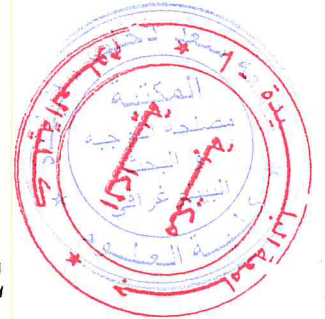


# UNIVERSITE DE BLIDA 1



## FACULTE DES SCIENCES DEPARTEMENT DE PHYSIQUE

Mémoire présenté par :

**KETRANE Abdelkader**

En vue d'obtenir le diplôme de Master

**Domaine : sciences de la matière**

**Filière : Physique**

**Spécialité : physique médicale**

**Option : Radiothérapie**

**Sujet : Tomotherapie et assurance Qualité en IG-IMRT**

Soutenu le : 01 juillet 2014 devant le jury composé de :

Mr. Mamoun. Chekirine	MAA	USDB	President
Mr. Brahim. Hocini	MAA	USDB	Rapporteur
Mme. Djamila. Ait yahia	MAB	USDB	Examinatrice
Mme. Karima. Larabi	MAB	USDB	Examinatrice

**2013/2014**

REMERCIEMENTS :

J'adresse mes sincères remerciements à tous mes professeurs de la faculté des sciences ainsi qu'à Monsieur B.HOCINI maître assistant et physicien médical pour leurs efforts déployés pour la réussite de ma formation.

Aux professeurs qui ont bien voulu assurer la tâche d'examineurs.

Enfin, j'exprime mes remerciements à tous ceux qui ont contribué de près ou de loin à l'élaboration de ce travail.

## DEDICACE

A la mémoire de mon père MOKHTAR

(Qu'Allah te garde près de lui dans son vaste paradis).

A ma mère TATA qui a toujours été ma conseillère.

(Qu'Allah te donne la bonne santé).

A ma femme SABAH a toujours m'encourager et me soutient pour la continuité de cette formation.

A mes filles : NADA, HALIMA-RIHAB, YASMINE,

Ainsi mon fils : ALI-ABDELLAH

A mon frère ABDENOUR ainsi sa femme HASINA, ont toujours étaient le soutient a moi malgré leurs présence a paris

A toute la famille

A tous les étudiants de ma promotion

ملخص :

الهدف من عملنا هذا هو توفير إجراءات مبسطة لضمان الجودة للعلاج بـ Tomothérapie استنادا إلى تقرير فريق العمل AAPM 148 تحت عنوان (QA for helical tomotherapy) .

كما نتيح تقنية Tomothérapie باستعمال تزاوج تقنية IGRT – IMRT ، ففي الفصل الأول تطرقنا الى العلاج الإشعاعي الثنائي الأبعاد (2D) وتطوره حتى الوصول الى العلاج الإشعاعي 3D-IMRT و 3D-IGRT .

في الفصل الأول أيضا أدخلنا مفاهيم multileafs والتصوير المرافق للعلاج (onboarded imaging) و التي هي أساس تطوير العلاج الإشعاعي IG-IMRT.

الفصل الثاني خصص أساسا لتقنية الـ Tomothérapie و معرفة لماذا هذه التقنية معقدة وفريدة ومفيدة في العلاج الإشعاعي والتي تبقى تحت مسؤولية الفيزيائي الطبي .

و لذلك، فإن الفصل الثالث أنجز للتطرق الى عمليات و أجهزة ضمان الجودة بطرق مبسطة .

أخيرا الفصل الرابع تطرق الى النتائج المتعلقة بضمان الجودة اليومية، الشهرية، كل أربعة اشهر والسنوية دون نسيان حالة استبدال العناصر الرئيسية.

## **SUMMARY:**

The goal of our work is to propose procedures of quality assurance simplified for treatments in tomotherapy based on the report of the AAPM TASK GROUP 148 on title (QA for helical tomotherapy).

As the technical of tomotherapy makes it possible to couple the IGRT and the IMRT, we started the first chapter on the radiotherapy 2D and its progression until the radiotherapy 3D- IMRT and 3D-IGRT.

In the first chapter we also introduced the concepts on the multilayers and the onboard imaging which are the bases of the evolution of the conformational radiotherapy IG-IMRT.

The second chapter, was made essential for the helical technical of tomotherapy in order to understand why, this technical is complex, beneficial and unique in radiotherapy, and which will be under the responsibility of the medical physicist.

However, the third chapter is made to proceed a simplified methods and materials to quality assurance.

Finally, the fourth chapter enter to the results concerning the daily ,monthly,quarterly and annually , of quality assurance without forgetting the replacement of the importantes components.

**RESUME :**

Le but de notre travail est de proposer des procédures d'assurance de qualité simplifiées pour des traitements en tomothérapie basées sur le rapport de l'AAPM TASK GROUP 148 intitulé (QA for helical tomotherapy).

Comme la technique de tomothérapie permet de coupler l'IGRT et l'IMRT on a entamé le premier chapitre sur la radiothérapie 2D et sa progression jusqu'à la radiothérapie 3D –IMRT et 3D-IGRT.

Dans le premier chapitre on a aussi introduit des notions sur les multilames et l'imagerie embarquée qui sont les bases de l'évolution de la radiothérapie conformationnelle IG-IMRT.

Le deuxième chapitre, a été fait essentiellement pour la technique de tomothérapie hélicoïdale afin de comprendre pourquoi, cette technique est complexe, bénéfique et unique dans la radiothérapie, et qui sera sous la responsabilité du physicien médicale.

Cependant le troisième chapitre est fait pour procéder à des méthodes et matériels d'assurance de qualité simplifiées.

Enfin le quatrième chapitre était entamé sur les résultats concernant l'assurance de qualité journalière, mensuelle, tous les quatre mois et annuelle, sans oublier le cas de remplacement des composants importants.



**Table de matières :**

**Introduction**.....p.1

**CHAPITRE I : DESCRIPTION DES TECHNIQUES DE RADIOTHERAPIE**

I.A. La radiothérapie 2D.....p.3

I.B. La radiothérapie 3D.....p.3

I.C. La radiothérapie 3D avec IMRT .....p.4

I.C.1.Le collimateur multilame (MLC), (CML).....p.4

I.C.2- Réalisation pratique de la modulation d'intensité par MIC.....p.5

I.C.2.a. Mode statique .....p.5

I.C.2.b. Mode dynamique (sliding window).....p.5

I.C.2.c. La planification inverse.....p.6

I.D. La radiothérapie 3D IMRT guidée par l'image (IGRT).....p.10

I.D.a. Système d'imagerie embarqué.....p.11

**CHAPITRE II: DESCRIPTION DE L'APPAREIL DE TOMOTHERAPIE HELICOIDALE**

Introduction.....p.14

II.A. Système de coordonnées en tomotherapie .....p.14

II.B. Description de la machine Tomotherapie hélicoïdale.....p.15

II.C. Accélérateur et alignement du faisceau .....p.15

II.D. Mâchoires et collimateur multilâmes en Tomotherapie hélicoïdale.....p.17

II.E. Table de traitement pour Tomotherapie hélicoïdale .....p.19

II.F. Détecteurs pour la scanographie de haute énergie (MVCT).....p.19

II.G. La planification du traitement en Tomotherapie.....	p.21
II.H. La délivrance de traitement en Tomotherapie hélicoïdale.....	p.24

**CHAPITRE III : ASSURANCE DE QUALITE (AQ) EN TOMOTHERAPIE-DESCRIPTION  
DU MATERIELS ET DES METHODES**

III.A. Système MVCT.....	p.26
III.A.1. Tests de précision Spatial/Géométrie.....	p.26
III.A.1.a. Reconstruction d'image.....	p.26
III.A.1.b.Exactitude et précision d'enregistrement d'image.....	p.26
III.A.2-.Les tests de la qualité d'image .....	p.27
III.A.2.a. Incertitude aléatoire en valeur de pixel (bruit).....	p.27
III.A.2.b. Uniformité de l'image .....	p.27
III.A.2.c. La conversion du nombre CT à la densité d'électron.....	p.28
III.A.2.d. Résolution spatiale.....	p.28
III.A.3. Dosimétrie de MVCT.....	p.28
III.B. Système de planification de traitement (TPS).....	p.29
III.B.1. Test de validation géométrique.....	p.29
III.B.2. Test de validation dosimétrique.....	p.30
III.3. Délivrance de traitement.....	p.31
III.C.1. Etalonnage.....	p.32
III.C.1.a. Etalonnage d'un faisceau statique.....	p.32
III.C.1.b. Etalonnage d'un faisceau rotationnel.....	p.35
III.C.1.c. La vérification indépendante d'étalonnage.....	p.36
III.C.2. Assurance de qualité : pour les paramètres du faisceau.....	p.37



III.C.2.a. Le rendement.....	p.37
III.C.2.b. Pourcentage de dose en profondeur(PDD).....	p.37
III.C.2.c. Profils de faisceau en cône (transversaux).....	p.38
III.C.2.d. Forme de profil longitudinale .....	p.39
III.C.3. Qualité d'assurance : les alignements mécaniques.....	p.40
III.C.3.a. Centrage de la mâchoire –y.....	p.40
III.C.3.b. Divergence de la mâchoire –y par rapport au centrage du faisceau .....	p.41
III.C.3.c. L'alignement de la mâchoire –y avec le plan de rotation du bras.....	p.42
III.C.3.d. Centrage du champ de traitement.....	p.43
III.C.3.e. Alignement de MLC et test de la torsion du MLC.....	p.43
III.C.4. Les tests de la table de traitement et le bras.....	p.44
III.C.4.a. L'angle du bras.....	p.45
III.C.4.b. Uniformité de la vitesse de la table de traitement.....	p.45
III.C.4.c. Translation de la table par rapport à la rotation.....	p.46
III.C.4.d. Constance de la position de la table.....	p.46
III.C.4.e. La table de traitement .....	p.47
III.C.5. Assurance de qualité de divers aspects.....	p.47
III.C.5.a. Procédures d'interrompre de traitement.....	p.47
III.C.5.b.-Marquage du patient et le laser de positionnement .....	p.48

## **CHAPITRE IV : RESULTATS ET DISCUSSION**

Introduction.....	p.50
IV.1.Quotidienne.....	p.50
IV.2. Mensuelle.....	p.50
IV.3. Tous les quatre mois .....	p.51

IV.4. Annuelle.....	p.51
IV.5.En cas de remplacement des composante.....	p.51
V. Annexe.....	p.53
V.1 Feuille de travail .....	p.53
V.2.Différent matériels utilisés en assurance de qualité.....	P.56
<b>CONCLUSION</b> .....	p.58
<b>BIBLIOGRAPHIE</b> .....	p.59

## LISTES DES FIGURES :

Figure 1 : Géométrie des 3 principaux têtes d'irradiation dans lesquelles sont implantés les MLC.....	p.4
Figure 2 : Carte de fluence d'un faisceau segmenté en carte de niveaux.....	p.5
Figure3 : Principe d'obtention de la modulation d'intensité en mode dynamique.....	p.6
Figure 4 : Présentation de la Segmentation en mode statique.....	p.9
Figure 5 : Accélérateur linéaire. équipé d'un système d'imagerie embarquée OBI®.....	p.11
Figure 6 : Système de coordonnées en tomotherapie.....	p.14
Figure 7 : L'alignement du faisceau et mode de délivrance du faisceau.....	p.15
Figure 8 : Profils dans les directions longitudinale et latérale.....	p.16
Fig 9 (a) : Le spectre énergetique des photons de Tomotherapie helicoidale compare avec linacs 2100c et linacs 600Cd pour des energies nominales de faisceaux incidents d'electrons identiques.....	p.17
Fig 9(b) : Le spectrte énergetique des photons de Tomotherapie helicoidale pour les deux modes de fonctionnement (traitement et imagerie MVCT ) .....	p.17
Figure 10 : La tête de l'appareil de tomotherapie hélicoïdale.....	p.18

Figure 11 : MLC, de 64 lames intercalées.....	p.18
Figure 12: La table de traitement avec la formule de pitch.....	p.19
Figure 13 : Un Patient présentant une double prothèse de hanche (image de gauche de basse énergie [kVCT], image de droite de haute énergie [MVCT]).....	p.21
Figure 14: Les deux ensembles de lasers utilisés dans la planification en tomotherapie.....	p.22
Figure 15 : Exemple d'une courbe PDD (champ de 2.5 par 40 cm) mesurer dans un fantôme a eau et le model PDD (the modeled PDD).....	p.38
Figure 16 : Exemple de profiles de faisceau transversaux mesurer dans un fantôme a eau (champ 2.5 par 40cm) et les respectives modèles du profiles de faisceau.....	p.39
Figure 17 : Exemple des profiles du faisceau longitudinale mesuré avec un fantôme a eau et les respectives modèles de profiles de faisceau.....	p.40
Figure 18 : Après L'exposition d'un film pour tester l'alignement du l'axe de faisceau axiale avec le plan de rotation (l'analyse du film résulte le recouvrement des profiles A1 et B1 pour les deux champs).....	p.42

Figure 19 : Après l'irradiation d'un film pour test du centrage du faisceau clinique Axial

(Un champ étalonné de 5cm est testé contre un champ clinique de 2.5cm).....p.43

Figure 20: Test d'alignement et de la torsion du MLC.....p.44

## LISTE DES TABLEAUX :

Tableau 1 : Test de comparaison d'image MVCT avec l'image KVCT .....	p.26
Tableau 2 : Test d'exactitude et de précision d'enregistrement d'image.....	p.27
Tableau 3 : Test d'incertitude du bruit d'image.....	p.27
Tableau 4 : Test d'uniformité de l'image.....	p.27
Tableau 5 : Test de la conversion du nombre CT à la densité d'électron.....	p.28
Tableau 6 : Test de résolution spatiale .....	p.28
Tableau 7 : Calcul de la dose du MVCT .....	p.29
Tableau 8 : Test de validation géométrique .....	p.29
Tableau 9 : Test de validation dosimétrique pour différents largeurs de champs.....	p.31
Tableau 10 : Critères de tests d'acceptances pour TPS de Tomothérapie hélicoïdale .....	p.31
Tableau 11 : Détermination de $Q_{msr}$ (indice de qualité) .....	p.32
Tableau 12 : Détermination de Q (indice de qualité).....	p.46
Tableau 13 : Détermination de $k_Q$ , facteur de correction de la qualité du faisceau pour un champ conventionnelle .....	p.32
Tableau 14 : Détermination de la dose dans l'eau du faisceau statique sous les conditions de références de la tomothérapie hélicoïdale spécifique .....	p.34
Tableau 15 : Différentes chambres d'ionisation utilisées en AQ tomothérapie et leurs $k_Q$ et leurs Q équivalente.....	p.35
Tableau 16: Etalonnage du rendement de l'unité tomothérapie hélicoïdale, lorsque le faisceau est en mouvement rotationnelle .....	p.36
Tableau 17 : Vérification indépendante d'étalonnage.....	p.36
Tableau 18 : Calcul du rendement .....	p.37
Tableau 19 : Contrôle de PDD.....	p.37

Tableau 20 : Contrôle de profils de faisceau transversaux.....	p.38
Tableau 21 : Contrôle de la forme de profil longitudinale du faisceau.....	p.39
Tableau 22 : Centrage de la mâchoire –y de tel façon que le point pivot des mâchoires –y sera a environ 5cm derrière la cible .....	p.41
Tableau 23 : Test de l’alignement de la mâchoire –y avec le plan du faisceau.....	p.41
Tableau 24 : Test de l’alignement de la mâchoire –y avec le plan de rotation du bras.....	p.42
Tableau 25 : Test de centrage du champ de traitement.....	p.43
Tableau 26 : Test d’alignement et de la torsion du MLC .....	p.44
Tableau 27 : Test de La capacité du système pour identifier correctement les angles du bras.....	p.45
Tableau 28 : Test de l’uniformité de la vitesse de la table de traitement .....	p.46
Tableau 29 : Test de la synchronisation entre la translation de la table et la rotation du bras.....	p.46
Tableau 30 : Test de la capacité de la table de ce déplacé conformément a des incréments demandés.....	p.46
Tableau 31 : Test du pouvoir de la correction du niveau longitudinale de la table de traitement par le système.....	p.47
Tableau 32 : Test d’interruption de traitement lorsqu’il ya une procédure d’achèvement.....	P.47
Tableau 33 : Test de marquage du patient et le laser de positionnement .....	p.48
Tableau 34 : Les tests quotidiens.....	p.50
Tableau 35 : Les tests mensuelles.....	p.50
Tableau 36 : Les tests tous les quatre mois.....	p.51
Tableau 37 : Les tests annuelles .....	p.51
Tableau38 : Les tests en cas de remplacement des composantes .....	p.52

## **GLOSSAIRE ET ABREVIATIONS :**

**AQ** : Assurance de qualité

**ADCL** : Accredited Dosimetry Calibration Laboratory

**AAPM** : The American Association of Physicists in Medicine

**BEV** : Beam's Eye View

**CTV** : (Clinical target volume),

**CT**: Computed tomography

**(DQA)** : Delivery qualité assurance

**DSA(SAD)** : Distance Source Axe

**DSP(SSD)** : Distance Source Peau

**EPID** : Electronic Portal Imaging Device : système d'imagerie portal électronique

**FWHM**: Full width at half maximum (la largeur a mi-hauteur)

**GTV** : (Gross tumor volume),

**HDV** : Histogramme Dose-Volume

**IV** : (irradiated volume),

**IG**: Image guidance

**IMRT**: Intensity modulated radiation therapy

**IAEA**: International Atomic Energy Agency

**KV** : Kilovoltage

**MLC** : MultiLeaf Collimator : collimateur multilame

**MV** : Mégavolt

**NRC** : National Research Council (Canada)



**OAR** : (Organes a risque)

**PTV** : (Planning target volume),

**RC-3D** : Radiothérapie conformationnelle tridimensionnelle

**SSM** : Etat de modulateur solide (solid state modulator)

**TPS** : Treatment Planning System : système de planification de traitement

**TV** : (Treated volume),

**TLD** : Thermoluminescent Dosimetry

**UM** : Unité Moniteur

# INTRODUCTION



Les progrès théoriques ou expérimentaux des connaissances en physique ont souvent suscité l'intérêt des médecins désireux de faire bénéficier les malades de nouveaux moyens d'exploration ou de traitement.

