

الجزائرية الديمقراطية الشعبية  
REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE  
وزارة التعليم العالي والبحث العلمي  
MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR ET DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE  
بالأغواط ثليجي عمار جامعة  
UNIVERSITE AMAR TELIDJI LAGHOUAT



كلية العلوم

Faculté des SCIENCES

Département : Sciences de la Matière

## *Mémoire de Master*

**Domaine :** Sciences de la matière

**Filière :** Physique

**Option :** Physique médicale

**Présenté par :**

HERMA Mouchira

et

OULAD LAID Abida

## **THEME**

# **Assurance qualité patient en radiothérapie avec modulation volumétrique en arc thérapie VMAT**

*Soutenu publiquement devant le jury composé de :*

Mr. Halite Mohamed

**Maitre de conférences A**

Président

Mr. Zerguini Hocine

**Maitre-assistant A**

Examineur

Mr. Maabed Said

**Maitre-assistant A**

Examineur

Mme. Aissous Basma

**Maitre-assistant A**

Rapporteur

*Année Universitaire 2018- 2019*

## **Remerciements**

*Au nom du dieu le clément et le miséricordieux louange à « **ALLAH** »  
le tout puissant.*

*On présente nos premiers remerciements à notre encadreur Mme **AISSOUS BASMA** maître assistante à l'université de Laghouat, d'avoir accepté de nous encadrer ainsi que pour ses précieux conseils, ses encouragements tous au long de ce travail.*

*A notre Co-encadreur le professeur monsieur **BALY Mohamed Salah** physicien médical au Centre Anti Cancéreux **ATHENA Constantine**, pour son aide et pour avoir proposé et suivi de près la réalisation de ce travail.*

*Nos remerciements les plus sincères vont à monsieur **Mourad Barkete**, et Mlle **Bouchra Imene Chibane**, physiciens médicaux au **CAC- ATHENA Constantine**, pour sa disponibilité et son aide durant notre pratique.*

*Comme nous tenons à exprimer nos vifs remerciements à tous les membres de service de radiothérapie clinique **ATHENA** notamment les médecins: **Dr.Miles**, **Dr.Merrikhi** et professeur **Sahli** et à les manipulateurs: monsieur **Manssor** et monsieur **Med Taher** pour leurs gentillesse, sympathie et leur soutien moral et technique.*

*Nous tenons également à remercier très chaleureusement :*

*Le professeur monsieur **Halite Mohamed** maitre de conférences A à l'université de **AMMAR THELIDJI** pour son aide et de nous faire l'honneur de présider le jury de la soutenance.*

*Monsieur **Zerguini Hocine** maitre-assistant et chef de spécialité de la physique médicale à l'université de **LAGHOUAT** pour leurs efforts déployés pour la réussite de notre spécialité.*

*Monsieur **Maabed Said** maitre-assistant à l'université de **LAGHOUAT** pour ses conseils précieux et ses encouragements.*

*On remercie encore tous nos enseignants durant les années des études.*

## Dédicace

Au nom d'ALLAH le très grand, l'omniscient, l'omnipotent.

Au prophète Mohamed paix et salut sue lui, Je dédie ce mémoire:

A ma famille, elle qui m'a doté d'une éducation digne, son amour a fait de moi ce que je suis aujourd'hui:

Particuliément A mes chers parents,

Mon Père, Je suis très fière d'être votre fille, Ma Mère, Si Dieu a mis le paradis sous les pieds des mères, ce n'est pas pour rien.

Pour les sacrifices que vous avez consenti pour mon instruction et mon bien être.

Je vous remercie pour tout le soutien et l'amour que vous me portez depuis mon enfance et j'espère que votre bénédiction m'accompagne, puisse dieu, le très Haut, vous accorder santé, bonheur et longue vie et faire en sorte que jamais je ne vous déçoive.

A mes chers et adorable frères et sœurs

Ibrahim, Djamila, Yahia, Fatima, Rabeh, Firdousse et Ndjwa.

Je vous souhaite une vie pleine de bonheur et succès et que dieu Le tout puissant Vous protégé et vous gardé.

A mes meilleurs amis : Issam et Amal, je vous souhaite une vie pleine de bonheur.

