

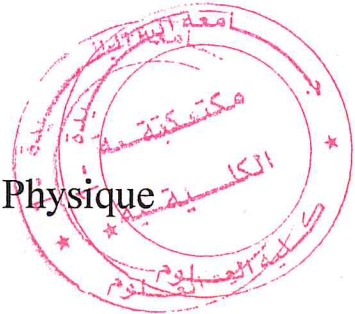
République algérienne démocratique et populaire
Ministère de l'enseignement supérieur et de la recherche scientifique
Université Saad Dahleb Blida 1



Faculté des sciences
Département de physique

Mémoire de fin d'étude
Pour l'obtention du diplôme de Master en Physique

Option : Physique APPLIQUEE



Thème :

**Contrôle de qualité des équipements de simulation
virtuelle en radiothérapie externe**

Présenté par :

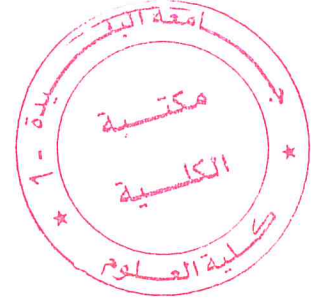
ARABDI MERIEM

Soutenu le 17 / 09 / 2018 devant le jury composé de :

M.E.A. BENAMAR	Pr	USDB	Président
M.Z EL GHRIBI	MRA	CLINIQUE F. EL AZHAR	Encadreur
M.C. MEZIANE	MAA	USDB	Examineur

Blida 1-2017/2018-

Remerciements



Je tiens d'abord à remercier Mr BENAM AR Mohamed amine, le directeur de Laboratoire de Physique FUNDAPL pour son aide précieuse, pour ses conseils scientifiques et également pour sa bonne humeur.

Mes sincères remerciements s'adressent également à M. El Ghribi Zinedinne mon encadrant scientifique. Je le remercie pour sa disponibilité, pour son aide, autant au niveau scientifique qu'au niveau personnel. Je le remercie aussi pour m'avoir accueilli au sein de la Clinique Fatima El Azhar.

Je voudrais remercier aussi les membres du jury, Mr MEZIANE M.C pour avoir accepté d'examiner ce travail.

Merci pour tous les bons moments que nous avons passé ensemble.

Je souhaiterais remercier Mme CHERFI Amel pour leur gentillesse et leur sympathie. Je tiens à remercier tout particulièrement Monsieur MOZALI .A pour m'avoir soutenu dans mon travail et dans mes démarches administratives.

Je tiens enfin à remercier la ville de Blida spatialement UNIVERSITY SAAD DAHLEB -1-, pour sa participation au de cette thèse, sans laquelle elle n'aurait jamais pu avoir lieu.

Je dédie ce travail à mon père, ma mère, ma sœur SOUMIA pour le soutien inconditionnel et pour l'amour.

Dédicaces

Je dédie ce travail :

✓ *A mes parents*

Vous m'avez élevé dignement, vous vous êtes toujours sacrifié pour moi. Que dieu vous garde pour moi. Retrouvez dans ce travail, l'expression de mon grand amour et ma grande gratitude les plus chers au monde.

✓ *A mes frères, et sœurs*

Pour le soutien moral, l'aide dont vous m'avez entouré, trouver dans ce travail mon profond dévouement, trouver dans ces lignes ma grande affection et mon grand amour.

✓ *A mes chers amis(es)*

Noria et Nabila et Fatiha, vous êtes les plus adorables.

✓ *A mes collègues de classe*

Je n'oublierai jamais les bons moments qu'on a passés ensemble. Trouver dans ce travail mon grand dévouement.

✓ *A tous les physiciens*



Table des matières

INTRODUCTON GENERALE	1
Chapitre 1 : Généralités sur la radiothérapie externe	
I. La radiothérapie.....	3
I.1 la radiothérapie externe	3
I.2 la radiothérapie interne (curiethérapie).....	3
I.3 la radiothérapie métabolique	4
II. Historique.....	4
III. Le circuit du patient en Radiothérapie Externe.....	5
III.1 Consultation et prescription médicale.....	5
III.1.1 Consultation initiale.....	5
III.1.2 Consultation d'accueil : manipulateurs/infirmiers	5
III.1.3 Consultation de mise en traitement	6
III.2 Simulation Virtuelle	6
III.2.1 Description du Scanner CT.....	6
III.2.2 Scanner multi-barrettes :.....	7
III.2.3 Le scanner à Rayons X :.....	8
III.3 Les critères de choix du scanner à RX :	9
III.4. Principe du scanner	9
III.4.1 Mode de fonctionnement des scanner.....	10
III.4.2. Le scanner est constitué :	11
III.4.3 Source de rayons X :	11
III.5 La Table de patient :	14
III.6. La console :.....	14
III.7. Principe d'acquisition	14
III.8. Les grandeurs physiques mesurées	15
III.9. Visualisation des images :.....	15
III.9.1 Contourage	16
III.9.2 Planification de Traitement	16
III.9.3 Validation de la dosimétrie.....	17
III.10. Traitement.....	17
III.11. Conclusion	18
Chapitre 2 : Matériel et Méthodes	
I Description du fantôme CATPHAN pour les contrôles de qualités.....	20
I.1 Description du CATPHAN®600 :	20

I.2 la forme interne de CATPHAN 600.....	21
I.3 Positionnement du fantôme Catphan ®600.....	21
I.4 Vérification de la position du fantôme	22
I.5 Les contrôle effectué :	22
II. Description de la courbe de Hounsfield	27
II.1 L'échelle Hounsfield	27
III. Contrôles quotidiens.....	27
IV. Contrôles hebdomadaires	28
IV.1. Coïncidence Origine Lasers (lasers Mobiles)- Origine CT (lasers internes) :	28
Tableau II- 2 : Mesure de l'écart absolue entre la valeur de la table mesurée et celle de référence pour la	30
IV.2 Coïncidence Origine lasers (lasers Externe)-Origine CT (lasers internes).....	30
IV .3 Coïncidence origine CT –Origine lasers.....	31
IV.4 Linéarité des déplacements des lasers mobiles.....	31
V. Contrôles Trimestrielle	33
V.1 Positionnement du fantôme CATPHAN 600.	33
V.2. Homogénéité de l'image.....	34
V.3 Uniformité intégrale de l'image.....	35
V.4 Moyenne du Nombre de CT moyen.....	35
V.5. Bruit dans l'image	36
V.6 Résolution à bas contraste	36
V.7 Position du fantôme par rapport à la coupe.....	36
V.8 Déformation et linéarité de l'image	37
V.9 Géométrie sagittale	37
V.10. Epaisseur de coupe reconstruite.....	37
V.11 Résolution à haut contraste	38
VI. Contrôles annuelle.....	40

Chapitre III : Résultats et discussion

I. Contrôles quotidien	43
II. Contrôles hebdomadaires	43
II 1. Coïncidence Origine Lasers (lasers Mobiles)- Origine CT (lasers internes) :	43
II 2. Coïncidence Origine lasers (lasers Externe CT)-Origine (lasers internes CT) :	44
II.3 Coïncidence origine CT –Origine lasers	44
II.4. Linéarité des déplacements des lasers mobiles	44
III. Contrôles Trimestrielle.....	45
III.A.1 Positionnement du fantôme CATPHAN 600.	45

III.A.2 Homogénéité de l'image	45
III.A.3 Uniformité intégrale de l'image	47
III.A.4 Moyenne du Nombre de CT moyen	48
III.A.5 Bruit dans l'image.....	49
III.A.6 Résolution à bas contraste	51
III.A.7 Position du fantôme par rapport à la coupe.....	52
III.A.8 Déformation et linéarité de l'image	52
III.A.9 Géométrie sagittale.....	53
III.A.10 Epaisseur de coupe reconstruite	54
III.A.11 Résolution à haut contraste	55
III.A.12 Contrôle de la résolution spatiale à faible contraste : LCD.....	55
III.A. 13 MTF3D :.....	56
III.B. 1 Positionnement du fantôme CATPHAN 600	57
III.B.2 Homogénéité de l'image	57
III.B.3 Uniformité intégrale de l'image.....	58
III.B.4 Moyenne du Nombre de CT moyen	58
III.B.5 Bruit dans l'image.....	59
III.B.6 Résolution à bas contraste	60
III.B.7 Position du fantôme par rapport à la coupe.....	61
III.B.8 Déformation et linéarité de l'image	62
III.B.9 Géométrie sagittale	62
III.B.10 Epaisseur de coupe reconstruite	62
III.B.11 Résolution à haut contraste	63
III.B.12 Contrôle de la résolution spatiale à faible contraste : LCD.....	64
III.B. 13 MTF3D :.....	64
IV. Contrôles annuelle.....	65
IV.1 Etablissement de la courbe de Hounsfield Courbe de calibration housefield	65
IV. A Energie 80 kV, épaisseur de coupe 2.5 mm.....	65
IV.1 B Energie 120 kV, épaisseur de coupe 2.5 mm.....	65
IV.2 B Energie 140 kV, épaisseur de coupe 2.5 mm.....	66
Conclusions et perspectives.....	76

Liste des Figures

Figure I- 1: Le circuit du patient en Radiothérapie Externe [2]	05
Figure I- 2: Le scanner multi-barrettes	08
Figurel.3 : Principe d'un tomographe à rayons X.....	10
Figurel.4 : représente les différents constituants de la gantry.....	11
Figurel.5 : Tube à rayon X avec une anode tournante.....	12
Figure I- 6: Coupe CT du contourage.....	16
Figure II- 1: image du CATPHAN 600 positionné sur la table su scanner CT en se basant sur sa boîte en bois.....	20
Figure II- 2: l'emplacement des modules de Catphan ®600	21
Figure II- 3: Shéma descriptif du Catphan ® 600.....	22
Figure II- 4: Le module CTP 591 Figure II- 5: image TDM du CTP 591	23
Figure II- 6: Une image de l'insert CTP515.....	25
Figure II- 7: Le module CTP404	26
Figure II- 8: Une image de l'insert CTP404.....	26
Figure II- 9: Voxalisation d'une coupe CT pour la détermination du nombre HU	27
Figure II- 10 : willk phantom).....	29
Figure II- 11: (willk phantom à iso centre)	29
Figure II- 12: La distance théorique entre les deux lasers	31
Figure II- 13: le placement du papier millimètre sur la table au centre	32
Figure II- 14: déplacements des lasers mobiles	33
Figure II- 15: Homogénéité de l'image	34
Figure II- 16: Epaisseur de coupe reconstruite	38
Figure II- 17: Résolution à haut contraste	38
Figure II- 18: la résolution spatiale à faible contraste : LCD.....	39
Figure II- 19: Coupe axiale du module CTP404 Catphan600.	40
Figure III- 1: la valeur moyenne de l'homogénéité de l'image en fonction de l'épaisseur de coupe	47
Figure III- 2: courbe Nombre CT Mesuré en fonction de densité électronique	66

Liste des tableaux

Tableau III- 1: Résultat des contrôles de qualité quotidien	43
Tableau III- 2: Résultats du contrôle coïncidence origine lasers mobiles –lasers internes	43
Tableau III- 3: Résultats du contrôle coïncidence origine lasers externes CT –lasers internes CT	44
Tableau III- 4: Résultats du contrôle coïncidence origine CT -origine lasers.....	44
Tableau III- 5: Résultats du contrôle de Linéarité des déplacements des lasers mobiles	44
Tableau III- 6 : Épaisseur de coupe 0.25 mm	45
Tableau III- 7: Épaisseur de coupe 2.5 mm	45
Tableau III- 8: Épaisseur de coupe 5 mm	45
Tableau III- 9: Résultat de contrôle de l'homogénéité de l'image pour la coupe CT d'épaisseur 0.25mm	46
Tableau III- 10: Résultat de contrôle de l'homogénéité de l'image pour la coupe CT d'épaisseur 2.5 mm	46
Tableau III- 11: Résultat de contrôle de l'homogénéité de l'image pour la coupe CT d'épaisseur 5 mm	46
Tableau III- 12: Résultat de contrôle de l'uniformité intégrale de l'image pour la coupe CT d'épaisseur 0.25 mm	47
Tableau III- 13: Résultat de contrôle de l'uniformité intégrale de l'image pour la coupe CT d'épaisseur 2.5mm	47
Tableau III- 14: Résultat de contrôle de l'uniformité intégrale de l'image pour la coupe CT d'épaisseur 5 mm	48
Tableau III- 15: Résultat de contrôle de moyenne du Nombre CT moyen pour l'épaisseur 0.25mm ...	48
Tableau III- 16: Résultat de contrôle de moyenne du Nombre CT moyen pour l'épaisseur 2.5mm	48
Tableau III- 17: Résultat de contrôle de moyenne du Nombre CT moyen pour l'épaisseur 5mm	49
Tableau III- 18: Résultat de contrôle de bruit dans l'image pour l'épaisseur 0.25 mm	49
Tableau III- 19: Résultat de contrôle de bruit dans l'image pour l'épaisseur 2.5 mm	50
Tableau III- 20: Résultat de contrôle de bruit dans l'image pour l'épaisseur 5 mm	50
Tableau III- 21: Résultat de contrôle de la résolution a bas contraste pour l'épaisseur 0.25 mm	51
Tableau III- 22: Résultat de contrôle de la résolution a bas contraste pour l'épaisseur 2.5 mm	51
Tableau III- 23: Résultat de contrôle de la résolution a bas contraste pour l'épaisseur 5 mm	51
Tableau III- 24: Résultat de contrôle de position du fantôme par rapport à la coupe pour l'épaisseur 0.25 mm	52
Tableau III- 25: Résultat de contrôle de position du fantôme par rapport à la coupe pour l'épaisseur 2.5 mm	52
Tableau III- 26: Résultat de contrôle de position du fantôme par rapport à la coupe pour l'épaisseur 5 mm	52
Tableau III- 27: Résultat de contrôle de déformation et linéarité de l'image pour l'épaisseur 0.25 mm	52
Tableau III- 28: Résultat de contrôle de déformation et linéarité de l'image pour l'épaisseur 2.5 mm	53
Tableau III- 29: Résultat de contrôle de déformation et linéarité de l'image pour l'épaisseur 5mm ...	53
Tableau III- 30: Résultat de contrôle de géométrie sagittale pour l'épaisseur 0.25 mm	53
Tableau III- 31: Résultat de contrôle de géométrie sagittale pour l'épaisseur 2.5mm	53
Tableau III- 32: Résultat de contrôle de géométrie sagittale pour l'épaisseur 5 mm	53
Tableau III- 33: Résultat de contrôle de l'épaisseur de coupe reconstruite pour 0.25 mm	54

Tableau III- 34: Résultat de contrôle de l'épaisseur de coupe reconstruite pour 2.5 mm	54
Tableau III- 35: Résultat de contrôle de l'épaisseur de coupe reconstruite pour 5 mm	54
Tableau III- 36: Résultat de contrôle de la résolution a haut contraste pour l'épaisseur 0.25mm	55
Tableau III- 37: Résultat de contrôle de la résolution a haut contraste pour l'épaisseur 2.5mm	55
Tableau III- 38: Résultat de contrôle de la résolution a haut contraste pour l'épaisseur 5 mm	55
Tableau III- 39: Résultat de contrôle de la résolution spatiale à faible contraste pour l'épaisseur 0.25 mm	55
Tableau III- 40: Résultat de contrôle de la résolution spatiale à faible contraste pour l'épaisseur 2.5 mm	56
Tableau III- 41: Résultat de contrôle de la résolution spatiale à faible contraste pour l'épaisseur 5 mm	56
Tableau III- 42: Résultat de contrôle de MTF3D	56
Tableau III- 43: Résultat de contrôle de l'homogénéité de l'image pour la coupe CT d'épaisseur 2.5 mm et d'énergie 80 kV	57
Tableau III- 44: Résultat de contrôle de l'homogénéité de l'image pour la coupe CT d'épaisseur 2.5 mm et d'énergie 140 kV	57
Tableau III- 45: Résultat de contrôle de l'uniformité intégrale de l'image pour la coupe CT d'énergie 80 kV	58
Tableau III- 46: Résultat de contrôle de l'uniformité intégrale de l'image pour la coupe CT d'énergie 140 Kv.....	58
Tableau III- 47: Résultat de contrôle de moyenne du Nombre CT moyen pour l'énergie 80 kV.....	58
Tableau III- 48: Résultat de contrôle de moyenne du Nombre CT moyen pour l'énergie 140 kV.....	59
Tableau III- 49: Résultat de contrôle de bruit dans l'image pour l'énergie 80 kV	59
Tableau III- 50: Résultat de contrôle de bruit dans l'image pour l'énergie 140 kV	60
Tableau III- 51: Résultat de contrôle de la résolution a bas contraste pour l'énergie 80 kV	60
Tableau III- 52 : Résultat de contrôle de la résolution a bas contraste pour l'énergie 140 kV.....	61
Tableau III- 53: Résultat de contrôle de position du fantôme par rapport à la coupe pour l'énergie 80 kV	61
Tableau III- 54: Résultat de contrôle de position du fantôme par rapport à la coupe pour l'énergie 140 kV	61
Tableau III- 55: Résultat de contrôle de déformation et linéarité de l'image pour l'énergie 80kV	62
Tableau III- 56: Résultat de contrôle de déformation et linéarité de l'image pour l'énergie 140 kV	62
Tableau III- 57: Contrôle de géométrie sagittale pour l'énergie 80 kV	62
Tableau III- 58: Contrôle de géométrie sagittale pour l'énergie 140 kV	62
Tableau III- 59: contrôle de l'épaisseur de coupe reconstruite pour l'énergie 80 kV.....	63
Tableau III- 60: contrôle de l'épaisseur de coupe reconstruite pour l'énergie 140 kV	63
Tableau III- 61: contrôle de la résolution à haut contraste pour l'énergie de 80 kV	63
Tableau III- 62: contrôle de la résolution à haut contraste pour l'énergie de 140 kV.....	63
Tableau III- 63: Contrôle de la résolution spatiale à faible contraste pour l'énergie 80 kV	64
Tableau III- 64: Contrôle de la résolution spatiale à faible contraste pour l'énergie 140 kV	64
Tableau III- 65: Contrôle de MTF3D pour l'énergie 80 kV.....	64
Tableau III- 66: Contrôle de MTF3D pour l'énergie 140 kV.....	64
Tableau III- 67: Etablissement de la courbe de Hounsfield pour l'énergie 80 kV.....	65
Tableau III- 68: Etablissement de la courbe de Hounsfield pour l'énergie 120 kV.....	65
Tableau III- 69: Etablissement de la courbe de Hounsfield pour l'énergie 140 kV	666

Résumé :

Dans cette mémoire on parle sur contrôle de qualité des équipements de simulation virtuelle en radiothérapie externe. De précision on parle sur le contrôle qualité de scanner de simulation CT car c'est un équipement de départ pour la simulation virtuelle de patient.

on définit la radiothérapie, l'objectif de radiothérapie externe puis le circuit de patient en radiothérapie, puis on parle sur les Contrôles quotidiens qui détermine le fonctionnement des équipements mécaniques du scanner simulateur, et les contrôles trimestrielles c'est pour vérifier le positionnement de fantôme catalan 600 ; l'homogénéité de l'image, uniformité intégrale de l'image, Moyenne du nombre CT moyen, bruit dans l'image, résolution à base contraste. Enfin le contrôle annuel qui détermine la courbe Hounsfield.