La découverte des rayons X, puis de la radioactivité, ouvrent une ère nouvelle dans la compréhension et l'approche thérapeutique des cancers et changer profondément le regard sur cette maladie.

La radiothérapie est définie comme une spécialité médicale utilisant les radiations ionisantes tant qu'agent de traitement avec l'objectif de guérir ou de soulager les malades.

Aujourd'hui elle est un moyen de traitement performant à côté de la chirurgie ou de la chimiothérapie, du fait de la bonne maîtrise des rayonnements utilisés.

La radiothérapie assistée par ordinateur et l'évolution du numérique (informatique, imagerie moderne, robotisation des appareils) et l'apparition des collimateurs multilames (MLC), a conduit à une optimisation des volumes d'irradiation en trois dimensions, permettant de conformer les isodoses aux volumes cibles et de réduire la dose aux organes à risque (OAR).

Parmi ces techniques, la tomotherapie hélicoïdale qui permet d'avoir des isodoses concaves épargnant notamment les parotides dans les irradiations de l'oropharynx, et l'irradiation des cibles mobiles (poumon, foie, etc.), dont les faisceaux sont guidés par les images. [9, 1,7].

L'objectif de notre travail est d'étudier et de proposer des procédures d'assurance de qualité simplifiées pour des traitements en tomotherapie.

Notre travail est divisé en quatre chapitres :

Le premier chapitre porte sur la description des techniques de radiothérapie, comme la tomotherapie hélicoïdale qui a été conçue pour utiliser la technologie de l'imagerie scanographique pour planifier, délivrer, et vérifier que le traitement délivré correspond à celui planifié; la technique de la tomotherapie hélicoïdale possède un équipement permettant de réaliser des radiothérapies par faisceaux modulés en intensité et guidés par l'image, pour cela j'ai détaillé des notions dans ce chapitre afin de comprendre le concept de la tomotherapie hélicoïdale.

Le deuxième chapitre décrit l'appareil tomotherapie ainsi la planification de traitement et la délivrance de traitement en tomotherapie,

Le troisième chapitre porte sur matériels et méthodes d'assurance de qualité.

Les résultats sont décrits dans le dernier chapitre.

# CHAPITRE I

---

## DESCRIPTION DES TECHNIQUES DE RADIOTHERAPIE

151 x 210 mm

### **I.A. La radiothérapie 2D :**

L'arrivée du CT-scanner dans les années 1970, et le développement de l'informatique a permis d'avoir un calcul des distributions de doses en 2D dans les patients. [7,1]

### **I.B. La radiothérapie 3D :**

C'est une nouvelle radiothérapie assistée par ordinateur, les scanners de simulation dédiés remplacent les simulateurs et permettent des reconstructions en 3D du corps et tous les organes ; Ainsi les logiciels de dosimétrie beam eye view (vue depuis la cible) permettent de réaliser de façon virtuelle des plans de traitement en 3D, qui conforment les isodoses au plus près des contours des volumes cibles et des OAR ; Ainsi les collimateurs multilames (CML) vont remplacer les champs carrés plus les caches en plomb ou cerrobend ; Par exemple la pyramide prostatique sera irradiée dans un PTV en forme de pyramide et non plus de cube, le rectum et la vessie seront protégés.

A partir de l'année 2000, la RC3D devient la technique de routine pour la grande majorité des irradiations curatives comme les tumeurs : cérébrales, poumons, pancréas, estomac, vessie, prostate, rectum.

Avec la RC3D, de nouvelles exigences techniques et opérationnelles apparaissent :

1- Imagerie de haute qualité ou elle est essentielle pour la bonne définition des divers volumes , et pour amélioration de cette définition, il sera utilisé de plus en plus les fusions d'images entre scanner , IRM et PET-SCAN , ainsi le développement des atlas et les outils de contourage automatique pour les concepts de GTV,CTV ,PTV, et OAR qui prouvent définitivement leurs utilités.

2- Logiciels de planimétrie en 3D (pencil beam, convolution de kernel, code monte carlo; etc....) qui sont précis et rapides.

Les HDV (histogramme dose volume) ont une analyse quantitative et une optimisation rapide des traces d'isodoses et la dose de tolérance aux OARs être précise de façon la notion de volume d'OAR ne devant pas recevoir une dose supérieure a un seuil [7].

Par exemple pour le poumon on écrit :

$$V_{20} < 35\%$$

Qui signifie qu'une dose de 20Gy ne doit pas être distribuée dans plus de 35% du volume pulmonaire.

3- Immobilisation du patient : l'exactitude balistique impose une rigueur sans cesse améliorée du positionnement du patient et de son immobilisation pendant la séance, pour cela diverses techniques sont développées et la vérification du positionnement avant ou pendant la séance utilise des techniques de complexité croissante (imagerie embarquée).

4- Assurance de qualité : c'est le garant incontournable de la sécurité face a la complexification des techniques, c'est une culture qui pénètre l'ensemble de l'équipe de radiothérapie pour éviter des accidents graves ; et tous les maillons de la chaine de processus d'irradiation doivent être vérifiés ; et la dosimétrie in vivo vient compléter ces contrôles et le suivi clinique régulier et prolongé des patients.

### I.C. La radiothérapie 3D avec IMRT :

L'IMRT est une évolution de la RC3D ou elle est possible par les logiciels de planimétrie inverse, son intérêt principale est de pouvoir conformer les isodoses a des volumes concaves.

L'IMRT peut être statique (step and shoot) ou dynamique et les techniques récentes d'arctherapie dynamique permettent de réaliser l'IMRT en quelque minutes.

L'IMRT impose une exactitude balistique parfaite au moment du positionnement du patient et de la dosimétrie in vivo qui sont recommandées pour s'assurer de la bonne distribution de la dose [7].

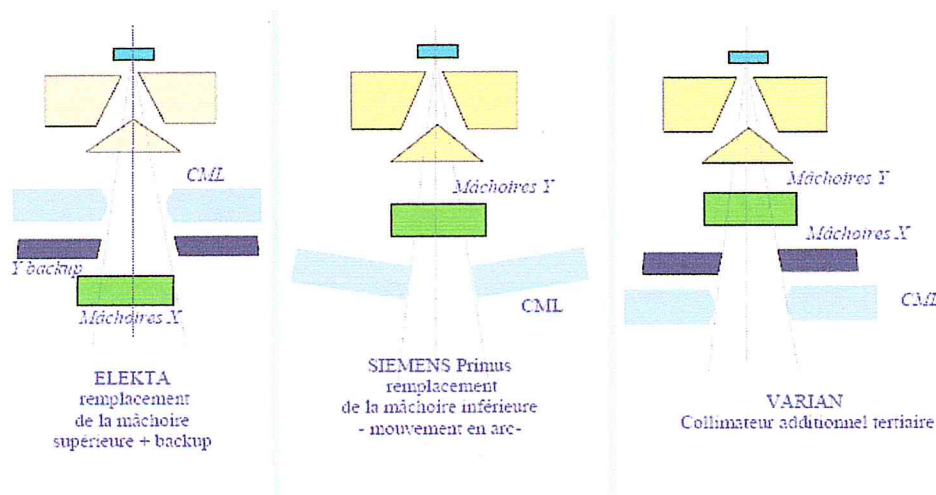
#### I.C.1. Le collimateur multilame (MLC), (CML) :

Le collimateur multilame (MLC) est actuellement le plus répandu pour réaliser des faisceaux modulés.

MLC est un élément mécanique fixé à la tête d'un accélérateur linéaire (Varian Medical Systems) ou intégré (Elekta, Siemens) qui permet à l'aide de lames mobiles en tungstène effectuant des mouvements continus et asynchrones et de définir précisément la forme du champ et d'atténuer les rayonnements en dehors du champ [1,4].

Au cours de l'irradiation, les lames occupent successivement des positions différentes de manière à ne laisser exposer qu'une partie du champ (c.-à-d. chaque pixel) que pendant le nombre d'unités moniteurs (UM) nécessaires pour obtenir la dose voulue au point considéré ; c'est ainsi que des champs modulés sont obtenus.

Pour un programme et contrôle de déplacement des lames, un logiciel spécifique appelé « séquenceur » est nécessaire. [1,4]



**Figure 1 : Géométrie des 3 principaux têtes d'irradiation dans lesquelles sont implantés les MLC [4]**

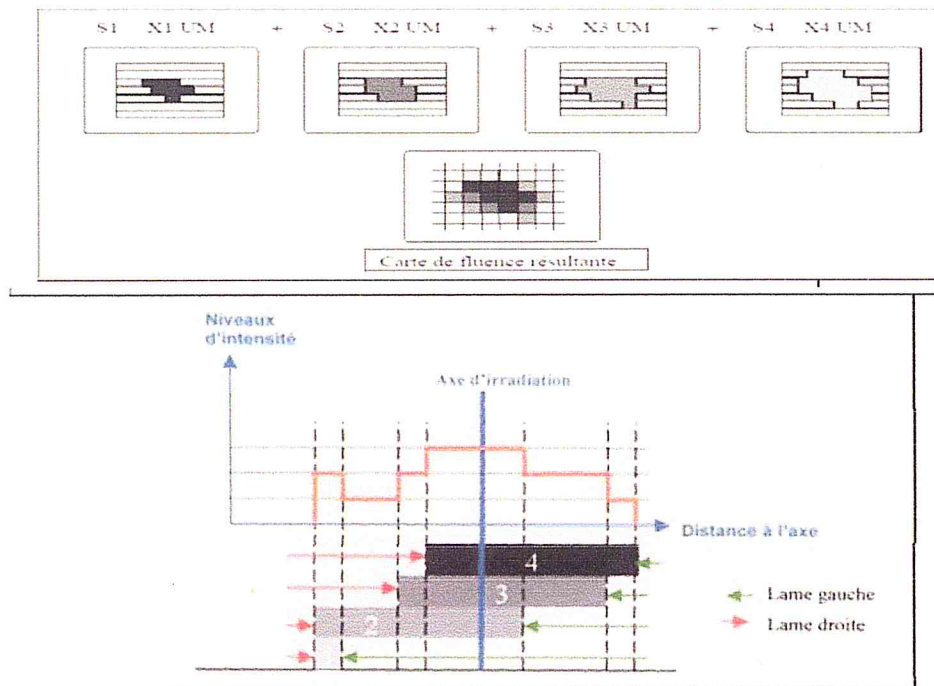
## I.C .2. Réalisation pratique de la modulation d'intensité par MLC :

La modulation d'intensité est distinguée par le déplacement discontinu des lames (mode statique) (step and shoot), et par le déplacement continu des lames (mode dynamique) [4].

### I.C .2.a. Mode statique :

C'est la superposition des champs de formes complexes avec déplacement discontinu des lames et arrêt d'irradiation du faisceau entre deux mouvements des lames (mode segmentaire statique) (Figure 2).

Chacun des segments est appliqué avec le nombre d'unités moniteurs (UM) calculé, et le principe d'obtention de la modulation d'intensité en mode statique c'est la superposition de quatre segments générant quatre niveaux d'intensité. [14].

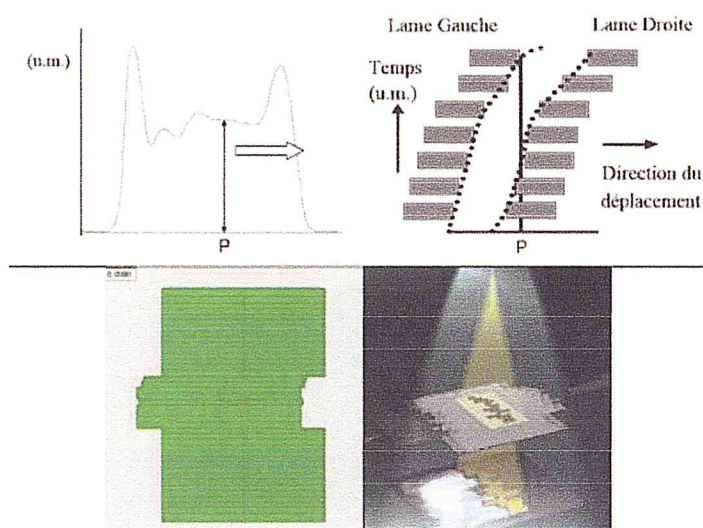


**Figure 2 :** carte de fluence d'un faisceau segmenté en carte de niveaux [4].

### I.C .2.b. Mode dynamique (sliding window) :

Pour ce mode les lames du MLC se déplacent de façon continue au cours de l'irradiation, avec un contrôle et une synchronisation permanents du débit de dose et de la vitesse des lames ; le mouvement de chacune des lames est indépendant et à vitesse variable.

Les lames se déplacent dans la même direction, et le traitement débute avec toutes les lames positionnées sur le même côté du champ à réaliser (par exemple à gauche) ; ensuite les lames de droite s'ouvrent à une vitesse variable en fonction de leur position par rapport à l'axe, et celles de gauche se déplacent dans le même temps à vitesse variable pour refermer le faisceau. (Figure 3) [1,4].



**Figure 3 : Principe d'obtention de la modulation d'intensité en mode dynamique [4]**

### **I.C .2.c . La planification inverse :**

La configuration du système de planification pour l'IMRT doit permettre de modéliser l'influence sur :

La distribution de dose, et des caractéristiques mécaniques, géométriques, dosimétriques du MLC.

Pour les conditions d'utilisation spécifiques à l'IMRT et selon le Système de Planification des Traitements, les divers paramètres d'influence relatifs au MLC sont pris en compte comme :

- Les effets d'inter digitation des lames.
- L'effet tenon-mortaise.
- La variation de transmission du front des lames arrondies.
- Les fuites inter-lames et la transmission.

Plus La nature des données supplémentaires à acquérir ne dépend pas de l'algorithme de calcul de dose utilisé.

Il est recommandé d'évaluer la prise en compte de ces paramètres par le système de planification des traitements utilisé, et d'estimer l'écart sur la dose qui découle de l'absence de prise en compte lorsque celle-ci n'est pas possible.



L'acquisition des données dosimétriques telles que:

- La variation de la dose avec la taille du champ.
- Les RTM (Rapport Tissu-Maximum) et les rendements.
- Les profils.

Demandent une grande précision et un équipement adapté, compte tenu de la spécificité des mesures.

Dans ce cas on tient compte des (outputs factors) (OF) qui représentent la variation de la dose dans l'eau en fonction de la taille du champ d'irradiation.

Les OF sont déterminés dans les conditions de référence c'est à dire pour des segments carrés et rectangulaires variant de 1 à 40cm<sup>2</sup> de côté centrés sur l'axe du faisceau.

Donc il faut noter que les « output factors » varient de façon très importante pour des segments inférieurs à 4cm<sup>2</sup> ; Ce point est essentiel notamment pour la modulation d'intensité en mode statique et par contre en mode dynamique, L'algorithme utilise les OF du champ carré équivalent donné par les mâchoires, la modulation n'étant prise en compte que par un facteur multiplicatif global.

En conséquence, il est recommandé de mesurer les OF avec des chambres de faibles à très faibles dimensions telles que la chambre pin point (0.015cm<sup>3</sup>) ou un détecteur diamant (0.006cm<sup>3</sup>).

De même, afin d'obtenir la meilleure qualité possible de profils dont la pénombre mesurée se rapproche le plus possible de la pénombre réelle, des détecteurs de petites tailles doivent être utilisés.

Dans de telles conditions de mesures, il est préférable de coïncider les mesures avec plusieurs détecteurs.

La majorité des algorithmes de planification inverse n'ont pas une définition automatique des faisceaux (nombre et balistique), dans ce cas l'utilisateur doit les définir au préalable ; et la planification inverse permet de calculer la fluence théorique des faisceaux qui est convertie en position des lames par le séquenceur et pour n'importe quel mode de production de la modulation d'intensité, et celle de logiciel spécifique permet de programmer le mouvement des lames, et Suite a cette étape on aura donc une fluence délivrable.

Tenant compte des caractéristiques mécaniques et dosimétriques du MLC, un fichier contenant les différentes positions de lames utilisable par l'ordinateur contrôlant leur déplacement au poste de traitement.

Le module de planimétrie inverse se décompose en 3 parties :

- l'optimisation.
- la segmentation.
- le calcul de dose. [3] [2].

### **a- L'optimisation :**

L'optimisation consiste à déterminer le poids de chacun des pixels de la matrice de fluence afin de satisfaire aux Contraintes dosimétriques, et chaque champ est subdivisé en surfaces élémentaires ou pixels.

Dans ce cas le processus d'optimisation recherche le minimum d'une fonction appelée fonction objectif, et elle est faite à partir de la dose prescrite et des contraintes sur les volumes cibles et sur les organes à risques et traduit l'écart entre la distribution de dose calculée par l'itération courante et la dose prescrite :

$$F = \sum n (d_i - p_i)^2$$

Avec :

n : nombre de volumes cibles et d'organes à risques,

d : dose calculée au volume considéré,

p : dose prescrite au volume considéré.

i : indice du voxel

Chaque volume est échantillonné par un très grand nombre de voxels et l'échantillonnage doit être adapté à la taille du volume d'intérêt ; une pondération relative est associée à chaque volume cible ou organe à risque, et il peut être aussi possible de pondérer chaque contrainte.

La plupart des algorithmes d'optimisation en fluence sont basés sur la méthode du gradient qu'est une méthode itérative permettant de converger rapidement vers une solution ; de même il existe des algorithmes optimisant en sus le nombre et/ou l'angulation des faisceaux utilisent plutôt la méthode du recuit simulé qu'est une méthode de recherche la solution optimale de manière aléatoire [3,2].

### **b. La segmentation ou séquencement :**

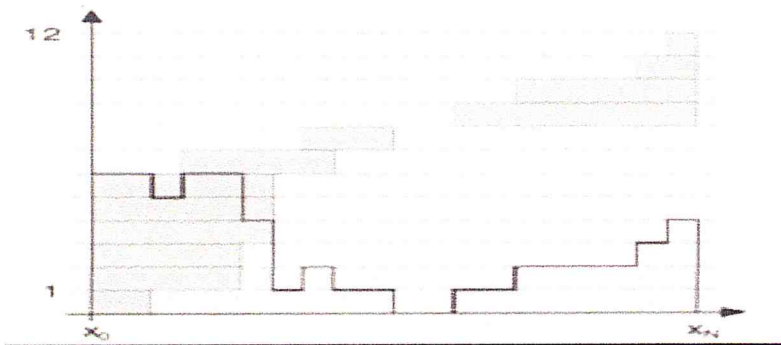
Pour chaque type d'accélérateur linéaire et à chaque MLC, le module de segmentation est particulier à chaque système de calcul où il tient compte des contraintes liées à ces deux derniers types, et l'algorithme séquenceur peut être divisé en 2 parties :

- calcul du mouvement de chaque lame.
- calcul des positions de départ et de fin des lames. [3,2].