A Mon binôme

Mouchira, ma douce sœur qui a eu la patience de me supporter durant ce mémoire, je t'aime beaucoup ma chère

A tous mes enseignants depuis mes premières années d'études.

A tous mes amis et tous ceux qui me sont chers et que j'ai omis de citer.

A toutes les personnes qui ont servis pour ma formation, mon éducation et mon enseignement.

**Abida**

## Dédicace

*Rien n'est aussi beau à offrir que le fruit d'un labeur qu'on dédie du fond du cœur à ceux qu'on aime et qu'on remercie en exprimant la gratitude et la reconnaissance durant toute notre existence.*

*Je dédie ce mémoire :*

*A mes très chers parents qui m'ont guide durant les moments les plus pénibles de ce long chemin, ma mère qui a été à mes côtés et ma soutenu durant toute ma vie, et mon père qui a sacrifié toute sa vie afin de me voir devenir ce que je suis, merci mes parents.*

*A mes chers frères : Meustapha, Boubaker, Yahia et Sajed.*

*Et à mes chères sœurs : Sara et Khadidja.*

*Je vous souhaite une vie pleine de bonheur et de succès et que dieu le tout puissant, vous protège et vous garde.*

*A tout ma famille sans exception.*

*A mes meilleurs amis : Issam et Amal, je vous souhaite une vie pleine de bonheur.*

*A ma meilleurs amie Mokhtaria et à tous ceux qui me sont chères.*

*Enfin, je remercie mon cher binôme et meilleurs amie Abida.*

*Mouchira*

## Sommaire

**Remerciement**

**Dédicace**

**Table des matières**

**Liste des figures**

**Liste des tableaux**

**Liste des abréviations**

**Introduction générale**

Partie théorique :

### **Chapitre 1 : Principes de la radiothérapie**

Introduction .....	1
Circuit de patient dans un service de radiothérapie .....	1
1. Simulation .....	1
1.1 Les particularités du scanner dédié à la radiothérapie.....	2
1.2 Les avantages du scanner .....	2
2. Planification dosimétrique du traitement .....	4
2.1 Notion de volumes en RT.....	4
2.1.1 Le volume tumoral macroscopique.....	5
2.1.2 Le volume cible clinique.....	5
2.1.3 Le volume cible planifié.....	5
2.1.4 Volumes relatifs à la dose .....	6
2.1.4.1 Le volume traité .....	6
2.1.4.2 Le volume irradié .....	6
2.1.5 Volumes à protéger .....	6
2.2 Dosimétrie.....	6
2.3 Calcul des unités moniteurs.....	6
2.4 Evaluation des plans de traitement basés sur les DVH.....	7
3 Assurance qualité et mise en place .....	7
3.1 Assurance qualité du plan de traitement.....	7
3.1.1 Méthode globale:.....	7
3.1.2 Méthode faisceau par faisceau:.....	8

3.2 Mise en place.....	8
4. Imagerie portale .....	8
4. 1 Imagerie portale MV.....	8
4. 2 Imagerie kV 2D.....	9
4. 3 Imagerie 3D CBCT .....	9
5. Le rôle d'un physicien médical dans un service de radiothérapie.....	10
Conclusion.....	10

## **Chapitre 2 : La Technique VMAT**

Introduction.....	12
1. Définition.....	12
2. Principe du VMAT.....	12
3. Les paramètres variables en mode VMAT.....	14
Planification.....	15
4. Système de planification inverse.....	15
4.1. Optimisation.....	15
4.2. Calcul de dose.....	16
4.3. Segmentation ou séquençage .....	16
4.4. Les plan planification inverse .....	17
4.4.1. Mode SIB.....	17
4.4.2. Mode SEQ.....	17
5. Avantages et inconvénients du VMAT par rapport à l'IMRT.....	18
5.1. Avantage.....	18
5.2. Inconvénients.....	18
Conclusion.....	18

## **Chapitre 3 : Contrôle de qualité patient en VMAT.**

Introduction.....	19
1. Nécessité d'un contrôle de qualité patient en VMAT.....	19
2. Les différentes techniques de PQA.....	20
2.1. Mesure de la dose absorbée en un point.....	20
2.2. Mesure de la distribution de dose.....	21
2.2.1. Méthode fixe.....	21
2.2.2. Méthode globale.....	22