Abstract :

In this memory, we talk about quality control of virtual simulation equipment in external radiotherapy. Precisely we talk about the quality control CT simulation scanner because it is starting equipment for virtual simulation of patients. we define the radiotherapy, the objective of external radiotherapy then the circuit of patient in radiotherapy, then we talk about the Daily checks which determines the functioning of the mechanical equipments of the scanner simulator, and the quarterly controls it is to check the positioning of ghost Catalan 600; image homogeneity, integral image uniformity, average CT average, image noise, contrast-based resolution. Finally the annual checks that determines the Hounsfield curve.

I. INTRODUCTION Générale

La radiothérapie externe est un des traitements du cancer. Elle consiste à exposer les cellules cancéreuses d'une tumeur à des rayonnements (on dit également rayons ou radiations) qui empêchent la multiplication des cellules malades et entraînent leur destruction. Les rayons (photons ou électrons) sont émis en faisceau par une machine appelée accélérateur située à proximité de la personne malade ; ils traversent la peau pour atteindre la tumeur.

La radiothérapie peut être associée à d'autres traitements du cancer, comme la chirurgie, la curiethérapie ou la chimiothérapie. L'ordre dans lequel se déroulent les différents traitements dépend du type de cancer et de son évolution.

L'équipe de physique du service réalise des contrôles de qualité des accélérateurs linéaires et du scanner de préparation.

Le scanner est actuellement l'élément de base de la simulation virtuelle. C'est l'outil qui va reconstruire le volume du patient à explorer et de ses performances dépendent la qualité et la précision de la simulation. Il est ainsi nécessaire de l'intégrer dans le contrôle de qualité global de la simulation virtuelle.

Les contrôles proposés par le SFPM sont un ensemble de contrôles de qualité de base qui précise les suivantes :

- Le bruit dans l'image
 - La résolution spatiale
 - Moyenne de nombre CT
 - L'uniformité et l'intégrale de l'image
 - La linéarité de l'image
 - l'épaisseur de coupe reconstruite
 - L'homogénéité de l'image
 - Résolution à base contraste
 - Résolution a haut contraste
 - Géométrie sagittale
 - MTF3D
 - la résolution spatiale à faible contraste
- Le physicien faire ces contrôles chaque trimestre plus les contrôles quotidien , les contrôles hebdomadaire et le contrôles annuelle pour la permutation d'utiliser le scanner sans aucun risque au patient .

Chapitre 1 :

Généralités sur la radiothérapie externe

I. La radiothérapie

La radiothérapie est une technique visant à utiliser des radiations ionisantes, afin de détruire les cellules tumorales. L'effet différentiel de la radiothérapie permet au tissu sain de se réparer. Les nouvelles techniques de radiothérapie permettent aussi de conformer la dose à la tumeur tout en limitant la dose reçue aux tissus sains avoisinants.

I.1 la radiothérapie externe

L'objectif de la radiothérapie externe est de délivrer une dose élevée à des tumeurs cancéreuses grâce à des rayons X de hautes énergies (MeV) dans le but d'augmenter le contrôle loco-régional tout en limitant la dose aux tissus sains pour éviter les complications.

Ces dernières années, la radiothérapie a connu une évolution considérable, passant des techniques de traitement bidimensionnel (2D) aux techniques conformationnelles en trois dimensions (RTC-3D). Plus récemment des techniques utilisant la modulation d'intensité par planification inverse (RCMI, Arcthérapie, Tomothérapie) ont permis de conformer la dose encore plus précisément aux volumes cibles afin d'épargner les tissus sains environnants.

I.2 la radiothérapie interne (curiethérapie)

La curiethérapie est une technique de traitement où les sources radioactives sont placées à l'intérieur de l'organisme. On distingue :

- **curiethérapie interstitielle** : sources placées dans la tumeur,
- **curiethérapie intra-cavitaire** : implant inséré dans un applicateur spécial, lui-même introduit dans une cavité (par exemple, dans le col de l'utérus)
- **curiethérapie infraliminale** : implant placé dans un applicateur spécial, lui-même installé dans un conduit (par exemple, dans l'œsophage)
- **curiethérapie en surface ou par un moule** : implant placé sur la surface d'une tumeur (par exemple, un œil)

I.3 la radiothérapie métabolique

Le traitement ce fait par des sources non scellées tel que : I 131, P32, St 189...

II. Historique

- 1895 : Découverte des rayons X par Wilhelm Conrad Röntgen
- 1896 : Découverte de la radioactivité naturelle par Becquerel
- 1896 : Premier traitement par radiations ionisantes (Dr Despeignes, Lyon)
- 1897 : Thomson identifie les électrons à l'origine des rayons X
- 1915 : Modèle atomique par Rutherford - Lois de désintégration radioactive - développement des tubes à Rayons X
- 1929 : Création des premières bombes au radium.
- 1930 : Travaux de l'équipe de l'institut Curie sur le fractionnement
- 1951 : Première bombe au cobalt
- 1952 : Premier accélérateur linéaire
- 1960 : Premières dosimétries - Travaux d'André Dutreix
- 1965 : Invention du premier MLC (Multi-leafCollimator) ou CML Collimateur Multi Lames
- 1973 : Invention du scanner par G.N Hounsfield
- 1990 : Applications du scanner et des ordinateurs pour la dosimétrie : radiothérapie conformationnelle.
- 2003 : Création d'une machine dédiée à la RCMi par un physicien R. Mackie, Tomotherapy
- 2008 : VMAT introduit par Karl Otto

[1]

III. Le circuit du patient en Radiothérapie Externe

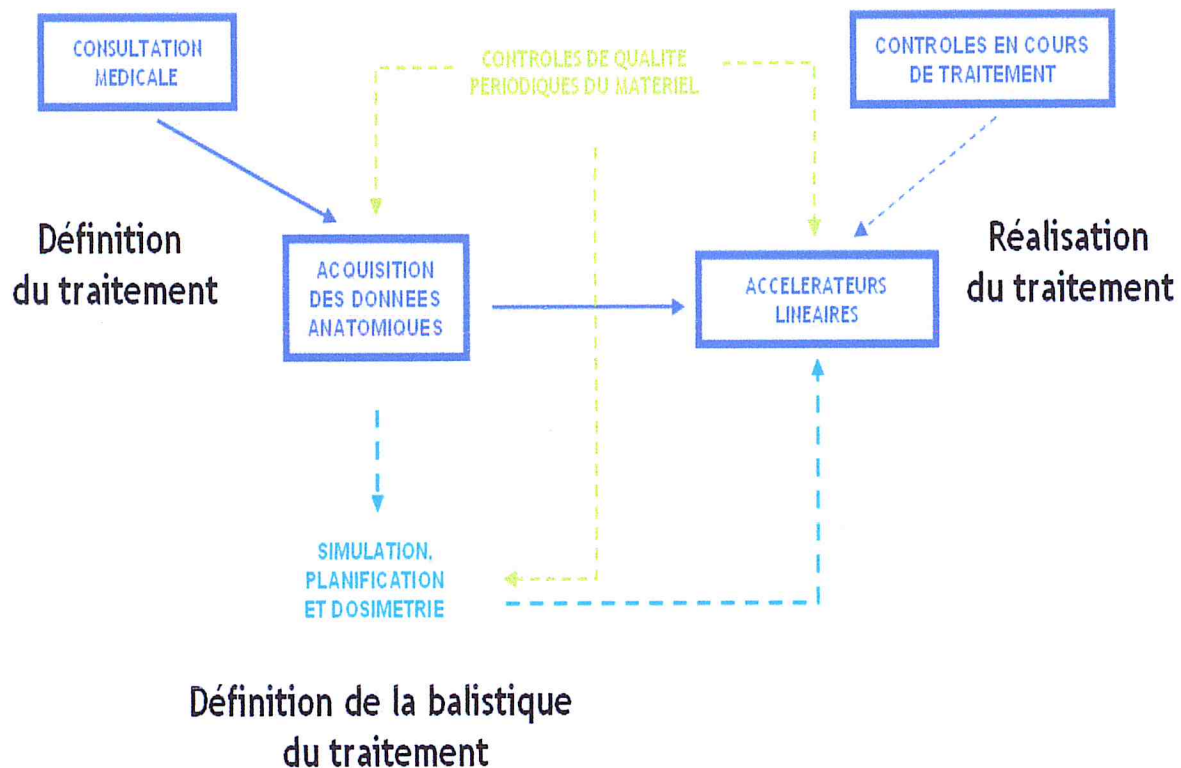


Figure I- 1: Le circuit du patient en Radiothérapie Externe [2]

III.1 Consultation et prescription médicale

III.1.1 Consultation initiale

1er contact avec le patient :

- Consultation médicale.
- Interrogatoire, Examen, RCP
- Informations sur les modalités du traitement
- Les bénéfices = l'intérêt du traitement et ses risques = effets secondaires, toxicités attendues aiguës et tardives (séquelles).

III.1.2 Consultation d'accueil : manipulateurs/infirmiers

Informations sur modalités pratiques : installation, confection des contentions, durée du traitement, effets secondaires et leur gestion, évaluer angoisse et adhésion au traitement, ses capacités de compréhension et de participation, ses handicaps, le contexte psycho-social, l'entourage....

III.1.3 Consultation de mise en traitement

Cette consultation, premier contact entre le radiothérapeute et le patient, doit être un moment privilégié pour informer celui-ci des différentes orientations thérapeutiques proposées, des bénéfices attendus, des effets secondaires possibles et des risques thérapeutiques que ces traitements comportent. Il est important d'adapter les explications au patient et de veiller à sa compréhension afin d'apporter une information loyale, claire et appropriée pour que le patient donne un consentement éclairé à la mise en route du traitement.

III.2 Simulation Virtuelle

III.2.1 Description du Scanner CT

Acquisition des données anatomiques La première étape du processus de simulation virtuelle consiste à collecter les données anatomiques de la région à traiter dans le patient en position de traitement. La scannographie à RX est actuellement l'examen de référence en simulation virtuelle. Cet examen de référence est nécessaire, d'une part, à la définition du volume cible, et d'autre part, à la construction des images de référence (DRR) qui permettront de valider le positionnement du patient sous l'appareil de traitement. L'acquisition des données anatomiques est réalisée par un scanner à rayon X [3]. Ce matériel très répandu dans les services de radiodiagnostic est désormais développé par

Les constructeurs pour répondre aux besoins spécifiques des traitements de radiothérapie du fait :

- de sa précision géométrique,
- de la qualité de l'imagerie produite liée à une bonne résolution à haut et bas contraste,
- des dimensions plus grandes de son tunnel (≥ 80 cm) que les autres systèmes d'imagerie permettant de maintenir le patient en position de traitement dans les systèmes de contention,
- de la similitude des rayonnements qu'elle utilise avec ceux des appareils de traitement, similitude exploitée dans les calculs des DRR et des distributions de dose,
- de la connexion de systèmes assurant le suivi du rythme respiratoire (caméra, ceintures) et permettant l'acquisition de coupes en mode, prospectif (coupes acquises dans une phase respiratoire choisie) ou rétrospectif (acquisition de lots de coupes dans toutes les phases)

Les consoles de dosimétrie interprètent le contraste de cet examen de référence pour le convertir en densité électronique et ainsi tenir compte dans les calculs des distributions de dose, des hétérogénéités tissulaires traversées.

II. Les critères de choix du scanner à RX :

Plusieurs aspects du scanner doivent être considérés pour répondre à la fois aux besoins de qualité d'image et à la contrainte des systèmes de positionnement du patient. On peut citer :

- un scanner de radiothérapie doit posséder un générateur et un tube à RX puissant de manière à fonctionner à mAs élevés (temps de rotation inférieur à 1 s) et donc à niveau de bruit faible dans les images.

- le type de détecteur (rapidité d'acquisition), la taille des cellules, le nombre de cellules par barrettes et le nombre de barrettes (résolution spatiale axiale et longitudinale). Reconstruction en coupes fines (1mm) est intéressant pour améliorer la résolution longitudinale (axe Tête/Pieds) des examens scanner, le but étant d'obtenir une résolution spatiale isotrope proche de celle des examens qu'il est désormais possible de réaliser sous les appareils de traitement à l'aide d'imageurs embarqués (IGRT : Image Guided Radiation Therapy). Toutefois, la reconstruction en coupes très fines augmente le bruit dans les coupes et il s'agit de trouver le meilleur compromis en fonction des localisations examinées.

- les performances de la table d'examen dont la flèche conditionne la précision du repérage de la balistique sur la peau du patient et dont la radio-transparence peut influencer la qualité des DRR,

- les dimensions et la forme du tunnel qui conditionnent la capacité à explorer le patient en position de traitement (patient obèse, position gynécologique, thorax inclinée pour le traitement du sein...)
La dimension maximum du diamètre physique du tunnel et du diamètre du champ d'acquisition, facilitent grandement l'utilisation de contentions adaptées comme par exemple le plan incliné pour les traitements des lésions mammaires. Ce choix permet en outre, de mieux anticiper l'obésité croissante de la population. Cette solution recommandée est désormais proposée sur tous les scanners dédiés à la préparation des traitements.

III.2.2 Scanner multi-barrettes :

Le scanner multi-barrettes présente un intérêt certain pour la réalisation des traitements synchronisés au rythme respiratoire du patient¹. En effet, dans ce cas, l'acquisition des données anatomiques doit être réalisée le plus rapidement possible, soit pour améliorer la résolution temporelle de l'examen en technique de respiration libre (scanner 4D), soit pour permettre une acquisition sur une seule apnée en respiration bloquée.



Figure I- 2: Le scanner multi-barrettes

III.2.3 Le scanner à Rayons X :

Acquisition des données anatomiques La première étape du processus de simulation virtuelle consiste à collecter les données anatomiques de la région à traiter dans le patient en position de traitement. La scannographie à RX est actuellement l'examen de référence en simulation virtuelle. Cet examen de référence est nécessaire, d'une part, à la définition du volume cible, et d'autre part, à la construction des images de référence (DRR) qui permettront de valider le positionnement du patient sous l'appareil de traitement. L'acquisition des données anatomiques est réalisée par un scanner à rayon X. Ce matériel très répandu dans les services de radiodiagnostic est désormais développé par

Les constructeurs pour répondre aux besoins spécifiques des traitements de radiothérapie du fait :

- de sa précision géométrique,
- de la qualité de l'imagerie produite liée à une bonne résolution à haut et bas contraste,
- des dimensions plus grandes de son tunnel (≥ 80 cm) que les autres systèmes d'imagerie permettant de maintenir le patient en position de traitement dans les systèmes de contention,
- de la similitude des rayonnements qu'elle utilise avec ceux des appareils de traitement, similitude exploitée dans les calculs des DRR et des distributions de dose,
- de la connexion de systèmes assurant le suivi du rythme respiratoire (caméra, ceintures) et permettant l'acquisition de coupes en mode, prospectif (coupes acquises dans une phase respiratoire choisie) ou rétrospectif (acquisition de lots de coupes dans toutes les phases)

Les consoles de dosimétrie interprètent le contraste de cet examen de référence pour le convertir en densité électronique et ainsi tenir compte dans les calculs des distributions de dose, des hétérogénéités tissulaires traversées.

III.3 Les critères de choix du scanner à RX :

Plusieurs aspects du scanner doivent être considérés pour répondre à la fois aux besoins de qualité d'image et à la contrainte des systèmes de positionnement du patient. On peut citer :

- un scanner de radiothérapie doit posséder un générateur et un tube à RX Puissant de manière à fonctionner à mAs élevés (temps de rotation Inférieur à 1 s) et donc à niveau de bruit faible dans les images.

- le type de détecteur (rapidité d'acquisition), la taille des cellules, le nombre de cellules par barrettes et le nombre de barrettes (résolution spatiale axiale et longitudinale). Reconstruction en coupes fines (1mm) est intéressant pour améliorer la résolution longitudinale (axe Tête/Pieds) des examens scanner, le but étant d'obtenir une résolution spatiale isotrope proche de celle des examens qu'il est désormais possible de réaliser sous les appareils de traitement à l'aide d'imageurs embarqués (IGRT : Image Guided Radiation Therapy). Toutefois, la reconstruction en coupes très fines augmente le bruit dans les coupes et il s'agit de trouver le meilleur compromis en fonction des localisations examinées.

- les performances de la table d'examen dont la flèche conditionne la précision du repérage de la balistique sur la peau du patient et dont la radio-transparence peut influencer la qualité des DRR,

- les dimensions et la forme du tunnel qui conditionnent la capacité à explorer le patient en position de traitement (patient obèse, position gynécologique, thorax inclinée pour le traitement du sein...) La dimension maximum du diamètre physique du tunnel et du diamètre du champ d'acquisition, facilitent grandement l'utilisation de contentions adaptées comme par exemple le plan incliné pour les traitements des lésions mammaires. Ce choix permet en outre, de mieux anticiper l'obésité croissante de la population. Cette solution recommandée est désormais proposée sur tous les scanners dédiés à la préparation des traitements.

III.4. Principe du scanner

Le principe de la tomодensitométrie est de choisir un plan de coupe et d'effectuer multiples projections sous différentes angles afin de connaître le coefficient d'atténuation en chaque point du plan. Les images obtenues représentent des cartes des coefficients d'atténuation des RX obtenus à partir des projections qui définissent cette coupe .En Tomодensitométrie, nous mesurons l'intensité de la source X atténuée par l'objet imagé. Un faisceau de rayon Traversant un matériau homogène d'épaisseur dx , subit une variation de son intensité dI . Cette variation d'intensité est donnée par la loi de Beer-Lambert comme suit :

$$dI = -\mu I. dx [3] \quad I-1$$

• I_0 correspond au flux des photons incident et μ le coefficient d'atténuation linéique du matériau.

Cette équation nous permet de déterminer le flux de photons I transmis à travers une épaisseur de matériau d connaissant le flux de photons incident I_0 selon :

$$I = I_0 e^{-\mu d} \quad \text{I-2}$$

μ : le coefficient d'atténuation linéique

I_0 : Flux des photons incident

Dans le cas où l'objet imagé n'est pas homogène suivante, le faisceau transmis est lié à l'intégrale le long de la trajectoire rectiligne du faisceau D .

$$I = I_0 (e^{\int_D \mu(x) dx}) \quad \text{I-3}$$

D : le log de trajectoire du faisceau .

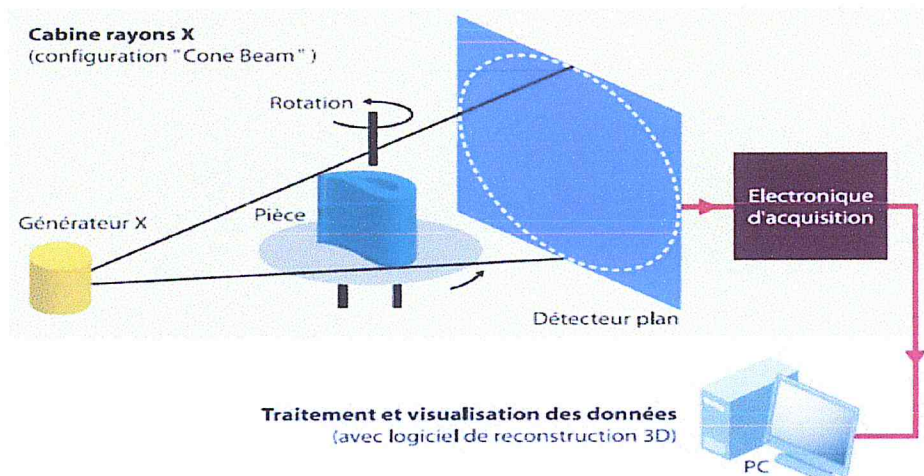


Figure I.3 : Principe d'un tomographe à rayons X

III.4.1 Mode de fonctionnement des scanner

Le scanner est un appareil d'imagerie médicale fonctionnant de la manière suivante : La source de rayons X et l'ensemble de capteurs tournant de façon synchrone autour du patient. Accompagné d'un déplacement longitudinal d'une table motorisée à travers un anneau circulaire, sur laquelle le patient est allongé, l'acquisition est dite hélicoïdale Une fois la

région anatomique scannée, les différentes coupes obtenues sont traitées par ordinateur ce qui permet de visualiser les organes internes en trois dimensions (3D)

III.4.2. Le scanner est constitué :

D'un générateur de forte puissance permettant de maintenir un tir continu à forte intensité de l'ordre de 200 à 500 mA pendant une acquisition complète.