### **b.1.En mode statique :**

La distribution de fluence calculée est continue, et discrétisée en niveaux d'intensité dont le nombre peut être défini par l'utilisateur.

Différents types de séquenceur existent et certains séquenceurs déterminent la forme des segments qui permettent d'obtenir un compromis entre la minimisation des effets de juxtaposition de segments (effet tenon mortaise et jonction de segment), et le temps de traitement. [3,2].



**Figure 4 : présentation de la Segmentation en mode statique:**

#### **Exemple de positionnement des lames en fonction de la matrice de fluence**

Sur l'exemple de la (Figure 4), la paire de lame devra se positionner sur les parties grisées pour créer la modulation et l'histogramme est représenté en bas du graphique (12 points d'arrêt).

Et Selon les systèmes, les différents paramètres accessibles sont:

Nombre de niveaux d'intensité : plus ce nombre sera petit et plus le spectre de fluence discontinu obtenu sera éloigné du spectre de fluence calculé, et le nombre de segments défini sera plus petit mais associé à un plus grand nombre d'UM par segment. [3,2].

Nombre de segments : en supprimant les segments délivrant un faible nombre d'UM, le temps d'irradiation sera réduit mais la distribution de fluence sera plus éloignée de celle calculée et le nombre d'UM par segment pourra être augmenté. [3,2].

Taille des segments : suppression des segments dont la surface est inférieure à une valeur donnée, et cette valeur permet aussi de réduire le nombre de segments, donc réduire le temps total d'irradiation.

Effet tenon mortaise : cette option permet d'éviter que la disposition des lames entraînent des effets tenon mortaise.

Orifice unique : le logiciel limite le nombre d'ouverture pour un segment à une seule. [3 ,2].

## **b.2.En mode dynamique :**

Pendant l'irradiation Les positions des lames du MLC changent en fonction du temps, d'où elles changent avec le nombre d'UM et Le contrôleur du MLC (séquenceur) doit connaître la position des lames pour différents points de contrôle ainsi que le nombre d'UM délivré en ces points, et son rôle est de générer ce fichier de mouvement des lames à partir de la matrice de fluence calculée par le Système de planification des traitements.

Le calcul doit prendre en compte :

- Les caractéristiques mécaniques du MLC (vitesse, interdigitation des lames).
- Les caractéristiques dosimétriques (transmission des lames, l'effet dosimétrique du bout arrondi des lames).
- La vitesse maximale des lames et le débit nominal maximal.

Lors de la délivrance du faisceau, si la vitesse des lames n'est pas suffisante pour atteindre la position demandée (généralement  $< 3\text{cm/s}$ ), le contrôleur diminue le débit d'irradiation afin que le nombre d'UM délivré à la position demandée soit respecté. [3,2].

## **c-Calcul de dose :**

Dans la phase d'optimisation l'algorithme de calcul de dose est simplifié pour réduire le temps de calcul.

L'algorithme le plus répandu pendant cette phase d'optimisation est le pencil beam, et les algorithmes de type convolution / superposition, Monte Carlo, sont moins utilisés en planimétrie inverse car ils sont coûteux en temps de calcul.

La distribution de dose réelle à partir de la fluence obtenue dans la phase d'optimisation est ensuite calculée avec des algorithmes prenant en compte des caractéristiques du faisceau et du patient ; et Pour le calcul de dose final, il est recommandé d'utiliser les algorithmes comme la convolution/superposition ou Monte Carlo qui ont une meilleure prise en compte du diffusé latéral. [3,2].

## **1.D. La radiothérapie 3D avec IMRT guidée par l'image (IGRT) :**

L'IGRT est une technique de la radiothérapie guidée par l'image ou elle est développée pour suivre les cibles mobiles comme la vessie, la prostate, l'utérus, et bien sur le patient pendant la séance ou entre les séances.

Dans ce cas pour bien maîtriser cette technique , des techniques d'asservissement respiratoire de gating et de tracking ont été mises au point pour s'adapter a tous ces mouvements et aussi l'imagerie embarquée sur les accélérateurs (onboard imaging OBI ou cone beam CT CBCT – tomographie axiale par faisceau conique) permettant de repositionner en temps réel le patient a partir d'images 2D comparées a une image de référence et de repères osseux et voire des coupes scanner visualisant les organes avec le CBCT .[1].

### **I.D.a. Système d'imagerie embarqué :**

Le système d'imagerie embarqué (OBI®) (on-board imager) est composé de deux bras robotisés, l'un comportant un tube à rayons X, (de basse énergie) (kVS), et l'autre un détecteur plan en silicium amorphe (kVD) ; et le système complet est monté sur un accélérateur; avec les deux bras étant constitués chacun de trois articulations. [3,2].

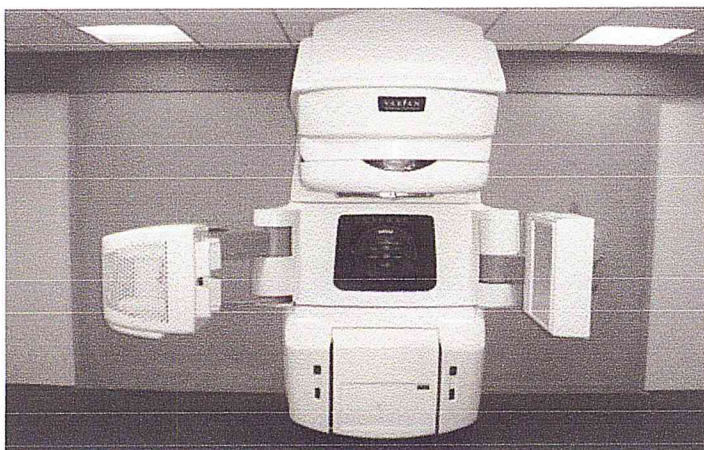
Les bras sont montés sur l'accélérateur de façon que le faisceau de basse énergie soit perpendiculaire au faisceau de traitement de haute énergie (MV), et leurs déplacement est au moyen d'un boîtier de commande manuelle à l'intérieur de la salle de traitement ou d'un boîtier de commande situé au pupitre de l'accélérateur.

Le déplacement de la source de basse énergie (kvs) est dans les directions verticale et longitudinale, le kVD aussi déplace dans ces deux directions ainsi que dans la direction latérale.

La direction des mouvements des bras n'est pas la même que celle de la table.

Les mouvements latéral et vertical sont relatifs à la direction du faisceau de haute énergie, c.-à-d. que le mouvement latéral du kVD est un mouvement parallèle au faisceau de haute énergie et le mouvement vertical est un mouvement éloignant ou rapprochant le kVS ou le kVD de haute énergie.

La distance source-détecteur est de 150cm, dont Le kVS est un tube à rayons X permettant une collimation de 5 à 25cm, et La gamme de tensions du tube est de 40 à 150 kV. [3,2].



**Figure 5 :** Accélérateur linéaire. Modèle Clinac 2100 C/D® (Varian™) équipé du système d'imagerie embarquée OBI®. Les deux bras de l'OBI® sont déployés : à gauche la source de basse énergie (kV), et à droite le détecteur de basse énergie (kV). [5].

Le kVD est équipée d'une grille antidiffusante, la zone de détection mesure 397\_298mm<sup>2</sup> et est composée d'une matrice 2048\_1536 de cellules de détection en silicium amorphe sur laquelle repose un scintillateur de thallium dopé à l'iodure de césium, et afin d'éviter une telle collision et le détecteur est protégé par un capot.

La modalité tomographie conique de basse énergie (kV-CBCT) utilise un faisceau de forme conique et acquiert 750 images bidimensionnelles sur une rotation de bras de 370° (recouvrement de 10° autour de la position de 180°).

Le volume tridimensionnel est reconstruit à partir d'une seule rotation du bras et à partir des projections bidimensionnelles et par une technique de rétroprojection filtrée. [3,2].

Deux types d'acquisition d'images de géométries différentes existent :

Le mode full-fan : permet un champ de vue maximum reconstruit de 24cm pour une distance source-imageur de 150cm, et Cette géométrie est principalement utilisée pour les localisations crâniennes et de la sphère ORL (oraux-rénaux-laryngite).

Le mode half-fan : est utilisé pour les autres régions du corps et permet un champ de vue maximum reconstruit de 45cm pour une distance source-imageur de 150cm.

La taille maximale de l'image reconstruite dans la direction tête-pied est de 15,5cm pour le mode full-fan et de 13,7cm pour le mode half-fan.

Lorsque la géométrie half-fan est utilisée, le kVD est décalé de 15cm latéralement et les mâchoires du tube à rayons X cachent approximativement la moitié du faisceau avec l'axe du faisceau est aligné au bord du détecteur.

Des filtres "papillon" sont mis en place en sortie de tube à rayons X afin d'atténuer les bords du faisceau, et de réduire la dose à la peau avec le rayonnement diffusé empêche la saturation du détecteur, Où La géométrie de ces filtres est différente selon la modalité full-fan ou half-fan utilisée. [3,2].

## **CHAPITRE II.**

---

# **DESCRIPTION DE L'APPAREIL DE TOMOTHERAPIE HELICOIDALE**

## **Introduction :**

La technique de Tomothérapie hélicoïdale est un moyen qui permet de coupler l'IGRT et l'IMRT en utilisant un système combinant les dispositifs d'un accélérateur linéaire et d'un scanner hélicoïdal.

La Tomothérapie hélicoïdale a été développée pour la première fois par Tomotherapy Inc. (Madison, Wisconsin, États-Unis) et a été installée à l'University of Wisconsin.

La version commerciale appelée Hi·Art System® (HI-ART II), a été installée pour la première fois au États-Unis, et le premier patient a été traité en juillet 2003.

Les images acquises par faisceaux de rayons X de haute énergie (MV) offrent une possibilité de vérification du positionnement du patient. [8].

## **II.A. Système de coordonnées en tomotherapie :**

La Tomothérapie hélicoïdale utilise le système de coordonnées suivant

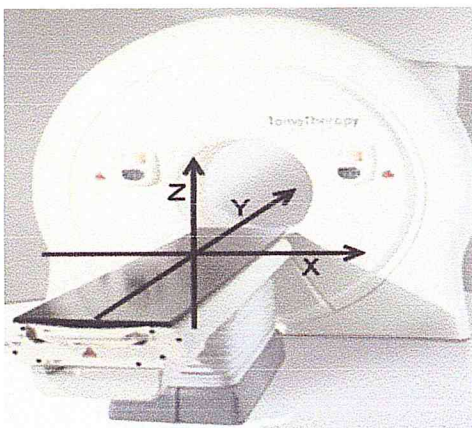
Quand le patient est allongé sur la table :

+x se dirige vers le côté gauche du patient.

+y se dirige vers la tête du patient.

+z se dirige vers le côté antérieur du patient.

Ce système est fixe, (c.-à-d., il ne tourne pas avec le bras). (Figure 6). [8].



**Figure 6 :** Système de coordonnées en tomotherapie [4]



## II.B. Description de la machine Tomothérapie hélicoïdale :

La tomothérapie hélicoïdale est faite d'un accélérateur linéaire compact (énergie nominale de 6 MV) et d'une série de détecteurs pour la scanographie de haute énergie (MVCT) montés en opposition sur un bras en anneau qui tourne autour du patient.

L'alimentation et la transmission des données sont assurées par contact glissant entre cet anneau mobile et un anneau fixe.

La capacité du bras à tourner de façon continue couplée à la translation longitudinale simultanée de la table permet de faire des traitements en hélice de façon comparable à l'acquisition des images par un scanner hélicoïdal.

Le faisceau produit par l'accélérateur est collimaté en faisceau étroit par un système de mâchoires, et l'intensité du faisceau est ensuite modulée par un MLC binaire composé de 64 lames intercalées, avec la modulation est réalisée en faisant varier la fraction du temps d'ouverture de chacune des lames.

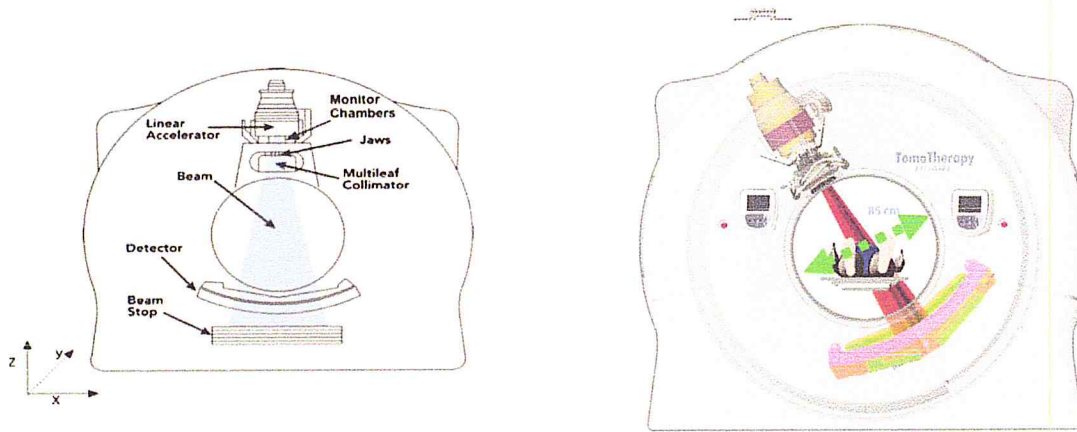
La modulation varie avec l'angle du bras, et un schéma de modulation étant défini pour une course correspondant à une rotation du bras de  $7^\circ$ , ce qui donne exactement 51 projections par révolution.

Le bras tournant à vitesse constante avec une période de rotation allant de 15 à 60 secondes, chacune des projections dure au moins 200 millisecondes.

Le degré de modulation d'une projection est caractérisé par le facteur de modulation, lui-même défini par le rapport du maximum sur la moyenne des temps d'ouverture non nuls des lames par projection ; en plus il donne une mesure de nombre de niveaux d'intensité du faisceau d'irradiation pour chaque projection. [5, 14].

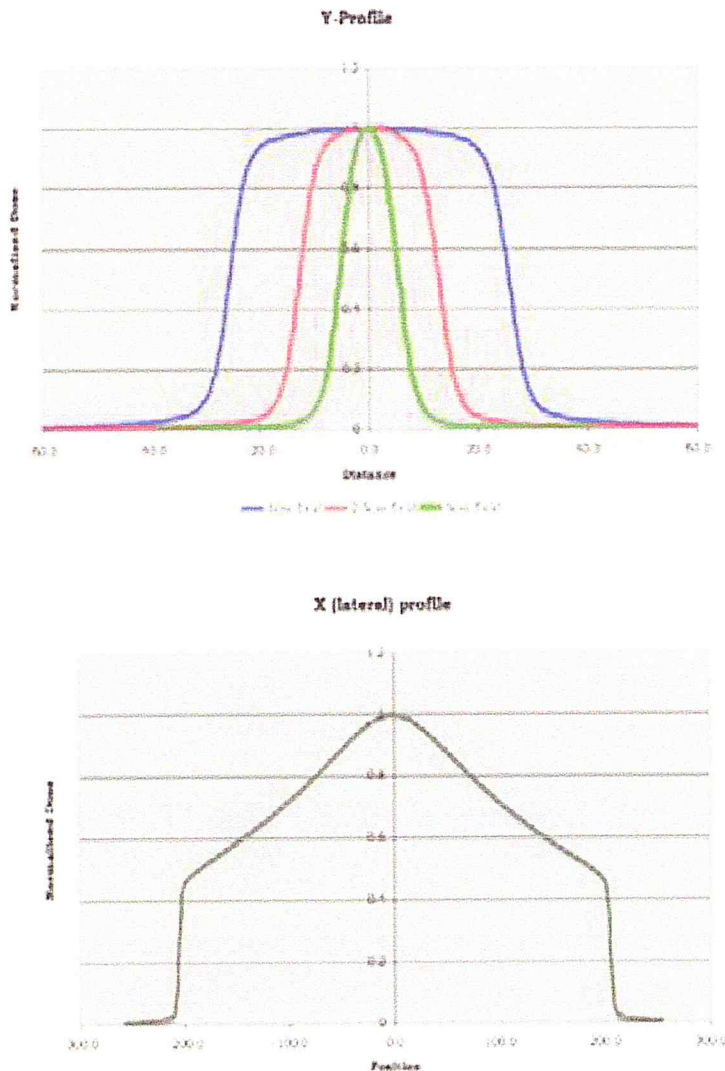
## II.C. Accélérateur et alignement du faisceau :

Le faisceau de rayons X délivre une énergie nominale de 6 MV, avec le bras décrit une trajectoire circulaire de 85 cm de diamètre ; et la cible est alignée par rapport au faisceau incident. [6, 14]. (Figure 7).



**Figure 7 : L'alignement du faisceau et mode de délivrance du faisceau. [6]**

Comme la modulation d'intensité du système a un caractère unique, la présence d'un cône égalisateur n'est pas nécessaire, car un débit de dose de plus de 8 Gy/min au centre de l'anneau qu'il en résulte une forme conique du profil dans la direction latérale (crossplane). [6,14]. (Figure 8).



