



UNIVERSITE MOULOU D MAMMERI DE TIZI OUZOU

FACULTE DES SCIENCES

DEPARTEMENT DE PHYSIQUE



HOPITAL CHAHIDS MAHMOUDI

MEMOIRE DE MASTER

FILIERE : Physique

SPECIALITE : Physique Médicale

Présenté par :

SADOUN THANINA

CONTROLE QUALITE EN IMAGERIE

"SCANNER ET MAMMOGRAPHIE"

Soutenu le 27-07-2023 devant le jury composé de :

M. MITICHE	Professeur	UMMTO	Président
A. TOUTAOUI	Docteur	HCM	Examineur
A. ARAB	Radiologue	EPH Tigzirt	Examineur
R. LOUELH	Physicienne médicale	HCM	Encadrant

Remerciements

La réalisation de ce travail a bénéficié du soutien combien inestimable de plusieurs personnes.

Que ces personnes trouvent ici l'expression de ma plus grande reconnaissance.

*Je tiens dans un premier temps à remercier mon encadreur, Madame **LOUELA** pour son soutien, son exigence, sa disponibilité, et pour m'avoir communiqué sa passion pour la recherche.*

*Je tiens à remercier également le Docteur **A. TOUTAOUNI** pour son ouverture d'esprit, sa patience, et surtout pour sa bonne humeur.*

*Je tiens à remercier Madame **S. Ait Chikhe**, **L. Boumaza** et **Mr B. Metchat**, pour leur collaboration, et leur réactivité.*

*Mes vifs remerciements à Mr. **MITIHA**, pour avoir accepté de m'honorer par sa présidence du jury.*

*Mes sincères remerciements au Docteur **ARAB**, au Docteur **TOUTAOUNI**, d'avoir accepté d'être examinateurs d*

*Pour terminer, je remercie l'équipe de **L'HEM** dans son ensemble, au sein de laquelle je me suis rapidement sentie intégrée.*

Table des matières

Listes des figures	V
Liste des tableaux	VI
Introduction générale	01
Chapitre 01 : Scanner et mammographie	03
I. Introduction	04
II. Tube à rayons X	04
III. Les différentes modalités utilisant les rayons X.....	04
III.1. La tomodensitométrie.....	04
III.1.1. Principe de fonctionnement d'un scanner	05
III.1.2. Les composants d'un scanner	06
III.1.3. Les paramètres d'acquisitions.....	07
III.1.4. La reconstruction des images.....	07
III.1.5. L'évolution géométrique de scanner	08
III.1.6. Les différents scanners existant	09
III.1.6.1. Les scanner simulateur.....	09
III.1.6.2. Les scanners hybrides	09
III.2. La mammographie	09
III.2.1. Le mammographe.....	09
III.2.2. Les systèmes de détections	10
III.2.2.1. Système écran-film	10
III.2.2.2. Système numérique.....	10
III.2.2.2.1. Le système direct	10
III.2.2.2.2. Le système indirect	10
III.2.3. La tomosynthèse (mammographie en 3D).....	11
III.2.4. But des examens en mammographie	11
III.2.4.1. La mammographie de dépistage.....	12
III.2.4.2. La mammographie de diagnostic.....	12
Chapitre 02 : Contrôles de qualité en radiologie du diagnostic	13
I. Introduction.....	14
II. Assurance qualité des installations radiologiques	14
II.1. Normes et recommandations pour l'assurance qualité des équipements radiologiques	14

II.2. Rôle du physicien médical dans le domaine de la radiologie	14
II.3. Structure d'un programme d'assurance qualité	15
II.3.1. Tests d'acceptance.....	15
II.3.2. Tests de référence.....	15
II.3.3. Tests de routine	16
III. Programme de contrôle qualité.....	16
III.1. Définition et objectif d'un contrôle qualité	16
III.2. Les caractéristiques d'un contrôle qualité	16
III.3. Logigramme de contrôle de qualité dans un service de la radiologie	17
III.4. Organisation des contrôles qualité	17
IV. Contrôles qualité des scanners	17
IV.1. Contrôles mécaniques	17
IV.2. Contrôles de la qualité d'image.....	17
IV.3. Contrôle dosimétriques	18
V. Contrôles qualité d'un mammographe.....	19
V.1. Les contrôles mécaniques.....	19
V.2. Les contrôles de la qualité d'image	19
V.3. Les contrôles dosimétriques	20
Chapitre 03 : Matériels et Méthodes.....	21
I. Introduction.....	22
II. Matériels et Méthodes des contrôles qualité du scanner	22
II.1. Matériels	22
II.1.1. Installations radiologique.....	22
II.1.1.1. Scanners de diagnostiques	22
II.1.1.2. Scanner simulateur	22
II.1.2. Fantôme AQUILAB CT lasers.....	23
II.1.3. Fantôme CATPHAN504	23
II.2. Méthodes	24
II.2.1. Les contrôles mécaniques	24
II.2.1.1. Vérification de déplacement de la table	24
II.2.1.2. L'alignement des lasers	24
II.2.2. Contrôle de la qualité d'image	25
II.2.2.1. Positionnement de fantôme	25
II.2.2.2. Les contrôles effectués	26

II.2.2.2.1. Le bruit	26
II.2.2.2.2. L'uniformité	27
II.2.2.2.3. La linéarité.....	27
II.2.2.2.4. La résolution spatiale à haut contraste	28
III. Matériels et Méthodes des contrôles qualité de la mammographie.....	29
III.1. Matériels	29
III.1.1. Le mammographe	29
III.1.2. Dispositif d'agrandissement	29
III.1.3. Les plaques en PMMA	29
III.1.4. Fantômes de mammographie	30
III.2 Méthodes	31
III.2.1. L'inspection visuelle de la salle de mammographie et contrôle mécanique de la machine.	31
III.2.2. Vérifier l'exactitude de l'indicateur d'épaisseur	31
III.2.3. Le contrôle de la qualité d'image.....	32
III.2.3.1. Vérification des artéfacts	32
III.2.3.2. Évaluation de l'image du fantôme	33
III.2.3.3. La résolution spatiale (MTF)	34
Chapitre 04 : Résultats et discussion	36
I. Introduction.....	37
II. Résultats et discussions des contrôles qualité des scanners	37
II.1. Les contrôles mécaniques	37
II.1.1. Vérification du déplacement de la table.....	37
II.1.2. L'alignement de lasers	37
II.2. Contrôle de la qualité d'image	38
II.2.1. Le bruit	38
II.2.2. L'uniformité	38
II.2.3. La linéarité.....	39
II.2.4. La résolution spatiale à haut contraste	40
III. Résultats et discussions des contrôles qualité de la mammographie	41
III.1. L'inspection visuelle de la salle de mammographie et contrôle mécanique de la machine	41
III.1.1. L'inspection visuelle.....	41
III.1.2. Les contrôles mécaniques	41

III.1.3. Vérification de l'exactitude de l'indicateur d'épaisseur	41
III.2. Le contrôle qualité d'image	42
III.2.1. Vérification des artefacts	42
III.2.2. Évaluation de l'image du fantôme.....	42
III.2.3. La résolution spatiale (MTF)	43
Conclusion générale.....	44
Référence bibliographiques.....	46

Listes des figures

Figure 01 : Schéma des composants d'un tube à rayons X.....	04
Figure 02 : Modélisation des projections dans un milieu hétérogène	05
Figure 03 : Les quatre générations de scanner	08
Figure 04 : Les composants d'un mammographe	10
Figure 05 : Géométrie d'un système de tomosynthèse.....	11
Figure 06 : Scanner de radiologie	23
Figure 07 : Scanner d'urgence	23
Figure 08 : Scanner simulateur	23
Figure 09 : Fantôme AQUILAB CT lasers.....	24
Figure 10 : CATPHAN504	24
Figure 11 : Vérification de déplacement de la table	25
Figure 12 : L'alignement de fantôme avec les lasers	25
Figure 13 : Les sections de CATPHAN 504	26
Figure 14 : Positionnement de CATPHAN	26
Figure 15 : l'image du la section CTP486.....	29
Figure 16: l'image du la section CTP404.....	29
Figure 17 : l'image du la section CTP528.....	29
Figure 18 : Le mammographe de HCM avec son dispositif d'agrandissement....	30
Figure 19 : plaques en PMMA.....	30
Figure 20 : fantôme CIRS model 015.....	31
Figure 21 : Fantôme CIRS model 18-222.....	31
Figure 22 : Positionnement des plaques en PMMA (45 cm)	32
Figure 23 : La valeur affichée sur la machine.....	32
Figure 24 : Positionnement des plaques en PMMA.....	33
Figure 25 : l'emplacement des ROIS sur l'image du fantôme.....	33
Figure 26 : positionnement de fantôme CIRS 015.....	33
Figure 27 : l'image de fantôme CIRS 015.....	33
Figure 28 : positionnement de fantôme CIRS model 18-222	35
Figure 29 : La mire de résolution spatiale avec agrandissement	35

Liste des tableaux

Tableau 01 : les différents tests assurés par chaque section de Catphan504	23
Tableau 02 : Les paramètres d’irradiation pour le contrôle qualité d’image	26
Tableau 03 : La gamme des UH pour chaque matériau	28
Tableau 04 : Représente l’image de chaque section utilisée dans les tests précédents.	29
Tableau 05 : Les valeurs de tolérance pour l’évaluation de l’image du fantôme .	34
Tableau 06 : vérification des déplacements de la table pour les trois scanners	37
Tableau 07 : vérification de l’alignement des lasers des trois scanners	37
Tableau 08 : résultats de test du bruit	38
Tableau09 : Résultats de test du l’uniformité	38
Tableau 10 : Résultats du test de la linéarité du scanner simulateur	39
Tableau 11 : Résultats de test de la linéarité du premier scanner de radiologie ...	39
Tableau 12 : Résultats de test de la linéarité du deuxième scanner de radiologie	40
Tableau 13 : Les résultats obtenus pour la mesure de la résolution spatiale	40
Tableau 14 : Résultats du test du l’indicateur d’épaisseur	41
Tableau 15 : Les résultats du test de vérification des artefacts	42
Tableau 16 : résultats de l’évaluation du fantôme CIRS015	42
Tableau17 : Représente les résultats de la mesure de MTF.....	43

Introduction générale

La radiologie dans le domaine médical, désigne l'ensemble des modalités de diagnostic basée sur l'utilisation des rayons X. A partir de l'atténuation différentielle des rayons X par les différentes structures anatomiques et de leur pouvoir de pénétration nous pouvons remonter à des images morphologiques du corps humain.

Le radiodiagnostic est une des plus anciennes applications médicales des rayonnements ionisants ; il regroupe toutes les techniques d'exploration morphologique du corps humain utilisant les rayons X. Occupant une grande place dans le domaine de l'imagerie médicale. Le radiodiagnostic comprend diverses spécialités (radiologie conventionnelle, radiologie interventionnelle, scanographie, angiographie, mammographie...etc.) [1]

Le scanner, appelé aussi tomodesitomètres (TDM) est un examen radiographique utilisant un faisceau de rayons X. Cette technique nous permet d'obtenir des images en coupes transversales, coronales et sagittales du corps humain, ce qui peut aider à diagnostiquer un traumatisme, un cancer ou autre. Elle peut être associée avec les autres techniques d'imagerie fonctionnelle telles que le PET et le SPECT afin d'obtenir des images de fusion associant les informations fonctionnelles aux informations structurelles.