D'un collimateur primaire (à la sortie du tube à rayon X pour définir la largeur de la coupe).

D'un collimateur spécifique, à l'entrée du détecteur, pour réduire le rayonnement diffusé.

D'un détecteur qui permet de convertir les rayons X en signal.

Les scanners ont utilisé, pendant longtemps, des détecteurs à base de Xénon. Aujourd'hui la plupart des scanners utilisent des scintillateurs photodiodes, sur la base d'un scintillateur céramique spécifique étudié pour être suffisamment rapide. Grâce à des barrettes de détecteurs, les scanners permettent l'acquisition de 6,64,...128 coupes simultanées, l'acquisition est dite multi-coupe.

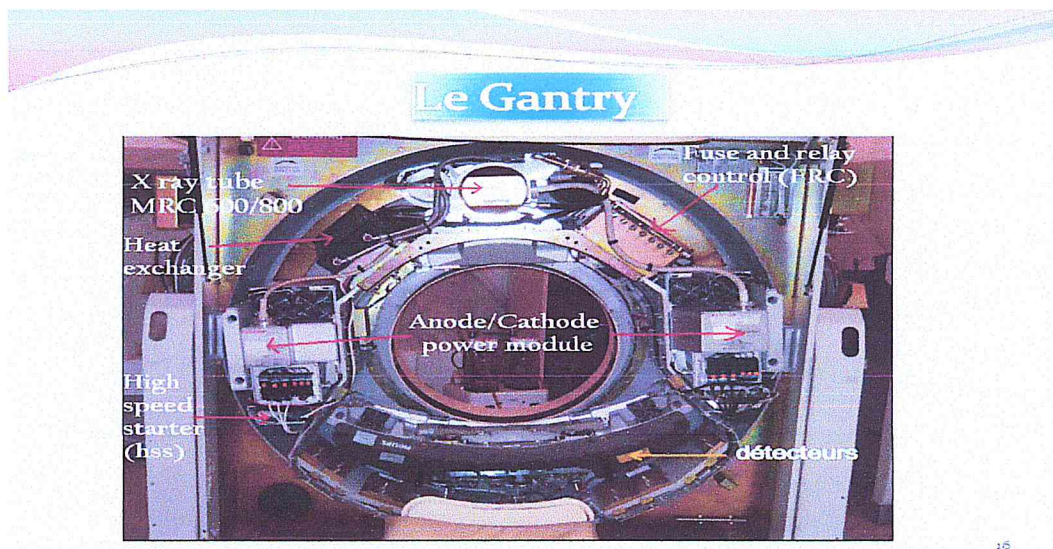


Figure I.4 : représente les différents constituants de la gantry.

III.4.3 Source de rayons X :

La source de rayons X est un ensemble composé d'un émetteur de rayons X appelé tube radio gène et de son alimentation.

Le tube à rayon X doit être relié à un générateur de haute tension, à un générateur secondaire de basse tension et à un système de refroidissement. Sa puissance est de l'ordre de 30 kW. Il

est constitué d'une anode et d'une cathode placée sous vide dans une ampoule de verre. Le principe de ces tubes consiste à faire tourner l'anode pour présenter au faisceau d'électron des surfaces d'impact différentes.

On note que les générateurs de haute tension délivrent une tension constante pour assurer un flux énergétique.

Tube à rayons X à anode tournante

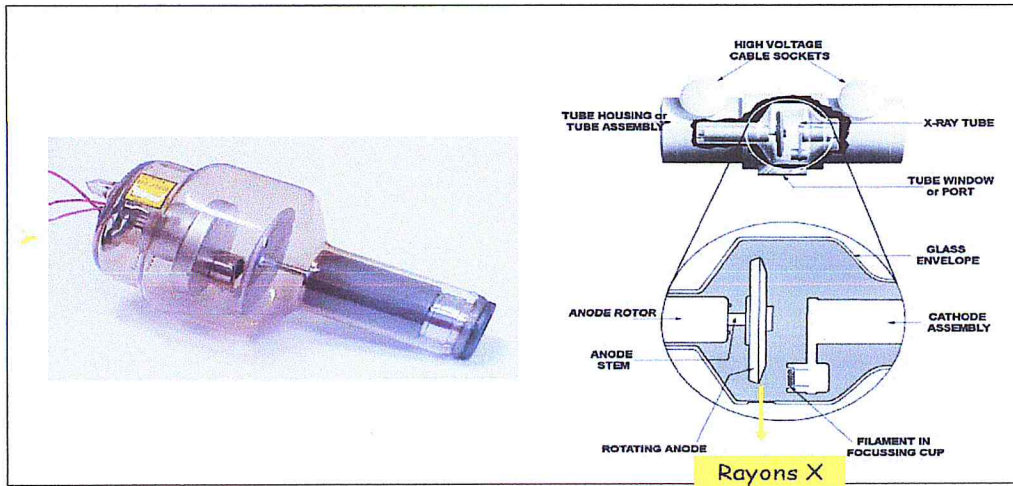


Figure I.5 : Tube à rayons X avec une anode tournante

a) Les composants d'un tube à rayons X

La cathode

Dans la plupart des appareils, la cathode est composée de deux filaments de tailles différentes. Le grand filament permet d'augmenter le flux d'électron d'où la production de rayons X quant au petit filament, il permet de concentrer un faisceau d'électron plus faible sur une plus petite surface de l'anode, améliorant la qualité de l'image.

L'anode tournante

Les appareils équipés d'anode tournante sont de puissance de l'ordre de 15 à 20 kW. Dans les tubes à anode tournante, le corps de l'anode en cuivre se termine par un disque de carbone recouvert d'une couche avec un alliage de tungstène et de rhénium. Le tungstène est le principal producteur de rayons X, alors que le rhénium est un bon conducteur de chaleur permettant de refroidir l'anode.

Les enveloppes de protection :

Le tube à RX est entouré de plusieurs enveloppes de protection permettant d'assurer une protection électrique, thermique et mécanique du tube tout en assurant la protection des utilisateurs contre les rayonnements de fuite. Le tube est entouré d'une ampoule de verre qui a pour fonction d'assurer une isolation électrique, d'évacuer la chaleur produite et d'assurer un vide aussi parfait que possible. En l'absence du vide, des phénomènes électriques parasites inacceptables se produisent.

Le circuit de refroidissement

L'huile minérale qui se trouve entre la gaine et l'ampoule a pour rôle l'équilibre des températures entre ces divers éléments. L'évacuation de chaleur de la gaine peut se faire par convection de l'air entourant la gaine. La gaine en métal servira à dégager la chaleur produite.

Le système de détection

Le système de détection est composé des éléments de détection des rayons X et le système électronique (amplificateur, convertisseur analogique...). Le détecteur scannographique doit avoir une surface suffisante pour détecter le faisceau de rayon X. Ces éléments sont disposés en une seule rangée de capteurs, on les appelle les SDCT (Single Detector Computed Tomography).

Différents types de détecteurs utilisés pour un scanner.

Les chambres à ionisation

Les chambres à ionisation sont des détecteurs à gaz utilisés pour les anciens TDM. 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 .

Les détecteurs à scintillation

Les rayons X sont convertis en photons lumineux dans le scintillateur (des cristaux d'iodure de césium (CsI)). Ces photons lumineux sont détectés par un Photo détecteur (photodiode, photomultiplicateur) qui les convertit en un signal électrique. Ce type de détecteur est très utilisé dans les tomographies modernes.

b) Le système de slip-ring

Le système de slip-ring assure une fonction de protection. Les différentes alimentations du tube à rayon X : la haute tension, le courant du filament et la rotation de l'anode sont transmis par le slip-ring puisque les fils d'alimentation peuvent se déduire à cause de la rotation de l'ensemble tube-détecteur.

Composition du système de slip- ring

Le slip-ring est un mécanisme qui fournit et reçoit les signaux de puissances à travers 23 canaux tels que :

- Les canaux 1, 2 et 3 correspondent à des lignes de puissances élevées. -Les canaux 4, 5 et 6 correspondent à des lignes de puissances faibles.

-Les canaux de 7 à 23 sont des lignes dans lesquelles il y a ce qu'on appelle transfert des signaux, les deux canaux 21 et 22 assurent le transfert des données de l'image scannographique.

III.5 La Table de patient :

C'est une table motorisée sur laquelle le patient est allongé. Elle se déplace longitudinalement à travers un anneau circulaire, permet de mettre le patient à l'intérieur du champ d'examen suivant le type d'acquisition. La table exécute essentiellement deux mouvements : un déplacement vertical et un mouvement horizontal. Ces mouvements sont contrôlés par le microprocesseur ou à partir des boutons situés sur le statif. Cette table doit répondre aux caractéristiques suivantes : descendre au maximum pour la mise en place des patients âgés et permettre un débattement longitudinal sous rayons X d'environ 200 cm.

III.6. 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, à savoir le reprographe laser.

. Méthodes

Acquisition des images

III.7. Principe d'acquisition

Le principe mathématique des images scannographiques a été introduit par Radon en 1917. Il a prouvé que l'image d'un objet inconnu peut être reconstruite à partir d'un nombre infini de projections de l'objet. Deux étapes sont nécessaires à la reconstruction d'une image TDM. D'abord, la mesure de l'atténuation des rayons X traversant le patient dans différentes directions puis, le calcul des coefficients d'atténuation linéiques pour chaque élément volumique de l'objet.

Pour chaque angle de rotation θ , le signal perçu est stocké sur l'ordinateur et il mesure l'atténuation dans la direction considérée :

$$I = I_0 e^{-\mu(\theta)\Delta x} \quad \text{I-4}$$

- I_0 : est l'intensité incidente

$\mu(\theta)$ et Δx : sont respectivement le coefficient d'atténuation linéique moyenné et l'épaisseur élémentaire du patient.

Les projections obtenues, selon plusieurs directions, sont moyennées selon chaque coupe pour déterminer un coefficient linéique μ qui sera associé à chaque voxel du volume total. La reconstruction est effectuée par rétroprojection filtrée.

III.8. Les grandeurs physiques mesurées

Après la reconstruction TDM, chaque pixel de l'image est représenté par un nombre flottant de haute précision. Pour l'affichage, les valeurs de μ qui sont distribuées sur une échelle en niveau de gris et arrondies à des valeurs entières. Les plus faibles valeurs de coefficients d'atténuation sont associées à la couleur noire et les plus élevées au blanc. Les tissus mous sont caractérisés par une faible atténuation proche de celle de l'eau, d'où la conversion du niveau de gris en unité de

Hounsfield dans les images TDM :

$$UH = 1000 \times (\mu - \mu_w) / \mu_w \quad \text{I-5}$$

- Tels que μ_w est le coefficient d'atténuation de l'eau.

Les images TDM sont produites à partir de faisceau de rayons X ayant une énergie moyenne de 75 kV. Le contraste de ces dernières résulte des propriétés physiques des tissus.

III.9. Visualisation des images :

La visualisation de l'image dépend des caractéristiques des écrans et de leurs

Résolutions correspondant au nombre de pixels affichés par unité de longueur.

Chaque donnée numérique va être convertie, sur un écran d'ordinateur (un moniteur)

En un point lumineux dont l'intensité (blanc, gris, noir) est proportionnelle à

L'absorption des rayons X.

La qualité de l'image :

Les critères de qualité de l'image sont liés à l'orientation correcte du patient, à son
Immobilité, au choix d'un protocole d'acquisition économe en exposition et utilisant
Un filtre adapté. Elle est liée aussi à l'utilisation d'un champ d'acquisition conforme au
Diamètre de la structure examinée et au choix des fenêtres de travail assurant une
Bonne vision de la trame osseuse et une bonne discrimination des corticales

III.9.1 Contourage

Volumes cible :

- ✓ GTV (T. macroscopique)
- ✓ CTV (risque μ scopique)
- ✓ PTV (mvt, installation, machine)

Organes à risque : ce que l'on veut protéger.

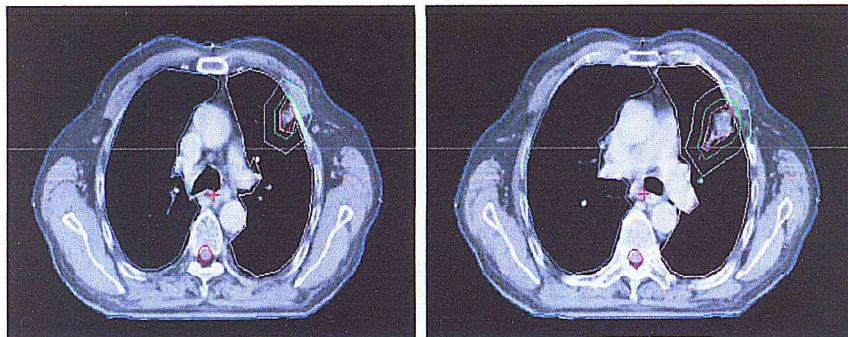


Figure I- 6: Coupe CT du contourage

III.9.2 Planification de Traitement

L'étape de planification est l'avant-dernière étape préalable au traitement. Il s'agit d'imaginer le traitement le mieux adapté au patient en respectant des contraintes de dose aux organes à risques. Cette étape est réalisée par l'équipe physique du service composée d'une dosimétrie et d'un physicien médical qui travailleront de concert avec le radiothérapeute.

Les traitements sont délivrés par des machines appelées accélérateurs linéaires.

Ces accélérateurs linéaires produisent des électrons d'énergie comprise entre 6 et 25 MeV.

Ces électrons, libérés par un canon puis accélérés par un champ de hautes fréquences alternatives produit par un magnétron, vont percuter une cible de tungstène, ce qui conduit à la production de photons de haute énergie.

III.9.3 Validation de la dosimétrie

Définition de la balistique : faisceaux (nombre, angulation, forme), rayonnement, énergie.

Définition de modificateurs de faisceau : caches, filtres.

Par le médecin

- ✓ Vérification de la bonne couverture des volumes cible
- ✓ Vérification du respect des contraintes aux organes à risque

Par le physicien

III.10. Traitement

Une fois débuté, le traitement est délivré quotidiennement sauf cas particuliers. A la fin de la radiothérapie, le patient est revu dans le mois pour suivre l'évolution des éventuelles complications aiguës. Ensuite, un suivi régulier et à long terme est instauré en concertation avec les autres médecins impliqués ainsi que son généraliste. Ce suivi à long terme en radiothérapie est incontournable. Il permet d'évaluer l'efficacité du traitement locorégional. Cette information a tendance à disparaître si le suivi se fait par des non-radiothérapeutes : dès qu'apparaît une métastase à distance, on a tendance à scotomiser ce qui se passe localement. Par ailleurs, une évaluation objective et standardisée des effets secondaires à long terme est une information indispensable si on envisage de modifier des paramètres de traitement à l'avenir. Cette codification des effets secondaires post-radiothérapie à elle seule mérite que les radiothérapeutes persistent à contrôler leurs En effet, on distingue deux types d'effet secondaires : les effets secondaires aigus ou précoces et les effets secondaires tardifs.

Les effets secondaires aigus sont des réactions survenant durant le traitement et jusqu'à six mois après le traitement. Ils surviennent essentiellement dans les tissus à renouvellement rapide (muqueuses digestives, peau,..) et sont réversibles en quelques semaines. Rarement, ils imposent l'arrêt du traitement.

Les effets secondaires tardifs sont des réactions survenant au bout de plusieurs mois, voire années. Leur apparition est essentiellement au niveau des tissus à renouvellement lent (poumon, paroi de l'œsophage, moelle épinière). Ils sont caractérisés par une fibrose et sont dès lors irréversibles. Ces effets altèrent la qualité de vie et ils peuvent nous amener à revoir certains principes de traitement pour les patients futurs.

Les techniques actuelles (IMRT et VMAT) permettent de concevoir de nouveaux développements, en particulier la radiothérapie adaptative. On évoluera, dès lors, d'une dosimétrie prévisionnelle une fois pour toute figée sur le scanner de simulation, vers une

dosimétrie continuellement adaptée en fonction des changements morphologiques et métaboliques observés au niveau des différents tissus irradiés. Ceci requiert des logiciels puissants capables de recouvrir l'information à partir de l'imagerie embarquée et recalculer rapidement la balistique et la distribution des doses. On rentrera de plein pied dans le concept de l'adaptation individuelle du traitement de radiothérapie.

III.11. Conclusion

Le traitement de radiothérapie nécessite Une préparation qui demande du temps et de la précision. Cette discipline est en constante évolution et recherche activement des moyens pour améliorer le positionnement, l'imagerie, la dosimétrie et par conséquent, le traitement.

Dans notre travail, on s'intéresse à l'étape de la simulation virtuelle dont laquelle un Scanner CT, lasers mobiles, moyens de contentions et une station de simulation sont utilisées.

Chapitre 2 :

Matériel et Méthodes

I Description du fantôme CATPHAN pour les contrôles de qualités

Le fantôme CATPHAN 600 [4] (voir figure II.1) est un fantôme caractérisé pour les contrôles de qualités des paramètres physiques pour des photons d'énergie de l'ordre de kV, il s'appuie sur les capacités du modèle CATPHAN 500 pour permettre une caractérisation maximale des performances des tomodensitomètres multi-tranches et des mesures de sensitométrie améliorées requises pour la radiothérapie.



Figure II- 1: image du CATPHAN 600 positionné sur la table du scanner CT en se basant sur sa boîte en bois.

I.1 Description du CATPHAN®600 :

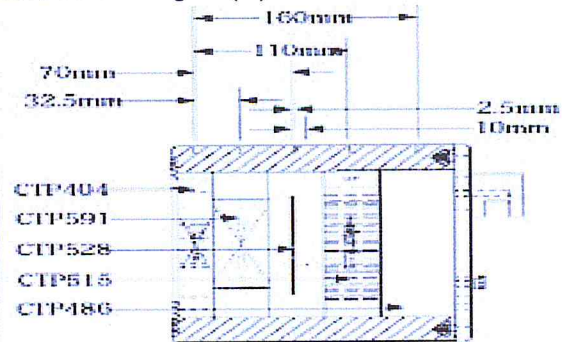
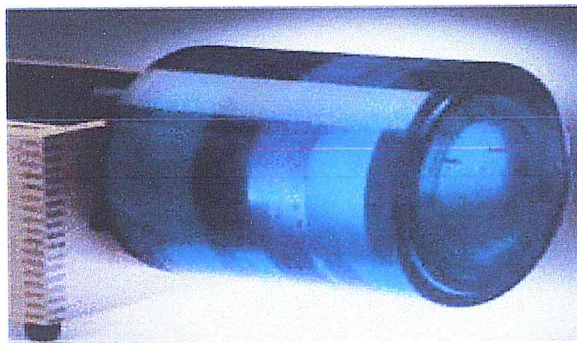
La qualité de l'image peut s'exprimer en termes de paramètres physiques telles que : l'épaisseur de coupe, l'uniformité, la linéarité, la résolution spatiale et la résolution à bas contraste. Elle dépend des caractéristiques techniques du scanner des paramètres d'exposition utilisés et des conditions de lecture. De même, elle peut être évaluée quantitativement par des mesures réalisées avec des fantômes d'image.

Pour le contrôle on utilise le CATPHAN®600.