**Figure 8 : Profils dans les directions longitudinale et latérale et pour (z = 5 cm) [6].**

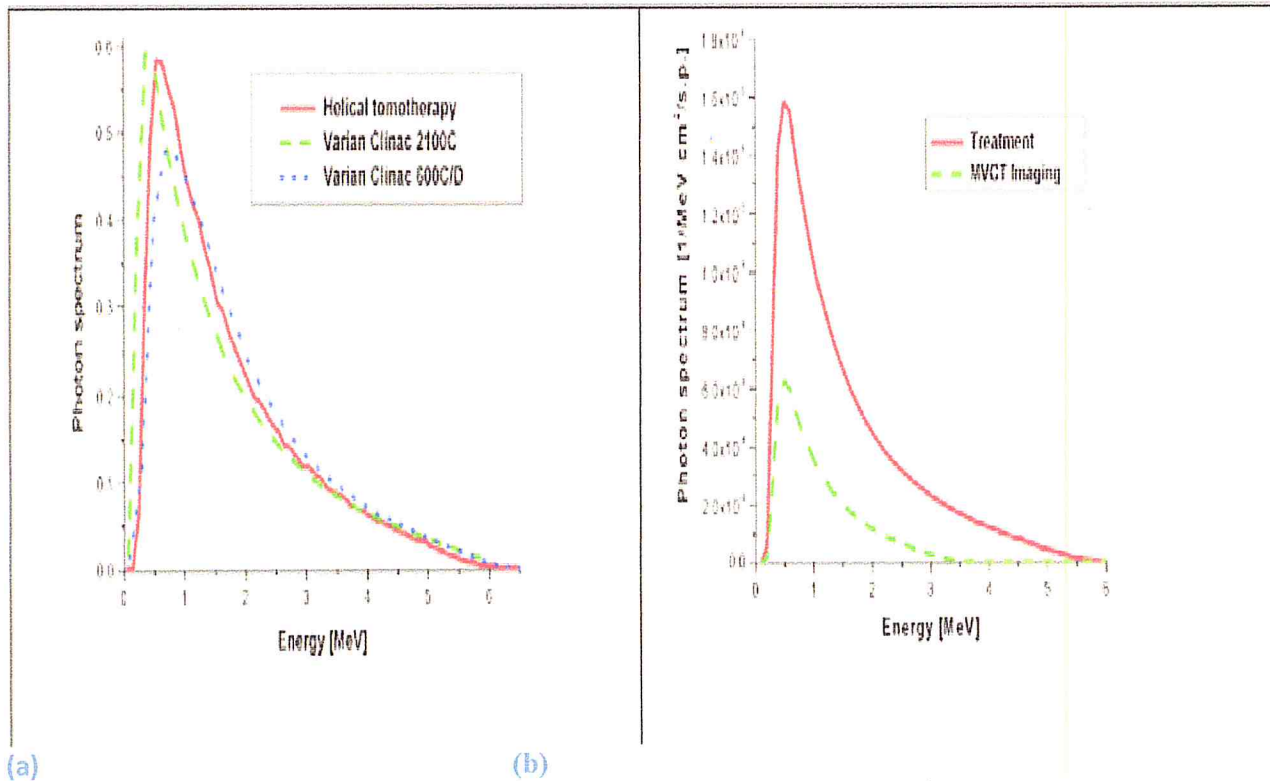
Des accélérateurs linéaires de même énergie nominale qu'un appareil de tomothérapie, leurs spectre énergétique du faisceau produit est très semblable à celui produit par la Tomothérapie, et sa forme étant en grande partie déterminée par le spectre du rayonnement de freinage des électrons dans la cible [Figure 9 (a) et 9 (b)].

Seuls les détails du spectre dépendent des caractéristiques géométriques du système, sont principalement dans la région des faibles énergies.

Cependant, selon le mode de fonctionnement du système de Tomothérapie hélicoïdale, l'énergie nominale du faisceau incident sera différente:

a- en mode de traitement, l'énergie du faisceau incident est d'environ 6 MV correspondant à une énergie moyenne des photons de 1,5 MV (donne la valeur de 5,7 MV pour l'énergie nominale, mais celle-ci peut varier d'une référence à l'autre ou en fonction de la génération de la machine considérée) [6,13].

b- en mode imagerie scanographique de haute énergie (MVCT), l'énergie du faisceau incident est réduite à 3,5 MV pour que le faisceau ait des caractéristiques plus appropriées à l'imagerie [6,13].



**Fig 9 (a)** Le spectre énergetique des photons de Tomotherapie helicoidale compare avec linacs 2100c et linacs 600cD pour des energies nominales de faisceaux incidents d'electrons identiques ( $6 \pm 0.5\text{MeV}$ ) . [6 ,10].

**Fig 9 (b).** Le spectre énergetique des photons de Tomotherapie helicoidale pour les deux modes de fonctionnement (traitement et imagerie MVCT ,pour des energies moyennes des spectres varies entre 1.0 MeV et 1.5 MeV. [6,10]

#### II.D. Mâchoires et collimateur multilames en Tomotherapie hélicoïdale :

Le faisceau étroit est formé par les mâchoires indépendantes qui sont intégrées dans le collimateur primaire, où chacune est formée de 95 % de tungstène. (Figure 10).

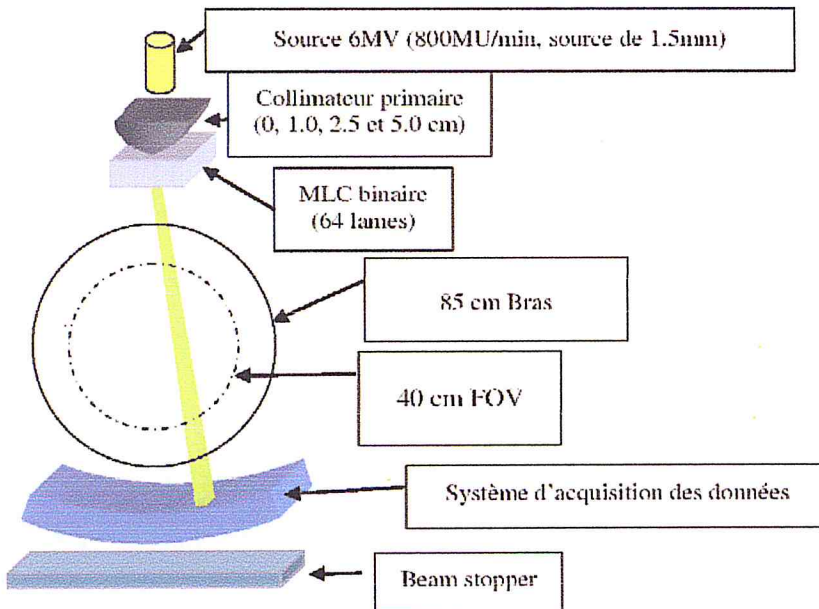
La collimation primaire et secondaire a été conçue pour assurer toute fuite dans la tête de traitement.

Le mouvement des mâchoires se fait de manière ouverte ou fermée, et le choix des dimensions de champ se fait entre 1, 2,5 et 5,0 cm, avec le MLC binaire est incorporé dans la tête de traitement (Figure 11). [6].

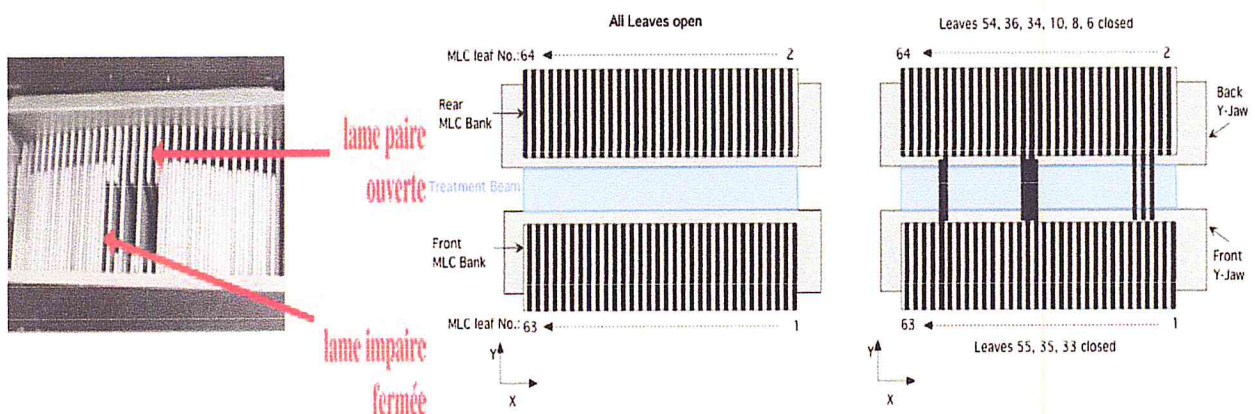
Ce type de mouvement requiert dès lors des temps de transition très courts, cela étant assuré par un système de pistons à air comprimé rendant possible ce mouvement soit ouvert, soit fermé de chaque lame, en 20 millisecondes.

Le MLC pour la Tomothérapie hélicoïdale contient 64 lames ; et elles faites à partir d'un alliage de tungstène, et chacune ayant une épaisseur nominale de 6,25 mm à l'isocentre, où elles sont intercalées de tel qu'elles provoquent ainsi un faisceau étroit long de 40 cm.

Chaque lame a une forme de « tenon mortaise », haute de 10 cm ;ces caractéristiques ont pour conséquence une transmission limitée à approximativement 0,5% à l'intérieur du champ de radiation et de 0,2 % ailleurs. [6].



**Figure 10 :** La tête de l'appareil de tomothérapie hélicoïdale [6].



**Figure 11 :** MLC, de 64 lames intercalées[6].

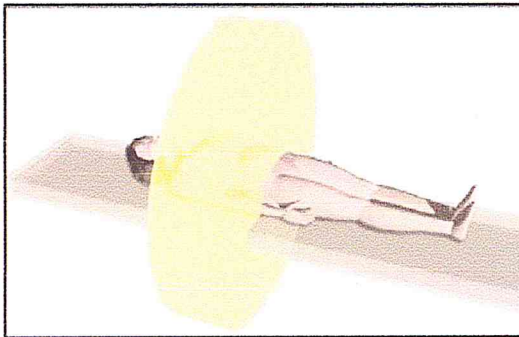
## **II.E. Table de traitement pour la Tomothérapie hélicoïdale :**

La table de traitement pour la Tomothérapie hélicoïdale est similaire à celle d'un scanner spirale, avec évidemment une forme supérieure plate.

Son mouvement est automatique dans les directions verticale et longitudinale ; le mouvement de translation longitudinale à vitesse constante de 0,5 mm/s permet un déplacement du patient à travers l'anneau en même temps que le bras tourne autour de lui.

La zone à traiter peut atteindre une longueur de 160 cm pour pouvoir être traitée en une seule hélice.

La combinaison d'un mouvement de translation de la table et de rotation du bras engendre le concept de pitch, qu'est un paramètre pouvant être ajusté lors de l'optimisation en phase de planification de traitement, et il est défini comme le rapport de la distance parcourue par la table sur la largeur du faisceau choisie. [6, 14]. (Figure 12).



$$Pitch = \frac{\text{Distance parcourue par rotation}}{\text{Largeur champ}}$$

**Figure 12 :** La table de traitement avec la formule de pitch. [5].

Un pitch choisi lors de la planification de traitement de 0.287, et une largeur de champ sélectionnée de 1 cm demanderont dès lors trois rotations du bras pour balayer la totalité de cette largeur de champ.

cependant, compte tenu des nombreux angles d'incidence du faisceau (et donc traversant la table), il est important de noter que l'atténuation de la table de l'appareil de Tomothérapie hélicoïdale est prise en compte dans le calcul de dose du système de planification de traitement, et il n'étant pas toujours le cas pour d'autres systèmes . [6,14].

## **II.F. Détecteurs pour la scanographie de haute énergie (MVCT) :**

Une rangée de détecteurs classiques de scanographes (738 chambres d'ionisation au xénon de 0,73 mm) est montée sur le bras directement opposée à l'accélérateur linéaire.

Cela offre plusieurs avantages pour la technique de radiothérapie guidée par l'image : l'acquisition d'une imagerie scanographique volumétrique du patient précédant le traitement, ensuite l'intensité des photons en sortie du patient peut être collectée et utilisée par rétroprojection pour évaluer les distributions de dose au sein du patient.

Les faisceaux d'imagerie sont produits en ajustant l'énergie (plus basse que le traitement) ainsi que le signal de sortie du guide d'onde qui est réduit ; cela a pour conséquence l'acquisition d'images volumétriques à des doses absorbées acceptables typiquement de 0,5 à 3 cGy.

La rangée de détecteurs responsables de l'acquisition d'images possède un design qui fournit une efficacité quantique meilleure que l'EPID (electronic portal imaging device, système électronique d'imagerie portale) [25 % environ].

Les détecteurs ont de fins septa de tungstène qui séparent les chambres d'ionisation, un nombre significatif d'électrons relâchés aux événements de diffusion des photons dans les septa sont conduits dans les chambres de gaz et ensuite détectés ; par conséquent, alors que les septa sont inclus pour réduire le bruit entre les détecteurs pour l'imagerie kilovolt et il en résulte une augmentation d'efficacité pour l'imagerie scanographique de haute énergie (MVCT).

Alors le système est construit pour produire une imagerie à des fins de vérifications de positionnement et le contraste obtenu devrait de toute manière être standard.

La différence de contraste entre la graisse et les muscles pour des structures de taille raisonnable est identifiable.

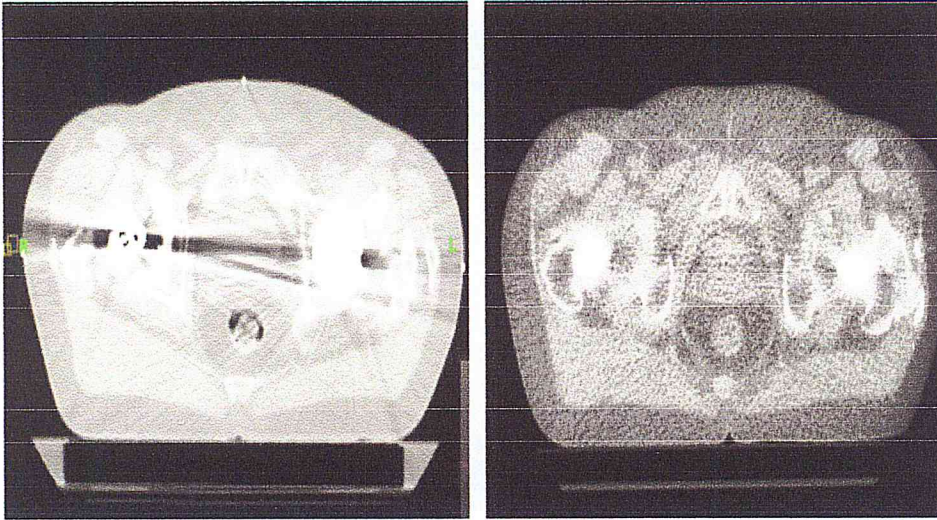
Ce même travail a démontré que pour des contrastes plus grands (air et eau solide), des objets de dimensions jusqu'à 1,2 mm pouvaient être distingués.

Bien que l'imagerie scanographique de l'appareil de Tomothérapie hélicoïdale n'ait pas de visée diagnostique, il peut avoir un rôle très utile et important dans la planification de traitement.

En effet, l'existence de prothèses métalliques (hanche, plombages dentaires, etc.) provoque des artefacts dans l'image scanographique de basse énergie (kilovolt) et presque inexistantes dans les images acquises par le scanographe de haute énergie (MVCT) grâce aux différents processus contribuant à la création d'images (figure 13).

Bien que l'imagerie de haute énergie (MVCT) soit prévue pour être un outil de vérification, d'autres bénéfices existent pour la planification de traitement, et on notera également un contraste des tissus mous suffisant. [6,13].

Par conséquent, l'acquisition d'images scanographiques de haute énergie permet de réaliser une fusion coregistration d'images avec les images scanographiques acquises pour planification de traitement standard. [6,13].



**Figure 13** : Un patient présentant une double prothèse de hanche (image de gauche de basse énergie [kVCT], image de droite de haute énergie [MVCT]) [6].

### **II.G. La planification du traitement en Tomotherapie :**

Le TPS de Tomotherapie HI-Art II, est exclusivement utilisé pour la planification d'IMRT, aucun autre TPS commercialisé n'est disponible pour produire des plans et délivrance de traitement pour la machines de tomotherapie.

Le système de planification inverse pour le traitement de tomotherapie hélicoïdal est conduit par des histogrammes de dose-volume et son association de sanction.

Cependant, il est important de connaitre le point de prescription qu'est toujours rencontré dans le TPS de Tomotherapie hélicoïdal.

Le plan optimal de traitement est mesuré après chaque itération pour satisfaire ce point de prescription.

Le TPS divise des structures ou des régions d'intérêt (ROI) en deux groupes :

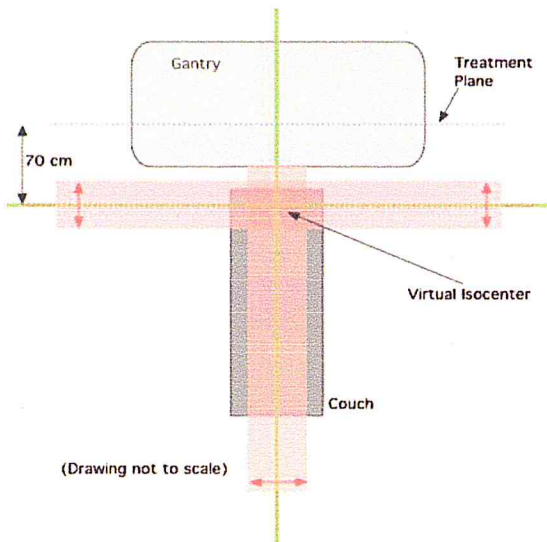
- tumeurs.
- organes à risques (OAR).

Un (ROI) du groupe de tumeur peut superposer avec un (ROI) dans le groupe d'(OAR), mais les ROI chez le même groupe n'ont pas de même propres voxels.

Il y a deux ensembles de lasers utilisés dans la planification et la livraison de Tomotherapie hélicoïdales :

lasers verts et Fixe qui définissent un isocentre virtuel dont sa distance nominale est de 700 millimètres de l'isocentre du bras (traitement et faisceau d'imagerie). (Figure 14).

Lasers rouges mobiles utilisés pour le positionnement du patient. (Figure 14).



**Figure 14** : Les deux ensembles de lasers utilisés dans la planification en tomotherapie. [6].

Pendant le processus de planification de traitement, les lasers rouges doit être correctement ajusté et dirigé vers les marques de l'installation du patient.

Le mouvement physique des lasers rouges dans la salle de traitement est limité à une distance maximale d'environ 20 centimètres du système de laser vert.