Le PET, la tomographie par émission de positrons est une technique d'imagerie fonctionnelle permettant d'observer les processus métaboliques d'un organisme. Le principe de PET repose sur l'utilisation des substances radiopharmaceutiques appelées radiotraceurs, qui sont des molécules marquées avec des isotopes radioactifs qui ont une durée de vie courte et se désintègrent en émettant des positrons.

Le SPECT, la tomographie par émission monophotonique est une autre technique d'imagerie médicale fonctionnelle qui utilise des isotopes radioactifs émettant des photons gamma qui est détecté par une gamma caméra.

La mammographie est un examen radiographique du sein qui utilise des rayons X de faible énergie, pour différencier entre les tissus qui ont des densités proches et détecter différentes lésions de petite taille. La mammographie peut être réalisée pour différentes raisons soit dans le cadre du dépistage ou bien dans celui diagnostic.

Les rayons X ne sont pas seulement utilisés pour l'imagerie, mais ils étaient également utilisés pour le traitement dans le domaine de la radiothérapie, qui est une modalité de traitement utilisée pour traiter les maladies, en particulier le cancer. La radiothérapie consiste à utiliser des rayonnements ionisants (X) de haute énergie pour détruire les cellules cancéreuses.

Toute installation radiologique subit une dégradation au fil du temps en raison de son utilisation continue, il est donc essentiel de vérifier régulièrement la performance de chaque installation pour s'assurer qu'elle fonctionne de manière optimale, et fournit des images de haute qualité avec une dose de rayonnement aussi faible que raisonnablement possible.

Le document est subdivisé en quatre chapitres. Le premier chapitre est consacré pour, la description des deux modalités radiologiques « scanner et mammographie » utilisant les rayons X. Dans le deuxième chapitre on va se baser sur les différents contrôles de qualité qu'on peut effectuer pour le scanner, et pour la mammographie. Le matériel et les méthodes de calcul, et de mesure seront exposés dans le troisième chapitre. Le quatrième chapitre présentera les résultats et la discussion concernant tous les contrôles que nous avons faits dans le chapitre précédent. Enfin une conclusion générale complètera notre travail en mettant le point sur l'importance des contrôles de qualité des différentes installations radiologiques en particulier le scanner et la mammographie.

Chapitre 01 : Scanner et Mammographie

I. Introduction

L'imagerie médicale, grâce à l'utilisation des rayons X, a révolutionné la manière dont les professionnels de la santé diagnostiquent et évaluent les affections chez les patients. Parmi les différentes modalités utilisant les rayons X, la tomodensitométrie (scanner) et la mammographie qui permettant respectivement l'exploration détaillée des structures anatomiques internes et le dépistage préventif du cancer du sein.

II. Tube à rayons X

Le tube à rayons X est un dispositif constitué d'une ampoule de verre, qui permet la production des rayons X. Il est composé de :

- Une cathode : l'électrode négative (élément fournissant les électrons). Elle est composée d'un filament en TUNGSTENE
- Une anode : l'électrode positive, constituée d'un métal de Z élevé du TUNGSTENE/ MOLYBDENE/RHODIUM
- un système de filtration : le filtre est placé à la sortie du tube il permet d'éliminer les photons de basse énergie et homogénéiser le faisceau.

La figure suivante représente le schéma d'un tube à rayons X

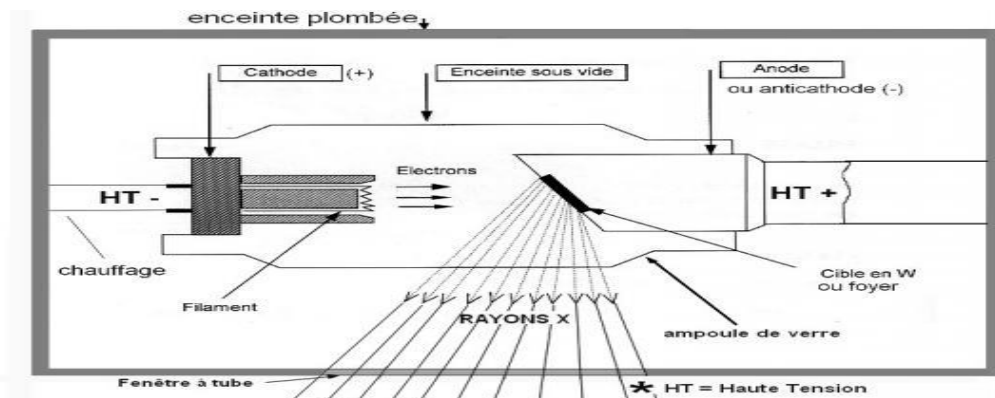


Figure 01 : schéma des composants d'un tube à rayons X.

III. Les différentes modalités utilisant les rayons X

Les rayons X sont largement utilisés pour le diagnostic avec différentes modalités d'imagerie telles que : la radiographie analogique, la radiographie numérique

III.1. La tomodensitométrie

La tomodensitométrie est une technique d'imagerie radiologique qui permet d'obtenir des images scanographiques en coupes. La formation de ces images consiste en la mesure de l'atténuation d'un faisceau de rayons X qui traverse le patient. Cette mesure est effectuée à

l'aide d'un ensemble de tube-détecteur qui est en rotation autour du patient. Les informations collectées par les détecteurs sont traitées par la suite pour connaître la valeur du coefficient d'atténuation de chaque pixel de la coupe. [5]

III.1.1. Principe de fonctionnement d'un scanner

Le principe de fonctionnement d'un scanner consiste à irradier un objet avec un faisceau de rayons X, qui atteint plusieurs centaines de détecteurs, la collecte des données provient après une multitude de projections sous différentes angulations. L'atténuation a lieu lors de passage des rayons X à travers les différents tissus du patient qui ont des densités différentes, elle suit la loi de Beer Lambert qui est donné pour un milieu homogène et un faisceau mono-énergétique par:

$$I = I_0 \exp(-\mu x) \quad (1)$$

Avec I, I₀, μ et x sont respectivement l'intensité mesurée, l'intensité émise, le coefficient d'atténuation et l'épaisseur du milieu.

Lorsque le milieu est non homogène et le faisceau est poly-énergétique, l'intensité mesurée devient:

$$I = \int_0^{E_{max}} I_0(E) e^{-\int_0^L \mu(E,x) dx} dE. \quad (2)$$

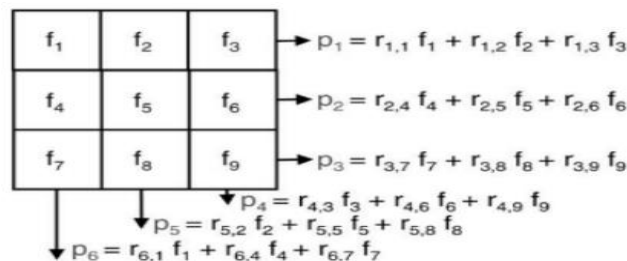


Figure 02 : Modélisation des projections dans un milieu hétérogène.

Le patient est considéré comme un milieu hétérogène, donc la formation d'image dépend de la résolution d'un système d'équations (Figure 02), dans chaque dont la norme de ces derniers est en fonction du nombre des angulations effectuées et des lignes existant image. Plus le nombre des angles est élevé plus la qualité d'image est bonne. La transformée de Radon sert à modéliser les projections des photons sortant de l'objet irradié et avec l'application des méthodes de reconstruction d'image on pourra aboutir à l'image scanographique. [6]

Dans certaines situations, afin de faciliter la différenciation entre les organes, un produit de contraste peut être administré au patient (qui est plus dense, généralement l'Iode) où il va favoriser l'absorption de rayons X et augmenter donc le contraste entre les différents tissus. [7]

III.1.2. Les composants d'un scanner

Le scanner est constitué :

❖ **Source de rayons X**

La source de rayons X est un ensemble composé d'un émetteur de rayons X appelé tube à rayons X et de son générateur qui fournit la tension et le courant nécessaire pour accélérer les électrons dans le tube à rayons X.

❖ **Système de collimation**

- ✓ **Collimateur primaire :** Ou bien la collimation pré-patient, il permet de définir la largeur du faisceau de rayons X à la sortie de tube afin d'obtenir des coupes avec des épaisseurs souhaitées.
- ✓ **Collimateur secondaire :** Il est positionné après le patient mais avant le détecteur pour éliminer les rayonnements diffusés.

❖ **Système de détection**

Les détecteurs sont situés à l'autre côté de la gantry en face de tube à rayons X, ils permettent de convertir le faisceau de rayons X en un signal électrique. La détection des rayons X se fait soit avec les détecteurs à gaz, soit avec des détecteurs solides.

✓ **Détecteurs à gaz**

Il s'agit d'une chambre d'ionisation, dans cette technologie, les rayons X sont directement convertis en charges électriques dans un gaz sous pression. Ces chambres détectent le passage d'une particule chargée en mesurant la charge totale des électrons et des ions produits lors de l'ionisation du milieu par la particule incidente. Les charges créées dérivent sous l'action d'un champ électrique et sont collectées sur des électrodes de lecture [8]

✓ **Détecteurs solides**

Sont des détecteurs à scintillation où les rayons X sont convertis en photon lumineux, puis ils seront détectés par les photomultiplicateurs qui les convertit en un signal électrique.

❖ **Table :** C'est la table sur laquelle le patient est allongé. Elle se déplace verticalement et longitudinalement à l'intérieure de l'anneau du scanner,

❖ **La console :** C'est une station d'acquisition des images, elle doit comprendre un écran noir et blanc et deux unités d'archivages. La console permet la réalisation des images, la programmation des séquences et les protocoles d'acquisition.

Les logiciels de traitement de base doivent être installés sur cette station et permettre :

- La mesure de la dose délivrée au patient
- La synchronisation du lancement de l'injection et de l'acquisition
- Une connexion aux différentes modalités présentes dans l'établissement. [8]

III.1.3. Les paramètres d'acquisitions

Les paramètres d'irradiation sont des variables différentes qui peuvent être ajustable durant la procédure d'acquisition

- ✓ **La tension** : Ce paramètre dépend de l'âge de patient, de la région à explorer et de la corpulence du patient. La dose est proportionnelle au carré de la tension.
- ✓ **L'intensité du courant** : C'est un paramètre qui est directement proportionnel à la dose reçue par le patient
- ✓ **Vitesse de rotation** : La vitesse de rotation est le temps nécessaire pour que le couple (tube-détecteur) fasse une rotation complète de 360° autour de patient
- ✓ **L'épaisseur de coupe** : Elle est donnée par la largeur de collimateur primaire
- ✓ **Mode d'acquisition** :

Mode séquentiel : dit aussi mode axial, le patient est allongé sur la table et le couple tube /détecteur fait une rotation complète puis la table se déplace pour une autre acquisition jusqu'à ce que nous obtenions plusieurs images transversales de la région qu'on veut imager

Mode hélicoïdale : c'est une acquisition continue, ce qui veut dire l'ensemble tube-détecteur fait une rotation continue autour du patient avec le déplacement de la table d'examen

Parmi les avantages du mode spiralé, la rapidité d'exploration à cause de l'absence d'un temps mort entre les coupes qui vont assurer un confort pour le patient.