I.2 la forme interne de CATPHAN 600

Ce fantôme est construit à partir des modules, bien répartis dans un cylindre compact de diamètre 20 cm. Les modèles du Catphan®600 sont fabriqués à partir de matières solides, toute en éliminant les matières d'absorption de l'eau. Le

Catphan®600 est constitué de cinq modules : CTP404, CTP591, CTP528, CTP515 et CTP486 qui sont représentés dans la figure(A) :



Module	
CTP404,	HU calibration, spatial linearity
CTP591,	Bead geometry
CTP528,	21 line pair high resolution
CTP528,	Point source
CTP515,	Subslice and supra-slice low contrast
CTP486,	Solid image uniformity module

Distance from section 1 center

32.5mm
70mm
80mm
110mm
150mm

Figure II- 2: l'emplacement des modules de Catphan ®600

I.3 Positionnement du fantôme Catphan ®600

Comme tous les modules d'essai sont mis l'un à côté de l'autre par rapport à premier module, les opérateurs peuvent rapidement balayer toutes les sections de test en une seule séquence, ce qui élimine la nécessité de repositionner le fantôme pour chaque section. En outre le coffre du fantôme lui permet d'être positionné sur la table du patient en s'appuyant sur l'extrémité, ce qui élimine les artefacts de table. En premier lieu, on place le fantôme sur l'extrémité de la table (Il est préférable de placer la boîte directement sur la table et non pas sur le tapis de la table). Après, on ouvre la boîte, en tournant le couvercle à 180°. Puis on retire le fantôme et on l'accroche sur l'extrémité de la boîte. Ainsi, il faut s'assurer que la boîte est stable avec le poids du fantôme pour éviter tout genre de mouvement, comme l'indique la Figure II-3.

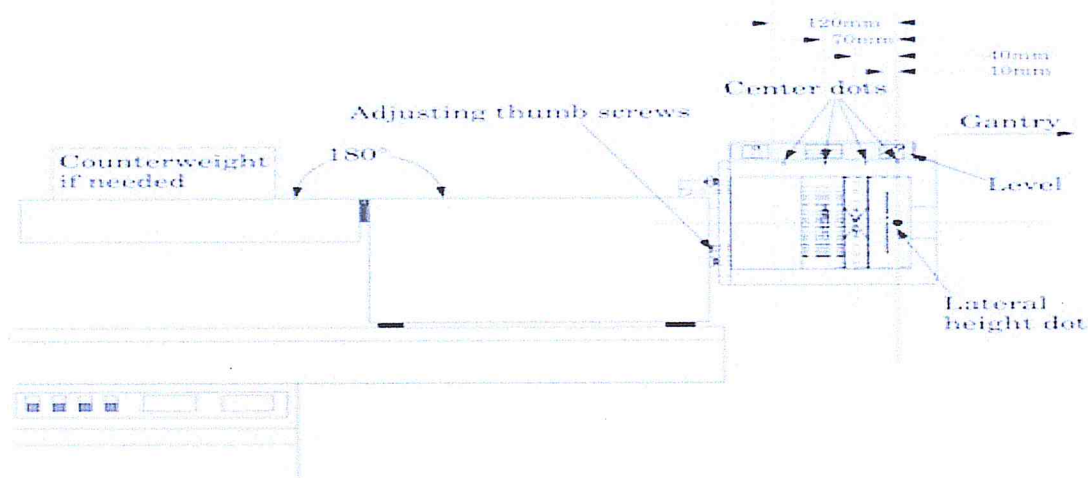


Figure II- 3: Schéma descriptif du Catphan® 600

I.4 Vérification de la position du fantôme

En évaluant l'image numérisée de l'article1 (CTP404), la position du fantôme ainsi que l'alignement peuvent être vérifiés. Cette section contient quatre rampes qui s'élèvent à 23° de la base au sommet du module.

I.5 Les contrôle effectué :

a) Contrôle de l'uniformité

L'uniformité de l'image caractérise la variation du nombre CT d'un objet homogène. Elle est définie comme étant la différence entre les valeurs des pixels au centre d'une coupe homogène (NHc) et celles en périphérie (NHp).

$$U = \frac{NHc - NHp}{NH_{eau} - NH_{air}} \times 100 \quad \text{II-1}$$

➤ Fréquence

Ce genre de test peut se faire chaque jour, chaque semaine et chaque mois.

➤ Matériel et méthodes

Le module CTP 486 permet de tester l'uniformité ainsi que, le bruit de nombre CT .Il est constitué d'un cylindre solide, coulé à partir d'un matériau homogène qui se traduit par un nombre CT moyen proche de celle de l'eau.

➤ Les facteurs d'influencée par le filtre de reconstruction, l'épaisseur de coupe et la nature de l'objet étudié.

➤ Les valeurs de référence

Les nombres CT moyen des ROI périphériques ne doivent pas s'écarter de plus de ± 4 UH du nombre de la ROI centrale. L'écart-type des nombres scannes dans la zone centrale du ROI d'un fantôme a eau ou tissu équivalent doit être inférieur a 20% de la référence.

➤ Archivage

On peut archiver les données en les enregistrant ou bien on les gravant sur CD.

b) Contrôle de l'épaisseur de coupe

L'épaisseur de coupe est déterminée au centre de champ de vue (FOV) à partir de la distance entre deux points ami-hauteur sur le profil de la coupe tout le long de l'axe de rotation. C'est un paramètre important au niveau des effets de volumes partiels. Il est donc nécessaire de s'assurer que les valeurs programmées correspondent bien aux valeurs obtenues.

➤ **Fréquence**

Le test de contrôle de l'épaisseur de coupe, on utilise le module **CTP 591** qui contient 4 paires de rampes opposées et 2 billes individuelles. Les deux paires de rampe ont 0.28 mm de diamètre, espaces de 1 mm sur le centre dans la direction Z. La paire de la deuxième rampe de diamètre 0.18 mm, espaces de 0.25 mm par rapport au centre dans la direction Z.

Les deux billes individuelles ont 0.28 mm et 0.18 mm de diamètre. Un fil tungstène de 50 µm de diamètre est situé à 6 cm du centre de module.

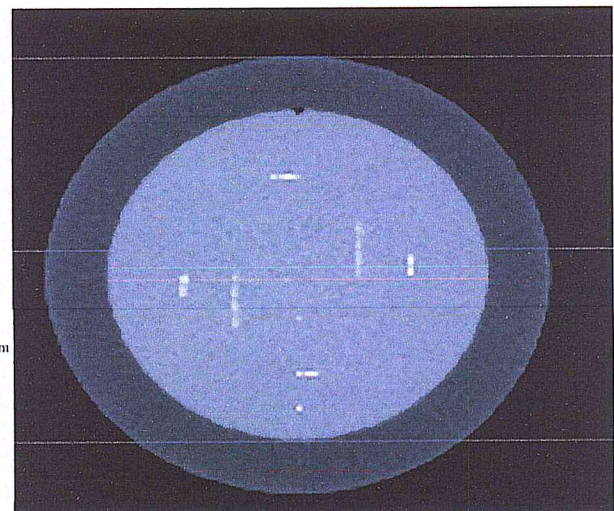
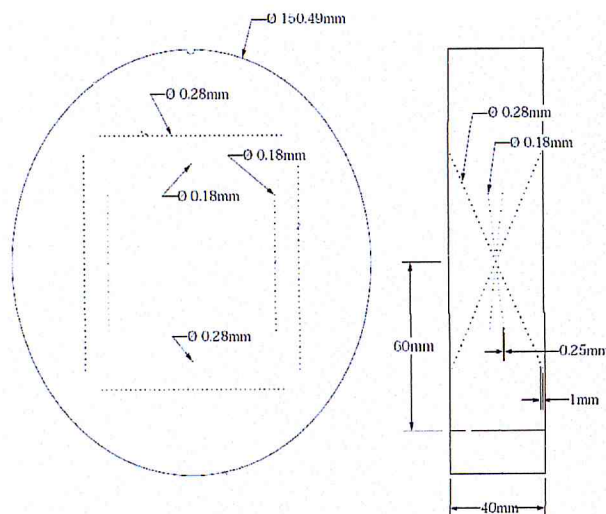


Figure II- 4: Le module CTP 591

Figure II- 5: image TDM du CTP 591

➤ **Valeur de référence.**

Pour une épaisseur de coupe nominale supérieure à 2 mm l'épaisseur de coupe ne doit pas s'écarter de plus de ± 1 mm de l'épaisseur nominal considéré.

➤ **Archivage**

On peut archiver les données en les enregistrant ou bien on les gravant sur CD.

c) Contrôle de la résolution spatiale

La résolution spatiale est définie comme étant la dimension minimale d'un objet susceptible d'être détecté. Elle se mesure à haut contraste de façon à minimiser le bruit et traduit la capacité d'un système à transférer l'information d'un objet en image.

Il existe de méthodes pour mesurer la résolution spatiale ce sont :

1. La méthode subjective

Consiste à étudier des objets –test en forme de mires projectives de différentes fréquences spatiales et à renvoyer le diamètre de plus petit trou ou de la petite dimension de mires visible à une fréquence donnée. Par ailleurs par cette méthode, l'estimation de la résolution varie d'une personne à l'autre ou même pour la même personne, à deux intervalles de temps différents.

On définit un indice de résolution spatiale par cette formule :

$$Irs = (CTM - CT_m) / (CT_{\text{plexiglas}} - CT_{\text{air}})$$

- CTM et CT_m représentant les valeurs CT maximales et minimales relevées dans la région d'intérêt du trou ou de la lame de la plus petite dimension visible.

2. La méthode objective

Est basée sur l'étude de la fonction de transfert de modulation ou MTF (modulation transfer function).

Cette fonction mathématique est considérée comme une mesure de transfert de l'information de l'état d'objet à l'état d'image. Elle est définie comme étant le rapport des amplitudes de modulation entre l'entrée et la sortie du système et ceci pour chaque fréquence spatiale.

➤ Fréquence

Ce test peut se faire chaque trimestre.

➤ Matériel et méthodes

Pour tester la résolution spatiale, on utilise le module CTP528, ce dernier à 21 paires de linges par centimètre et deux sources d'impulsion qui sont disposées dans un matériau uniforme. Les billes sont positionnées sur l'axe Y à 20 mm au-dessus ou en dessous du centre de fantôme de 2.5 et 10 mm devant le centre de la jauge selon la direction Z.

➤ Valeur de référence

La valeur de tolérance ne doit pas dépasser ±15 % par rapport à la valeur de référence.

➤ Archivage

On peut archiver les données en les enregistrant ou bien en les gravant sur CD.

d) Contrôle de la résolution spatiale à faible contraste

La détectabilité à bas contraste indique la dimension de la plus petite lésion détectable pour des tissus de densités voisines.

➤ Fréquence

Ce test est effectué chaque trimestre.

➤ Matériel et Méthodes

Pour contrôler la résolution spatiale à faible contraste, on utilise l'insert CTP515. Ce module est constitué d'une série de tiges cylindriques de différents diamètres et de trois niveaux de contraste qui s'étendent à travers toute l'épaisseur de 40 mm, Il y a aussi des objets qui ne couvrent que des tranches de différentes épaisseurs avec la même valeur de contraste nominale de 1%. Le faible contraste des tiges de 40 mm fournit des valeurs cohérentes de contrastes à toutes les postes de l'axe Z.

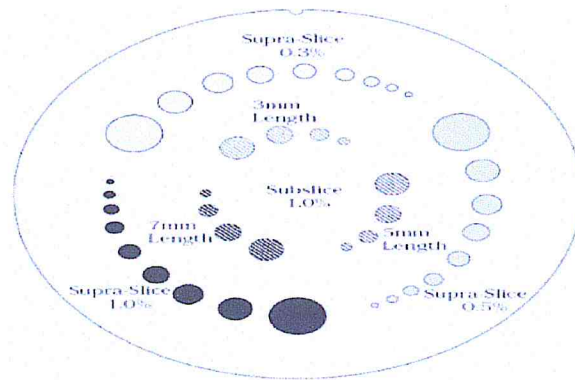


Figure II- 6: Une image de l'insert CTP515

contraste	longueur	Diamètre
Contraste de haut -tranche		
0.3%	40 mm	2, 3, 4,5, 6, 7, 8, 9, 15,
0.5%	40 mm	2, 3, 4, 5,6, 7, 8, 9, 15
1.0%	40 mm	2,3
Contraste de basse-tranche		
1.0%	7 mm	3, 5, 7, 9
1.0%	5 mm	3, 5, 7, 9

Tableau I- 1 : Les diamètres de différentes valeurs de contraste

➤ **Valeur de référence**

La valeur de référence est de l'ordre de 8 ± 1 UH.

➤ **Archivage**

On peut archiver les données en les enregistrant ou bien en les gravant sur CD.

e) Contrôle de la linéarité

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 [24], 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.

$$\mu = a \times CT + b \quad \text{II-2}$$

○ **a et b deux constantes caractéristiques de l'appareil.**

➤ **Fréquence**

Ce contrôle doit être effectué chaque trimestre.

➤ Matériel et Méthodes

Pour tester la linéarité, on utilise le module CTP404 qui contient des bouchons cylindriques de différentes densités et compositions (téflon, delrin, polyéthylène de haute densité (HDPE), acrylique, polystyrène et polyéthylène de basse densité(LDPE), polyméthyl pentène (PMP) et de l'air). Le Catphan®600 est également équipé d'une petite fiole qui peut être remplis avec l'eau et insérée dans le trou en dessus du module CTP404 qui contient également des paires de rampes opposées.

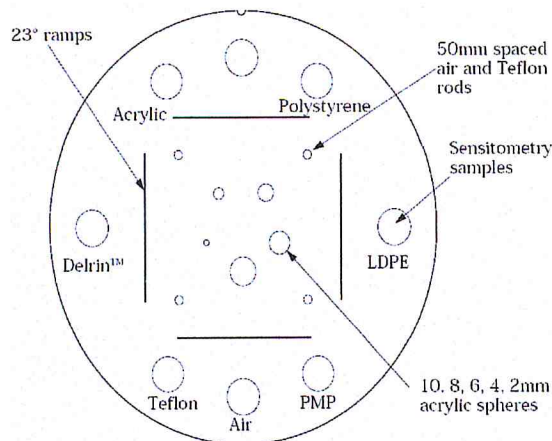


Figure II- 7: Le module CTP404

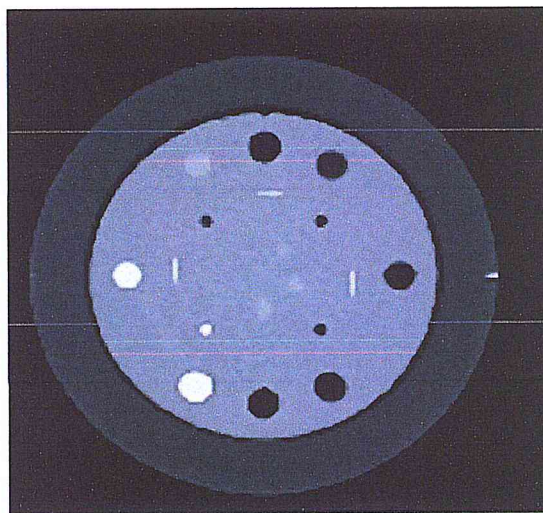


Figure II- 8: Une image de l'insert CTP404

➤ Valeur de référence

L'écart par rapport à la linéarité doit être $< \pm 5$ UH.

➤ Archivage

On peut archiver les données en les enregistrant ou bien en les gravant sur CD.

II. Description de la courbe de Hounsfield

$$\text{Hounsfield unite (HU)} = \frac{\mu - \mu_{\text{eau}}}{\mu_{\text{eau}}} * 1000 \quad \text{II-3}$$

II.1 L'échelle Hounsfield

Les nombres CT caractérisent les coefficients d'atténuation linéique du tissu dans chaque élément de volume rapporté à celui de l'eau (voir la figure II.9).

Les nombres CT de tissus différents sont ainsi définis comme relativement stables et relativement peu dépendants du spectre de rayons X émis (de l'énergie).

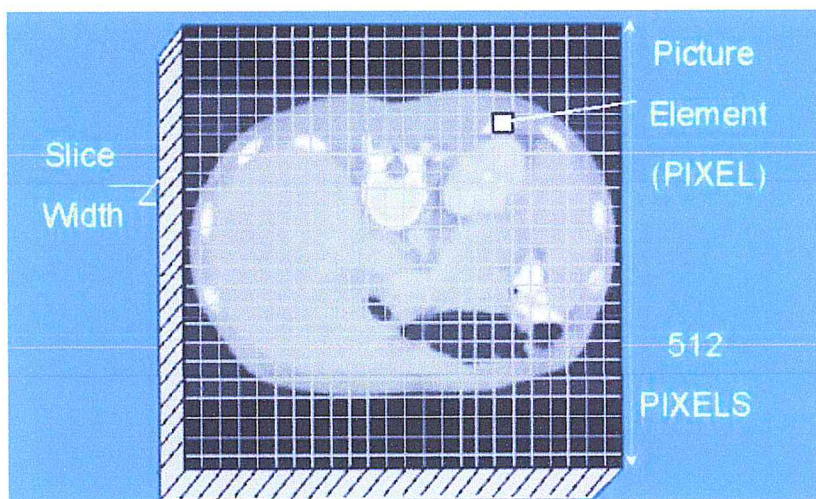


Figure II- 9: Voxalisation d'une coupe CT pour la détermination du nombre HU

Niveaux de fenêtrage pour afficher les images du scanner. La gamme significative pour le diagnostic est sélectionnée en choisissant le centre et la largeur (C/W) de la fenêtre.

L'échelle de Hounsfield s'applique à la tomодensitométrie médicale mais pas à la tomographie calculée à faisceau conique

III. Contrôles quotidiens

- a. Indicateurs de présence de faisceau (Voyants lumineux)
 - **Périodicité** : quotidienne.
 - Vérifier le fonctionnement des voyants lumineux au niveau de la porte de la salle des pupitres et au niveau de la porte rentré patients.
 - Il faut s'assurer que le voyant lumineux vert est toujours allumé quand il n'y a pas d'irradiation est lancée.

b. Interphone

➤ **Périodicité : quotidienne.**

- Vérifier le fonctionnement de l'interphone.

c. Lasers externes

➤ **Périodicité : quotidienne.**

- Vérifier que les cinq lasers externes sont allumés.

d. Calibration et préchauffage

➤ **Périodicité : quotidienne.**

- Assurer (chaque jeudi) que le boutons d'arrêt d'urgence fonctionne bien et l'irradiation s'arrête dès qu'il est enclenché.

e. Arrêt d'urgence

➤ **Périodicité : Hebdomadaire.**

- Assurer (chaque jeudi) que le boutons d'arrêt d'urgence fonctionne bien et l'irradiation s'arrête dès qu'il est enclenché.

Noter les résultats des tests au niveau du tableau ci-dessous : si **OUI** mettre \surd ; si **NON** mettre **X**.

MOIS - année							
	Voyants lumineux Porte des pupitres	Voyants lumineux porte patients	Interphone	Lasers Externes allumés	Calibration Et Préchauffage	Arrêt D'urgence	FAIT PAR
DATE							

Tableau II- 1: Contrôles quotidiens

IV. Contrôles hebdomadaires

IV.1. Coïncidence Origine Lasers (lasers Mobiles)- Origine CT (lasers internes) :

Ce contrôle nous permet de vérifier chaque semaine la coïncidence entre l'iso centre du scanner CT avec l'iso centre définit par les lasers mobiles. Pour cela, il faut :

- Réinitialiser les lasers mobiles puis aligner le WILKE PHANTOM (Voir figure II.10) à l'aide des encoches sur l'origine des lasers externes.