Pendant la planification de traitement il est possible de demander des mouvements plus grands du système de laser rouge, de cette manière de demande donne un résultat d'erreur sur le hardware qu'il a une conséquence sur l'interruption de la machine (c.-à-d. un processus non-deliverable), malgré les plans qui sont déjà choisis pour le traitement.

Et Si pendant la planification une différence maximum de 15 centimètres entre les deux systèmes de laser, alors il ne permet aucune interruption du hardware, cependant cette distance permet une possibilité a l'autre laser rouge de se déplacé après l'enregistrement d'image.

Pour chaque largeur d'une partie de traitement (largeur du champ), le pitch et le facteur de modulation sont sélectionné.

La largeur d'une partie de traitement c'est la largeur d'un éventail de faisceau qui est définie par la collimation des mâchoires-(y) dans la direction longitudinale à l'isocentre.

En général pour le choix du traitement, il y a une disponibilité de trois largeurs pour le traitement (largeur du champ) (1, 2.5, et 5 centimètres).

Et comme a été avant, le pitch est défini comme le rapport de la translation de la table par rotation du bras sur la largeur du champ ; et il est recommandé d'être moins de un ( $< 1$ ).



Le choix du pitch influence sur l'effet de filament, et cet effet peut causer des hétérogénéités dans les distributions de dose pour le perpendiculaire du long de faisceau, qui dues à la divergence de faisceau et le cycle nature de faisceau délivrer en rotation.

Une étude de cet effet a conclu qu'une valeur empirique du pitch est de  $0.86/n$ , où  $n$  est un nombre entier, réduit au minimum de cet effet.

Une valeur du pitch de 0.287 est généralement utilisée pour la tomotherapie hélicoïdale.

Si la dose par fraction est significativement plus grande que 2 Gy, il sera nécessaire de réduire la valeur du pitch.

La délivrance d'une dose plus élevée, demande une rotation lente du bras, qui sera en contradiction avec la vitesse minimum de rotation demandé au bras pour 1 rotation par minute, donc une réduction de la valeur du pitch qui signifie que le voxel de la cible est dans le plan du faisceau pour une grande rotation du bras, et cela permet au bras de tourner plus rapidement et permet une délivrance des doses plus élevées par fraction.

Le facteur de modulation est défini avant par le temps d'ouverture de la plus longue lame divisé par la moyenne des temps d'ouverture de toutes les lames qui diffèrent de zéro.

Des facteurs de modulation les plus élevés peuvent améliorer la qualité du plan mais peuvent aussi augmenter le temps de traitement.

Les facteurs de modulation qui sont supérieurs à 2 sont considérés comme plus élevés, cependant la largeur du champ, pitch, et facteur de modulation jouent un rôle importants dans la qualité du plan et bien sûr le temps de traitement.

Contrairement aux accélérateurs linéaires conventionnels, les traitements par la tomotherapie hélicoïdale sont aboutir par temps, et le système de planification de traitement donne un taux de dose constant.

Pendant le calcul de dose finale et la création des contrôles de sinogrammes, le TPS de tomotherapie hélicoïdale mesure des données de latence de lames de MLC.

Finalement le calcul de dose sera toujours corrigé pour les hétérogénéités des tissus.

En plus pendant le traitement le patient déplace longitudinalement (c.-à-d. vers la direction + y) et vers la rotation du plan de l'éventail du faisceau ; avec l'éventail du faisceau est utilisé pour le traitement dès que le bord supérieur de la cible entre dans le plan du faisceau, et le traitement sera terminé seulement après que le bord inférieur de la cible quitte le plan du faisceau.

En conséquence une aire équivalente à la dimension longitudinale de l'éventail du faisceau est exposée supérieurement et inférieurement au volume de cible.

Il est recommandé que la planification de traitement du volume CT se prolonge supérieurement et inférieurement au-delà du volume cible par une longueur suffisante pour inclure n'importe quel volume à irradier. [8,15].

La prise en considération de la divergence du faisceau, est typiquement satisfaisante si le volume CT se prolonge par une distance plus grande qu'à deux largeurs du champ.

Sur l'importation vers le système tomotherapie hélicoïdal, la planification de l'ensemble des données de CT sous échantillonnage tends vers une grille axiale de 256x256 voxels, et ceci devrait être considéré quand la grille de calcul de dose est sélectionnée.

Les modes bruts, normaux et fins des grilles de calcul sont disponibles dans le système de planification tomotherapie hélicoïdal avec :

- le calcul de dose dans le mode fins : donne dans une grille de calcul de dose de 1 voxel x 1 voxel x 1 largeur du champ(sw).
- le calcul de dose dans le mode normal : donne dans une grille de calcul de dose de 2 voxels x 2 voxels x 1(sw).
- le calcul de dose dans le mode brut : donne dans une grille de calcul de dose de 4 voxels x 4 voxels x 1(sw).

Un calcul dans une grille brute peut compromis l'exactitude des histogrammes de dose volume des cibles et des (OAR), en particulier quand les structures sont petites.

La signification clinique de ceci peut dépendre des (OAR) et leur localisation relative aux volumes de PTV, et dans la plus part du temps le calcul de dose a besoin a une grille plus fine. [8,15]

## **II.H. La délivrance de traitement en Tomotherapie hélicoïdale :**

La délivrance de traitement en tomotherapie hélicoïdale est dynamique, et pendant le traitement le bras, la table de traitement, et MLC sont tous en mouvement, cela donne un traitement en radiothérapie fortement conformationnel, qui demande une informatisation extensive. [8].

La complexité de la délivrance est sous la responsabilité de l'utilisateur dû à l'intégration approfondi et l'automatisation des systèmes de contrôle de tomotherapie.

Les traitements peuvent commencés après l'acceptation du matériel, alors que le physicien est responsable sur la protection et la propre utilisation de la machine, pour cela il a besoin de comprendre les caractéristiques importantes de la machine avant que les traitements puissent procéder.

En plus Il ya plusieurs aspects du système de délivrance de faisceau en tomotherapie où il faut que le physicien doit les rendre compte.et cependant il faut une assurance de qualité spécifique de cette machine avant la délivrance [8].

## **CHAPITRE III**

---

# **ASSURANCE DE QUALITE (AQ) EN TOMOTHERAPIE**

---

## **DESCRIPTION DU MATERIELS ET DES METHODES**

### III.A. Système MVCT:

#### III.A.1. Tests de précision Spatial/Géométrie :

L'image du MVCT a pour but de guidage par image, pour cela l'exactitude géométrique des images reconstruites et l'uniformité du procédé d'enregistrement d'image doivent être testés. [8,12]

##### III.A.1.a. Reconstruction d'image :

<b>Objectif</b>	Test de comparaison d'image MVCT avec l'image kVCT
<b>Matériel</b>	Des fantômes anthropomorphistes ou des fantômes géométriques (fantôme a base du plan patient)
<b>Méthode</b>	<ul style="list-style-type: none"><li>- Une Comparaison directe</li><li>- le fantôme placé sur la table de traitement et le Poitier de la moitié longitudinale du fantôme est placé à l'isocentre</li><li>- Un essai sera sur une longueur de balayage minimum de 20 centimètres</li><li>- L'image MVCT sera la même que l'image KVCT pour le même fantôme</li></ul>
<b>Tolérance</b>	Moins de 1 pixel de MVCT
<b>Périodicité</b>	Installation, quotidienne

(Tableau1) : Test de comparaison d'image MVCT avec l'image KVCT. [8]

##### III.A.1. b. Exactitude et précision d'enregistrement d'image :

<b>Objectif</b>	Test d'exactitude et de précision d'enregistrement d'image
<b>Matériel</b>	Des fantômes anthropomorphiste ou des fantômes géométriques (fantôme a base du plan patient)
<b>Méthode</b>	<ul style="list-style-type: none"><li>- le fantôme placé sur la table de traitement et est aligné au plan de traitement selon les lasers verts stationnaires</li><li>- la répétition de la formation d'image et l'enregistrement d'image peuvent être employés pour évaluer l'exactitude et la précision d'enregistrement.</li><li>- les deux enregistrements manuels et automatiques peuvent être examinés.</li><li>- parallèlement le fantôme peut exprès être excentré et les résultats</li></ul>

	d'enregistrement peuvent être comparés aux excentrages connus.
<b>Tolérance</b>	1 voxel de MVCT
<b>Périodicité</b>	Installation, quotidienne

(Tableau 2) : Test d'exactitude et de précision d'enregistrement d'image. [8].

### III.A.2. Les tests de la qualité d'image :

#### III.A.2.a. Incertitude aléatoire en valeur de pixel (bruit) :

<b>Objectif</b>	Test d'incertitude du bruit d'image
<b>Matériel</b>	Un fantôme uniforme et solide (fantôme chees)
<b>Méthode</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- placer le fantôme sur la table</li> <li>- faire des acquisitions d'images</li> <li>- sélectionner la région d'intérêt (ROI)</li> <li>- déterminer le niveau de bruit dans l'image de MVCT</li> <li>- éviter le calcul au centre de l'image (éviter les artéfacts)</li> <li>- les valeurs de bruit pour les images de MVCT sont 3.7-3.8, correspondent aux valeurs de la déviation standard Hounsfield de 35-36 UH</li> </ul>
<b>Périodicité</b>	Installation, mensuelle

(Tableau 3) : Test d'incertitude du bruit d'image [8]

#### III.A.2.b. Uniformité de l'image :

<b>Objectif</b>	Test d'Uniformité de l'image
<b>Matériel</b>	Un fantôme uniforme et solide (fantôme chees)
<b>Méthode</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- placer le fantôme sur la table</li> <li>- faire des acquisitions d'images</li> <li>- déterminer La différence entre n'importe quel UH de périphérique et l'UH du centre du fantôme.</li> </ul>
<b>Tolérance</b>	< 25 UH
<b>Périodicité</b>	Installation, mensuelle

(Tableau 4) : Test d'Uniformité de l'image [8]

### III.A.2.c. La conversion du nombre CT à la densité électronique :

<b>Objectif</b>	Test de la conversion du nombre CT à la densité d'électron
<b>Matériel</b>	<ul style="list-style-type: none"><li>- Un fantôme de densité d'électron (fantôme chees)</li><li>- des bouchons équivalents (eau, os, poumon)</li></ul>
<b>Méthode</b>	<ul style="list-style-type: none"><li>- placer le fantôme sur la table</li><li>- placer les bouchons dans les inserts équivalents tissus mous (eau)</li><li>- faire des acquisitions d'images pour calculer les doses</li><li>- voir la courbe d'étalonnage équivalente, UH/ densité</li><li>- comparaison de la différence en UH par rapport a la courbe de référence</li><li>- refaire le même travail pour le bouchon équivalent os puis poumon</li></ul>
<b>Tolérance</b>	<ul style="list-style-type: none"><li>± 30 UH pour (bouchon) eau</li><li>± 50 UH pour (bouchon) os et poumon</li></ul>
<b>Périodicité</b>	Installation, mensuelle

(Tableau 5) : Test de la conversion du nombre CT à la densité d'électron.[8].

### III.A.2.d. Résolution spatiale :

<b>Objectif</b>	Test de la résolution spatiale
<b>Matériel</b>	Un fantôme de performance d'AAPM CT (fantôme chees)
<b>Méthode</b>	<ul style="list-style-type: none"><li>- placer le fantôme sur la table</li><li>- faire des acquisitions d'images</li><li>- résultat, sur un référence d'une image MVCT d'un objet reconstruit par une résolution de 512 pixel, la hauteur de contraste est de 1.25 mm</li></ul>
<b>Tolérance</b>	Contraste (> 1.66 mm)
<b>Périodicité</b>	Installation, mensuelle

(Tableau 6) : Test de la résolution spatiale [8]

### III.A.3. Dosimétrie de MVCT :

<b>Objectif</b>	Calcul de la dose du MVCT
<b>Matériel</b>	<ul style="list-style-type: none"><li>- Un fantôme chees</li><li>- chambres d'ionisations type FARMER ou A1SL calibrées</li></ul>

<b>Méthode</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- placer le fantôme sur la table</li> <li>- insérer les chambres d'ionisations dans les trous</li> <li>- faire des acquisitions d'images sur la totalité du fantôme</li> <li>- calculer la dose a l'endroit de la chambre d'ionisation + la dose accumulée par l'image de la chambre elle-même et la dose diffusé par l'image des champs voisins</li> </ul>
<b>Tolérance</b>	± 30%
<b>Périodicité</b>	Installation, mensuelle

(Tableau 7) : Calcul de la dose du MVCT.[8].

### **III.B. Système de planification de traitement (TPS) :**

Les tests devraient être réalisés à la réception et la mise en service et doit être répétés périodiquement pour assurer l'exactitude et la fiabilité du TPS.

Les tests géométriques et dosimétriques sont recommandés pour vérifier la fonctionnalité et l'exécution du TPS ; et vue la complexité et l'unicité du système, un calcul indépendant de dose est important.

Le fournisseur devrait examiner après l'installation : le hardware (équipement) de base, l'opération et la connectivité du logiciel ; ainsi l'existence de la connectivité entre les systèmes d'imagerie et l'ensemble d'import. [8,12].

#### **III.B. 1. Test de validation géométrique :**

<b>Objectif</b>	Test de validation géométrique
<b>Matériel</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Un fantôme géométrique</li> </ul>
<b>Méthode</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- marquer le fantôme</li> <li>- placer le fantôme sur la table</li> <li>- faire des acquisitions d'images par la résolution de 256x256 voxels</li> </ul>
<b>Tolérance</b>	Les marques sur le fantôme doit être visible sur l'image CT
<b>Périodicité</b>	Installation, chaque séance

(Tableau 8) : Test de validation géométrique. [8].

### III.B. 2. Test de validation dosimétrique :

<b>Objectif</b>	Test de validation dosimétrique pour différents largeurs de champs
<b>Matériel</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Un fantôme a base du plan patient (based plans) pour accomplir les tests de vérifications dosimétrique +les plans de la délivrance de qualité d'assurance (DQA)</li> <li>- fantôme chees + des chambres d'ionisations</li> </ul>
<b>Méthode</b>	<p><u>avec le fantôme a base du plan patient (based plans)</u> (l'opération sera avant chaque traitement):</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- placer le fantôme sur la table a l'isocentre</li> <li>- le fantôme sera considéré comme les patients dans le sens ou ils subir des images, des contours, et le planning</li> <li>- faire des acquisitions d'images</li> <li>- vérifier les étapes, et le plan de délivrance</li> </ul> <p><u>avec fantôme chees (pour la vérification d'ajustement dosimétrique bout à bout) (dosimétrie ponctuelle) :</u></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- placer les chambres d'ionisations dans leurs multiples emplacements dans le fantôme,</li> <li>- placer le fantôme sur la table de tel façon ; une cible est centrée au centre de rotation comme indique les lasers verts, et l'autre cible de l'axe perpendiculaire sera traiter sur un seul plan ou deux plans séparés</li> <li>- les cibles doivent avoir une dimension au minimum de 1.5 cm de rayon et minimum de 5 cm de longueur, et centrées aux centre du chambre d'ionisation</li> <li>- calculer la dose</li> </ul> <p><u>avec fantôme chees (pour tester les plans coronaux et sagittaux) :</u></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- placer un film dosimétrique au milieu du fantôme</li> <li>- placer le fantôme sur la table a l'isocentre</li> <li>- calculer la dose</li> <li>-</li> </ul> <p><u>avec un fantôme chees (pour la dosimétrie plane) :</u></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- insérer un dosimètre (chambre d'ionisation, ou diode) dans le fantôme</li> <li>- placer le fantôme sur la table</li> <li>- faire test de gamma index sur un rectangle de 5mm au-delà de la périphérique du fantôme de tel façon 95% de pixels doivent passés de</li> </ul>



	3%/3mm (la lecture visuel sur le TPS)
<b>Tolérance</b>	3%
<b>Périodicité</b>	- Installation, - avant chaque traitement, puis chaque année

(Tableau 9) : Test de validation dosimétrique pour différents largeurs de champs. [8].

**Informations :**

Pour faciliter les processus de DQA, des outils sont intégrés dans le TPS.

Lorsqu'un film est positionné au centre du plan coronal ou sagittal, le TPS inclus des outils d'enregistrements des mesures de doses avec des films et la distribution de dose attendue dans le plan du film.

Les mesures des points des chambres d'ionisations être à l'intérieur de 3% de la dose calculer par le TPS, et si la mesure diffère de plus de 3% et moins de 5% , dans ce cas il est recommander au physicien d'investi ce désaccord. Dans l'habitude du physicien le traitement peut continuer, alors si le désaccord dépasse 5% a travers l'enquête il répète l'opération avant le traitement au patient.

Pour la dosimétrie plane, le software du TPS facilite le calcul du gamma index et il n'est pas nécessaire de sélectionner les régions d'intérêts.

Exemple, un tableau de densité d'électron incorrecte peu être appliquée pendant le calcul du plan de patient, alors cette erreur ne sera pas détectée par un procédé de DQA ; pour cela Une liste appropriée de contrôles secondaires devrait être développée et mise en application pour chaque établissement. [8]

<b>Test</b>	<b>Critère</b>
Fonctionnalité (hardware/software)	Pass/fail
Tests géométrique	Accord dans 1 voxel
tests dosimétrique (plans standard)	3%/3 critère gamma (passage d'un taux de 95%)

(Tableau 10) : Critères de tests d'acceptantes pour TPS de tomotherapie hélicoïdale. [8].

**III.C. Délivrance de traitement :**

Chaque machine est pré-commissionnée à l'usine et la procédure d'acceptation consiste à des tests de vérification pour que les paramètres d'alignement de la machine et du faisceau restent dans les tolérances du fabricant.

Si nécessaire les ajustements sont produits à la machine pour ré-établir le faisceau et les paramètres d'alignement de nouveau à la tolérance, cependant les physiciens devraient observer les mesures pré-acceptable et de copier les données pour les comparer avec celles QA annuelle. [8, 12].

### III.C.1. Etalonnage :

#### III.C.1. a. Etalonnage d'un faisceau statique :

(Suivre les étapes 1, 2, 3,4 ci-dessous)

##### Première :

<b>Objectif</b>	Détermination de $Q_{msr}$ (indice de qualité) (qualité du faisceau) du champ de référence spécifique de la machine fixe (champ 10cm x 5cm sur SSD = 85cm)
<b>Matériel</b>	- un fantôme a eau - une chambre d'ionisation (voir tableau 15) - un électromètre
<b>Méthode</b>	- lecture pour une profondeur de 10cm (L10) - lecture pour une profondeur de 20cm (L20) - évaluer le rapport (L20)/ (L10)
<b>Périodicité</b>	Installation puis quotidienne

(Tableau 11) : Détermination de  $Q_{msr}$  (indice de qualité). [8 ,11].