- ✓ **Pitch** : c'est le déplacement de la table en une rotation par l'épaisseur de coupe nominale.

III.1.4. La reconstruction des images

Le signal collecté au niveau du détecteur nous renseigne sur l'atténuation qu'a subi un faisceau de rayons X en traversant un objet à explorer. Le signal collecté sera converti en atténuation, en paramétrant chaque projection avec l'angle d'incidence θ et la distance par rapport au centre. Pour une rotation complète autour de l'objet, on obtient jusqu'à 1500 projections dont chaque projection contient 1200 points de mesure, pour un temps d'acquisition allant jusqu'à 0.3 s. [9].

III.1.5. L'évolution géométrique de scanner

Depuis la création du premier scanner en 1970, cette technologie a continué d'évoluer au cours du temps avec des améliorations au niveau des détecteurs, de la source à rayons X et du mode d'acquisition.

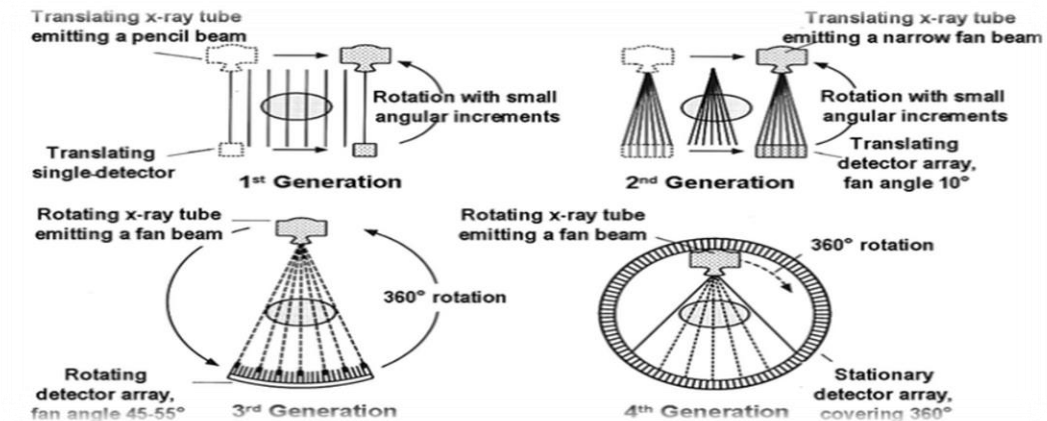


Figure 03 : Les quatre générations de scanner

✓ Première et deuxième génération

Le premier appareil, fait un mouvement de translation puis de rotation avec un seul détecteur, le détecteur et le tube parallèle à rayon X font un tour de 360° autour du patient afin d'acquérir toutes les projections.

Quant au deuxième, la seule différence réside dans le tube à rayon X, qui est devenu divergent, et juste en face il y a la barrette qui contient 5 ou 6 détecteurs.

✓ Troisième génération

Le troisième dispositif est venu pour développer les propriétés du deuxième, avec un faisceau plus large, l'ensemble source détecteurs effectue des mouvements rotationnels autour du patient, ainsi une barrette contient 500 à 1000 détecteurs sous forme d'arc de cercle.

✓ Quatrième génération

Dans cette génération les détecteurs sont fixes, ils présentent toute une couronne qui entoure complètement le patient, et une source à rayons X en rotation.

✓ Les scanner multi-barrettes

C'est une nouvelle révolution technologique de scanner où ils ont intégré plusieurs rangées de détecteur selon l'axe Z. Le scanner multi-barrettes nous permet d'obtenir plusieurs coupes simultanées pour une seule rotation du tube.

III.1.6. Les différents scanners existant

III.1.6.1. Le scanner simulateur

Un scanner médical est utilisé pour diagnostiquer tandis qu'un scanner simulateur est utilisé dans le domaine de la radiothérapie pour la simulation et la planification de traitement, il est composé d'un générateur de haute tension, un tube à rayons X un système de filtration et collimation (primaire et secondaire) et un système de détection une table d'examen et une console de commande.

Le scanner simulateur est caractérisé par une table plate similaire à celle utilisée dans la salle de traitement en radiothérapie, un grand tunnel, un système des lasers mobiles et moyens de contention.

III.1.6.2. Les scanners hybrides

En plus du scanner médical traditionnel, il existe également des scanners hybrides qui combinent la tomographie par ordinateur avec d'autres techniques d'imagerie.

Le PET-CT et SPECT-CT font partie des techniques d'imagerie hybride.

Le mot « hybride » signifie que deux modalités d'imagerie différentes sont jumelées dans un seul système mais les deux techniques sont utilisées séparément.

III.2. La mammographie

La mammographie est un examen radiographique du **sein qui utilise des rayons X** de faible énergie. Deux radiographies par sein sont réalisées, une de face et une en oblique, ce qui permet de comparer les deux côtés de chaque sein.

III.2.1. Le mammographe

Le mammographe est un appareil à rayons X dédié à la radiographie des seins, il est constitué de :

- Un tube à rayons X qui délivre un faisceau de basse énergie
- Une plaque de compression
- Une grille anti-diffusante
- Un détecteur

- Un exploseur automatique
- Des télécommandes de compression à pied

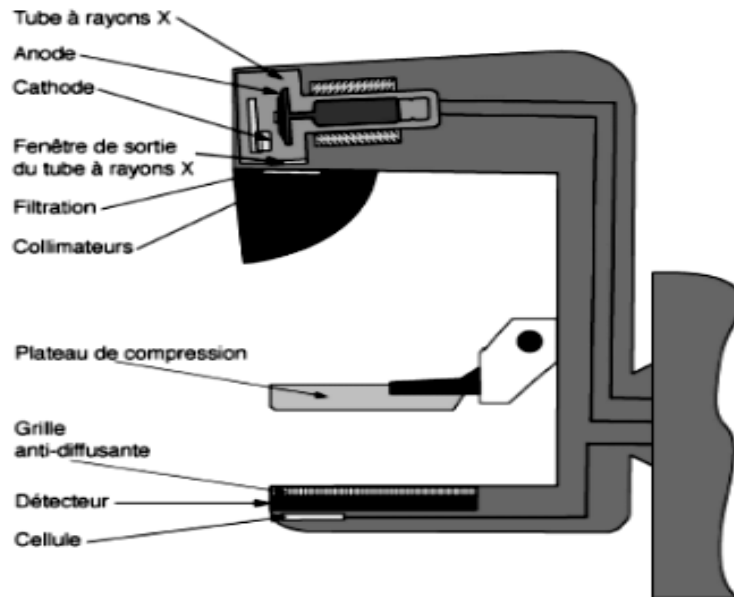


Figure 04 : Les composants d'un mammographe.

III.2.2. Les systèmes de détection

III.2.2.1. Système écran-film

En mammographie classique, le terme récepteur d'image désigne le système film-écran, appelé aussi couple film-écran. On utilise habituellement un film argentique à simple émulsion placé dans une cassette munie d'un seul écran. Cet écran, placé derrière le film, est photo-luminescent, c'est-à-dire qu'il a la propriété d'émettre une lumière lorsqu'il est exposé aux rayonnements X. [11]

III.2.2.2. Système numérique

Dans un système numérique, différentes technologies peuvent servir à la production des images. En mammographie numérique, l'écran et le film sont remplacés par un détecteur solide, ou par un écran luminescent photo-stimulable, appelé aussi plaque photo-stimulable. Nous distinguons système direct et système indirect

III.2.2.2.1. Le système direct

comprend un photoconducteur qui joue le rôle de détecteur. Les rayonnements X sont absorbés par ce photoconducteur, lequel transmet directement un signal électrique afin de produire l'image numérique.

III.2.2.2. Le système indirect

Comprend :

- soit un photo-détecteur, lequel joue le rôle de détecteur. Les rayonnements X interagissent avec un scintillateur qui produit promptement de la lumière. Cette lumière produite est captée par des photo-détecteurs, lesquels émettent un signal électrique qui est ensuite mesuré pour produire l'image numérique.
- soit, avec la technologie CR (computed radiography), des écrans luminescents photo-stimulables. Ici, l'écran, aussi appelé plaque photo-stimulable, sert de détecteur. La plaque photo-stimulable se présente comme un écran non fixé dans un récepteur du type cassette. Au moment de son exposition aux rayonnements X, elle emmagasinera l'image latente. Par la suite, l'extraction de l'image latente sera effectuée par un balayage laser et celle-ci sera convertie en image numérique. [11]

III.2.3. La tomosynthèse (mammographie en 3D)

Est une nouvelle technologie d'imagerie du sein. L'appareil de tomosynthèse a un tube à émission de rayons X qui n'est pas fixe. Il peut se déplacer et effectuer la prise de plusieurs clichés sous différents angles. L'ordinateur génère alors une image de la glande mammaire en trois dimensions (3D) à partir des clichés obtenus. [12]

Les radiologistes suggèrent son utilisation lorsque l'interprétation de la mammographie est difficile, particulièrement chez :

- Les femmes avec des seins denses
- Les jeunes femmes

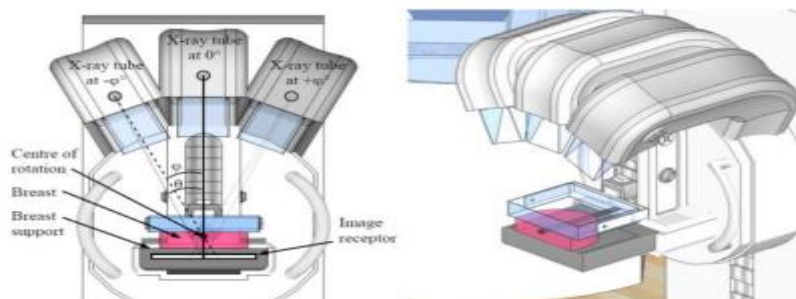


Figure 05 : Géométrie d'un système de tomosynthèse [13].

III.2.4. But des examens en mammographie

Une mammographie peut être réalisée soit dans le cadre d'un dépistage du cancer du sein (mammographie de dépistage) soit en présence de symptômes (mammographie de diagnostic).

III.2.4.1. La mammographie de dépistage

La mammographie est l'examen de référence de dépistage du cancer du sein. Elle permet de mettre en évidence des cancers de petite taille, à un stade précoce, avant l'apparition de symptômes.

Elle est réalisée dans le cadre du programme national de dépistage organisé du cancer du sein destiné aux femmes âgées de 50 à 74 ans ou à titre individuel, notamment lorsqu'une femme présente des facteurs de risque particuliers (antécédents personnels et familiaux notamment).

[14]

III.2.4.2. La mammographie de diagnostic

Une mammographie est réalisée lorsqu'une patiente présente des symptômes pouvant faire évoquer un cancer du sein comme un écoulement du mamelon, une rougeur de la peau, une « boule » dans le sein, etc.

Cette mammographie comporte une mammographie de base et des clichés complémentaires centrés sur les zones suspectes.