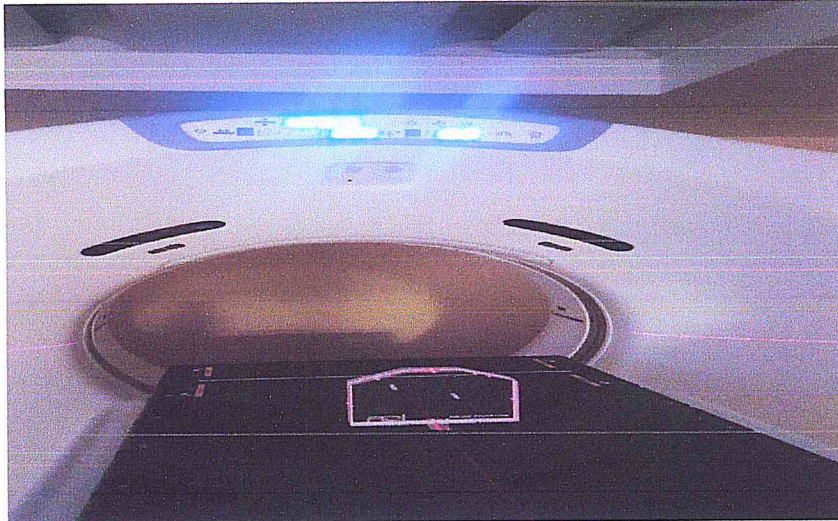


Figure II- 10 : willk phantom

- Fixer le zéro du scanner CT
- Faire rentrer la table jusqu'aux lasers internes (origine CT) coïncident avec les encoches du WILKE PHOANTOM (Voir figure II.11).

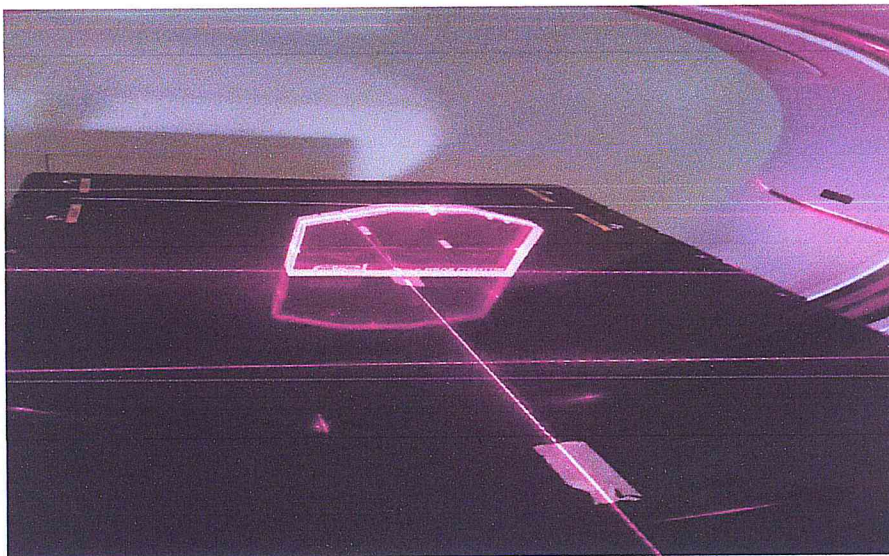


Figure II- 11: (willk phantom à iso centre)

- Noter la valeur de la position de la table au niveau du tableau 2.
- La valeur notée de la table doit être ± 1 mm par rapport à la valeur de référence (qui est 750 cm).

Date	Valeur de table de référence (mm)	Valeur de table mesurée (mm)	Ecart absolue (mm)	Test passe Oui / non
1ère semaine	750			
2ème semaine	750			
3ème semaine	750			
4ème semaine	750			

Tableau II- 2 : Mesure de l'écart absolue entre la valeur de la table mesurée et celle de référence pour la

IV.2 Coïncidence Origine lasers (lasers Externe)-Origine CT (lasers internes)

Dans le scanner de simulation, on a un laser externe permettant de positionner le patient avant de l'entrer dans le tunnel pour créer un iso centre interne. La distance théorique entre les deux lasers est de 240 cm (voir figure II.12).

- rester sur la même configuration, assurer que la position de la table en longitudinale est 0 cm.
- Faire Coïncider les encoches avec les lasers externes du scanner CT.
- Déplacer la table en longitudinal jusqu'à coïncider ces encoches avec le laser interne.
- Relever la valeur de la position de table.
- Les mesures sont notées dans le tableau 3.
- Le niveau de tolérance sur l'écart entre (laser interne et l'origine des lasers externe doit être $< 1mm$

Date	Distance entre laser interne et laser externe (mm)	Valeur de table mesurée (mm)	Ecart absolue (mm)	Test passe Oui / non
1 ère semaine	240			
2 ème semaine	240			
3 ème semaine	240			
4 ème semaine	240			

Tableau II- 3: contrôle coïncidence origine lasers externes CT –lasers internes CT



Figure II- 12: La distance théorique entre les deux lasers

IV.3 Coïncidence origine CT –Origine lasers

Ce teste nous permet de vérifier la position de la coupe centrale (coupe 0), pour cela il faut :

- Réaligner les encoches du Fantôme sur les lasers interne du scanner.
- Faire acquérir le fantôme en coupes millimétriques (voir figureII.13).
- Les résultats sont notés dans le tableau 4.
- Le niveau de tolérance sur l'écart entre l'origine CT et l'origine des lasers (encoches) doit être **< 1mm**.

Date	Ecart (mm)	Test Passe Oui / non
1 ère semaine		
2 ème semaine		
3 ème semaine		
4 ème semaine		

Tableau II- 4: Contrôle de coïncidence origine CT -origine lasers

IV.4 Linéarité des déplacements des lasers mobiles

On va contrôler le déplacement des 3 lasers mobiles, il faut :

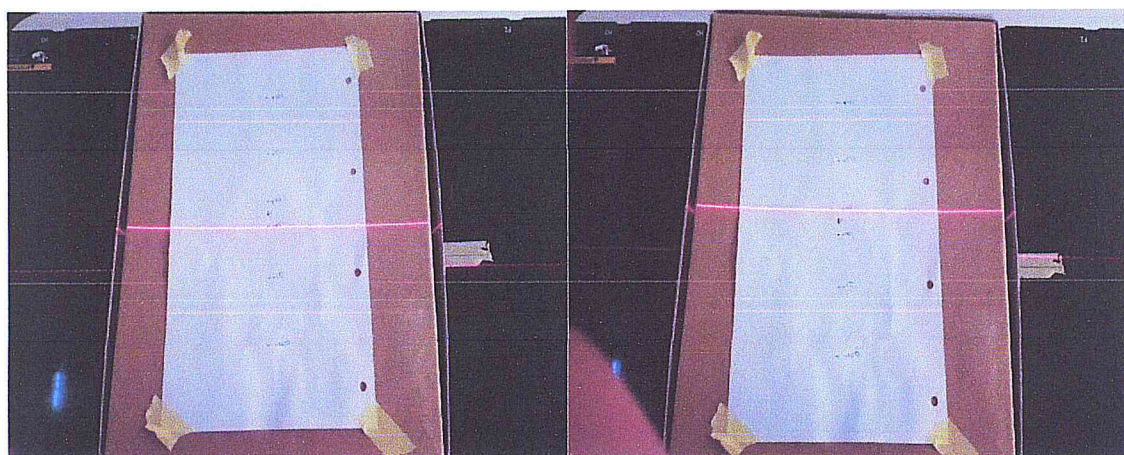
- Placer le papier millimétré sur la table en coïncidant son centre avec le centre des lasers mobiles (voir figure II.14)
- Réaliser les déplacements illustrés dans le tableau 5.
- Le niveau de tolérance est **1 mm**



Figure II- 13: le placement du papier millimètre sur la table au centre

Date	Déplacement					
	100 mm	50 mm	10 mm	-10 mm	- 50 mm	-100 mm
Sagittale X1						
Verticale gauche Z3						
Verticale droit Z5						
Test Passe Oui / non						

Tableau II- 5:Contrôle de linéarité des déplacements des lasers mobiles



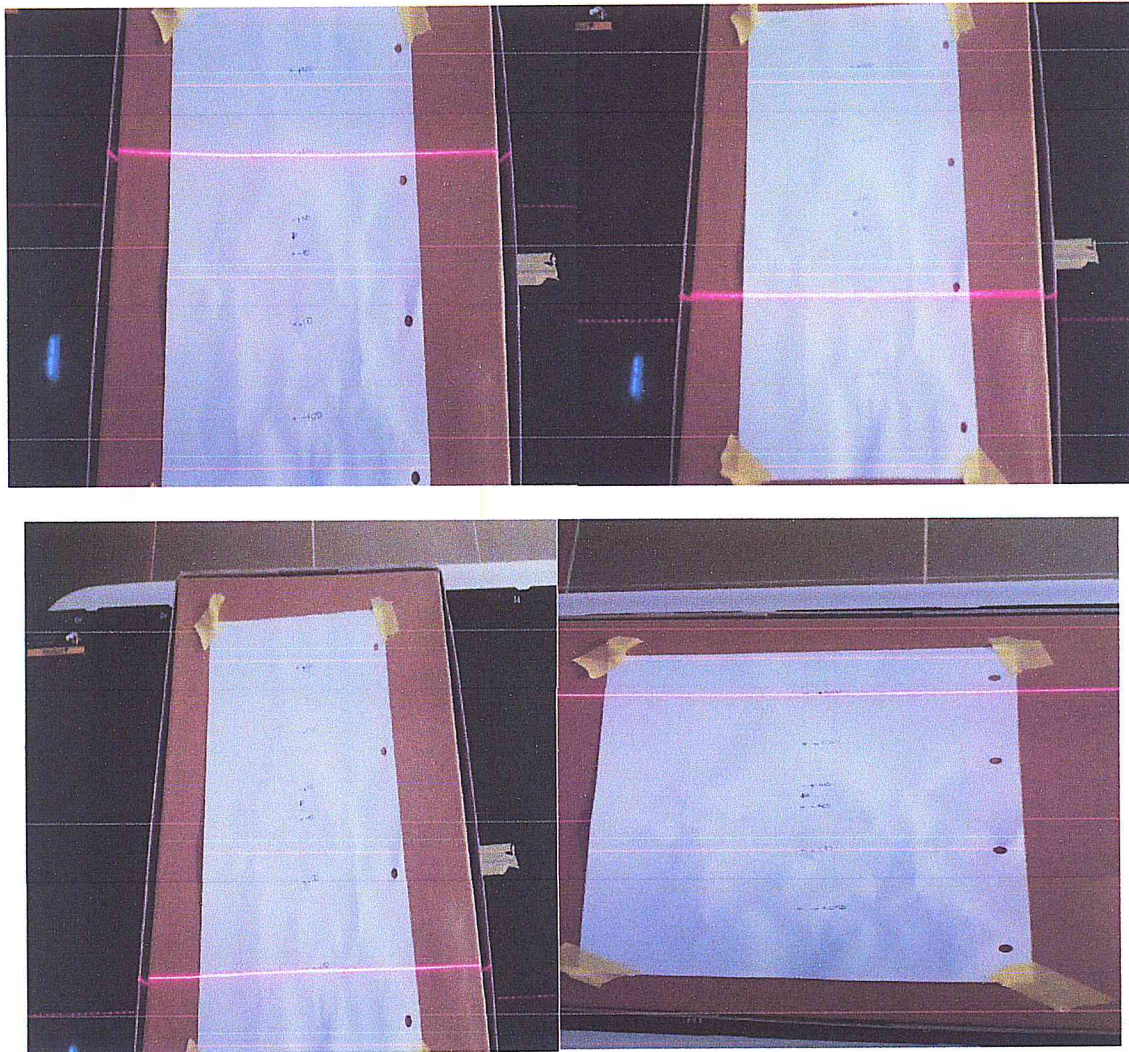


Figure II- 14: déplacements des lasers mobiles

V. Contrôles Trimestrielle

Le contrôle de qualité de l'image 3D du scanner CT se fait à l'aide du CATPHAN 600 et un logiciel d'analyse ARTISCAN.

Ce fantôme est construit à partir des modules, bien répartis dans un cylindre compact de diamètre 20 cm .Les modèles du CATPHAN 600 sont fabriqués à partir de matières solides, toute en éliminant la matière d'absorption de l'eau .Il est constitué de cinq modules : CTP 404, CTP591, CTP528, CTP515 et CTP 486.

V.1 Positionnement du fantôme CATPHAN 600.

- Positionner le fantôme Catphan600 sous le plateau de la table du scanner.
- Alignez les lasers internes du scanner sur les trois marqueurs du 1 er module du fantôme (CTP 404).

-Faire l'acquisition du fantôme en choisissant le protocole (Encéphale : 120 KV, algorithme de reconstruction standard) et pour les séries d'épaisseurs de coupes (1.25 mm, 2.5 mm et 5 mm).

- Vérifier que la coupe 0 du scanner coïncide bien avec la coupe 0 du module CTP404.
- Noter la valeur de la coupe dans laquelle les trois marqueurs apparaissent.
- La tolérance est ± 1 mm

Le laser interne du scanner passe par les trois marqueurs du module CTP404	OUI
La valeur de la coupe dans laquelle les trois marqueurs apparaissent	1
tolérance	± 1 mm

Tableau II- 6: Contrôle de Positionnement du fantôme CATPHAN 600

V.2. Homogénéité de l'image

-Relever la valeur moyenne des pixels dans des ROI de 1 cm de diamètre située au centre et aux 4 points cardinaux du fantôme.

- Les points cardinaux doivent être au moins à 2 cm de la surface du fantôme

-L'homogénéité de l'image est calculée par la formule suivante :

$$H(UH) = | \text{Nombre CT moyen ROI} - \text{Nombre CT moyen Centre} | \quad \text{II-4}$$

-La valeur calculée doit être inférieure à 4 UH.

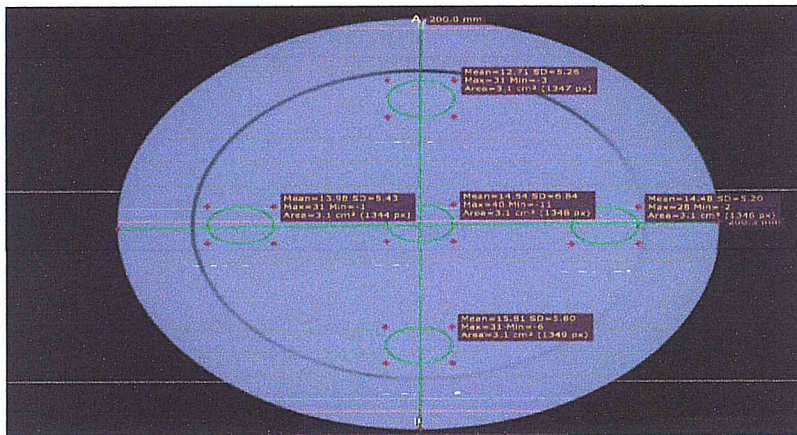


Figure II- 15: Homogénéité de l'image

– Relever la valeur moyenne des pixels dans des ROI de 1cm de diamètre située au centre et aux 4 points cardinaux du fantôme.

– Les points cardinaux doivent être au moins à 2 cm de la surface du fantôme.

– L'homogénéité de l'image est calculée par la formule suivante :

$$H (UH) = | \text{Nombre CT moyen ROI} - \text{Nombre CT moyen Centre} |$$

– La valeur calculée doit être inférieure à 4 UH

	ROI 1	ROI 2	ROI 3	ROI 4	ROI centre
nombre CT Moyen (UH)					
H (UH)					
tolérance	< 4 UH				

Tableau II- 7: Contrôle de l'homogénéité de l'image pour la coupe CT

V.3 Uniformité intégrale de l'image

- Relever la valeur moyenne des pixels dans des ROI de 1cm de diamètre située au centre et aux 4 points cardinaux du fantôme ;
- Les points cardinaux doivent être au moins à 2cm de la surface au fantôme.
- L' uniformité intégrale est calculée par la formule suivante :

$$UI(\%) = \frac{(\text{nombre CT moyen max} - \text{nombre CT moyen min})}{(\text{nombre CT moyen max} + \text{nombre CT moyen min})} \times 100. \quad \text{II-5}$$

- La valeur calculée doit être inférieure à 20%.

	ROI 1	ROI 2	ROI 3	ROI 4	ROI centre
nombre CT Moyen (UH)					
UI (%)					
tolérance	< 20%				

Tableau II- 8: Contrôle de l'uniformité intégrale de l'image pour la coupe CT

V.4 Moyenne du Nombre de CT moyen

- Relever la valeur nombre CT moyenne dans une région d'intérêt (ROI) de 1cm de diamètre située au centre du fantôme et aux 4 points cardinaux du fantôme.
- Calculer la moyenne des nombres CT moyen en utilisant la formule suivante :

$$\text{Moyenne nombre CT moyen} = (\Sigma \text{nombre CT moyen ROI}) / 5 \quad \text{II-6}$$
- La moyenne du nombre CT moyen doit être ± 5% par rapport à la valeur de référence.

	ROI 1	ROI 2	ROI 3	ROI 4	ROI centre
nombre CT Moyen (UH)					
moyenne du nombre de CT moyen (UH)					
moyenne du nombre de CT moyen de référence (UH)					
E (%)					
tolérance	± 5%				

Tableau II- 9: Contrôle de moyenne du Nombre CT moyen

V.5. Bruit dans l'image

- Relever l'écart-type des nombres CT (σ nombre CT) et la valeur du nombre CT moyen dans une ROI de diamètre égal à 40% du diamètre fantôme.
- Répété la méthode pour des ROI de 1 cm de diamètre au centre et aux 4 points cardinaux du fantôme.
- Calculer le bruit en appliquant la formule suivante :

$$\text{Bruit (\%)} = (\sigma \text{ nombre CT} / \text{nombre CT moyen}) \times 100 \quad \text{II-7}$$

- La valeur du bruit ne doit pas s'écarter de plus de $\pm 10\%$ de la valeur de référence.

	ROI 40%	ROI 1	ROI 2	ROI 3	ROI 4	ROI CENTRE
σ nombre CT						
Nombre CT moyen (UH)						
(σ nombre CT / nombre CT moyen) x 100						
Bruit de référence (%)						
E(%)						
tolérance	$\pm 10 \%$					

Tableau II- 10: Contrôle de bruit dans l'image

V.6 Résolution à bas contraste

- Enregistrer pour les inserts en polystyrène et en polyéthylène LDPE :
- La valeur moyenne nombre CT moyen (Mean).
- La déviation standard (0σ nombre CT).
- La résolution à bas contraste est calculée par la formule suivante :

$$\text{Résolution a bas contraste (\%)} = = \left[\frac{(CT \text{ polystyrène} - CT \text{ LDPE})/10}{\left\{ \frac{(Mean \text{ polystyrène} - Mean \text{ LDPE})}{(SD \text{ polystyrène} + SD \text{ LDPE})/2} \right\}} \right] \quad \text{II-8}$$

- La résolution à bas contraste doit être inférieure à 1.5%.

	Nombre CT moyen	Mean	SD
polystyrène			
LDPE			
Résolution à bas contraste (%)			
tolérance	< 1.5%		

Tableau II- 11: Contrôle de la résolution a bas contraste

V.7 Position du fantôme par rapport à la coupe

- Repérer les trois rampes de la coupe passant par le centre de l'insert 404.
- Repérer sur cette coupe, les deux paires de lames suivant les axes X et Y de l'image.

