot, C. Vedovini. Capteurs numériques grands champs en radiologie conventionnelle. [DESS TBH, 2001].
- [8] :C.Dromah et al la tomosynthèse : Nouvelle technique d'imagerie a qui s'adressent-elle ?
- [9]: A. Smith, Fundamentals of Breast Tomosynthesis, Improving the Performance of Mammography
- [10]: M.Dannielle Pelletier et E. laroche , le mamographe
- [11]: 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.
- [12]: Image disponible sur le site \Users info mac \ Desktop
- [13] : Dr. Eric Escolano et al , la tomosynthèse : une vision nouvelle de la mammographie numérique
- [14]: G. Palma : thèse doctorat, Détection automatique des opacités en tomosynthèse numériques du sein Soutenu le : 23 février 2010 (page 10) pastel-00005948, version 1 - 8 Avril 2010

- [15]: L. Sechopoulo, A review of breast tomosynthesis part II. Image reconstruction processing and analysis, and advanced application Med Phys. Jan 2013; 40(1): 014302. Publié le 4 Janvier 2013
- [16]: IEA Human Health series No- 17 Quality assurance programme for digital mammography
- [17] : 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).
- [18]: journal officiel de la république française Ministères de la santé et des solidarités, Décrits, arrêtés, circulaires Texte 41 sur 123 ,11 mars 2006
- [19]: DR Dance, Kc young and RE van Engen Estimation of mean glandular dose for breast tomosynthesis: factors for use with UK, European and IAEA breast dosimetry protocols, publié 30 December 2010 , Phys. Med. Biol. **56** (2011) 453–471
- [20]: les aspects techniques et pratiques de la radioprotection en mammographie
- [21]: M. Goodsitt, PhD and Heang- pingchan, PhD, History, Theory and Operation of digital Breast tomosynthesis systems (Page 4)2011;358:89-97
- [22]: L. Sechopoulo, A review of breast tomosynthesis part I. The Image acquisition process publié le 4 janvier 2013 Medical Physics, Vol. 40, No. 1, janvier 2013
- [23] : F.R Verdun et al, analyse de la qualité global d'image, décembre 2005
- [24]: Figure disponibles sur le site <http://ansm.fr/> les modalités du contrôle de qualité des installations de mammographie analogique JO du 30/10/2005 en vigueur depuis le 01/03/2006
- [25] : 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.
- [26]: Dr Anne tardivon , “ Réduction de la dose imagerie mammaire“ Service de Radiologie Institut Curie, site Paris Soirée SFR-IDF, 15 Mars 2012
- [27]: Instruction manual breast phantom models 18-222 and 18-223
- [28]: computerized imaging Reference systems, inc. 2428 almeda avenue • suite 316 Norfolk, virginia 23513 • usa toll free 800.617.
- [29] : mammographie accreditation phantom page 129
- [30]: F. Noel, Richard thremblay , Manuel control de la qualité pour la mamographie et la biopsie guidée par stéréotaxi ,Vol 2. *l'physicien biomédical* , ISBN 2-550-47025-7 ISBN 2-550-47026-5 pp 253-254]

[31] : S. Kinzelin , La mammographie numérique avec ERLM ou capteur plan

[32] : Dr Evelyne Meyblum, François Gardavaud et al, **Tomosynthese** évaluation sur fantômes de la dosimétrie et de la faisabilité d'un contrôle de qualité