Chapitre 02 : Contrôles de qualité en radiologie du diagnostic

I. Introduction

Dans ce chapitre, nous aborderons l'importance de l'assurance qualité des installations radiologiques également le rôle crucial du physicien médical dans ce domaine, en tant que professionnel spécialisé dans le contrôle et l'optimisation des appareils radiologiques

Nous aborderons aussi les contrôles qualité spécifiques aux scanners et aux mammographes, car ces appareils sont couramment utilisés pour des examens diagnostiques dans le domaine de la radiologie. Nous étudierons les contrôles mécaniques, la qualité d'image ainsi que les contrôles dosimétriques pour s'assurer que les doses de radiation délivrées aux patients restent dans des limites sûres et appropriées.

II. Assurance qualité des installations radiologiques

L'assurance qualité (AQ) est un ensemble de procédures et d'actions structurées visant à assurer un niveau élevé de qualité des procédures de diagnostic ou de traitement des patients. Les technologies médicales étant de plus en plus complexes, il faut effectuer des vérifications spécialisées et systématiques pour assurer la qualité et l'efficacité de leur utilisation tout en évitant les accidents. [14]

II.1. Les normes et recommandations pour l'assurance qualité des équipements radiologiques

Les normes et recommandation pour l'assurance qualité des installations radiologiques sont établies pour garantir une utilisation sûre des techniques radiologiques. Elles fournissent aussi des procédures de contrôle qualité et les meilleures méthodes pour assurer la fiabilité des équipements radiologiques.

Il existe plusieurs normes et recommandations publiées par différentes organisations et associations telles que la SFPM (Société Française de Physique Médicale), l'AIEA (Agence Internationale de l'Énergie Atomique), elles confirment qu'une partie importante du programme d'assurance qualité doit s'effectuer par un physicien médical.

II.2. Rôle du physicien médical dans le domaine de la radiologie du diagnostic.

C'est une personne formée en physique médicale, son rôle principal est d'assurer une utilisation sûre des rayonnements ionisants dans le domaine de la radiologie du diagnostic et thérapeutique.

Selon la définition des normes fondamentales internationales de sécurité (Basic Safety Standards (BSS)) un physicien médical travaillant en milieu clinique est : « Un professionnel de la santé ». [15]

Les responsabilités du physicien médical dans le domaine du diagnostic [16]:

- L'optimisation de la qualité d'image par rapport à la dose de rayonnement est une tâche clé pour les physiciens médicaux dans ce domaine.
- Ils sont responsables de la dosimétrie du patient subissant l'une des modalités d'imagerie par rayons X et des procédures d'AQ de ces systèmes. Cela comprend tous les composants matériels et logiciels utilisés pour obtenir les images radiographiques que les médecins radiologues utilisent pour l'évaluation diagnostique des examens des patients.
- Ils ont un rôle premier lors de l'achat des équipements
- Les physiciens médicaux sont chargés d'élaborer des procédures pour tester l'intégrité des équipements et des accessoires, pour le bon fonctionnement des équipements.
- En terme de dosimétrie, ils sont chargés d'établir les procédures de calcul et de vérification de la dose de rayonnement reçue par le patient.
- Établir un programme d'assurance qualité pour vérifier, définir et accepter les valeurs de référence initiales des paramètres pour une qualité d'image optimale et l'état de référence initial de l'équipement d'imagerie.

II.3. Structure d'un programme d'assurance qualité :

Un programme d'assurance qualité comporte trois étapes qui vont déterminer le cycle de vie d'un équipement. Ces trois étapes sont définies par l'AIEA comme suit. [17]

II.3.1. Tests d'acceptance

Sont des tests qui sont effectués par le fournisseur lors de l'installation en présence d'un physicien médical

II.3.2. Tests de référence

Sont des tests effectués par un physicien médical après l'installation, afin de s'assurer qu'un équipement est prêt pour l'utilisation. Durant ces tests le physicien médical va déterminer les valeurs de référence et les comparer aux valeurs des tests précédents. Ces tests

peuvent être également réalisés après une maintenance (remplacement de tube à rayons X ou une installation d'un nouveau logiciel) pour établir des nouvelles valeurs de référence.

II.3.3. Tests de routine

Ou les tests de constance également appelés tests de contrôle qualité, il s'agit d'un ensemble de tests effectués régulièrement ou après une maintenance afin de vérifier le bon fonctionnement d'un équipement.

III. Programme de contrôle qualité

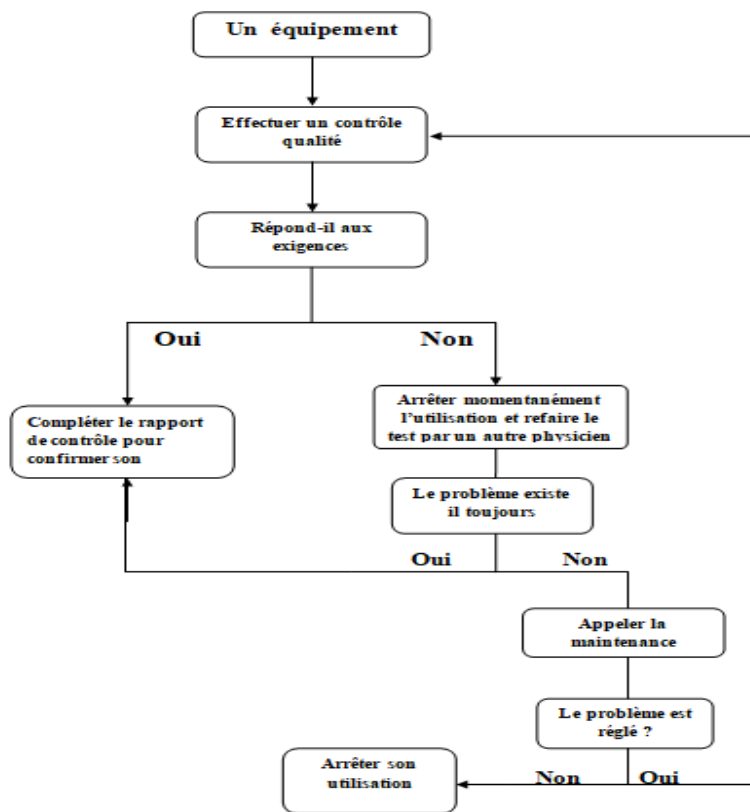
III.1. Définition et objectif d'un contrôle qualité

Le contrôle qualité (CQ) fait partie d'un programme d'assurance qualité. C'est l'ensemble des tests effectués pour vérifier le fonctionnement d'un équipement et voire la constance de ses performances au cours de son utilisation quotidienne. Le contrôle qualité est réalisé afin de vérifier que les structures, les systèmes et les composants respectent les exigences prédéfinies. Les tests de contrôle de qualité se font avec des procédures documentées réalisées au niveau de chaque service et conçues pour chaque équipement. Chaque test suit une certaine périodicité selon son importance et sa variation au cours du temps.

III.2. Caractéristiques d'un contrôle qualité

Chaque contrôle est défini par : le nom de test qui sera effectué, l'objectif pour lequel on effectue ce contrôle, la fréquence, le matériel utilisé pour chaque contrôle, la méthode ou bien la procédure qu'il faut suivre et de la valeur de tolérance.

III.3. Logigramme du contrôle qualité dans un service de la radiologie



III.4. Organisation des contrôles qualité

Les contrôles qualité peuvent être organisés selon leurs importances, ou leurs périodicités, il y'a des tests qu'on peut effectuer chaque matin, chaque semaine, chaque mois et des tests annuel, selon leurs types (contrôles mécanique, contrôles de la qualité d'image et les contrôles dosimétriques) comme on peut les classer selon la personne qui va les réaliser (par un physicien médical par exemple).

IV. Les contrôles de qualité des scanners

IV.1. Les contrôles mécaniques

Les tests mécaniques ont pour objectif de contrôler les mouvements de la table, l'inclinaison de portique et l'alignement des lasers

IV.2. Les contrôles de la qualité d'image

Ces tests ont pour but de vérifier les paramètres qui peuvent affecter la qualité de l'image acquise par un scanner tels que le bruit, l'uniformité, la détectabilité à bas contraste, la résolution spatiale à haut contraste...etc.

Ces paramètres sont définis par l'AIEA comme suit :

Bruit : Variation des nombres CT à partir d'une valeur moyenne dans une zone définie de l'image d'une substance uniforme.

Nombres CT : Nombre utilisé pour représenter l'atténuation moyenne des rayons X associée à chaque zone élémentaire de l'image CT

Résolution : La capacité de distinguer de petits objets discrets avec un système d'imagerie. Ceci peut être mesuré à l'aide d'un motif en barres et est fréquemment décrit en termes de résolution spatiale en paires de lignes par cm (lp/cm) ou MTF.

MTF : fonction de transfert de modulation (MTF). Capacité d'un équipement d'imagerie à reproduire les détails spatiaux d'un objet dans une image.

Résolution à faible contraste : Détail de contraste le plus faible d'un objet d'une forme et d'une zone spécifiées pouvant être résolu à partir d'un arrière-plan uniforme

IV.3. Le contrôle dosimétrique

En scanographie, les deux grandeurs utiles pour l'évaluation de la dose sont : l'indice de dose scanographique (CTDI : Computed Tomographie Dose Index) et le Produit Dose Longueur (PDL).

Pour effectuer ce test on va utiliser une chambre d'ionisation relié à un électromètre pour mesurer en premier lieu des PDL qui seront convertis en une dose dans une coupe (CTDI_w) puis à une valeur dans le volume (CTDI_v), on peut les définir comme suit :

CTDI : C'est l'indice de dose en tomographie qui est l'intégrale du profil de dose D(z) calculé le long de l'axe z pour une rotation complète du tube (360°) divisée par le nombre de coupe N et de l'épaisseur de coupe T. L'unité de mesure est le mGy.

$$CTDI = \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{D(z)}{N * T} dz$$

CTDI₁₀₀ : Le CTDI₁₀₀ représente l'intégrale sur 100 mm (la longueur de la chambre d'ionisation) parallèle à l'axe de rotation du profil de dose dans une coupe divisée par l'épaisseur de coupe (T) multiplié par le nombre de coupe (N). Il est exprimé en mGy.

$$CTDI_{100} = \int_{-50mm}^{+50mm} \frac{D(z)}{N * T} dz$$

CTDI_w : Cet indice représente la dose moyenne dans une coupe, il est obtenu à l'aide des mesures aux périphéries et au centre d'un fantôme en PMMA pour donner une meilleure estimation de la dose dans la coupe acquise. Il est calculé par la formule suivante :

$$CTDI_v = \frac{CTDI_w}{pitch}$$

Il est exprimé en mGy.

PDL : le produit dose longueur c'est le produit du CTDI_v et de la longueur de la partie examiné. Il est exprimé en mGy*cm.

$$PDL = CTDI_v \times L$$

V. Les contrôles de qualité d'un mammographe

Le signe radiologique d'un cancer du sein comprend des masses qui ont des densités proches à celle des tissus normaux, elles atténuent légèrement plus les rayons X que le tissu normal. Pour détecter un cancer dans le sein, l'image acquise doit avoir un excellent contraste. De plus une bonne résolution spatiale pour détecter les micros calcification en fonction de leurs nombre et forme. [18]

Les contrôles recommandés par l'AIEA 17,47 pour assurer la qualité de la mammographie numérique sont :

V.1. Les contrôles mécaniques :

- Vérification les mouvements mécaniques de la machine
- Précision de l'indicateur de force de compression et d'épaisseur

V.2. Les contrôles de la qualité d'image :

- L'analyse des artefacts
- La distorsion géométrique
- La résolution spatiale
- L'analyse de l'image de fantôme
- Détermination le SNDR sur une image d'un fantôme
- Alignement de champ de rayons X sur la zone de détecteur (tissu manquant)

V.3. Les contrôles dosimétriques :

- La couche de demi-atténuation CDA
- Précision de la tension du tube
- Dose glandulaire moyenne (DGM)

Chapitre 03 : Matériels et Méthodes

I. Introduction

Les contrôles qualité jouent un rôle essentiel dans le domaine médical, assurant la fiabilité et la précision des images diagnostiques. En effet, les équipements radiologiques tels que les scanners et les mammographes sont soumis à une utilisation intensive et doivent être régulièrement vérifiés pour s'assurer qu'ils fonctionnent de manière optimale.