##### Deuxième:

<b>Objectif</b>	Détermination de Q (indice de qualité) (qualité du faisceau) du champ conventionnelle (champ 10cm x 10cm sur SSD = 100cm)
<b>Méthode</b>	Formule de Thomas et al $Q = 1.35805 \cdot Q_{msr}^3 - 244.493 \cdot Q_{msr}^2 + 14672.98 \cdot Q_{msr} - 293479.4$
<b>Périodicité</b>	Installation puis quotidienne

(Tableau 12) : Détermination de Q (indice de qualité). [8,11].

##### Troisième:

<b>Objectif</b>	Détermination de $k_Q$ facteur de correction de la qualité du faisceau pour un champ conventionnelle (champ 10cm x 10cm sur SSD = 100cm) (nouveau formalisme proposer par IAEA/AAPM)
<b>Matériel</b>	Tableau 15
<b>Méthode</b>	Suivant le choix de la chambre d'ionisation dans la première étape et suivant la valeur de Q, on aura la valeur de $k_Q$
<b>Périodicité</b>	Installation puis quotidienne

(Tableau 13) : Détermination de  $k_Q$  facteur de correction de la qualité du faisceau pour un champ conventionnelle. [8,11].

**Quatrième :**

<p><b>Objectif</b></p>	<p>Détermination de la dose dans l'eau du faisceau statique sous les conditions de références de la tomotherapie hélicoïdale spécifique</p>
<p><b>Méthode</b></p>	<p>Utilisation de l'équation d'extension du protocole de calibration de TG-51 (nouveau formalisme proposer par IAEA/AAPM) :</p> $D_{w,Q_{msr}}^{f_{msr}} = M_{Q_{msr}}^{f_{msr}} \cdot N_{D,w,Q_0} \cdot k_{Q,Q_0} \cdot k_{Q_{msr},Q}^{f_{msr},f_{ref}}$ <p>Avec :</p> <p><math>Q</math> : qualité du faisceau du champ conventionnelle 10cm x 10cm a SSD = 100cm (protocole TG-51)</p> <p>*****</p> <p><math>Q_{msr}</math> : qualité du faisceau du champ de référence fmsr de la spécifique machine (champ 10cm x 5cm sur SSD = 85cm)</p> <p>*****</p> <p><math>M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}</math> la correction de la lecture du dosimètre sous le champ fmsr</p> <p>*****</p> <p><math>N_{D,w,Q_0}</math> facteur de calibration de la dose absorbée dans l'eau pour <math>^{60}\text{Co}</math> déterminé par un laboratoire standard (ADCL ou NRC)</p> <p>*****</p> <p><math>k_{Q,Q_0}</math> facteur de correction de la qualité du faisceau pour la qualité du faisceau Q du champ conventionnelle de référence fref (champ 10cm x 10cm sur SSD = 100cm)</p> <p>*****</p> <p><math>k_{Q_{msr},Q}^{f_{msr},f_{ref}}</math> facteur de correction pour les différences entre les conditions du champ : dimension, géométrie, matériel du fantôme et la qualité du faisceau du champ de référence conventionnelle fref et le champ de référence de la machine spécifique fmsr ;cette valeur a été déterminé par Jeraj et al et égale a <b>0.997</b> pour la majorité des chambres d'ionisation utilisées</p>

	<p>Suivre les étapes ci-dessous :</p> <ol style="list-style-type: none"> <li>1- Positionner la chambre d'ionisation de telle façon que le centre d'électrode est à une profondeur de 10cm et un SSD = 85cm sur une taille de champ de 10 x 5 cm<sup>2</sup>, et mettre la chambre d'ionisation à l'équilibre de température du fantôme de telle qu'ils sont sous température de la salle</li> <li>2- Relever la lecture de la température et la pression, pour déterminer la correction P<sub>TP</sub> de température/pression</li> <li>3- Prendre les lectures d'ionisation par unité de temps sur une totalité partielle pour obtenir les lectures <math>M_{raw}</math></li> <li>4- Prendre les lectures d'ionisation par unité de temps demi partielle pour obtenir les lectures <math>M_{raw}</math> pour déterminer le facteur de recombinaison d'ionisation P<sub>ion</sub></li> <li>5- Prendre les lectures par unité de temps de la polarité opposé de la lecture de la totalité partielle pour obtenir <math>M_{raw}^+</math> pour déterminer la correction de la polarité P<sub>pol</sub></li> <li>6- Calculer la lecture corrigée de la chambre d'ionisation : <math display="block">M_{Q_{max}}^{f_{max}} = M_{raw} \cdot P_{TP} \cdot P_{ion} \cdot P_{pol} \cdot P_{elec}</math> Avec :  P<sub>elec</sub> : facteur de correction d'électromètre</li> <li>7- Calculer la dose dans l'eau à une profondeur de 10cm : <math display="block">D_{w, Q_{max}}^{f_{max}} = M_{Q_{max}}^{f_{max}} \cdot N_{D, w, Q_0} \cdot k_{Q, Q_0} \cdot k_{Q_{max}, Q_0}^{f_{max}, f_{ref}}</math></li> <li>8- Calculer la dose dans l'eau à d<sub>max</sub> utilisant le PDD(10) clinique pour les données de SSD, ou TMR(10) pour les données de SAD</li> </ol> <p>Avec :</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- PDD : percentage depth dose</li> <li>- SSD : skin source distance</li> <li>- TMR : tissu max ratio</li> <li>- SAD : source axe distance</li> </ul>
<b>Périodicité</b>	Installation, quotidienne

(Tableau 14) : Détermination de la dose dans l'eau du faisceau statique sous les conditions de références de la tomotherapie hélicoïdale spécifique. [8,11].

Ion Chamber	<i>k</i>		
	<i>F<sub>2,5</sub> quality Q</i>		
	58	63	66
Capintec PR-05/PR-05P	0.999	0.997	0.995
Exradin A1 Shonka <sup>a</sup>	0.999	0.998	0.996
Exradin A12 Farmer	1	0.999	0.996
Exradin A1SL miniature Shonka	0.999	0.998	0.996
NE2505/3,3A 0.6 cc Farmer	1	0.998	0.995
NE2571 0.6cc Farmer	1	0.998	0.995
NE2577 0.2cc	1	0.998	0.995
PTW N30001 0.6cc Farmer <sup>b</sup>	1	0.996	0.992
PTW N30002 0.6cc all Graphite	1	0.997	0.994
PTW N30004 0.6cc Graphite	1	0.998	0.995
PTW 31003 0.3cc waterproof <sup>c</sup>	1	0.996	0.992
Wellhofer IC-10/IC-5	1	0.99	0.996

<sup>a</sup>The cavity radius of the A1 here is 2 mm although in the past Exradin has designated chambers with another radius as A1.

<sup>b</sup>PTW N30001 is equivalent to the PTW N23333 it replaced.

<sup>c</sup>PTW N31003 is equivalent to the PTW N233641 it replaced.

(Tableau 15) : différentes chambres d'ionisation utilisées en AQ tomothérapie et leurs  $k_Q$  et leurs  $Q$  équivalente. [8 ,11].

### III.C.1.b- Etalonnage d'un faisceau rotationnel :

<b>Objectif</b>	Etalonnage du rendement de l'unité tomothérapie hélicoïdale, lorsque le faisceau est en mouvement rotationnelle
<b>Matériel</b>	- un fantôme chees (le champ pcr) de dimension de 8cm de diamètre, une longueur de 10cm, un diamètre de 30cm équivalent fantôme à eau - une chambre d'ionisation - formalisme d'AAPM/IAEA
<b>Méthode</b>	- Placer la chambre d'ionisation au centre du fantôme - Le fantôme doit être placé sur la table de traitement et à l'isocentre - Utiliser la collimation axiale de 5cm, et de pitch de 0.287

	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Le fantôme chees doit être scanné pour la totalité de son volume</li> <li>- Evaluer les mesures d'ionisation</li> <li>- Calculer la dose par l'équation d'AAPM/IAEA :</li> </ul> $D_{w,Q_{\text{pcsr}}}^{f_{\text{pcsr}}} = M_{Q_{\text{pcsr}}}^{f_{\text{pcsr}}} \cdot N_{D,w} \cdot k_Q \cdot k_{Q_{\text{msr}},Q}^{f_{\text{msr}},f_{\text{pcsr}}} \cdot k_{Q_{\text{pcsr}},Q_{\text{msr}}}^{f_{\text{pcsr}},f_{\text{msr}}}$ <p>Avec :</p> $k_{Q_{\text{pcsr}},Q_{\text{msr}}}^{f_{\text{pcsr}},f_{\text{msr}}}$ <p>: le facteur de correction pour la différence entre dans les conditions de la taille du champ , géométrie, matériel du fantôme et la qualité du champ de faisceau de référence de la machine spécifique fmsr et la class-plan du champ de référence spécifique fpcsr cette valeur est égale a 1.003 pour la plupart des chambres utilisées</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- Suivre les même étapes dans la section III.C.1.a pour déterminer <math>Q_{\text{msr}}</math> et <math>M_{Q_{\text{pcsr}}}^{f_{\text{pcsr}}}</math></li> <li>- La dose déterminé sous les conditions pcsr sera compare par les valeurs calculer du planning software de la tomotherapie</li> <li>- Les ajustements peut ce produite par les conséquences du rendement de la machine</li> </ul>
<b>Périodicité</b>	Installation, quotidienne

(Tableau 16) : Etalonnage du rendement de l'unité tomotherapie hélicoïdale, lorsque le faisceau est en mouvement rotationnelle. [8,11].

### III.C.1.c. La vérification indépendante d'étalonnage :

<b>Objectif</b>	Vérification indépendante d'étalonnage
<b>Matériel</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Utiliser le contact avec (the radiological physics center in Houston) pour avoir des mails sur les services du TLD monitoring</li> <li>- La réglementation locale</li> </ul>
<b>Méthode</b>	Suivant les deux instructions ( procédure statique et rotationnel) citées avant
<b>Périodicité</b>	Pour le premier patient, annuelle

(Tableau 17) : Vérification indépendante d'étalonnage. [8].

### III.C.2. Assurance de qualité : pour les paramètres du faisceau :

L'unité de tomotherapie utilise un seul faisceau de photon de 6 MV, le faisceau est collimaté en faisceau éventail avec une dimension latérale de 40cm à l'isocentre.

L'extension longitudinale du faisceau est collimaté par la mâchoire -y et qu'est en mouvement, avec trois champs de dimension longitudinale de 1, 2.5, et 5cm sont commissionnés, et pas de filtre d'aplatissement utiliser dans la machine (voir Figure 1). [8].

#### III.C.2. a. Le rendement :

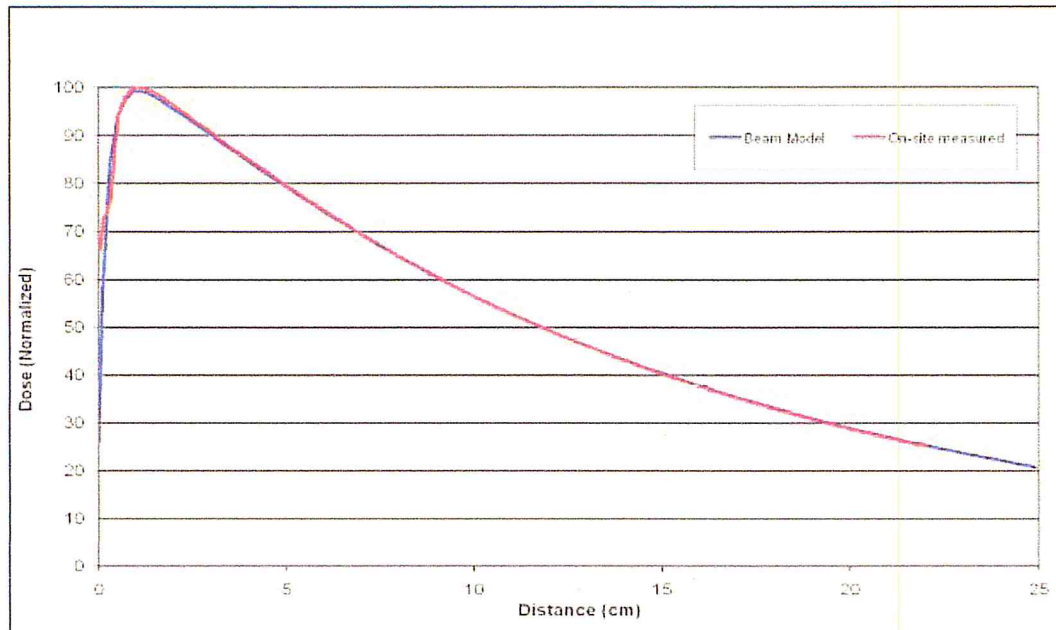
<b>Objectif</b>	Calcul du rendement
<b>Matériel</b>	Le même pour les procédures stationnaire et rotationnelle
<b>Méthode</b>	Suivant les procédures stationnaire et rotationnelle
<b>Tolérance</b>	- Quotidienne : fenêtre de 3% - Mensuelle : fenêtre de 2%
<b>Périodicité</b>	installation, quotidienne, mensuelle

(Tableau 18) : Calcul du rendement. [8].

#### III.C.2. b. Pourcentage de dose en profondeur(PDD) :

<b>Objectif</b>	contrôle de PDD
<b>Matériel</b>	- un fantôme a eau - une chambre d'ionisation - un électromètre
<b>Méthode</b>	- évaluer la courbe PDD (pour différents champs 1,2.5, 5 cm <sup>2</sup> ) - Comparaison avec le model de la courbe PDD (voir exemple fig. 15) - D'autres méthodes : a- Mesure de la courbe TMR b- Calcul du rapport de dose pour deux différentes profondeurs (comparaison avec le model du TPS)
<b>Tolérance</b>	2% / 1mm
<b>Périodicité</b>	Installation, mensuelle, annuelle

(Tableau 19) : contrôle de PDD.[8].



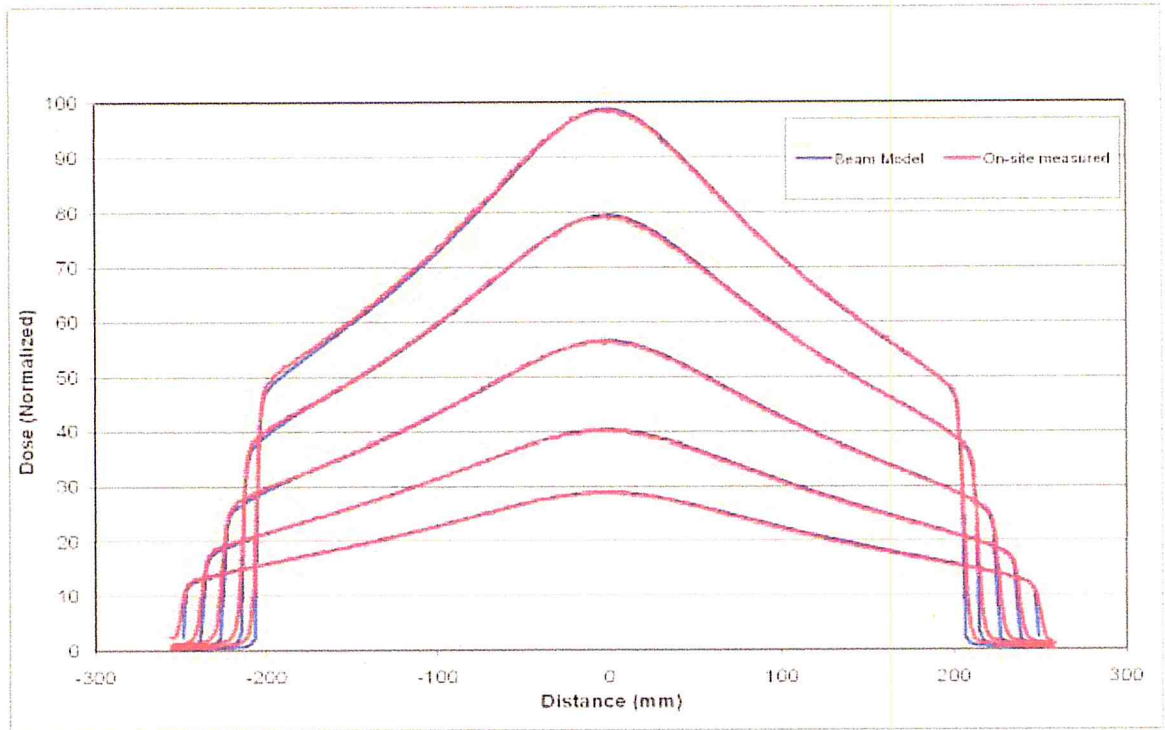
**Figure 15** : Exemple d'une courbe PDD (champ de 2.5 par 40 cm) mesurer dans un fantôme a eau et le model PDD (the modeled PDD).[8].