- Repérer la position du centre par L entre les positions des rampes suivant X et Y et les paires de lames.
- Déterminer l'erreur de positionnement (E) en appliquant la formule suivante :

$$E = L * 0.42 \quad \text{II-9}$$
- L'erreur de positionnement est fixée à $\pm 2\text{mm}$

	x	y
D		
E		
Tolérance	$\pm 2\text{mm}$	

Tableau II- 12: Contrôle de position du fantôme par rapport à la coupe

V.8 Déformation et linéarité de l'image

- Repérer les 4 marqueurs circulaires de téflon.
- Mesurer la distance entre chacun des marqueurs suivant les axes X et Y.
- L'écart entre la distance mesurée et la valeur de référence (50 mm pour les inserts de téflon) doit être inférieur ou égale à 1 mm

	Line1	Line2	Line3	Line4
Mesure Téflon (mm)				
Référence distance Téflon (mm)				
Différence (mm)				
Tolérance	<1mm			

Tableau II- 13: Contrôle de déformation et linéarité de l'image

V.9 Géométrie sagittale

- Utiliser la reconstruction sagittale 3D du fantôme CATPHAN ® 600.
- La distance de référence entre le 1^{er} et le 5^{ème} marqueur sur le fantôme est égale à 160mm.
- L'écart entre la distance mesurée et la valeur de référence 160 mm doit être inférieur ou égale à 1mm.

	La distance entre le 1 ^{er} et le 5 ^{ème} marqueur
Valeur mesuré (mm)	
Valeur de référence (mm)	
Différence (mm)	
Tolérance	$\leq 1\text{mm}$

Tableau II- 14 : Contrôle de géométrie sagittale

V.10. Epaisseur de coupe reconstruite

- Repérer les lames dans la région 1, 2,3 et 4.
- Mesurer la longueur L de chaque lame.
- Déterminer l'épaisseur de coupe (Z) en appliquant par la formule suivante :

$$Z = L \times 0.42$$

II-10

- L'épaisseur de coupe ne doit pas s'écarter de plus de 1mm de la valeur théorique.

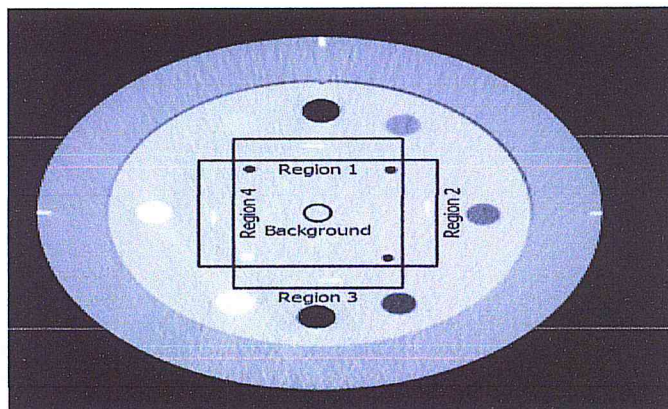


Figure II- 16: Epaisseur de coupe reconstruite

	Région1	Région2	Région3	Région4
Z (mm)				
Valeur moyenne (mm)				
Valeur théorique (mm)				
E (mm)				
Tolérance	±1 mm			

Tableau II- 15: contrôle de l'épaisseur de coupe reconstruite

V.11 Résolution à haut contraste

- Repérer la coupe du centre du module CTP528.
- Changer la fenêtre du niveau de gris jusqu'à voir la bille.
- Compter le nombre de groupe (4 lames) distinguable.
- La résolution spatiale doit être supérieure ou égale à 10pl/cm.

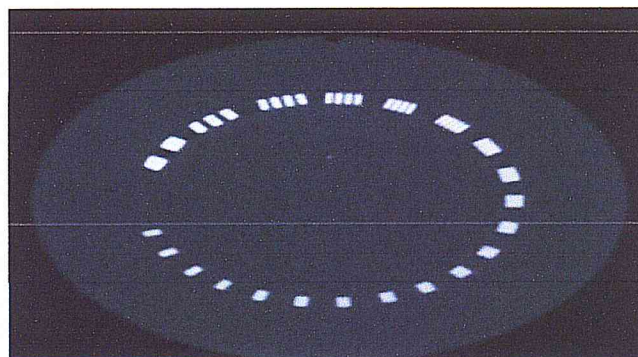


Figure II- 17: Résolution à haut contraste

Groupe de lames distinguables	
Résolution spatiale (pl/cm)	
Tolérance	$\geq 10 \text{ pl/cm}$

Tableau II- 16: contrôle de la résolution à haut contraste

V.12 contrôle de la résolution spatiale à faible contraste : LCD

- Repérer la coupe du centre du module CTP515.
- A l'aide du logiciel d'analyse Dicom, noter le diamètre détectables pour les trois différents niveaux de contraste 0.3%, 0.5%, et 1%.
- Calculer le produit : niveau de contraste* Diamètre détectable.
- Ce produit doit être ≈ 1 .

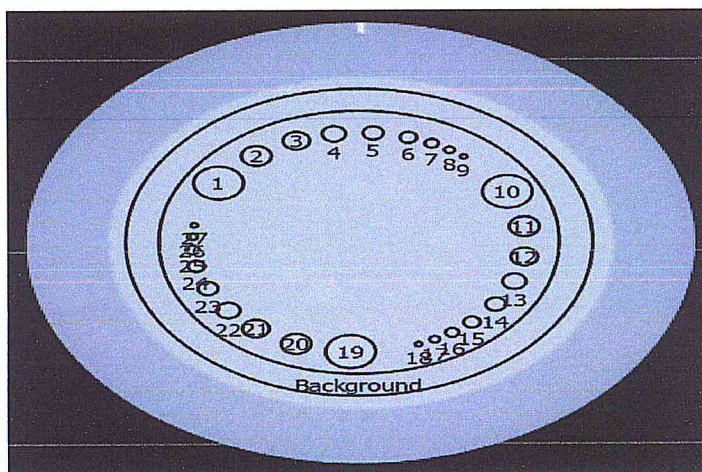


Figure II- 18: la résolution spatiale à faible contraste : LCD

Contraste	Diamètre Détectable (mm)	Niveau de Contraste * Diamètre détectable
0.3%		
0.5%		
1%		

Tableau II- 17: Contrôle de la résolution spatiale à faible contraste

V.13 MTF3D :

- Repérer la coupe du centre du module CTP528.
- A l'aide du logiciel d'analyse Dicom, noter les fréquences de la fonction MTF pour les pourcentages 50%, 10%, et 2%.
- Les fréquences mesurées ne doit pas s'écarter de $\pm 15\%$ des valeurs de référence.

MTF	Fréquence Référence (Cycles/ cm)	Fréquence Détectée Bead 2 (Cycles/cm)	E (%)
50%			
10%			
2%			

Tableau II- 18: Contrôle de MTF3D

VI. Contrôles annuelle

VI.1 Courbe de calibration Hounsfield

La courbe de calibration du scanner est faite en utilisant le fantôme CATPHAN 600 .Le module CTP404 contient des cibles sensitométriques de différents matériaux ((1) eau, (2) polystyrène,(3)LDPE ,(5) Air ,(6) Téflon, (7) Derlin et (8) Acrylique

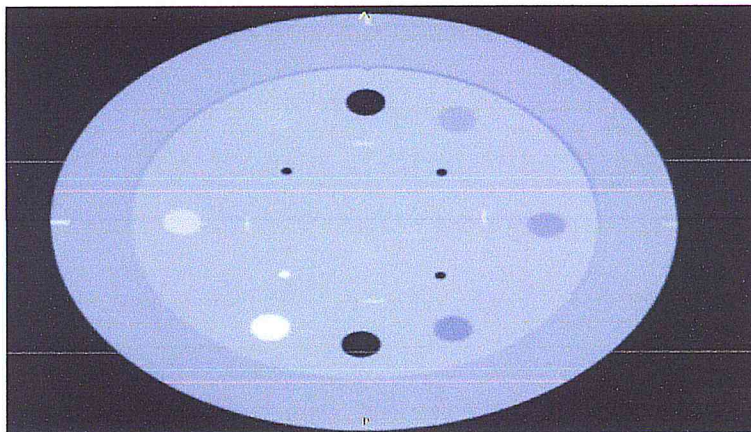


Figure II- 19: Coupe axiale du module CTP404 Catphan600.

- Positionner le fantôme CATPHAN 600 sous le plateau de la table du scanner.
- Alignez les repères lumineux du TDM sur les trois marqueurs du 1 er module du fantôme (CTP404).
- Faire l'acquisition du fantôme en choisissant le protocole (Encéphale : 120 kV, algorithme de reconstruction standard) et épaisseurs de coupes (série A : 1.25 mm, série B : 2.5mm et série C : 5 mm).

VI.2 Mesure de nombre CT

- Relever la valeur moyenne du nombre CT dans chaque cylindre en définissant un ROI d'environ de $0.8mm^2$.
- Pour chaque insert, le nombre CT moyen doit être égal à ± 40 UH de la valeur de référence (Donner par le constructeur).
- Les résultats sont notés au niveau du tableau suivant :

	Série de coupe			
	Densité électronique (g/cm^3)	Nombre CT Constructeur (UH)	Nombre CT Mesuré(UH)	Ecart(UH)
Eau				
Polystyrène				
LDPE				
PMP				
Air				
Téflon				
Derlin				
Acrylique				
tolérance		± 40 UH		

Tableau II- 19 : Mesure de la courbe de calibration Hounsfield

Chapitre III :

Résultats et discussion

I. Contrôles quotidien

Les résultats de ces contrôles sont présentés dans le tableau suivant :

2018							
	Voyants lumineux Porte des pupitres	Voyants lumineux porte patients	Interphone	Lasers Externes allumés	Calibration Et Préchauffage	Arrêt D'urgence	FAIT PAR
16/04/2018	passé	passé	passé	passé	passé	passé	

Tableau III- 1: Résultat des contrôles de qualité quotidien

II. Contrôles hebdomadaires

II 1. Coïncidence Origine Lasers (lasers Mobiles)- Origine CT (lasers internes) :

Les résultats de ce test sont présentés dans le tableau suivant :

Date	Valeur de table de référence (mm)	Valeur de table mesurée (mm)	Ecart absolue (mm)	Test passe Oui / non
1 ^{ère} semaine	750	750.5	0.5	oui
2 ^{ème} semaine	750	750.5	0.5	oui
3 ^{ème} semaine	750	750.5	0.5	oui
4 ^{ème} semaine	750	750.5	0.5	oui

Tableau III- 2: Résultats du contrôle coïncidence origine lasers mobiles –lasers internes

II 2. Coïncidence Origine lasers (lasers Externe CT)-Origine (lasers internes CT)

:

Les résultats de ce test sont présentés dans le tableau suivant :

Date	Distance entre laser interne et laser externe (mm)	Valeur de table mesurée (mm)	Ecart absolue (mm)	Test passe Oui / non
1 ère semaine	240	239.5	0.5	oui
2 ème semaine	240	239.5	0.5	oui
3 ème semaine	240	239.5	0.5	oui
4 ème semaine	240	239.5	0.5	oui

Tableau III- 3: Résultats du contrôle coïncidence origine lasers externes CT –lasers internes CT

II.3 Coïncidence origine CT –Origine lasers

Les résultats de ce test sont présentés dans le tableau suivant :

Date	Ecart (mm)	Test Passe Oui / non
1 ère semaine	<1mm	oui
2 ème semaine	<1mm	oui
3 ème semaine	<1mm	oui
4 ème semaine	<1mm	oui

Tableau III- 4: Résultats du contrôle coïncidence origine CT -origine lasers

II.4. Linéarité des déplacements des lasers mobiles

18/04/2018	Déplacement					
Axe laser	100 mm	50 mm	10 mm	-10 mm	- 50 mm	-100 mm
Sagittale X1	< 1 mm	< 1 mm	< 1 mm	< 1 mm	< 1 mm	< 1 mm
Verticale gauche Z3	< 1 mm	< 1 mm	< 1 mm	< 1 mm	< 1 mm	< 1 mm
Verticale droit Z5	< 1 mm	< 1 mm	< 1 mm	< 1 mm	< 1 mm	< 1 mm
Test Passe Oui / non	Oui	Oui	Oui	Oui	Oui	Oui

Tableau III- 5: Résultats du contrôle de Linéarité des déplacements des lasers mobiles

III. Contrôles Trimestrielle

A. En fonction de l'épaisseur de coupes :

- Le protocole d'acquisition : Encéphale : 120 kV, 350 mA,
- L'épaisseur de coupe : 0.25 mm, 2.5 mm et 5 mm

III.A.1 Positionnement du fantôme CATPHAN 600.

Les résultats de ce test sont présentés dans les trois tableaux suivants :

Le laser interne du scanner passe par les trois marqueurs du module CTP404	OUI
La valeur de la coupe dans laquelle les trois marqueurs apparaissent	0
tolérance	± 1 mm

Tableau III- 6 : Épaisseur de coupe 0.25 mm

Le laser interne du scanner passe par les trois marqueurs du module CTP404	OUI
La valeur de la coupe dans laquelle les trois marqueurs apparaissent	0
tolérance	± 1 mm

Tableau III- 7: Épaisseur de coupe 2.5 mm

Le laser interne du scanner passe par les trois marqueurs du module CTP404	OUI
La valeur de la coupe dans laquelle les trois marqueurs apparaissent	0
tolérance	± 1 mm

Tableau III- 8: Épaisseur de coupe 5 mm

III.A.2 Homogénéité de l'image

L'homogénéité de l'image est calculée par la formule suivante :

$$H(UH) = \left| \text{Nombre CT moyen ROI} - \text{Nombre CT moyen Centre} \right|$$

Les résultats sont présentés dans les tableaux suivants :

Epaisseur 0.25 mm	ROI 1	ROI 2	ROI 3	ROI 4	ROI centre
nombre CT Moyen (UH)	11.94	14.69	12.56	12.82	13.34
H (UH)	1.40	1.35	0.78	0.52	
tolérance	< 4 UH				

Tableau III- 9: Résultat de contrôle de l'homogénéité de l'image pour la coupe CT d'épaisseur 0.25mm

Le contrôle de l'homogénéité de l'image pour les coupes CT d'épaisseur 0.25 mm passe, sa valeur moyenne est de 1.013 UH qui est inférieur à 4 UH.

Epaisseur 2.5 mm	ROI 1	ROI 2	ROI 3	ROI 4	ROI centre
nombre CT Moyen (UH)	12.15	15.35	13.21	13.03	13.35
H (UH)	1.20	2.00	0.14	0.32	
tolérance	< 4 UH				

Tableau III- 10: Résultat de contrôle de l'homogénéité de l'image pour la coupe CT d'épaisseur 2.5 mm

Le contrôle de l'homogénéité de l'image pour les coupes CT d'épaisseur 2.5 mm passe, sa valeur moyenne est de 0.915 UH qui est inférieur à 4 UH.

Epaisseur 5 mm	ROI 1	ROI 2	ROI 3	ROI 4	ROI centre
nombre CT Moyen (UH)	11.87	15.16	13.17	13.29	13.99
H (UH)	2.12	1.17	0.82	0.70	
tolérance	< 4 UH				

Tableau III- 11: Résultat de contrôle de l'homogénéité de l'image pour la coupe CT d'épaisseur 5 mm

Le contrôle de l'homogénéité de l'image pour les coupes CT d'épaisseur 5 mm passe, sa valeur moyenne est de 1.203 UH qui est inférieur à 4 UH.

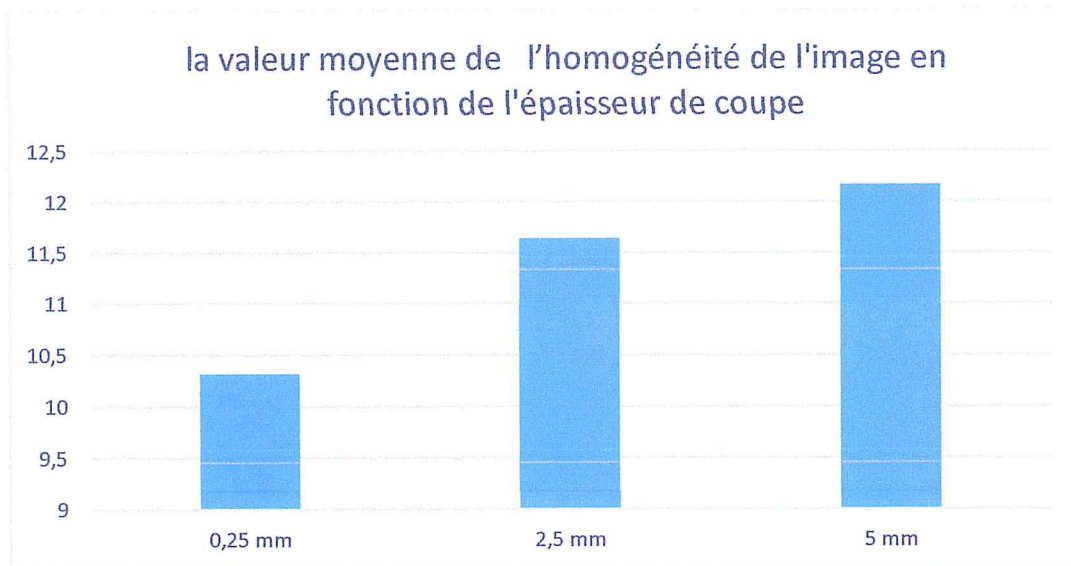


Figure III- 1: la valeur moyenne de l'homogénéité de l'image en fonction de l'épaisseur de coupe

III.A.3 Uniformité intégrale de l'image

L'uniformité intégrale est calculée par la formule suivante :

$$UI(\%) = \left[\frac{\text{nombre CT moyen max} - \text{nombre CT moyen min}}{\text{nombre CT moyen max} + \text{nombre CT moyen min}} \right] \times 100.$$

Les résultats sont présentés dans les tableaux suivants :

Épaisseur 0.25 mm	ROI 1	ROI 2	ROI 3	ROI 4	ROI centre
nombre CT Moyen (UH)	11.94	14.69	12.56	12.82	13.34
UI (%)	10.32				
tolérance	< 20%				

Tableau III- 12: Résultat de contrôle de l'uniformité intégrale de l'image pour la coupe CT d'épaisseur 0.25 mm

Épaisseur 2.5 mm	ROI 1	ROI 2	ROI 3	ROI 4	ROI centre
nombre CT Moyen (UH)	12.15	15.35	13.21	13.03	13.35
UI (%)	11.64				
tolérance	< 20%				

Tableau III- 13: Résultat de contrôle de l'uniformité intégrale de l'image pour la coupe CT d'épaisseur 2.5mm

Epaisseur 5 mm	ROI 1	ROI 2	ROI 3	ROI 4	ROI centre
nombre CT Moyen (UH)	11.87	15.16	13.17	13.29	13.99
UI (%)	12.17				
tolérance	< 20%				

Tableau III- 14: Résultat de contrôle de l'uniformité intégrale de l'image pour la coupe CT d'épaisseur 5 mm

Le contrôle de l'uniformité intégrale de l'image pour les coupes CT acquise en utilisant Les trois épaisseurs de coupes 0.25mm ,2.5mm et 5 mm passe.