Ce Chapitre se consacre à la présentation des matériels utilisés ainsi que des méthodes appliquées pour réaliser les contrôles qualité dans le domaine de la radiologie, plus précisément pour les scanners et les mammographies.

II. Matériels et Méthodes des contrôles qualité du scanner

II.1. Matériels

II.1.1. Installations radiologique

Nous disposons de trois scanners multi barrettes de troisième génération de la marque GE Heathcar à l'Hôpital Chahids Mahmoudi du Tizi Ouzou, deux sont installés au service de la radiologie, un scanner simulateur dans le service de la radiothérapie. Chaque un est composé d'un tube à rayons X, une série de détecteur, un tunnel, une table d'examen et un pupitre de commande.

Les trois scanners sur lesquels nous avons pu travailler dans ce mémoire sont

II.1.1.1. Scanners de diagnostiques

Ces deux scanners identiques sont de type « Revolution EVO » figure 06 et 07 sont caractérisés par :

- Détecteur : 64 barrette de type Clarity DAS
- Un tunnel de 70 cm de diamètre
- Champ de vue FOV (cm) : 25, 50
- Matrice de reconstruction : 512 x 512
- Mode d'acquisition : axial, hélicoïdale

II.1.1.2. Scanner simulateur

C'est un scanner dédié à la radiothérapie de type « Optima 580 RT » figure 08

Qui est caractérisé par :

- Détecteur : 16 barrettes
- Un tunnel de 90 Cm de diamètre
- Champ de vue FOV (cm) : 25, 50
- Matrice de reconstruction : 512 x 512
- Mode d'acquisition : axial, hélicoïdale



Figure 06 : Scanner de radiologie Figure 07 : Scanner d'urgence Figure 08 : Scanner simulateur

II.1.2. Fantôme AQUILAB CT lasers

AQUILAB CT lasers est un fantôme en PMMA, présenté dans la Figure 09 il est spécialement conçu pour le contrôle des lasers c'est un parallélépipède de 150 mm × 100 mm × 20 mm il contient 5 inserts en téflon de 2 mm de diamètre et de 7 mm de longueur. Des repères d'alignement utiles au placement du fantôme sur les lasers sont gravés sur les bords du fantôme ils coïncident avec le centre de chaque insert.

II.1.3. Fantôme CATPHAN504

C'est un fantôme cylindrique de 20 cm de diamètre, figure 10, il est composé de 4 sections différentes qui servent à effectuer différents tests pour contrôler la qualité de l'image d'un scanner.

Tableau 01 : les différents tests assurés par chaque section de Catphan504.

Section	Test
CTP 486-2	Bruit et Uniformité
CTP 515	Résolution à bas contraste
CTP 404	Taille de pixel et distorsion Résolution à bas contraste La linéarité
CTP 528	Résolution spatiale à haute contraste

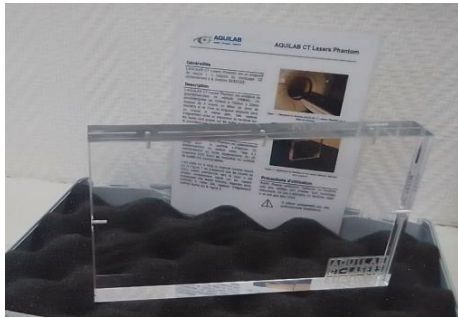


Figure 09 : Fantôme AQUILAB CT Lasers



Figure 10 : CATPHAN504

II.2. Méthodes

II.2.1. Les contrôles mécaniques

Dans cette partie nous avons effectué deux tests, le premier est pour vérifier le déplacement de la table et le deuxième est pour vérifier l'alignement des lasers.

II.2.1.1. Vérification de déplacement de la table

Ce test a pour objectif de vérifier si le déplacement de la table correspond la distance parcourue.

➤ Fréquence

Ce contrôle s'effectue mensuellement.

➤ Procédure

Pour réaliser ce contrôle nous avons placé la règle sur la table et l'avons alignée avec les lasers. Fixer le zéro sur la table et le mentionner sur la feuille millimétrique, puis faire des déplacements vers l'intérieure de l'anneau et dans le sens contraire (vers l'extérieure) comme illustré sur la figure 11.

➤ La valeur de référence

La précision du déplacement de la table doit être ≤ 1 mm.

II.2.1.2. L'alignement des lasers

Ce test a pour but de vérifier si les lasers (interne et externe) des scanners et les lasers mobiles du scanner simulateur sont bien alignés.

➤ Fréquence :

Mensuelle.

➤ **Procédure**

La vérification de l'alignement des lasers va être effectuée avec le fantôme AQUILAB CT Lasers figure 12

Tout d'abord réinitialiser les lasers mobiles puis aligner le fantôme sur la table (cas d'un scanner simulateur). Vérifier les coïncidences des lasers avec le fantôme

Puis on va faire rentrer la table jusqu'à ce que les lasers externes du CT coïncident avec les encoches du fantôme, on vérifie qu'ils sont bien alignés et orthogonaux

Déplacer la table jusqu'à la coïncidence des lasers internes du CT avec les encoches de fantôme, vérifier qu'ils sont alignés et orthogonaux.

➤ **Tolérance**

Le niveau de tolérance est d'inférieur ou égal à 1 mm.

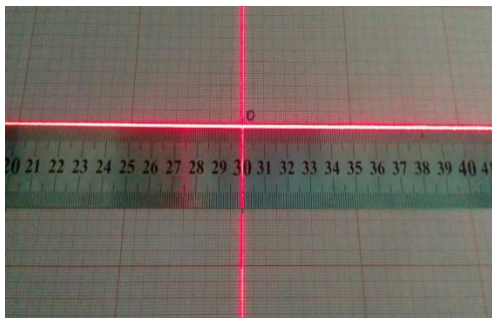


Figure 11 : Vérification de déplacement de la table

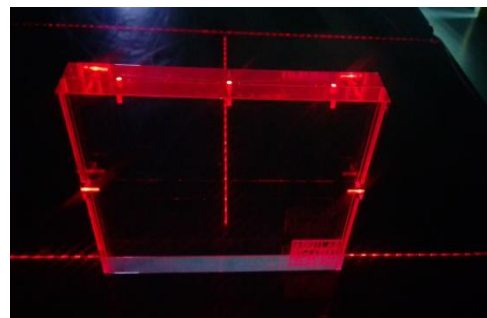


Figure 12 : L'alignement de fantôme avec les lasers

II.2.2. Contrôle de la qualité d'image

II.2.2.1. Positionnement de fantôme

Le CATPHAN 504 est composé de plusieurs modules disposés côte à côte ce qui nous permet d'effectuer un balayage complet du fantôme sans le repositionner pour chaque section, figure 13.

En premier lieu nous avons placé le boîtier du fantôme à l'extrémité de la table, puis nous avons retiré le fantôme et l'avons accroché sur l'extrémité du boîtier, nous avons ajusté la table pour aligner les points centraux du fantôme avec les lasers du scanner figure 14. Finalement nous avons effectué un balayage complet du fantôme.

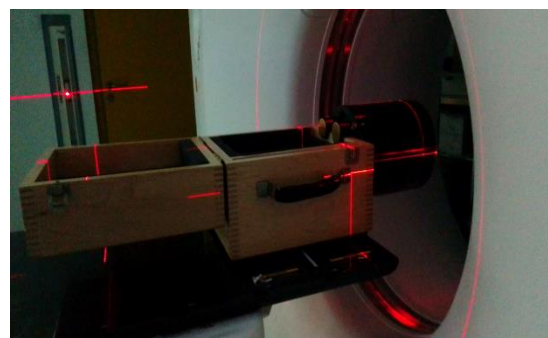
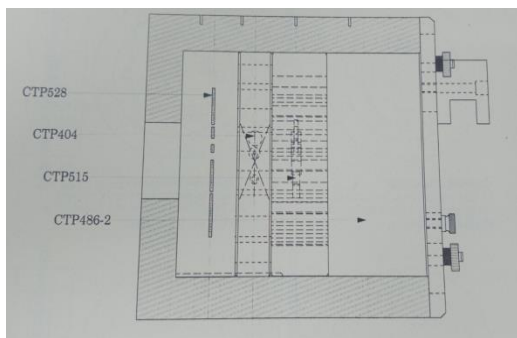


Figure 13 : Les sections de CATPHAN 504 Figure 14 : Positionnement de CATPHAN

II.2.2.2. Les contrôles effectués

Pour ces types des contrôles, nous avons considéré les paramètres regroupés dans le tableau suivant :

Paramètres d'irradiations	Tension (kV)	Courant (mA)	Épaisseurs de coupe (mm)	Pitch	Temps de rotation	Mode d'acquisition
Valeurs	120	200	5	1	1 s	Hélicoïdale

Tableau 02 : Les paramètres d'irradiation pour le contrôle qualité d'image

II.2.2.2. Le bruit

Le but de ce contrôle est de déterminer si le niveau de bruit pour une ROI au centre dans une coupe homogène ne dépasse pas une certaines valeurs de tolérance.

Le niveau de bruit peut être calculé en pourcentage par la relation suivante :

$$B(\%) = \frac{\sigma}{CT_{eau} - CT_{air}} * 100\%.$$

σ : la déviation standard

Ou bien on peut considérer le niveau de bruit comme étant l'écart type d'UH pour une grande région d'intérêt au centre de l'image.


➤ **La fréquence**

Mensuel.

➤ **La procédure**

Sur une image reconstruite de la section CTP486 du fantôme CATPHAN504 nous avons dessiné une grande ROI au centre de l'image ~ 5 cm de diamètre (tableau 04, figure 15).

➤ **La tolérance**

 $\pm 25\%$ ou bien 5 UH

II.2.2.2.2. L'uniformité

L'uniformité est un moyen pour l'évaluation des variations des nombres CT d'un objet homogène. Elle est définie comme étant la différence entre les valeurs des pixels au centre d'une coupe homogène et celles en périphérie.

$$U \text{ (UH)} = NCT_c - M(NCT_p)$$

Tel que NCT_c est le nombre CT au centre de coupe, $M(NCT_p)$ est la moyenne des nombres CT aux périphéries de coupe.

➤ **La fréquence**

Mensuel.

➤ **La procédure**

Pour procéder à cette évaluation nous avons utilisé la même coupe de la section CTP486 qui nous a permis d'évaluer le niveau de bruit, où nous avons tracé cinq ROI d'environ de 200 mm^2 , une au centre et 4 ROI aux périphéries en position (12h, 15h, 18h, 21h), (tableau 04, figure 15).