**III.C.2. c. Profils de faisceau en cône (transversaux) :**

<b>Objectif</b>	contrôle des profils de faisceau transversaux
<b>Matériel</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- un fantôme a eau avec ces données (water tank data) (spécialement pour tomotherapie)</li> <li>- utiliser un champ typique à 5cm pour QA mensuelle, et pour QA annuelle utiliser tous les champs commissionnés</li> <li>- film radiographique</li> </ul>
<b>Méthode</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- évaluer la courbe de profils transversaux</li> <li>- Comparaison avec le model de la courbe des profils transversaux (voir exemple fig. 16)</li> </ul>
<b>Tolérance</b>	2% / 1mm
<b>Périodicité</b>	Installation, mensuelle, annuelle

**(Tableau 20)** : contrôle des profils de faisceau transversaux [8]



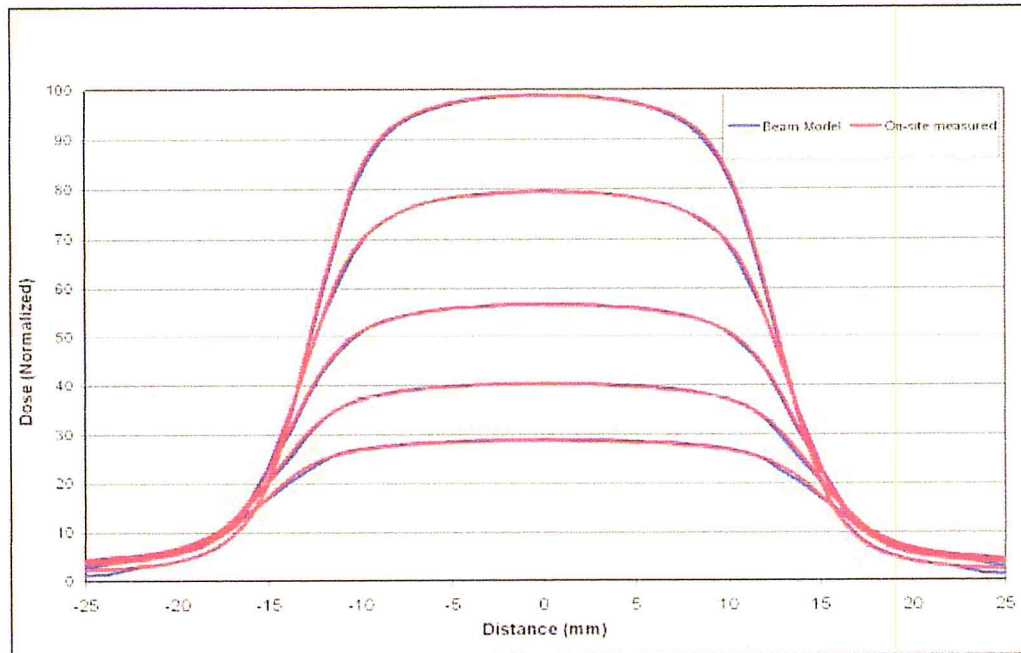


**Figure 16:** exemple de profils transversaux d'un faisceau mesurer dans un fantôme a eau (champ 2.5 par 40cm) et les respectives modèles du profils de faisceau [8].

**III.C.2.d. Forme de profil longitudinale :**

<b>Objectif</b>	Contrôle de la forme de profil longitudinale du faisceau
<b>Matériel</b>	- Un système de balayage d'un fantôme a eau pour les différents champs commissionnés - Film dosimétrique
<b>Méthode</b>	- Evaluer les profils du faisceau longitudinale Comparaison avec le model de la courbe des profils du faisceau longitudinale (voir l'exemple fig. 17)
<b>Tolérance</b>	[2% / 0.5mm], [2% / 0.25mm], [2% / 0.1mm] respectivement pour les champs : 5cm ,2.5cm, et 1cm
<b>Périodicité</b>	Installation, mensuelle, puis annuelle

**(Tableau 21) :** Contrôle de la forme de profil longitudinale du faisceau [8].



**Figure 17 :** exemple des profils longitudinaux du faisceau mesuré avec un fantôme a eau et les respectives modèles de profils de faisceau. [8].

### **III.C.3. Assurance de Qualité : pour les alignements mécaniques :**

La majorité des tests d'alignement mécanique seront développer par le vendeur, et ces test demandent une analyse par software qui sera développer aussi par le vendeur, dont les outils de tests et d'analyses restent a la discrétion de l'utilisateur [8].

#### **III.C.3. a. Centrage de la mâchoire -y :**

<b>Objectif</b>	Centrage de la mâchoire -y de tel façon que le point pivot des mâchoires -y sera a environ 5cm derrière la cible
<b>Matériel</b>	- Une chambre d'ionisation de grand et large volume (comme la chambre image standard A17)
<b>Méthode</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Mettre la chambre d'ionisation au-dessous du faisceau statique</li> <li>- Mettre les mâchoires -y a une ouverture étroite, après mettre les en balayage du front au derrière</li> <li>- Les mâchoires -y sont placées à une largeur de 2 millimètres et l'axe central des mâchoires -y est excentré de 24 millimètres du centre nominal du faisceau</li> <li>- Le faisceau sera utilisé pour un temps fixe</li> <li>- Enregistrer les lectures de la chambre d'ionisation</li> <li>- Prendre des mesures pour des excentrés de 20, 15, 10, 5, 0,-5,-10,-15,-20, et -24mm</li> </ul>

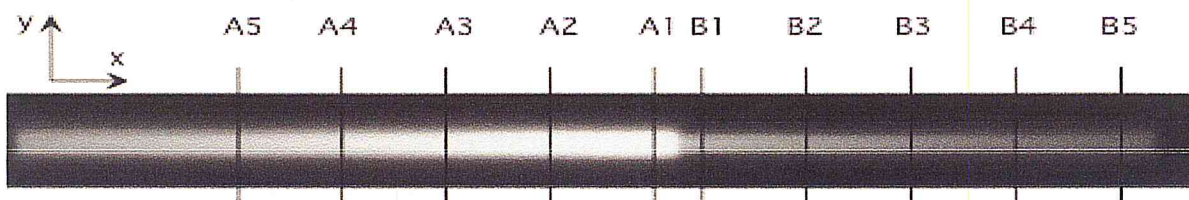
	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Le résultat sera : tracer comme une fonction sur l'axe les excentrés et ajusté avec une courbe parabolique</li> <li>- Comparer l'interpolation du centre de la courbe avec le centre nominale</li> </ul>
<b>Tolérance</b>	0.3mm
<b>Périodicité</b>	Installation, annuelle

(Tableau 22) : Centrage de la mâchoire –y de tel façon que le point pivot des mâchoires –y sera a environ 5cm derrière la cible. [8].

### III.C.3. b. Divergence de la mâchoire –y par rapport au centrage du faisceau :

<b>Objectif</b>	Test d'alignement de la mâchoire –y avec le plan du faisceau, afin d'assuré que l'axe centrale transversale du faisceau de traitement se croiser avec le perpendiculaire de l'axe de rotation (c.à.d. les points alignent en bas quand le bras est a 0°)
<b>Matériel</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Fantôme plats d'eau solide (solid water plates)</li> <li>- Un film</li> </ul>
<b>Méthode</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Mettre le film horizontalement entre les plats d'eau solide à une profondeur de 2 cm, et placer l'ensemble au-dessous de l'isocentre virtuelle qui sera défini par les lasers stationnaires vert</li> <li>- la collimation est réglée afin d'avoir un champ clinique nominale de 25mm et le bras en position de 0°</li> <li>- le champ de MLC est défini de façon que les lames d'un seul coté par rapport à l'axe MLC soient ouvertes pendant l'exposition</li> <li>- exposer le film avec le faisceau pointé directement vers le bas</li> <li>- le bras tourne 180°, et une autre exposition sera faite sous la même condition qu'avant, d'ou la distance de la source vers le film pour une exposition de 180° est 60cm et pendant le film est localiser a 25cm au-dessous de l'isocentre</li> <li>- analyser le film, de tel façon qu'il y aura un recouvrement des deux profiles pour avoir l'alignement, et la position du l'axe central est défini comme le centre de FWHM pour les deux profiles ou la coïncidence est environ de 0.3mm pour l'alignement (voir l'exemple de la fig. 18)</li> </ul>
<b>Tolérance</b>	0.5mm
<b>Périodicité</b>	Installation, annuelle

(Tableau 23) : Test d'alignement de la mâchoire –y avec le plan du faisceau [8]



**Figure 18:** après L'exposition d'un film pour tester l'alignement du l'axe de faisceau axiale avec le plan de rotation (l'analyse du film résulte le recouvrement des profiles A1 et B1 pour les deux champs). [8].

**III.C.3. c. L'alignement de la mâchoire –y avec le plan de rotation du bras :**

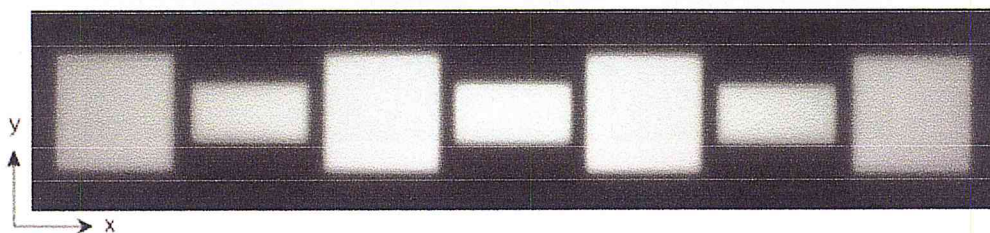
<b>Objectif</b>	Test de l'alignement de la mâchoire –y avec le plan de rotation du bras
<b>Matériel</b>	- Fantôme plats d'eau solide (solid water plates) - un film
<b>Méthode</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Mettre le film horizontalement entre les plats d'eau solide à une profondeur de 2 cm, et placer l'ensemble au-dessous de l'isocentre virtuelle qui sera défini par les lasers stationnaires vert</li> <li>- la collimation est réglée afin d'avoir un champ clinique nominale de 25mm et le bras en position de 0°</li> <li>- le champ de MLC est défini de façon que les lames d'un seul coté par rapport a l'axe du MLC sont ouvertes pendant l'exposition</li> <li>- exposer le film avec le faisceau pointé directement vers le bas</li> <li>- le bras tourne 180°, et une autre exposition sera faite sous la même condition qu'avant, d'ou la distance de la source vers le film pour une exposition de 180° est 60cm et pendant le film est localiser a 25cm au-dessous de l'isocentre</li> <li>- analyser le film, de tel façon que chaque profile est interrogé par plusieurs points (exemple, fig. 5, position de 1 a 5), et le centre de chaque des deux profiles est désigné par un point Y, dont cette position est note dans deux paramètres x et y ou ils seront enregistrés séparément pour les profils épais et minces</li> <li>- tracer les deux courbes</li> <li>- évaluer les deux pentes de chaque courbe de telle façon qui seront parallèle à une tolérance</li> </ul>
<b>Tolérance</b>	0.5°
<b>Périodicité</b>	Installation, annuelle

**(Tableau 24) :** Test de l'alignement de la mâchoire –y avec le plan de rotation du bras. [8].

### III.C.3. d. Centrage du champ de traitement :

<b>Objectif</b>	Test du centrage du champ de traitement (c.à.d. Que les tailles du champ clinique partage un centre commun)
<b>Matériel</b>	- Fantôme plats d'eau solide (solid water plates) - un film
<b>Méthode</b>	- Mettre le film perpendiculairement à l'axe du faisceau et entre les plats d'eau solide à une profondeur de l'équilibre électronique (1-2 cm), et placer l'ensemble au-dessous du champ stationnaire verticale a une distance de 85cm  - Le contrôle signogram es ordonné que les lames du MLC (11 à 18),(29 a 36), et(47 a 54) restent ouvertes  - Maitre les mâchoires –y sous une largeur nominale de 2.5cm  - Irradier le film  - Répéter l'opération pour MLC est ordonné d'ouvrir les lames (2 a 9), (20 a 28),(38 a 45),(56 a 63) et les mâchoires –y ordonnés a d'autre largeurs du faisceau clinique  - Irradier le film pour la deuxième fois  - Développer le film et comparer les centres des deux profiles qui doivent centres a une tolérance (voir l'exemple sur la fig. 19)
<b>Tolérance</b>	0.5cm
<b>Périodicité</b>	Installation, annuelle

(Tableau 25) : Test du centrage du champ de traitement. [8].



**Figure. 19:** après l'irradiation d'un film pour test du centrage du faisceau clinique axial (Un champ étalonné de 5cm est testé contre un champ clinique de 2.5cm) [8]

### III.C.3. e. Alignement de MLC et test de la torsion du MLC :

<b>Objectif</b>	Test d'alignement et de la torsion du MLC
<b>Matériel</b>	- Un film de base test MLC (film based MLC test)

### III.C.4.a. L'angle du bras :

<b>Objectif</b>	Test de La capacité du système pour identifier correctement les angles du bras
<b>Matériel</b>	- Deux films
<b>Méthode</b>	<ul style="list-style-type: none"><li>- Placer les deux films parallèles a l'axe de rotation du bras sur la table de traitement, de tel façon qu'ils seront espacer de 6cm, et l'isocentre est de 3cm de chacun de leurs cotés</li><li>- Mettre la taille du champ a 2.5cm, et le pitch à 0.1 pour minimum de 40 rotations</li><li>- Le contrôle signogram et est ordonné a l'ouverture des deux lames du milieu (32 et 33) a des intervalles centres au 0°,120° et 240°</li><li>- Tracer une ligne horizontale sur chaque film</li><li>- Faire une irradiation des deux films</li><li>- le modèle résultant est en forme d'étoile et est gardé comme modèle de comparaison ou il assure les angles initiaux corrects au début du traitement</li><li>- reproduire l'opération pour 24 rotation, et le résultat est un modèle qui sera le même que pour 40 rotations a une tolérance</li></ul>
<b>Tolérance</b>	1°
<b>Périodicité</b>	Installation, tous les quatre mois

(Tableau 27) : Test de La capacité du système pour identifier correctement les angles du bras [8]

### III.C.4.b. Uniformité de la vitesse de la table de traitement :

<b>Objectif</b>	Test de l'uniformité de la vitesse de la table de traitement (c.à.d. test de pouvoir du système de synchronisé correctement la position de la table avec la délivrance du faisceau)
<b>Matériel</b>	- Un film de 1.5cm de buildup
<b>Méthode</b>	<ul style="list-style-type: none"><li>- Confirmer la stabilité du rendement de faisceau</li><li>- Attacher le film par un ruban adhésif au dessus de la table de traitement, ou le film sera correspondre à la section d'examen.</li><li>- Irradier le film par un bras statique dans la position 0°, la collimation est ordonné à 1cm, et le rang du MLC ouvert</li><li>- Résultat un profile est généraliser le long du l'axe de mouvement de la table, et la relative densité optique le long de cette ligne doit être</li></ul>

	varié par une tolérance
<b>Tolérance</b>	2%
<b>Périodicité</b>	Installation, tous les quatre mois

(Tableau 28) : Test de l'uniformité de la vitesse de la table de traitement. [8].

#### III.C.4.c. Translation de la table par rapport à la rotation :

<b>Objectif</b>	Test de la synchronisation entre la translation de la table et la rotation du bras
<b>Matériel</b>	- Un film d'un buildup de 1.5cm
<b>Méthode</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Placer le film sur la table</li> <li>- Irradier le film par une irradiation rotationnelle donnée par un faisceau nominale de 1cm et un pitch de 1 pour 13 rotations</li> <li>- Le contrôle sinogram est ordonner d'ouvrir les lames pour une demi rotation du 2ème ,7ème et 12ème rotation</li> <li>- Scanner le film</li> <li>- Résultat une production d'un profile le long de la direction du mouvement de la table, ou les maximas doivent être séparées de 5cm</li> </ul>
<b>Tolérance</b>	1mm
<b>Périodicité</b>	Installation, tous les quatre mois

(Tableau 29) : Test de la synchronisation entre la translation de la table et la rotation du bras. [8].

#### III.C.4.d. Constance de la position de la table :

<b>Objectif</b>	Test de la capacité de la table de ce déplacé conformément a des incréments demandés
<b>Matériel</b>	- Un fantôme chees maqué
<b>Méthode</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Décentrer le fantôme de l'isocentre</li> <li>- Scanner le fantôme</li> <li>- Remarquer que les ordonner automatique repositionne le fantôme a une position relative aux lasers verts stationnaire a une tolérance</li> </ul>
<b>Tolérance</b>	2mm
<b>Périodicité</b>	Installation, quotidienne

(Tableau 30) : Test de la capacité de la table de ce déplacé conformément a des incréments demandés.[8].

### III.C.4.e. La table de traitement :

<b>Objectif</b>	Test du pouvoir de la correction du niveau longitudinale de la table de traitement par le système
<b>Matériel</b>	- Un fantôme lourd
<b>Méthode</b>	- Poser le fantôme sur la table - Remarquer qu'il ya un débattement de la position de la table de plus de 5mm - Faire irradier le fantôme - Le résultat : si l'acquisition et l'enregistrement sont avant le traitement ; alors le débattement de la table est corrigé
<b>Tolérance</b>	1mm
<b>Périodicité</b>	Installation, tous les quatre mois

(Tableau 31) : Test du pouvoir de la correction du niveau longitudinale de la table de traitement par le système [8].

### III.C.5. Assurance de qualité de divers aspects :

#### III.C.5. a. Procédures d'interrompre de traitement :

<b>Objectif</b>	Test d'interruption de traitement lorsqu'il ya une procédure d'achèvement
<b>Matériel</b>	- Fantôme chees - Deux films pour le calcul de la distribution de dose
<b>Méthode</b>	- Placer le fantôme avec le film sur la table - Irradier l'ensemble - Répéter l'opération avec le deuxième film, et pendant un certain temps d'irradiation interrompre l'exposition - Développer les deux films - Résultat : La longueur du FWHM pour le deuxième film ne dépasse pas 1mm de la longueur du FWHM du premier film et a une tolérance
<b>Tolérance</b>	3%
<b>Périodicité</b>	Installation, tous les quatre mois

(Tableau 32) : Test d'interruption de traitement lorsqu'il ya une procédure d'achèvement. [8].



**III.C.5. b. Marquage du patient et le laser de positionnement :**

<b>Objectif</b>	<p>Test d'ajustement de l'espace longitudinale entre le plan du laser vert et l'isocentre du traitement</p> <p>Test d'ajustement du mouvement de laser rouge mobile avec le laser stationnaire vert</p>
<b>Matériel</b>	<p>- Un film</p>
<b>Méthode</b>	<p><u>Pour le test du laser vert</u></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- Placer le film sur la table</li> <li>- Marquer l'isocentre virtuel sur le film</li> <li>- Mentionner un petit objet sur le film</li> <li>- Utiliser le petit champ pour irradiation</li> <li>- Scanner le film sous l'interception du laser stationnaire</li> <li>- Comparer l'isocentre marquer avant et le plan de l'image dans les directions X et Y, qui doit être coïncident a une tolérance</li> </ul> <p><u>Pour le test du laser rouge</u></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- Prendre un papier millimètre</li> <li>- Mettre le papier a l'isocentre virtuelle</li> <li>- L'isocentre sera le point d'intersection des deux laser a une tolérance</li> </ul>
<b>Tolérance</b>	<p><u>Pour laser vert :</u></p> <p>A : 1mm / 1° pour la distance nominale a l'isocentre</p> <p>B : 1MVCT voxel pour alignement avec l'axe de rotation</p> <p><u>Pour laser rouge :</u></p> <p>A : 1mm pour initialisation (intersection du laser rouge avec le vert)</p> <p>B : 2mm pour le mouvement du laser rouge</p>
<b>Périodicité</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Installation, quotidienne, et tous les quatre mois pour laser rouge,</li> <li>- installation, annuelle pour laser vert</li> </ul>

(Tableau 33) : Test de marquage du patient et le laser de positionnement. [8].