III.A.4 Moyenne du Nombre de CT moyen

La moyenne des nombres CT moyen est calculée par la formule suivante :

$$\text{Moyenne nombre CT moyen} = (\Sigma \text{nombre CT moyen ROI}) / 5$$

Epaisseur 0.25 mm	ROI 1	ROI 2	ROI 3	ROI 4	ROI centre
nombre CT Moyen (UH)	11.94	14.69	12.56	12.82	13.34
moyenne du nombre de CT moyen (UH)	13.07				
moyenne du nombre de CT moyen de référence (UH)	13.30				
E (%)	1.7 %				
tolérance	± 5%				

Tableau III- 15: Résultat de contrôle de moyenne du Nombre CT moyen pour l'épaisseur 0.25mm

Epaisseur 2.5 mm	ROI 1	ROI 2	ROI 3	ROI 4	ROI centre
nombre CT Moyen (UH)	12.15	15.35	13.21	13.03	13.35
moyenne du nombre de CT moyen (UH)	13.42				
moyenne du nombre de CT moyen de référence (UH)	13.40				
E (%)	0.14 %				
tolérance	± 5%				

Tableau III- 16: Résultat de contrôle de moyenne du Nombre CT moyen pour l'épaisseur 2.5mm

Epaisseur 5 mm	ROI 1	ROI 2	ROI 3	ROI 4	ROI centre
nombre CT Moyen (UH)	11.87	15.16	13.17	13.29	13.99
moyenne du nombre de CT moyen (UH)	13.50				
moyenne du nombre de CT moyen de référence (UH)	13.50				
E (%)	0 %				
tolérance	± 5%				

Tableau III- 17: Résultat de contrôle de moyenne du Nombre CT moyen pour l'épaisseur 5mm

Le contrôle de Moyenne du Nombre CT acquise en utilisant Les trois épaisseurs de coupes 0.25mm ,2.5mm et 5 mm passe.

III.A.5 Bruit dans l'image

La valeur du bruit de l'image CT est calculée par la formule suivante :

$$\text{Bruit (\%)} = (\sigma_{\text{nombre CT}} / \text{nombre CT moyen}) \times 100$$

Epaisseur 0.25 mm	ROI 40%	ROI 1	ROI 2	ROI 3	ROI 4	ROI CENTRE
$\sigma_{\text{nombre CT}}$	7.04	6.40	6.44	6.13	6.16	7.66
Nombre CT moyen (UH)	12.93	11.94	14.69	12.56	12.82	13.34
$(\sigma_{\text{nombre CT}} / \text{nombre CT moyen}) \times 100$	54.5%	53.6%	43.8%	48.8%	48.0 %	57.4%
Bruit de référence (%)	53.8%	51.2%	44.4%	47.0%	49.4%	54.4%
E(%)	1.3%	4.6%	1.4%	3.8%	2.8%	5.5%
tolérance	± 10 %					

Tableau III- 18: Résultat de contrôle de bruit dans l'image pour l'épaisseur 0.25 mm

Epaisseur 2.5mm	ROI 40%	ROI 1	ROI 2	ROI 3	ROI 4	ROI CE NTRE
σ nombre CT	4.30	4.52	4.42	4.40	4.67	5.03
Nombre CT moyen (UH)	13.80	12.15	15.35	13.21	13.03	13.35
(σ nombre CT / nombre CT moyen) x 100	31.2%	37.2%	28.8%	33.3%	35.8%	37.7%
Bruit de référence (%)	32.1%	38.4%	30.0%	35.3%	37.4%	38.5%
E(%)	2.8%	3.1%	4.0%	5.7%	4.3%	2.1%
tolérance	± 10 %					

Tableau III- 19: Résultat de contrôle de bruit dans l'image pour l'épaisseur 2.5 mm

Epaisseur 5 mm	ROI 40%	ROI 1	ROI 2	ROI 3	ROI 4	ROI CE NTRE
σ nombre CT	3.5	3.47	3.78	3.14	3.21	4.10
Nombre CT moyen (UH)	12.30	11.87	15.16	13.17	13.29	13.99
(σ nombre CT / nombre CT moyen) x 100	28.5%	29.2%	24.9%	23.8%	24.1%	29.3%
Bruit de référence (%)	30.1%	28.5%	26.4%	24.1%	22.3%	30.4%
E(%)	5.3%	2.5%	5.7%	1.2%	8.0%	3.6%
tolérance	± 10 %					

Tableau III- 20: Résultat de contrôle de bruit dans l'image pour l'épaisseur 5 mm

Le contrôle de bruit de l'image CT acquise en utilisant L'épaisseur de coupe 0.25mm

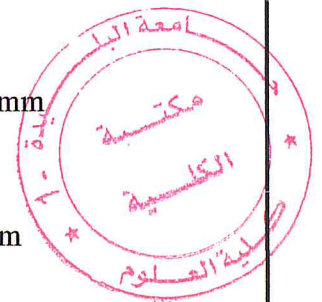
. La valeur moyenne de son écart relative est de 3.88% qui est inférieur à 10%.

Le contrôle de bruit de l'image CT acquise en utilisant L'épaisseur de coupe 2.5mm

. La valeur moyenne de son écart relative est de 4.40% qui est inférieur à 10%.

Le contrôle de bruit de l'image CT acquise en utilisant L'épaisseur de coupe 5mm

. La valeur moyenne de son écart relative est de 5.26% qui est inférieur à 10%.



III.A.6 Résolution à bas contraste

La résolution à bas contraste est calculée par la formule suivante :

$$\text{Résolution à bas contraste}(\%) = \left[\frac{(\text{CT polystyrène} - \text{CT LDPE})/10}{\left\{ \frac{(\text{Mean polystyrène} - \text{Mean LDPE})}{(\text{SD polystyrène} + \text{SD LDPE})/2} \right\}} \right]$$

Epaisseur 0.25 mm	Nombre CT moyen	Mean	SD
polystyrène	-35	-31	4
LDPE	-100	-84	8
Résolution à bas contraste (%)	0.7%		
tolérance	< 1.5%		

Tableau III- 21: Résultat de contrôle de la résolution a bas contraste pour l'épaisseur 0.25 mm

Epaisseur 2.5mm	Nombre CT moyen	Mean	SD
polystyrène	-35	-31	7
LDPE	-100	-83	6
Résolution à bas contraste (%)	0.8%		
tolérance	< 1.5%		

Tableau III- 22: Résultat de contrôle de la résolution a bas contraste pour l'épaisseur 2.5 mm

Epaisseur 5 mm	Nombre CT moyen	Mean	SD
polystyrène	-35	-31	5
LDPE	-100	-84	5
Résolution à bas contraste (%)	0.6%		
tolérance	< 1.5%		

Tableau III- 23: Résultat de contrôle de la résolution a bas contraste pour l'épaisseur 5 mm

Le contrôle de La résolution à bas contraste acquise en utilisant Les trois épaisseurs de coupes 0.25mm ,2.5mm et 5 mm passe.

III.A.7 Position du fantôme par rapport à la coupe

La détermination de l’erreur de positionnement (E) en appliquant la formule suivante :

$$E = L * 0.42$$

Epaisseur 0.25 mm	x	y
L (mm)	3.3	3.2
E (mm)	1.4	1.3
Tolérance	±2mm	

Tableau III- 24: Résultat de contrôle de position du fantôme par rapport à la coupe pour l’épaisseur 0.25 mm

Epaisseur 2.5mm	x	y
L (mm)	3.3	3.2
E (mm)	1.4	1.3
Tolérance	±2mm	

Tableau III- 25: Résultat de contrôle de position du fantôme par rapport à la coupe pour l’épaisseur 2.5 mm

Epaisseur 5 mm	x	y
L (mm)	3.3	3.2
E (mm)	1.4	1.3
Tolérance	±2mm	

Tableau III- 26: Résultat de contrôle de position du fantôme par rapport à la coupe pour l’épaisseur 5 mm

Le contrôle de Position du fantôme par rapport à la coupe acquise en utilisant Les trois épaisseurs de coupes 0.25mm ,2.5mm et 5 mm passe.

III.A.8 Déformation et linéarité de l’image

Epaisseur 0.25 mm	Line1	Line2	Line3	Line4
Mesure Téflon (mm)	50.3	50.3	50.3	50.3
Référence distance Téflon (mm)	50			
Différence (mm)	0.3	0.3	0.3	0.3
Tolérance	< 1 mm			

Tableau III- 27: Résultat de contrôle de déformation et linéarité de l’image pour l’épaisseur 0.25 mm

Epaisseur 2.5mm	Line1	Line2	Line3	Line4
Mesure Téflon (mm)				
Référence distance Téflon (mm)	50			
Différence (mm)				
Tolérance	< 1 mm			

Tableau III- 28: Résultat de contrôle de déformation et linéarité de l'image pour l'épaisseur 2.5 mm

Epaisseur 5 mm	Line1	Line2	Line3	Line4
Mesure Téflon (mm)	49.1	49.9	49	
Référence distance Téflon (mm)	50			
Différence (mm)				
Tolérance	< 1 mm			

Tableau III- 29: Résultat de contrôle de déformation et linéarité de l'image pour l'épaisseur 5mm

Le contrôle de Déformation et linéarité de l'image acquise en Les trois épaisseurs de coupes 0.25mm ,2.5mm et 5 mm passe.

III.A.9 Géométrie sagittale

Epaisseur 0.25 mm	La distance entre le 1 ^{er} et le 5 ^{ème} marqueur
Valeur mesuré (mm)	160
Valeur de référence (mm)	160
Différence (mm)	< 1
Tolérance	≤1mm

Tableau III- 30: Résultat de contrôle de géométrie sagittale pour l'épaisseur 0.25 mm

Epaisseur 2.5mm	La distance entre le 1 ^{er} et le 5 ^{ème} marqueur
Valeur mesuré (mm)	160
Valeur de référence (mm)	160
Différence (mm)	<1
Tolérance	≤1mm

Tableau III- 31: Résultat de contrôle de géométrie sagittale pour l'épaisseur 2.5mm

Epaisseur 5 mm	La distance entre le 1 ^{er} et le 5 ^{ème} marqueur
Valeur mesuré (mm)	160
Valeur de référence (mm)	160
Différence (mm)	<1
Tolérance	≤1mm

Tableau III- 32: Résultat de contrôle de géométrie sagittale pour l'épaisseur 5 mm

Le contrôle de Géométrie sagittale acquise en utilisant en Les trois épaisseurs de coupes 0.25mm ,2.5mm et 5 mm passe.

III.A.10 Epaisseur de coupe reconstruite

Déterminer l'épaisseur de coupe (Z) en appliquant par la formule suivante :

$$Z = L \times 0.42$$

Epaisseur 0.25mm	Région1	Région2	Région3	Région4
L (mm)	0.63	0.63	0.73	0.73
Valeur moyenne (mm)	0.68			
Z (mm)	0.29			
Valeur théorique (mm)	0.25			
E (mm)	0.04			
Tolérance	±1 mm			

Tableau III- 33: Résultat de contrôle de l'épaisseur de coupe reconstruite pour 0.25 mm

Epaisseur 2.5 mm	Région1	Région2	Région3	Région4
L (mm)	4.8	5.4	6.3	5.9
Valeur moyenne (mm)	5.6			
Z (mm)	2.35			
Valeur théorique (mm)	2.5			
E (mm)	-0.15			
Tolérance	±1 mm			

Tableau III- 34: Résultat de contrôle de l'épaisseur de coupe reconstruite pour 2.5 mm

Epaisseur 5 mm	Région1	Région2	Région3	Région4
L (mm)	11.05	13.12	13.8	13.12
Valeur moyenne (mm)	10.22			
Z (mm)	4.29			
Valeur théorique (mm)	5			
E (mm)	-0.71			
Tolérance	±1 mm			

Tableau III- 35: Résultat de contrôle de l'épaisseur de coupe reconstruite pour 5 mm

Le contrôle d'Epaisseur de coupe reconstruite acquise Les trois épaisseurs de coupes 0.25mm ,2.5mm et 5 mm passe.

III.A.11 Résolution à haut contraste

Epaisseur 0.25mm	
Groupe de lames distinguables	4
Résolution spatiale (pl/cm)	40
<i>Tolérance</i>	$\geq 10 \text{ pl/cm}$

Tableau III- 36: Résultat de contrôle de la résolution a haut contraste pour l'épaisseur 0.25mm

Epaisseur 2.5 mm	
Groupe de lames distinguables	5
Résolution spatiale (pl/cm)	50
<i>Tolérance</i>	$\geq 10 \text{ pl/cm}$

Tableau III- 37: Résultat de contrôle de la résolution a haut contraste pour l'épaisseur 2.5mm

Epaisseur 5 mm	
Groupe de lames distinguables	5
Résolution spatiale (pl/cm)	50
<i>Tolérance</i>	$\geq 10 \text{ pl/cm}$

Tableau III- 38: Résultat de contrôle de la résolution a haut contraste pour l'épaisseur 5 mm

Le contrôle Résolution à haut contraste acquise en utilisant Les trois épaisseurs de coupes 0.25mm ,2.5mm et 5 mm passe.

III.A.12 Contrôle de la résolution spatiale à faible contraste : LCD

Epaisseur 0.25mm		
Contraste	Diamètre Détectable (mm)	Niveau de Contraste * Diamètre détectable
0.3%	Pas détectable	Pas détectable
0.5%	2	1
1%	2	2

Tableau III- 39: Résultat de contrôle de la résolution spatiale à faible contraste pour l'épaisseur 0.25 mm

Epaisseur 2.5 mm		
Contraste	Diamètre Détectable (mm)	Niveau de Contraste * Diamètre détectable
0.3%	4.5	1.35
0.5%	Pas détectable	Pas détectable
1%	2	2

Tableau III- 40: Résultat de contrôle de la résolution spatiale à faible contraste pour l'épaisseur 2.5 mm

Epaisseur 5 mm		
Contraste	Diamètre Détectable (mm)	Niveau de Contraste * Diamètre détectable
0.3%	2	0.6
0.5%	Pas détectable	Pas détectable
1%	2	2

Tableau III- 41: Résultat de contrôle de la résolution spatiale à faible contraste pour l'épaisseur 5 mm

Le contrôle de la résolution spatiale à faible contraste : LCD acquise en utilisant Les trois épaisseurs de coupes 0.25mm ,2.5mm et 5 mm ne passe pas.

III.A. 13 MTF3D :

MTF3D	Fréquence Référence (Cycles/ cm)	Fréquence Détectée Bead 2 (Cycles/cm)	E (%)
50%	3.8645	3.5321	8.6%
10%	5.8514	5.8514	0%
2%	6.7071	6.7307	0.4%

Tableau III- 42: Résultat de contrôle de MTF3D

B. En fonction de l'énergie :

- Le protocole d'acquisition : Encéphale : 80 kV, 350 mA et Pelvis 140 kV, 300 mA
- L'épaisseur de coupe : 2.5 mm

III.B.1 Positionnement du fantôme CATPHAN 600

Ce contrôle est Independent de l'énergie. Le bon positionnement du CATPHAN 600 est confirmé en utilisant n'importe quelle énergie d'acquisition, mais par contre sur le choix de la petite épaisseur de coupe.

III.B.2 Homogénéité de l'image

L'homogénéité de l'image est calculée par la formule suivante :

$$H(UH) = | \text{Nombre CT moyen ROI} - \text{Nombre CT moyen Centre} |$$

Les résultats sont présentés dans les tableaux suivants

80 kV	ROI 1	ROI 2	ROI 3	ROI 4	ROI centre
nombre CT Moyen (UH)	11.87	14.81	12.83	12.88	13.42
H (UH)	1.55	1.39	0.59	0.54	
tolérance	< 4 UH				

Tableau III- 43: Résultat de contrôle de l'homogénéité de l'image pour la coupe CT d'épaisseur 2.5 mm et d'énergie 80 kV

Le contrôle de l'homogénéité de l'image pour les coupes CT acquise en utilisant l'énergie 80 kV sa valeur moyenne est de 1.01 UH qui est inférieur à 4 UH.

140 kV	ROI 1	ROI 2	ROI 3	ROI 4	ROI centre
nombre CT Moyen (UH)	11.87	15.16	13.17	13.29	13.99
H (UH)	2.12	1.17	0.82	0.71	
tolérance	< 4 UH				

Tableau III- 44: Résultat de contrôle de l'homogénéité de l'image pour la coupe CT d'épaisseur 2.5 mm et d'énergie 140 kV

Le contrôle de l'homogénéité de l'image pour les coupes CT acquise en utilisant l'énergie 140 kV. Sa valeur moyenne est de 1.21UH qui est inférieur à 4 UH.

III.B.3 Uniformité intégrale de l'image

L'uniformité intégrale est calculée par la formule suivante :

$$UI(\%) = \frac{(\text{nombre CT moyen max} - \text{nombre CT moyen min})}{(\text{nombre CT moyen max} + \text{nombre CT moyen min})} \times 100.$$

Les résultats sont présentés dans les tableaux suivants

80 kV	ROI 1	ROI 2	ROI 3	ROI 4	ROI centre
nombre CT Moyen (UH)	11.87	14.81	12.83	12.88	13.42
UI (%)	11.02				
tolérance	< 20%				

Tableau III- 45: Résultat de contrôle de l'uniformité intégrale de l'image pour la coupe CT d'énergie 80 kV

140 kV	ROI 1	ROI 2	ROI 3	ROI 4	ROI centre
nombre CT Moyen (UH)	11.87	15.16	13.17	13.29	13.99
UI (%)	12.17				
tolérance	< 20%				

Tableau III- 46: Résultat de contrôle de l'uniformité intégrale de l'image pour la coupe CT d'énergie 140 Kv

Le contrôle de l'uniformité intégrale de l'image pour les coupes CT acquise en utilisant l'énergie 80 kV et 140 kV passe.

III.B.4 Moyenne du Nombre de CT moyen

La moyenne des nombres CT moyen est calculée par la formule suivante :

$$\text{Moyenne nombre CT moyen} = (\Sigma \text{nombre CT moyen ROI}) / 5$$

80 kV	ROI 1	ROI 2	ROI 3	ROI 4	ROI centre
nombre CT Moyen (UH)	11.87	14.81	12.83	12.88	13.42
moyenne du nombre de CT moyen (UH)	13.162				
moyenne du nombre de CT moyen de référence (UH)	13.496				
E (%)	2.5				
tolérance	± 5%				

Tableau III- 47: Résultat de contrôle de moyenne du Nombre CT moyen pour l'énergie 80 kV

140 kV	ROI 1	ROI 2	ROI 3	ROI 4	ROI centre
nombre CT Moyen (UH)	11.87	15.16	13.17	13.29	13.99
moyenne du nombre de CT moyen (UH)	13.156				
moyenne du nombre de CT moyen de référence (UH)	13.496				
E (%)	0.2				
tolérance	± 5%				

Tableau III- 48: Résultat de contrôle de moyenne du Nombre CT moyen pour l'énergie 140 kV

Le contrôle de Moyenne du Nombre CT acquise en utilisant l'énergie 80 kV et 140 kV passe.

III.B.5 Bruit dans l'image

La valeur du bruit de l'image CT est calculée par la formule suivante :

$$\text{Bruit (\%)} = (\sigma \text{ nombre CT} / \text{nombre CT moyen}) \times 100$$

80 kV	ROI 40%	ROI 1	ROI 2	ROI 3	ROI 4	ROI CENTRE
σ nombre CT	3.54	3.40	2.80	2.90	2.94	3.93
Nombre CT moyen (UH)	13.29	11.87	14.81	12.83	12.88	13.42
$(\sigma \text{ nombre CT} / \text{nombre CT moyen}) \times 100$	26.63	28.64	18.90	22.60	9.12	29.28
Bruit de référence (%)	26.86	29.23	24.93	23.84	24.15	29.31
E(%)	0.23	0.59	6.03	1.24	15.03	0.03
tolérance	± 10 %					

Tableau III- 49: Résultat de contrôle de bruit dans l'image pour l'énergie 80 kV

140 kV	ROI 40%	ROI 1	ROI 2	ROI 3	ROI 4	ROI CENTRE
σ nombre CT	3.57	3.47	3.78	3.14	3.21	4.10
Nombre CT moyen (UH)	13.29	11.87	15.16	13.17	13.29	13.99
(σ nombre CT / nombre CT moyen) x 100	26.86	29.23	24.93	23.84	24.15	29.31
Bruit de référence (%)	26.86	29.23	24.93	23.84	24.15	29.31
E(%)	0	0	0	0	0	0
tolérance	± 10 %					

Tableau III- 50: Résultat de contrôle de bruit dans l'image pour l'énergie 140 kV

Le contrôle de bruit de l'image CT acquise en utilisant l'énergie 80 kV. La valeur moyenne de son écart relative est de 4.63% qui est inférieur à 10%.