➤ **La tolérance**

5 UH

II.2.2.2.3. La linéarité

L'interprétation des images CT est basée principalement sur la différenciation entre les différents milieux qui constituent le corps humain. La linéarité est essentielle pour l'évaluation correcte de l'image TDM, les nombres CT sont exprimés comme le rapport des coefficients d'atténuation linéique des matériaux avec l'eau pour une énergie donnée. A l'exception de l'os il existe pour tous les échantillons biologiques une relation linéaire entre les nombres CT et les densités électroniques. Elle concerne la relation linéaire entre le nombre scanné calculé et le coefficient d'atténuation linéique μ de chaque élément de l'objet. $\mu = aCT + b$.

➤ **La fréquence**

Annuelle

➤ **La procédure**

La linéarité a été vérifiée avec la section CTP404 qui contient des matériaux de différentes densités (Téflon, Delrin, Acrylique, Polystyrène et (LDPE), (PMP) et de

l'air). Sur l'image reconstruite nous avons tracé une ROI sur les inserts des différents matériaux, (tableau 04, figure 16).

➤ **La tolérance**

Matériau	Gamme d'UH
AIR	-1046 :-986
Teflon	941 :1060
Delrin	344 :387
Acrylic	92 :137
Polystyrene	-65 :-29
LDPE	-121 :-87
PMP	-220 :-172
Eau	-7 :7

Tableau 03 : La gamme des UH pour chaque matériau

II.2.2.2.4. La résolution spatiale à haut contraste

La résolution spatiale est la capacité d'un système de distinguer entre deux petits éléments proches dans l'espace. Elle est mesurée à haut contraste pour minimiser l'influence du bruit pendant les tests d'acceptance et chaque fois que le système CT est entretenu, ce qui peut avoir un impact sur la qualité de l'image.

La résolution spatiale à haut contraste peut être mesurée en utilisant deux méthodes : la première est basée sur l'étude de la fonction d'étalement ponctuelle (PSF) en calculant la fonction de transfert de modulation, la deuxième méthode est basée sur l'étude subjective de l'image à l'aide des groupements des barres des différentes fréquences spatiales. [9]

Nous avons suivi la deuxième méthode par l'étude subjective de l'image

➤ **La fréquence**

Annuelle

➤ **La procédure**

Pour tester la résolution spatiale, nous avons sélectionné sur la console l'image du la section CTP528 où le marqueur est le plus visible, cette dernière à 21 paires de lignes par centimètre, (tableau 04, figure 17).

Nous avons noté le nombre de paires de lignes par centimètre (pl/cm) distinguables.

➤ **La tolérance**

Lors de l'analyse visuelle, un minimum de 5 pl/cm doit être visible

Le tableau suivant englobe les images des tests précédemment cités

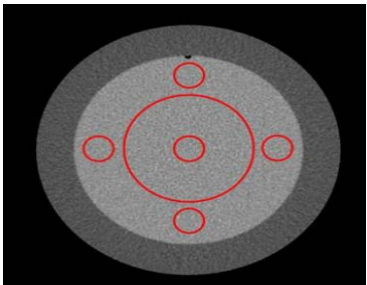
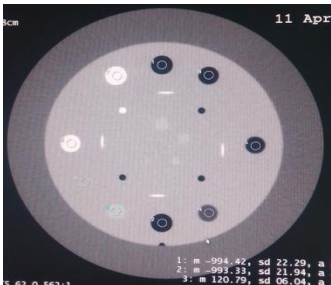
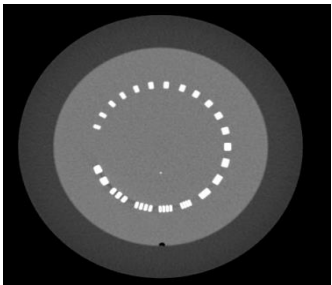
		
<p>Figure 15 : l'image du la section CTP486</p>	<p>Figure 16: l'image du la section CTP404</p>	<p>Figure 17 : L'image du la section CTP528</p>

Tableau 04 : Représente l'image de chaque section utilisée dans les tests précédents

III. Matériels et Méthodes des contrôles qualité de la mammographie

III.1. Matériels

III.1.1. Le mammographe

Le mammographe utilisé au service de l'imagerie médicale du l'Hôpital Chahids Mahmoudi est un SENOGRAPHE Essential « APOLLON » de GE, il peut fonctionner en mode automatique grâce à son système d'exposition automatique ou en mode manuel, (figure 18).

III.1.2. Dispositif d'agrandissement

Le dispositif d'agrandissement d'un mammographe est un accessoire utilisé dans l'imagerie mammographique pour agrandir une partie spécifique de l'image du sein. Ce dispositif permet d'obtenir des vues plus détaillées et plus rapprochées des zones d'intérêt dans le tissu mammaire, (figure 18)

III.1.3. Les plaques en PMMA

Les plaques en PMMA (polyméthacrylate de méthyle), également connu sous le nom de plexiglas ou acrylique, sont des matériaux plastiques transparents largement utilisés pour les contrôles qualité des équipements médicaux (figure 19).

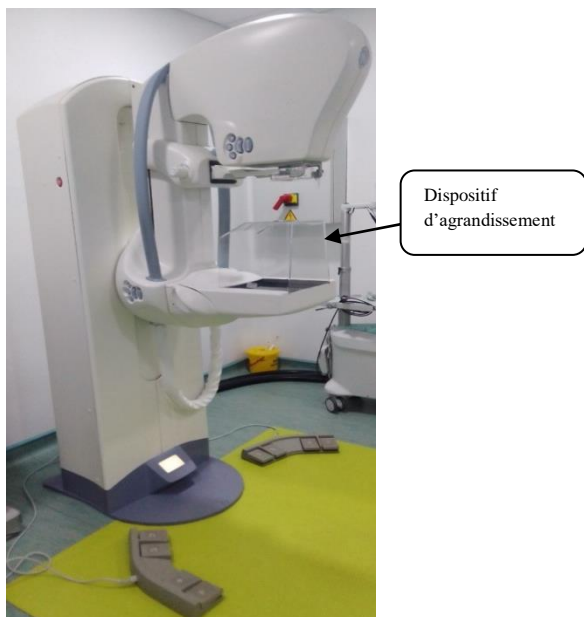


Figure 18 : Le mammographe de HCM



Figure 19 : plaques en PMMA.

III.1.4. Fantômes de mammographie

Le fantôme de mammographie CIRS model 015 est conçu pour évaluer la qualité de l'image en mammographie. Il s'agit d'un bloc d'acrylique de 4,5 x 10,2 x 10,8 cm. Il se compose d'une boîte en cire, contenant 16 détails, posée sur une base en acrylique et avec un couvercle en plastique. Tout cela ensemble se rapproche d'un sein comprimé de 42 mm. Six fibres de nylon de tailles différentes simulent des structures fibreuses, cinq groupes de points simulent des micros calcification de tailles différentes et cinq sphères de tailles différentes simulent des masses ressemblant à des tumeurs, figure 20. [19]

Le fantôme de mammographie 18-222 est un modèle spécifique de fantôme de mammographie fabriqué par CIRS (Computerized Imaging Reference Systems), le principal objectif du 18-222 est de simuler les caractéristiques du tissu mammaire humain pour évaluer et assurer les performances des systèmes d'imagerie mammographique, il est de 45x 18,5 x 12,5 cm. l'emplacement des détails du fantôme dans l'insert de cire sont montrés dans la figure 21. [19]

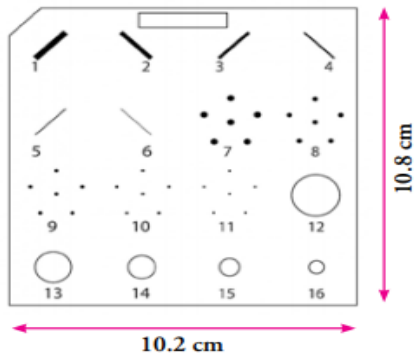


Figure 20 : fantôme CIRS model 015.

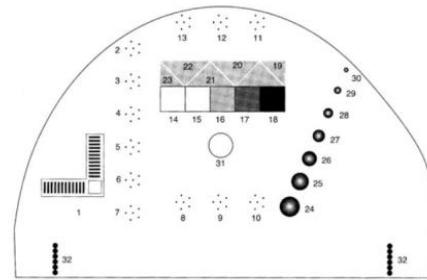


Figure 21 : Fantôme CIRS model 18-222.

III.2 Méthodes

III.2.1 L'inspection visuelle de la salle de mammographie et contrôle mécanique de la machine.

Ce contrôle a pour objectif de vérifier l'état et le fonctionnement de l'appareil, de la pédale et de la plaque de compression, ainsi que leur état.

➤ **Fréquence**

L'unité de mammographie doit être vérifiée chaque mois

➤ **Méthode**

Nous avons inspecté visuellement la salle d'examen ainsi que l'état de l'unité de mammographie. Par la suite nous avons testé la compression manuellement et le déplacement de l'ensemble source et détecteur verticalement.

➤ **Tolérance**

La salle d'examen doit être propre.

L'état et le fonctionnement des composants de l'appareil de mammographie doit être dans les conditions d'utilisation saine.

III.2.2. Vérifier l'exactitude de l'indicateur d'épaisseur

➤ **Fréquence**

Annuelle

➤ **Méthode**

Nous avons aligné les feuilles de PMMA (20, 45 et 70 mm) sur le bord de la paroi thoracique de la porte-grille figure 22. Puis nous avons appliqué une force de compression. Nous avons noté les valeurs d'épaisseurs affichées sur l'appareil figure 23 et les comparées avec l'épaisseur des plaques utilisées.

➤ **La tolérance**

L'épaisseur affichée doit correspondre à ± 8 mm de l'épaisseur réelle.

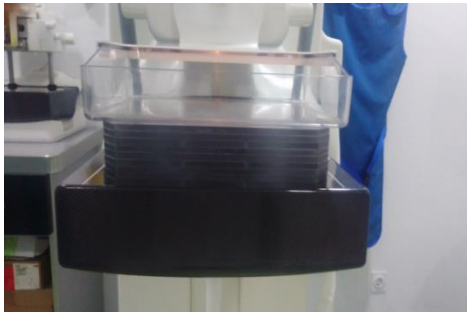


Figure 22 : Positionnement des plaques en PMMA (45 cm).



Figure 23 : La valeur affichée sur la machine

III.2.3. Le contrôle de la qualité d'image

La qualité de l'image des examens de mammographie doit être contrôlée régulièrement pour garantir un diagnostic précis et un dépistage précoce.

III.2.3.1. Vérification des artefacts

Ce test a pour objectif de vérifier la qualité d'image et évaluer la gravité de tout artefact.

➤ **Fréquence**

L'évaluation des artefacts est effectuée annuellement ou après remplacement de détecteur par le physicien.

➤ **Méthode**

Tout d'abord nous avons créé une étude « patient » avec un nom approprié. Puis nous avons placé les plaques en PMMA sur la moitié du support mammaire figure 24. Nous avons appliqué une compression et acquérir une image.

Nous avons repositionné les plaques en PMMA sur tout le support puis nous avons effectué une autre acquisition figure 22.