# CHAPITRE IV

---

## RESULTATS ET DISCUSSION

### **Introduction :**

Les résultats sont traduits par des recommandations d'assurance de qualité, qui sont classés dans des tableaux suivant chaque période : quotidienne ; mensuelle, tous les quatre mois, et annuelle, sans oublier le cas de changement ou remplacement des composants. [8].

### **IV. 1. Quotidien :**

<b>test</b>	<b>Section de détail</b>
Rendement rotationnelle	III.C.2.a
Rendement statique	III.C.2.a
Artefact de MVCT	III.A.1.a
Enregistrement de MVCT	III.A.1.b
Organisation de la table de traitement	III.C.4.d
Initialisation du laser rouge	III.C.5.b
Mouvement du laser rouge	III.C.5.b



(Tableau 34) : Les tests quotidiens. [8].

### **IV.2. Mensuelle :**

<b>Test</b>	<b>Section de détail</b>
Mouvement du laser rouge	III.C.5.b
Rendement statique	III.C.2.a
Rendement rotationnelle	III.C.2.a
L'énergie	III.C.2.b
Profile transversale (un champ large)	III.C.2.c
Les profiles longitudinale (pour chaque champ)	III.C.2.d
Ajustement du mouvement et du niveau de la table de traitement	III.C.4.e
Procédure d'interruption	III.C.5.a
L'alignement du MVCT	III.A.1.b
Bruit	III.A.2.a
résolution spatiale	III.A.2.d
Dose	III.A.3
Uniformité	III.A.2.b
UH (bouchon de test équivalent d'eau)	III.A.2.c
UH (bouchon de test équivalent eau, poumon, os)	III.A.2.c

(Tableau 35) : Tests mensuelles. [8].

#### **IV.3. Tous les quatre mois :**

<b>Test</b>	<b>Section de détail</b>
Angle du bras	III.C.4.a
Mouvement de la table de traitement	III.C.4.b
Translation de la table de traitement par rotation du bras	III.C.4.c

(Tableau 36) : Tests tous les quatre mois. [8].

#### **IV.4. Annuelle :**

<b>Test</b>	<b>Section de détail</b>
PDD (pour chaque champ)	III.C.2.b
Profile transversale (champ large)	III.C.2.c
Profiles longitudinale (pour chaque champ)	III.C.2.d
Centrage de la mâchoire –y	III.C.3.a
Centrage de la mâchoire –y par rapport au faisceau	III.C.3.b
Alignement de la mâchoire –y par rapport au plan de rotation du bras	III.C.3.c
Centrage de champ du faisceau de traitement	III.C.3.d
Décentrage de MLC latérale	III.C.3.e
Torsion de MLC	III.C.3.e
Laser axiale vert (distance at torsion)	III.C.5.b
Laser vert sagittale/coronale	III.C.5.b
Etalonnage (TG-51)	III.C.1.a et b
Tests sur un fantôme de base end-to-end	III.B.2

(Tableau 37) : Tests annuelles.[8] .

#### **IV.5. En cas de remplacement des composants :**

Le remplacement de majeur composants comme le magnétron ou l'état du modulateur solide, l'accélérateur, les mâchoires –y, et le MLC nécessitent des tests d'assurance de qualité, et ces tests dépendent particulièrement de des issues du service, et la majorité de ces tests sont résumés dans le (tableau 38) [8]

<b>Test</b>	<b>Section de détail</b>
<b>Magnétron /SSM</b>	*****
Rendement statique	III.C.2.a
Rendement rotationnelle	III.C.2.a
Energie	III.C.2.b

Profile transversale (champ large)	III.C.2.c
Profils longitudinale (chaque champ clinique utilisé)	III.C.2.d
DQA/plan du fantôme	III.B.2
<b>Linac/trajet</b>	*****
Centrage de la mâchoire –y	III.C.3.a
Divergence de la mâchoire –y	III.C.3.b
Décentrage latérale de MLC	III.C.3.e
Rendement statique	III.C.2.a
Rendement rotationnelle	III.C.2.a
Energie	III.C.2.b
Profile transversale (champ large)	III.C.2.c
profils longitudinale (chaque champ clinique utilisé)	III.C.2.d
Plan DQA/fantôme	III.B.2
<b>Mâchoire –y (déclencheurs/encoder)</b>	*****
Centrage de la mâchoire –y	III.C.3.a
Divergence de la mâchoire –y	III.C.3.b
Alignement de la mâchoire –y /au plan de rotation du bras	III.C.3.c
Centrage du champ	III.C.3.d
Profils Longitudinale (chaque champ clinique utilisé)	III.C.2.d
Rendement statique	III.C.2.a
Rendement rotationnelle	III.C.2.a
DQA ou les plans de test (chaque champ clinique utilisé)	III.B.2
<b>MLC</b>	*****
Décentrage du MLC latérale	III.C.3.e
Torsion du MLC	III.C.3.e
Multiple DQA des patients existant	III.B.2

(Tableau 38) : En cas de remplacement des composants [8]



**b. Rotational Beam Output** (center of a 8 cm diameter x 10 cm long homogeneous dose volume within a 20 cm diameter water equivalent phantom)

- i. Field size: \_\_\_\_\_ cm<sup>2</sup>
- ii. Axial collimation: \_\_\_\_\_ cm
- ii. Irradiation time: \_\_\_\_\_ min

**4. Beam Quality**

Measure  $Q_{msr}$  [%dd at 10 cm depth in water for curve shifted upstream by  $0.6r_{cav}$ ]

Field size 10 x 5 cm<sup>2</sup> on surface. SSD = 85 cm: yes  no

a.  $Q_{msr}$ : \_\_\_\_\_

Using the following equation or figure 1 determine Q:

$$Q = 1.35805 \cdot Q_{msr}^3 - 244.493 \cdot Q_{msr}^2 + 14672.98 \cdot Q_{msr} - 293479.4$$

b. Q: \_\_\_\_\_

**5 Determination of  $k_Q$**

Chamber model used to get  $k_Q$ : \_\_\_\_\_

a.  $k_Q$  [Table 2]: \_\_\_\_\_

**6. Temperature/pressure Correction**

a. Temperature: \_\_\_\_\_ °C

b. Pressure: \_\_\_\_\_ kPa  $\left[ = \frac{\text{mmHg} \cdot 101.33}{760} \right]$

c.  $P_{TP}$ : \_\_\_\_\_  $\left[ P_{TP} = \left( \frac{273.2 + 6a}{295.2} \right) \left( \frac{101.33}{6b} \right) \right]$

**7. Polarity correction**

$M_{raw}^+$ : \_\_\_\_\_ C or rdg

$M_{raw}^-$ : \_\_\_\_\_ C or rdg

a.  $M_{raw}$  (for polarity of calibration): \_\_\_\_\_ C or rdg

b.  $P_{pol}$ : \_\_\_\_\_  $\left[ P_{pol} = \left[ \frac{M_{raw}^+ - M_{raw}^-}{2M_{raw}} \right] \right]$

**8.  $P_{ion}$  measurements**

Operating voltage =  $V_H$ : \_\_\_\_\_ V

Lower voltage  $V_L$ : \_\_\_\_\_ V

$M_{raw}^H$ : \_\_\_\_\_ C or rdg

$M_{raw}^L$ : \_\_\_\_\_ C or rdg

a.  $P_{ion}(V_H)$  \_\_\_\_\_  $\left[ \left( 1 - \frac{V_H}{V_L} \right) / \left( \frac{M_{raw}^H}{M_{raw}^L} - \frac{V_H}{V_L} \right) \right]$

If  $P_{ion} > 1.05$ , another ion chamber should be used.

**9. Corrected ion. ch. rdg. M for msr or pcsr field, water equivalent**

$M_{con} = P_{ion} P_{TP} P_{elec} P_{Pol} M_{raw} = [8a \cdot 6c \cdot 2bi \cdot 7b \cdot 7a] =$  \_\_\_\_\_

**10. Correction factor between conventional reference field and machine-specific reference field**

a.  $k_{Q_{msr}, Q}^{f_{msr}, f_{ref}}$ : 0.997 \_\_\_\_\_

**11. Dose to water per min at 10 cm depth for Static Beam Output:**

$$D_w^Q = Mk_Q N_{D,w}^{60Co} k_{Q_{msr}, Q}^{f_{msr}, f_{ref}} = [9 \cdot 5b \cdot 2c \cdot 10a / 3a]$$

a. Dose/ min at 10 cm depth \_\_\_\_\_ Gy/min

b. Clinical %dd(10) for SSD setup / 100.: \_\_\_\_\_

or clinical TMR(10) for SAD setup: \_\_\_\_\_

Dose / min at  $d_{max}$ : -----Gy/min [11a/(11b)]

**12. Correction factor between conventional reference field and plan-case specific reference field**

a.  $k_{Q_{pcsr}, Q_{msr}}^{f_{pcsr}, f_{msr}}$ : 1.003 \_\_\_\_\_

**13. Dose to water per min at center of the pcsr field for Rotational Beam Output:**

$$D_w^Q = Mk_Q N_{D,w}^{60Co} k_{Q_{msr}, Q}^{f_{msr}, f_{ref}} k_{Q_{pcsr}, Q_{msr}}^{f_{pcsr}, f_{msr}} = [9 \cdot 5b \cdot 2c \cdot 11a \cdot 12a]$$

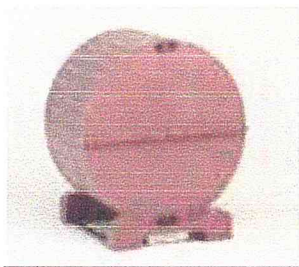
a. Dose at the center of the pcsr field Gy

**NOTE :**

- $P_{elec}$  electrom.corr factor (Sec .VII.B), voir TG51.
- Calibration factor (Sec.V) voir TG 51
- ( $r_{cav}$  Table III) voir TG 51
- kQ [Table 2] voir TG 148 ou Tableau 15 de notre travail



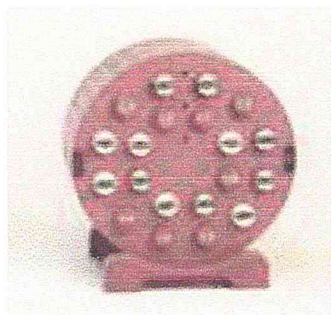
**V.2 différents matériels utilisés en assurance de qualité :**



**Fantôme cheese**



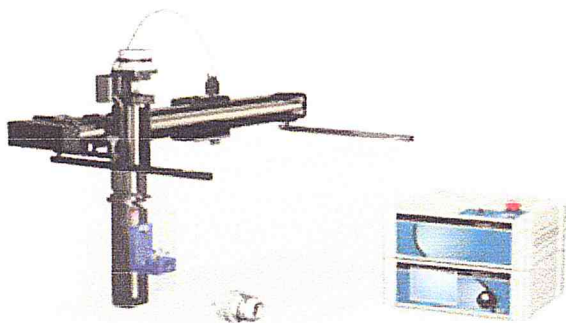
**Fantômes eau solide**



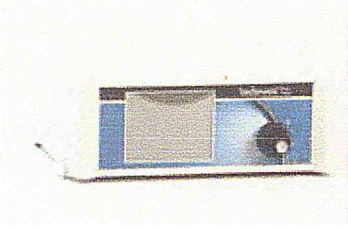
**Bouchons de densité**



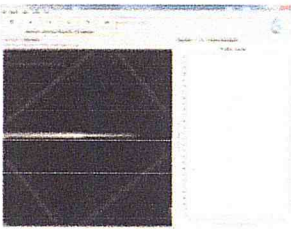
**chambre d'ionisation**



**Equipement du réservoir a eau**



**Electromètre**



**équipement d'analyse de film**



**Scanner de films**

## **CONCLUSION :**

L'objectif de notre travail est de proposer des procédures simplifiées d'assurance de qualité pour l'appareil de tomotherapie ainsi que pour les traitements à l'aide de cet appareil.

Ces procédures sont basées essentiellement sur le rapport de l'AAPM Task Group 148 (TG148) intitulé : (QA for helical tomotherapy) .

Les différents tests journaliers, mensuels, tous les quatre mois, et annuels ont été présentés.

Nous avons particulièrement soulignée la nécessité de mettre en œuvre :

- La vérification journalière du débit de dose de référence dans les conditions statiques et les conditions rotationnelles, ainsi que les lasers et la table ;la qualité de l'image MVCT doit être également examinée pour s'assurer de l'absence d'artefacts.
- La vérification mensuelle des paramètres faisceau et des images MVCT
- Tous les quatre mois, la rotation gantry (bras) ainsi que les mouvements de la table doivent être examinés ainsi que la dosimétrie MVCT
- Annuellement, les tests mécaniques, les paramètres faisceau ainsi que les tests du système de planning de traitement doivent être réalisés.

Nous avons également mis l'accent sur la nécessité de procéder aux tests d'assurance de qualité en cas de remplacement de pièces importantes de la machine.

En perspective, il serait judicieux de réaliser tous ces tests en grandeur nature quand une machine de tomotherapie sera installée en Algérie

## **BIBLIOGRAPHIE :**

- [1]- J-P.DILLESEGER-E.MOERSCHEL, Guide des technologies de l'imagerie médicale et de la radiothérapie, quand la théorie éclaire la pratique, 2009 Elsevier Masson SAS, ISBN ; 978-2-294-70431-4.
- [2]- Karine GERARD, optimisation automatique des incidences des faisceaux par l'algorithme du simplexe et optimisation des contrôles qualité par la maîtrise statistique des processus (MSP) en radiothérapie conformationnelle par modulation d'intensité (RCMI), Thèse pour obtenir le grade de Docteur de l'Institut National Polytechnique de Lorraine Spécialité : Rayonnement et Imagerie en Médecine, version 1-1 décembre 2008
- [3]- MAUD.MARGUET, Radiothérapie guidée par l'image : maîtrise des éléments matériels – application à l'analyse des conséquences dosimétriques dues aux variations anatomiques au cours de traitement ORL, thèse pour obtenir Doctorat de l'université de Toulouse, spécialité : radiophysique et Imagerie Médicale ,18 décembre 2009.
- [4]- Danielle Valinta, Jérôme Caron, Dominique Corsetti, Catherine Dejean, Serge Marcié Jocelyne Mazurier, Suzanne Naudy, Anne Poinignon, Hélène Aget, Vincent Marchesi, Laure Vieilleville, Contrôles de qualité en radiothérapie, conformationnelle avec modulation d'intensité, rapport SFPM N° 26, Janvier 2010.
- [5]- C. Dejean, G. Kantor, B. Henriques de Figueiredo, A. Lisbona, M.-A. Mahé, A. Mervoyer, S. Zefkili, M. Yassa, P. Giraud, Tomothérapie hélicoïdale : aspects techniques et applications cliniques, Article reçu le 15 mars 2010, accepté le 20 avril 2010, bulletin du cancer, Volume 97 • N° 7 • juillet 2010, ©John Libbey Eurotext.
- [6]- M. Tomsej, Le système de tomothérapie hélicoïdale pour la radiothéramodulée en intensité et guidée par l'image : développements récents et applications cliniques, Elsevier, Cancer/Radiothérapie 10 (2006) 288–295, Disponible sur internet le 28 août 2006.
- [7]- J.-P. Gérard, J. Thariat, P. Giraud, J.-M. Cosset, Histoire de l'évolution des techniques de radiothérapie, Article reçu le 8 mars 2010, accepté le 20 avril 2010, bulletin du cancer, Volume 97 • N° 7 • juillet 2010, ©John Libbey Eurotext.
- [8]- Katja M. Langen, Niko Papanikolaou, John Balog, Richard Crilly, David Followill, S. Murty Goddu, Walter Grant III, Gustavo Olivera, Chester R. Ramsey, Chengyu Shi, QA for helical tomotherapy, Report of the AAPM Task Group 148, Received 9 February 2010; revised 27 April 2010; accepted for publication 15 June 2010; published 20 August 2010.
- [9]- Jean-Pierre Camilleri, Jean Coursaget, Pionniers de la radiothérapie, c 2005 EDP Sciences, ISBN : 2-86883-811-1

- [10]- Jeraj R, Mackie R, Balog J, Olivera G, Pearson D, Kapatoes J, et al. Radiation characteristics of helical tomotherapy. *Med Phys* 2004; 31:396–404.
- [11]- Peter R. Almond, Peter J. Biggs, B. M. Coursey, W. F. Hanson, M. Saiful Huq, Ravinder Nath, D. W. O. Rogers protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams, AAPM's TG-51, Received 17 September 1998; accepted for publication 4 June 1999, *Med. Phys.* 26 .9. September 1999
- [12]- J. D. Fenwick, W. A. Tome, H. A. Jaradat, S. K. Hui, J. A. James, J. P. Balog, C. N. DeSouza, D. B. Lucas, G. H. Olivera, T. R. Mackie, and B. R. Paliwal, "Quality assurance of a helical tomotherapy machine," *Phys. Med. Biol.* 49-13, 2933–2953 -2004.
- [13]- K. M. Langen, Y. Zhang, R. D. Andrews, M. E. Hurley, S. L. Meeks, D. O. Poole, T. R. Willoughby, and P. A. Kupelian, "Initial experience with megavoltage -MVCT guidance for daily prostate alignments," *Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys.* 62-5, 1517–1524 -2005.
- [14]- T. R. Mackie, T. Holmes, S. Swerdloff, P. Reckwerdt, J. O. Deasy, J. Yang, B. Paliwal, and T. Kinsella, "Tomotherapy: A new concept for the delivery of dynamic conformal radiotherapy," *Med. Phys.* 20-6, 1709–1719 -1993.
- [15]- J. Van Dyk, in *Treatment Planning in Radiation Oncology*, edited by F. M. Kahn and R. A. Potish -Williams and Wilkins, Baltimore, 1998, pp.123–146.