Le contrôle de bruit de l'image CT acquise en utilisant l'énergie 140 kV La valeur moyenne de son écart relative est de 0% qui est inférieur à 10%.

III.B.6 Résolution à bas contraste

La résolution à bas contraste est calculée par la formule suivante :

$$\text{Résolution à bas contraste}(\%) = \left[\frac{(\text{CT polystyrène} - \text{CT LDPE})/10}{\left\{ \frac{(\text{Mean polystyrène} - \text{Mean LDPE})}{(\text{SD polystyrène} + \text{SD LDPE})/2} \right\}} \right]$$

80 kV	Nombre CT moyen	Mean	SD
polystyrène	-35	-33	4
LDPE	-100	-87	4
Résolution à bas contraste (%)	0.48 %		
tolérance	< 1.5%		

Tableau III- 51: Résultat de contrôle de la résolution a bas contraste pour l'énergie 80 kV

140 kV	Nombre CT moyen	Mean	SD
polystyrène	-35	-31	5
LDPE	-100	-84	5
Résolution à bas contraste (%)	0.61%		
tolérance	< 1.5%		

Tableau III- 52 : Résultat de contrôle de la résolution a bas contraste pour l'énergie 140 kV

Le contrôle de La résolution à bas contraste acquise en utilisant l'énergie 80 kV et 140 kV passe.

III.B.7 Position du fantôme par rapport à la coupe

La détermination de l'erreur de positionnement (E) en appliquant la formule suivante :

$$E = L * 0.42 \text{ [05]}$$

80 kV	x	y
L (mm)	7.08	7.02
E (mm)	2.97	2.95
Tolérance	±2mm	

Tableau III- 53: Résultat de contrôle de position du fantôme par rapport à la coupe pour l'énergie 80 kV

140 kV	x	y
L (mm)	7.04	7.02
E (mm)	2.96	2.95
Tolérance	±2mm	

Tableau III- 54: Résultat de contrôle de position du fantôme par rapport à la coupe pour l'énergie 140 kV

Le contrôle de Position du fantôme par rapport à la coupe acquise en utilisant l'énergie 80 kV et 140 kV ne passe pas. Le logiciel d'analyse à trouver une difficulté pour la précision de positionnement de fantôme pour les faibles et hautes énergies.

III.B.8 Déformation et linéarité de l'image

80 kV	Line1	Line2	Line3	Line4
Mesure Téflon (mm)	50.07	50.07	50.07	50.07
Référence distance Téflon (mm)	50			
Différence (mm)	0.07	0.07	0.07	0.07
Tolérance	< 1 mm			

Tableau III- 55: Résultat de contrôle de déformation et linéarité de l'image pour l'énergie 80kV

140 kV	Line1	Line2	Line3	Line4
Mesure Téflon (mm)	50.05	49.8	50.05	49.8
Référence distance Téflon (mm)	50			
Différence (mm)	0.05	0.2	0.05	0.2
Tolérance	< 1 mm			

Tableau III- 56: Résultat de contrôle de déformation et linéarité de l'image pour l'énergie 140 kV

Le contrôle de Déformation et linéarité de l'image acquise en utilisant l'énergie 80 kV et 140 kV passe

III.B.9 Géométrie sagittale

80 kV	La distance entre le 1 ^{er} et le 5 ^{ème} marqueur
Valeur mesuré (mm)	159.4
Valeur de référence (mm)	160
Différence (mm)	0.6 <1
Tolérance	≤1mm

Tableau III- 57: Contrôle de géométrie sagittale pour l'énergie 80 kV

140 kV	La distance entre le 1 ^{er} et le 5 ^{ème} marqueur
Valeur mesuré (mm)	159.4
Valeur de référence (mm)	160
Différence (mm)	0.6 <1
Tolérance	≤1mm

Tableau III- 58: Contrôle de géométrie sagittale pour l'énergie 140 kV

Le contrôle de Géométrie sagittale acquise en utilisant l'énergie 90 kV et 150 kV passe

III.B.10 Epaisseur de coupe reconstruite

Déterminer l'épaisseur de coupe (Z) en appliquant par la formule suivante :

$$Z = L \times 0.42 \quad [5]$$

80 kV	Région1	Région2	Région3	Région4
L (mm)	4.93	4.93	4.93	5.22
Valeur moyenne (mm)	5.01			
Z (mm)	2.07	2.07	2.07	2.19
Valeur théorique (mm)	5			
E (mm)	0.01			
Tolérance	±1 mm			

Tableau III- 59: contrôle de l'épaisseur de coupe reconstruite pour l'énergie 80 kV

140 kV	Région1	Région2	Région3	Région4
L (mm)	4.64	5.51	5.80	5.51
Valeur moyenne (mm)	5.37			
Z (mm)	1.95	2.31	2.44	2.31
Valeur théorique (mm)	5			
E (mm)	0.37			
Tolérance	±1 mm			

Tableau III- 60: contrôle de l'épaisseur de coupe reconstruite pour l'énergie 140 kV

Le contrôle d'épaisseur de coupe reconstruite acquise en utilisant l'énergie 80 kV et 140 kV passe

III.B.11 Résolution à haut contraste

80 kV	
Groupe de lames distinguables	5
Résolution spatiale (pl/cm)	50
Tolérance	≥ 10 pl/cm

Tableau III- 61: contrôle de la résolution à haut contraste pour l'énergie de 80 kV

140 kV	
Groupe de lames distinguables	5
Résolution spatiale (pl/cm)	50
Tolérance	≥ 10 pl/cm

Tableau III- 62: contrôle de la résolution à haut contraste pour l'énergie de 140 kV

Le contrôle Résolution à haut contraste acquise en utilisant l'énergie 80 kV et 140 kV passe

III.B.12 Contrôle de la résolution spatiale à faible contraste : LCD

80 kV		
Contraste	Diamètre Détectable (mm)	Niveau de Contraste * Diamètre détectable
0.3%	3.3	0.99
0.5%	2	1
1%	2	1
Tolérance		$\geq 10 \text{ pl/cm}$

Tableau III- 63: Contrôle de la résolution spatiale à faible contraste pour l'énergie 80 kV

140 kV		
Contraste	Diamètre Détectable (mm)	Niveau de Contraste * Diamètre détectable
0.3%	3.3	0.99
0.5%	2	1
1%	2	1
Tolérance		$\geq 10 \text{ pl/cm}$

Tableau III- 64: Contrôle de la résolution spatiale à faible contraste pour l'énergie 140 kV

Le contrôle de la résolution spatiale à faible contraste : LCD acquise en utilisant l'énergie 80 kV et 140 kV ne passe pas

III.B. 13 MTF3D :

80 kV			
MTF3D	Fréquence Référence (Cycles/ cm)	Fréquence Détectée Bead 2 (Cycles/cm)	E (%)
50%	3.5321	3.4845	1.35
10%	5.8514	5.8514	0
2%	6.7307	6.4514	4.3

Tableau III- 65: Contrôle de MTF3D pour l'énergie 80 kV

140 kV			
MTF3D	Fréquence Référence (Cycles/ cm)	Fréquence Détectée Bead 2 (Cycles/cm)	E (%)
50%	3.5321	3.5321	/
10%	5.8514	5.8514	/
2%	6.7307	6.7307	/

Tableau III- 66: Contrôle de MTF3D pour l'énergie 140 kV

Le contrôle de MTF3D acquise en utilisant l'énergie 80 kV et 140 kV passe. Les valeurs sont inférieures à 15 %

IV. Contrôles annuelle

IV.1 Etablissement de la courbe de Hounsfield Courbe de calibration housefield

IV. A Energie 80 kV, épaisseur de coupe 2.5 mm

80 kV	Série de coupe 2.5 mm			
	Densité électronique (g/cm^3)	Nombre CT Constructeur (UH)	Nombre CT Mesuré (UH)	Ecart(UH)
Eau	1.000	0	0.4	0.4
Polystyrène	0.998	-35	-65.34	-30.34
LDPE	0.945	-100	-124.11	-24.11
PMP	0.853	-200	-208.94	-8.94
Air	0.001	-1000	-971.23	28.77
Téflon	1.868	950	1014.21	64.21
Derlin	1.363	340	345.6	5.6
Acrylique	1.147	120	99.67	20.33
tolérance	± 40 UH			

Tableau III- 67: Etablissement de la courbe de Hounsfield pour l'énergie 80 kV

IV.1 B Energie 120 kV, épaisseur de coupe 2.5 mm

- Les résultats sont notés au niveau du tableau suivant :

120 kV	Série de coupe 2.5 mm			
	Densité électronique (g/cm^3)	Nombre CT Constructeur (UH)	Nombre CT Mesuré(UH)	Ecart(UH)
Eau	1.000	0	0.4	0.4
Polystyrène	0.998	-35	-35.34	-0.34
LDPE	0.945	-100	-92.81	7.19
PMP	0.853	-200	-178.74	21.26
Air	0.001	-1000	-970.45	29.55
Téflon	1.868	950	961.39	11.39
Derlin	1.363	340	361.26	21.26
Acrylique	1.147	120	121.56	1.56
tolérance	± 40 UH			

Tableau III- 68: Etablissement de la courbe de Hounsfield pour l'énergie 120 kV

IV.2 B Energie 140 kV, épaisseur de coupe 2.5 mm

140 kV	Série de coupe 2.5 mm			
	Densité électronique (g/cm ³)	Nombre CT Constructeur (UH)	Nombre CT Mesuré(UH)	Ecart(UH)
Eau	1.000	0	0.4	0.4
Polystyrène	0.998	-35	-27.49	7.51
LDPE	0.945	-100	-82.66	17.34
PMP	0.853	-200	-170.70	29.3
Air	0.001	-1000	-968.79	31.21
Téflon	1.868	950	948.56	1.44
Derlin	1.363	340	365.34	25.34
Acrylique	1.147	120	128.17	8.17
tolérance	± 40 UH			

Tableau III- 69: Etablissement de la courbe de Hounsfield pour l'énergie 140 kV

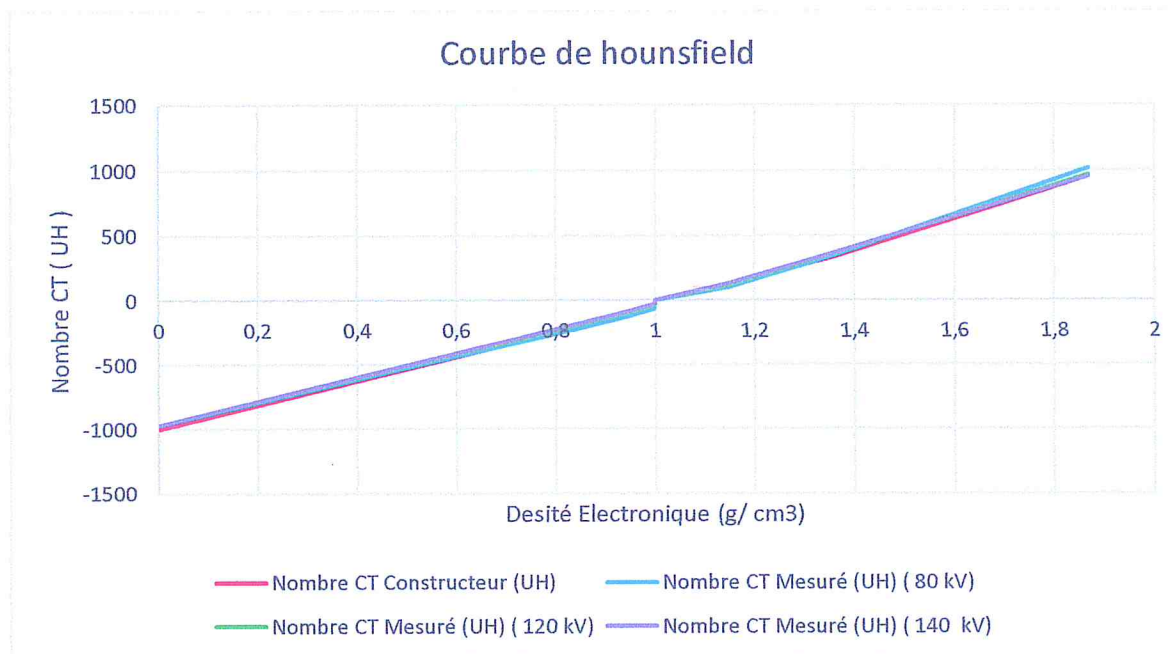


Figure III- 2: courbe Nombre CT Mesuré en fonction de densité électronique

Conclusions et perspectives

L'objectif de notre travail est de mettre en place une procédure de contrôle de qualité de la simulation virtuelle en routine clinique dans le service de radiothérapie de la clinique d'oncologie Fatema Al Azhar .

Pour mener ce travail, on s'est basé sur les recommandations et protocoles internationaux tel que la société française de physique médicale (SFPM) et l'agence internationale de l'énergie atomique (AIEA).

On s'est intéressé particulièrement au contrôle qualité de scanner de simulation CT car c'est un équipement de départ pour la simulation virtuelle de patient qui sera traité en radiothérapie externe.

En première étape, on a décrit les différents tests effectués avec leur fréquence (Contrôle quotidien, Contrôle hebdomadaire, Contrôle trimestriel et Contrôle annuel).

En seconde étape, on a procédé à donner les résultats de chaque test et prendre les mesures adéquates.

Le contrôle quotidien consiste à vérifier tous les matins par un manipulateur la fonctionnalité ou non des équipements mécaniques du scanner simulateur tel que : les indicateurs de présence de faisceaux (voyant lumineux), l'interphone, les lasers externes, calibration et préchauffage du tube RX et l'un des boutons d'arrêt d'urgence.

Dans le cas où les tests passent, le physicien donne l'accord à l'utilisation de scanner. Et dans le cas échéant une maintenance est obligatoire pour le remettre en marche afin d'assurer la radioprotection du patient.

Le contrôle hebdomadaire consiste à contrôler chaque semaine la coïncidence origine lasers mobiles –origine CT permettant de vérifier la distance entre eux avec une tolérance de plus au moins de 1 mm, le test coïncidence origine lasers (lasers externes) – origine CT (lasers internes) pour vérifier la position de la coupe centrale (coupe 0), le test laser CT interne – laser CT externe et linéarité des déplacements des lasers Mobiles .

Ces contrôles sont acceptés à des tolérances prédéfinies, en cas de dépassement un réajustement est nécessaire.

Le contrôle trimestriel consiste à contrôler chaque trimestre les tests suivants : positionnement de fantôme catalan 600 ; l'homogénéité de l'image, uniformité intégrale de l'image, Moyenne du nombre CT moyen, bruit dans l'image, résolution à base contraste, positionnement de fantôme par rapport à la coupe, déformation et linéarité de l'image, géométrie sagittale, épaisseur de coupe reconstruite, résolution à haut contraste, contrôle de la

résolution spatiale à faible contraste, MTF3D. Ces contrôles sont effectués en fonctions de l'épaisseur de coupes, dans notre travail on a choisi les épaisseurs utilisées en routine clinique : 0.25 mm, 2.5 mm et 5 mm et en fonction de l'énergie qui est choisi par rapport à la région à scanner : 80 kV, 120 kV et 140 kV.

Le contrôle annuel consiste à établir la courbe de hounsfield qui étalonne le scanner CT entre les niveaux de gris et les densités électroniques on a choisi l'épaisseur de coupe standard qui est 2.5mm pour les trois modes d'énergies trois déférentes énergies 80 kV , 120 kV et 140 kV .

En perspectif a notre travail , on souhaitera automatisé ces contrôles par le biais d'un programme permettant automatiquement de vérifier si le test passe ou non et quelle sont les démarches à suivre .

Références :

[1] Institut Curie, « la Radiothérapie », site Face au cancer L'union d'un hôpital et d'un centre de recherche.

[2] IRSN «Des formations professionnelles dédiées à la radioprotection des personnes et de l'environnement », site.

[3] Saida MECHELI, « Dosimétrie en Tomodensitométrie et contrôle qualité de son fonctionnement », thèse, 2010.

[4] CATPHAN 600 Manual, Brochure and Data Sheet., «: the phantom laboratory », site: www.phantomlab.com.

[5] Institut Curie – 26 rue d'Ulm 75248 Paris cedex 05, « Contrôle de qualité d'une installation de Simulation Virtuelle», thèse de doctorat, publiée par SFPM, (2009).

[6] Patrick VASSAL, «FUSION D'IMAGES MULTI-MODALES POUR LA RADIOTHÉRAPIE CONFORMATIONNELLE : APPLICATION AU REPOSITIONNEMENT DU PATIENT», thèse de doctorat, le 29 juin 1998

[7] Beaudre A, Pica A. Simulation virtuelle : moyens et méthodologie. Cancer/Radiother: 573 – 580. 1997

[8] Jean-Jacques Mazon , « La radiotherapie conformationnelle », livre.

[9] J.P Dillenseger. E. Moerschel, « Guid des technologies de l'imagerie médicale et de la radiotherapie », Livre, E Masson.

[10] SALLAI Nabahat, « Contrôle de qualité mécanique et dosimétriquede l'accélérateur linéaire d'électron », thèse de Physique Médicale, 2011

[11]. P. François « Quality assurance of radiation therapy machines », Institut Claudius-Regaud, 20-24, rue du Pont-Saint-Pierre, 31052 Toulouse, France.

[12] André BRIDIER -Frédéric JOUSSARD, « Mise en oeuvre de la dosimétrie *in vivo* dans un département de radiothérapie : expérience de l'Institut Gustave Roussy », *Journées dosimétrie SFRP, 27 et 28 Mai 2008 -Paris*

[13] Pr Raymond Miralbell, Traitement par radiothérapie», site, Service de radio-oncologie

[14] « CE QU'IL FAUT SAVOIR SUR LA RADIOTHÉRAPIE », UN GUIDE POUR LA PERSONNE EN TRAITEMENT DE RADIOTHÉRAPIE

[15] Institut Curie, « Contrôles de qualité en radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité », thèse, publiée par SFPM Janvier 2010

[16] Centre Antoine Béchère, « Contrôle de qualité des équipements a rayons X », thèse, publiée par SFPM, 2014

[17] Tarraf TORFEH, « Automatisation du contrôle de qualité d'une installation d'imagerie de repositionnement en radiothérapie externe», thèse de doctorat, *le 14 janvier 2009*

[18] Institut Curie – 26 rue d'Ulm 75248 Paris cedex 05, « Contrôle de qualité d'une installation de Simulation Virtuelle», thèse de doctorat, publiée par SFPM, (2009).

[19] SEFM. Protocole Espagnole de contrôle de qualité en Radioprotection.

complio.pdf.

[20] S. Zefkili a,*, M. Tomsej, « Recommandations pour un protocole d'assurance de qualité de la radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité des cancers de la tête et du cou », Recommendations for a head and neck IMRT quality assurance protocol, 2004

ACRONYME

NOMBRE CT : *computerized tomography*

TDM : La tomodensitométrie est une technique d'imagerie médicale qui consiste à mesurer l'absorption des rayons X par les tissus puis, par traitement informatique.

ROI : la région d'intérêt

UH : Unité Hounsfield

LDPE : en anglais pour *low density polyethylene*, *Polyéthylène basse densité*