Sur la deuxième image nous avons tracé deux ROI comme il est illustré dans la figure 25

Le SNDR est calculé par l'équation :

$$\text{SNDR} = \left| \frac{A-B}{C} \right| , \text{ avec}$$

A est la valeur moyenne des pixels (VMP) dans l'image du fantôme sur le côté où aucun atténuateur n'était présent lors de la première exposition.

B est la VMP dans l'image du fantôme. C'est l'endroit où la plaque de PMMA était présente lors de l'exposition.

C c'est l'écart type pour la même ROI **B**.

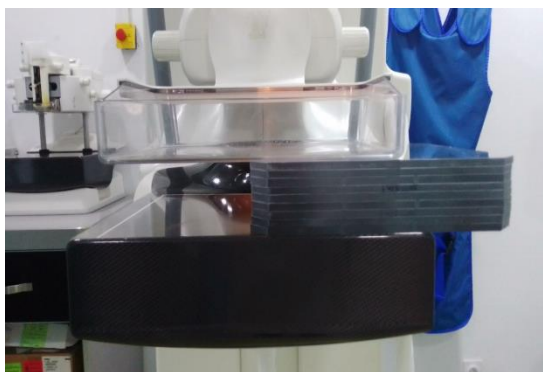


Figure 24 : Positionnement des plaques en PMMA sur la moitié de support mammaire

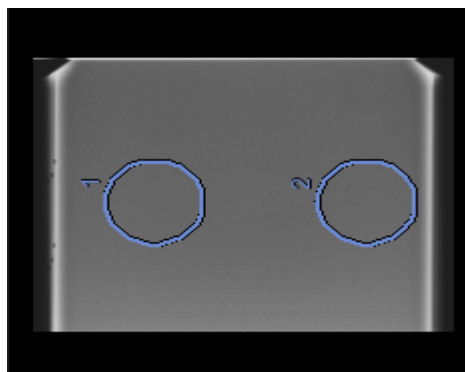


Figure 25 : l'emplacement des ROI sur l'image du fantôme

- **Tolérance**
SDNR \leq 2.0

III.2.3.2. Évaluation de l'image du fantôme

Valider que l'image montre les objets insérés dans le fantôme à un degré acceptable.

Pour effectuer ce test nous avons utilisé le fantôme mammaire CIRS 015

- **Fréquence**
Annuelle
- **Méthode**

Nous avons positionné le fantôme sur le support mammaire comme il est illustré dans la figure 26. Nous avons effectué ce test en mode automatique. Puis nous avons comparé l'image reconstruite figure 27 à l'image de base du fantôme, figure 20 utilisé selon la méthode d'évaluation.



Figure 26 : Positionnement de fantôme CIRS 015

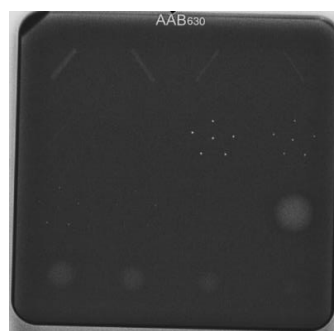


Figure 27: l'image de fantôme CIRS 015

➤ **Tolérance**

Objets	Score de réussite
Nombre de fibres	≥ 4.5
Groupe de micro classification	≥ 3.5
Nombre de masse	≥ 3.5

Tableau 05 : Les valeurs de tolérance pour l'évaluation de l'image du fantôme

III.2.3.3. La résolution spatiale (MTF)

Ce test a pour objectif d'évaluer la fonction de transfert de modulation (FTM)

➤ **Fréquence**

Annuelle

➤ **Procédure**

Pour réaliser ce test nous avons utilisé le fantôme « CIRS » NA model 18-222.

Nous avons placé le dispositif d'agrandissement puis nous avons positionné le fantôme tel qu'il est illustré dans la figure (28), par la suite nous avons effectué une acquisition en mode automatique. Nous avons obtenu l'image illustrée dans la figure 29.

Pour mesurer la MTF nous avons tracé deux ROI une sur la barre et une autre sur l'espace et deux autres une sur la mire 5lp/mm et une sur 8lp/mm.

Les VMP et la DS de chaque ROI sont montrés dans le tableau (17) de chapitre suivant.

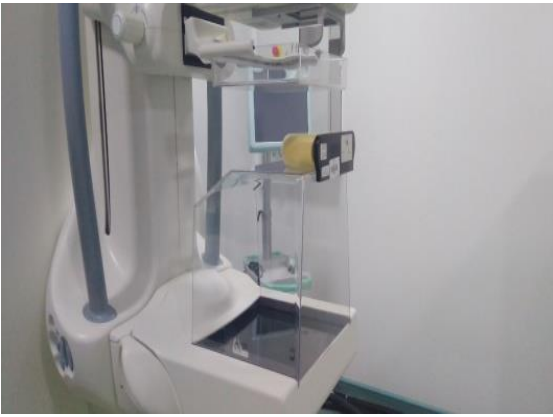


Figure 28 : positionnement de fantôme

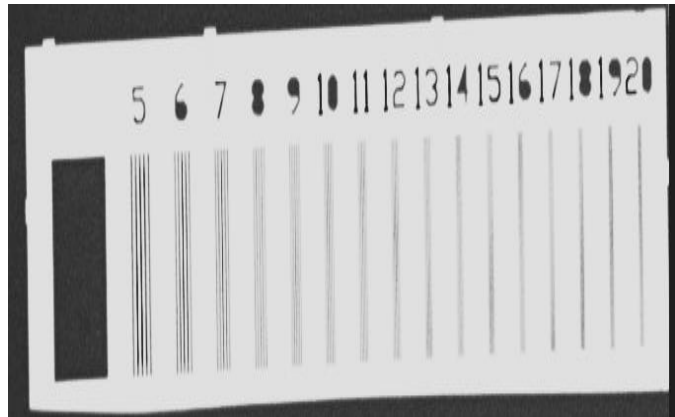


Figure 29 : La mire de résolution spatiale avec agrandissement

➤ **Tolérance**

La MTF pour la mire 5pl/mm doit être supérieure à 50% et la MTF pour la mire 8pl/mm doit être supérieure à 20%

Chapitre 04 : Résultats et Discussion

I. Introduction

Le Chapitre 04 de ce document est dédié à la présentation et à la discussion des résultats des contrôles qualité effectués sur deux techniques d'imagerie médicale essentiels : le scanner et la mammographie.

II. Résultats et discussions des contrôles qualité des scanners

II.1. Les contrôles mécaniques

II.1.1. Vérification du déplacement de la table

	Distance (mm)	10	20	40	60
Scanner simulateur	Sens positif (mm)	+ 10	+ 20	+ 40	+ 60
	Sens négatif (mm)	- 10	- 20	- 40	- 60
Scanner de diagnostique 01	Sens positif (mm)	+ 10	+ 20	+ 40	+ 60
	Sens négatif (mm)	- 10	- 20	- 40	- 60
Scanner de diagnostique 02	Sens positif (mm)	+ 10	+ 20	+ 40	+ 60
	Sens négatif (mm)	- 10	- 20	- 40	- 60

Tableau 06 : vérification des déplacements de la table pour les trois scanners

D'après les résultats obtenus et vu la valeur de tolérance sur le déplacement de la table qui est de 1mm, nous pouvons dire que la correspondance entre les valeurs mesurées et les valeurs affichées par les trois scanners sont vérifiées.

II.1.2. L'alignement de lasers

décalage des lasers par rapport aux encoches de fantôme	Lasers (EX)	Lasers (IN)	Lasers mobiles
Scanner simulateur	0 mm	1 mm	0 mm
Scanner de diagnostique 01	0mm	2 mm	
Scanner de diagnostique 02	0 mm	0 mm	

Tableau 07 : vérification de l'alignement des lasers des trois scanners

D'après les résultats obtenus :

- Les lasers externes des trois scanners sont bien alignés.
- Les lasers interne de scanner simulateur et scanner de diagnostique 01 sont décalés de 1 mm et 2 mm respectivement par rapport à leurs origines, ces valeurs peuvent être acceptable d'après les recommandations de l'IAEA, mais il est préférable de contacter l'ingénieur pour les réaligner.

- Les lasers mobiles de scanner simulateur sont alignés.
- Les lasers des scanners médicaux, ont un rôle important qu'ils soient utilisés pour le simulateur ou à des fins de diagnostic.

II.2. Contrôle de la qualité d'image

II.2.1. Le bruit

Pour l'évaluation de bruit dans une image homogène acquise par les trois scanners nous avons obtenus les résultats présentés dans le tableau 03

	Scanner simulateur	Scanner 01	Scanner 02
Déviati on standard	5.3	7.23	4.29
Tolérance	5 UH		

Tableau 08 : résultats de test du bruit

Les résultats présentés dans le tableau (08) nous montrent que le niveau de bruit de scanner (02) est inférieure à la valeur de tolérance, cependant celle du scanner simulateur et du scanner de diagnostic 01 dépasse la valeur de tolérance qui est de 5 UH.

D'après les recommandations de l'AIEA « *Le test doit être répété. En cas de résultats hors tolérance persistants, un service correctif est requis* ».

Si le niveau de bruit est supérieur à la valeur de tolérance, la tension du tube (kV) et les mAs utilisés pour la procédure de test doivent être vérifiés. Si les mesures restent en dehors de la tolérance, le système doit être étalonné à l'aide d'une procédure d'étalonnage pouvant être effectuée par l'utilisateur.

II.2.2. L'uniformité

		Centre	12 h	15 h	18 h	21 h	Uniformité
Scanner RT	NCT	9,9	8,59	8,25	9,13	8,77	1.21 UH
Scanner 01	NCT	7,56	7,79	7,35	7,3	7,37	0.10 UH
Scanner 02	NCT	7,98	8,06	7,86	7,64	7,6	1.77 UH
Tolérance		5 UH					

Tableau09 : Résultats de test du l'uniformité

Les résultats obtenus dans ce test sont conformes aux valeurs de tolérance.

L'uniformité des trois scanners est bien vérifiée. Cela signifie que les images obtenues vont être cohérentes, sans variations significatives d'une région à une autre.

Elle assure une représentation fidèle des tissus et des structures anatomiques. Cela permet aux médecins et aux radiologues d'identifier les pathologies, les lésions, les fractures, les tumeurs et d'autres anomalies de manière plus précise et fiable.

II.2.3. La linéarité

Les résultats que nous avons obtenus pour :

Scanner simulateur

Matériau	Les nombres CT mesurée(UH)	Gamme d'UH
AIR	- 992,32	-1046 :-986
Teflon	946,35	941 :1060
Delrin	351,61	344 :387
Acrylic	125,54	92 :137
Polystyrene	-35,90	-65 :-29
LDPE	-96,33	-121 :-87
PMP	-182,27	-220 :-172
Eau	-5,49	-7 :7

Tableau 10 : Résultats du test de la linéarité du scanner simulateur

Scanner 01

Matériau	Les nombres CT mesurée(UH)	Gamme d'UH
AIR	- 998,63	-1046 :-986
Teflon	970,63	941 :1060
Delrin	349,39	344 :387
Acrylic	120,44	92 :137
Polystyrene	-39,22	-65 :-29
LDPE	-94,50	-121 :-87
PMP	-183,44	-220 :-172
Eau	-1,95	-7 :7

Tableau 11 : Résultats de test de la linéarité du premier scanner de radiologie

✚ Scanner 02

Matériaux	Les nombres CT mesurée(UH)	Gamme d'UH
AIR	- 990,72	-1046 :-986
Teflon	968,06	941 :1060
Delrin	345,38	344 :387
Acrylic	111,04	92 :137
Polystyrene	- 51,51	-65 :-29
LDPE	- 108,98	-121 :-87
PMP	- 194,77	-220 :-172
Eau	- 2,04	-7 :7

Tableau 12 : Résultats de test de la linéarité du deuxième scanner de radiologie

Ce test est particulièrement important pour les tomodensitomètres utilisés pour la planification du traitement de radiothérapie, car la représentation des matériaux peut avoir un impact sur la planification du traitement.

Nous remarquons que toutes les valeurs mesurées pour les trois scanners respectent la tolérance fixée.

II.2.4. La résolution spatiale à haute contraste

	Nombre de pl/cm distinguable
Scanner simulateur	7 pl / cm
Scanner de radiologie 01	8 pl / cm
Scanner de radiologie 02	8 pl / cm
Tolérance	≥ 5 pl / cm

Tableau 13 : Les résultats obtenus pour la mesure de la résolution spatiale.

Les résultats présentés dans le tableau 13 montrent que chaque un des scanners a une résolution spatiale qui est supérieure à la valeur de tolérance recommandée, comme ils montrent aussi que les deux scanners de la radiologie de diagnostic ont une résolution meilleure que le scanner simulateur, cette légère différence nous pouvons l'expliquer comme suit : les scanners de radiologie diagnostique sont spécialement conçus pour fournir des images anatomiques détaillées et précises afin d'aider les médecins dans le diagnostic. Ils mettent l'accent sur une résolution spatiale élevée pour visualiser de petits détails anatomiques avec précision, ce qui est essentiel pour une interprétation clinique précise. Les scanners

utilisés en radiothérapie ont un objectif différent, ils sont spécifiquement utilisés pour la planification précise des traitements de radiothérapie.

Le choix entre ces deux types de scanners dépendra des besoins cliniques.

III. Résultats et discussions des contrôles qualité de la mammographie

III.1. L'inspection visuelle de la salle de mammographie et contrôle mécanique de la machine.

III.1.1. L'inspection visuelle

La salle de mammographie est propre, tout le matériel est placé dans l'armoire, les plaques de compression ne présentent aucune fissure.

III.1.2. Les contrôles mécaniques

L'ensemble (source détecteur) se déplacent verticalement en parallèle et sans frottement

La machine tourne en douceur lors de l'acquisition à $\pm 15^\circ$.

La plaque de compression se déplace facilement manuellement et automatiquement, et elle se relâche automatiquement à la fin de chaque acquisition.

III.1.3. Vérification de l'exactitude de l'indicateur d'épaisseur

L'épaisseur des plaques (mm)	20	40	70
L'épaisseur affichée (mm)	27	46	74
La tolérance	± 8 mm		

Tableau 14 : Résultats du test du l'indicateur d'épaisseur.

Les valeurs affichées par l'indicateur d'épaisseur dans ce test comparées aux véritables épaisseurs sont toutes dans les tolérances.

L'épaisseur du sein est un facteur critique pour obtenir une image de qualité en mammographie. Si l'indicateur d'épaisseur n'est pas précis, la compression appliquée au sein peut être inadéquate, ce qui peut entraîner une mauvaise visualisation des structures mammaires et des anomalies potentielles, une compression inappropriée peut également entraîner des artefacts dans l'image, et l'augmentation de la dose de rayonnement.

III.2. Le contrôle qualité d'image

III.2.1. Vérification des artefacts

ROI	VMP	DS
ROI _A	2542.78	23.09
ROI _B	2540.98	23.75
La valeur de tolérance	SDNR \leq 2.0	
Le SDNR calculé	0.07	

Tableau 15 : Les résultats du test de vérification des artefacts

La valeur de SDNR calculée est dans les tolérances.

Lors de l'examen de mammographie, deux radiographies par sein sont généralement réalisées, le temps entre la première et la deuxième acquisition est court, d'où la première image peut laisser une empreinte sur la deuxième l'image. Pour cela il est important d'évaluer la gravité des artefacts.

III.2.2. Évaluation de l'image du fantôme

L'objet	Le score	La tolérance
Les fibres	5	≥ 4.5
Les microcalcifications	4	≥ 3.5
Les masses	4.5	≥ 3.5

Tableau 16 : résultats de l'évaluation du fantôme CIRS015

Les résultats obtenus sont dans les tolérances.

Nous avons vu dans le chapitre 03 que le fantôme CIRS015 est composé de différents objets, d'après le tableau 11 nous avons distingué la cinquième fibre et le quatrième groupe des microcalcifications un légèrement la cinquième masse qui ont 0.54 mm, 0.24mm, 0.25 mm respectivement, ce qui nous permet de dire que ce test est essentiel de le réalisé car il nous montre la fiabilité de la machine de détecter les petites lésions et garantir un dépistage précoce de cancer du sein au cours de son utilisation constant.

III.2.3. La résolution spatiale (MTF)

Les résultats de la résolution spatiale

L'emplacement de l'ROI	VMP	DS	MTF	Tolérance
5 pl/mm	1961.61	357.29	79.48%	> 50%
8 pl/mm	1951.09	122.28	27.20%	> 20%
La barre	1572.83	18.72		
L'espace	2570.74	33.74		

Tableau17 : Représente les résultats de la mesure de MTF

Les résultats obtenus sont dans les tolérances, ils signifient que la mammographie testée à une bonne résolution .Elle permet aux médecins et aux radiologues de détecter de petites anomalies, telles que des microcalcifications ou des tumeurs à un stade précoce. Cela peut améliorer considérablement les chances de détection précoce du cancer du sein et augmenter les possibilités de traitements réussis.

Conclusion générale

Les scanners (tomodensitométrie) et la mammographie sont deux techniques d'imagerie médicale largement utilisées dans le domaine de la santé en raison de leurs importances respectives et de leurs applications spécifiques.

La tomodensitométrie est généralement plus largement utilisée dans la pratique médicale. En effet, le scanner est un outil polyvalent qui permet d'obtenir des images détaillées des différentes parties du corps, y compris les organes internes, les vaisseaux sanguins, les tissus mous et les os. Grâce à sa capacité à fournir des images en coupes transversales et en 3D, le scanner est couramment utilisé pour diagnostiquer, il est également utilisé pour la planification de traitement en radiothérapie.

Quant à la mammographie, bien qu'elle soit extrêmement importante pour le dépistage précoce du cancer du sein, son utilisation est plus spécifique au domaine de la santé des femmes elle est principalement réalisée pour détecter les signes précoces du cancer du sein, et le diagnostic. La mammographie est donc un outil essentiel dans la lutte contre le cancer du sein.

Le contrôle qualité en imagerie médicale fait référence à un ensemble de tests réalisés régulièrement pour évaluer la performance et la fiabilité des équipements d'imagerie, en termes de qualité des images produites et de la dose délivrée.

Une qualité d'image optimale est essentielle pour une interprétation diagnostique précise, ce qui permet aux médecins de prendre des décisions éclairées concernant le traitement et la prise en charge des patients.

Notre étude a porté sur l'importance des contrôles qualité en imagerie médicale en particulier le scanner et la mammographie. Les contrôles qualité réguliers assurent que les images produites sont fiables et précises. Des images de haute qualité permettent aux médecins de poser des diagnostics plus sûrs et plus précis, ils permettent d'identifier rapidement les problèmes techniques ou les dégradations des performances des équipements pour effectuer des réparations ou des ajustements nécessaires, on garantit que les équipements d'imagerie fonctionnent de manière optimale, minimisant ainsi les temps d'arrêt et les interruptions des services d'imagerie.

Dans cette étude nous avons effectué des contrôles mécaniques et des contrôles de la qualité d'image des examens réalisés, sur chacun des trois scanners utilisés en routine et un mamographe installés dans les services de radiothérapie et imagerie médicale de l'Hôpital Chahids Mahmoudi, Les contrôles dosimétriques, ayant une importance capitale dans l'optimisation de la dose au patient, sont à prévoir en perspectives pour être complets.

Les résultats des contrôles qualité que nous avons effectués sont dans les valeurs tolérance, cela indique que les équipements contrôlés fonctionnent correctement.

Références bibliographiques

- [1] « Rapport de l'ASN sur l'état de la sûreté nucléaire et de la radioprotection en France en 2014 ; chapitre 09 (LES UTILISATIONS MÉDICALES DES RAYONNEMENTS IONISANTS) ». France, 2014.
- [2]. E. SAMEI, D. J. Peck. *Hendee's Physics of Medical Imaging*. Hoboken, NJ : JohnWiley& Sons, Inc., 2019.
- [3]. D. A. Skoog, F. J. Holler, T. A. Nieman, « Principes d'analyse instrumentale », 2003, De Boeck.
- [4]. R Wachter, « International Teleradiology », dans *New Eng J of Med*, 2006, 354:662-663.
- [5]. A Maidment et al. *A new IAEA handbook for teachers and students: Diagnostic radiology physics*. Rapp. tech. 2010.
- [6]. Johann Radon. "On the determination of functions from their integral values along certain manifolds". In : *IEEE transactions on medical imaging* 5.4 (1986), p. 170-176.
- [7]. Simon R Cherry, James A Sorenson et Michael E Phelps. *Physics in nuclear medicine e-Book*. Elsevier Health Sciences, 2012.
- [8] SaidaMechi, "CT dosimetry and quality control of its operation"
- [9] H. BEDDIAR, M.KRISTIYOU « Étude des performances d'un scanner : aspects mécaniques, dosimétriques et qualité d'image » juin 2022.
- [10] PavankumarKamat, « Histoire de la mammographie : les impératifs technologiques ».4 sept. 2020.
- [11] Francine Noël, Richard Tremblay « Manuel de contrôle de la qualité pour la mammographie et la biopsie guidée par stéréotaxie » Québec, 2006.
- [12] Programme québécois de dépistage du cancer du sein (PQDCS) - Région de la Capitale-Nationale Révisé le 28 août 2020
- [13] Rapport IRSN « Rapport d'étude bibliographique sur la tomosynthèse », PRP-HOM n°2015-00008
- [14] *Quality Assurance Programme for Computed Tomography: Diagnostic and Therapy Applications*. Human Health Series 19. Vienna: INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, 2012
- [15] AGENCE INTERNATIONALE DE L'ÉNERGIE ATOMIQUE, Radiation Protection and Safety of Radiation Sources: International Basic Safety Standards — Interim Edition, IAEA Safety Standards Series No. GSR Part 3 (Interim), AIEA, Vienne (2011).

- [16] Roles and Responsibilities, and Education and Training Requirements for Clinically Qualified Medical Physicists. Human Health Series 25 Vienna: INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, 2013
- [17] A handbook for teachers and students: Diagnostic radiology physics. Rapp. Tech. Vienna: International Atomic Energy Agency, 2014
- [18] Quality Assurance Programme for Digital Mammography. Human Health Series 17 Vienna: INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, 2011
- [19] QUALITY CONTROLS IN DIGITAL MAMMOGRAPHY PROTOCOL OF THE EFOMP MAMMO WORKING GROUP, EFOMP March 2015 - Version 1.0