3. Les différents détecteurs utilisés dans le PQA en VMAT.....	23
3.1. La chambre d'ionisation.....	23
3.2. Les films .....	24
3.2.1. Les films argentiques.....	24
3.2.2. Les films chromiques.....	25
3.3. Les matrices 2D.....	26
4. Outils d'évaluation.....	26
4.1 Différence de Dose.....	27
4.2 Distance To Agreement DTA.....	27
4.3 Gamma Index.....	28
Conclusion.....	29

Partie pratique :

#### **Chapitre 4 : Mesures et discussions**

Introduction.....	30
Matériels et méthodes.....	30
1. Matériels utilisés .....	30
1.1 L'accélérateur linéaire.....	30
1.2 Le Fantôme solide équivalent d'eau « <i>Virtual water</i> » .....	31
1.3 La Matrice 2D .....	32
1.4 Le Logiciel d'évaluation des distributions de dose.....	33
1.5 Le système de planification de traitement Eclipse .....	35
1.5.1 Description du TPS Eclipse™ .....	35
1.5.2 Algorithmes de calcul de dose en VMAT dans <i>Eclipse</i> ™ .....	36
2. Méthodes .....	36
2.1 Simulation du fantôme au Scanner .....	36
2.2 Création des plans de vérification sur le TPS .....	37
2.3 Calibration de la matrice MapCheck-2 .....	38
2.4 Irradiation du Fantôme sur l'accélérateur.....	38

2.5 Evaluation des écarts entre les distributions de dose .....	39
Résultats et discussions.....	40
1. Résultats.....	40
2. Discussion.....	41
Conclusion.....	47

**Conclusion générale**

**Liste des références**

**Résumé**

## Liste des figures

<b>Figure I.1</b> : Scanner dosimétrique centre anti cancer Athéna Constantine.....	2
<b>Figure I.2</b> : Masque thermoformé personnalisé (ORL).....	3
<b>Figure I.3</b> : Plan incliné clinique Athéna Constantine.....	4
<b>Figure I.4</b> : Les volumes d'intérêt.....	5
<b>Figure I.5</b> : Exemple d'un DVH cumulatif.....	7
<b>Figure I.6</b> : Imageur porté MV (CAC Athéna).....	9
<b>Figure I.7</b> : Accélérateur linéaire équipé d'un imageur portal (MV-EPID) et d'un imageur embarqué kV (source et détecteur) permettant de réalisé une imagerie CBCT.....	10
<b>Figure II.1</b> : Bras de l'accélérateur linéaire en rotation et Position des lames du MLC.....	12
<b>Figure II.2</b> : Les points de contrôle aux différents niveaux de résolution multiples.....	12
<b>Figure II.3</b> : Principe d'obtention de la modulation d'intensité en mode dynamique [013].....	13
<b>Figure II.4</b> : Etape d'optimisation avec les différentes contraintes de doses et les DVH. [CAC Athéna].....	15
<b>Figure III.1</b> : Exemple d'une mesure de la dose absolue en un point.....	19
<b>Figure III.2</b> : Capture d'écran de logiciel SNC (la distribution de dose).....	21
<b>Figure III.3</b> : Chambre d'ionisation a différent dimension [Centre Anti Cancer Athéna].....	22
<b>Figure III.4</b> : Film argentique Kodak EDR2 [Centre Anti Cancer Athéna].....	23
<b>Figure III.5</b> : Film chromatique [Centre Anti Cancer Athéna].....	24
<b>Figure III.6</b> : Exemples de détecteurs 2D Mapcheck2 .....	25
<b>Figure III.7</b> : graphe représente principe du Gamma Index .....	27

<b>Figure III.7:</b> Illustration de l'index gamma .l'axe horizontal représente la position dans l'espace, l'axe vertical la dose. (a) la distance $\Gamma_q(p, d)$ . (b) l'index gamma d'un point de référence.....	28
<b>Figure IV.1 :</b> Accélérateur linéaire VarianClinac5478 du centre Anti Cancer Athéna.....	30
<b>Figure IV.2 :</b> Fantômes solides Virtual Water du centre Anti Cancer Athéna.....	31
<b>Figure IV.3:</b> La matrice MapCheck-2 du centre Anti Cancer ATHENA.....	32
<b>Figure IV.4 :</b> Capture d'écran de logiciel d'évaluation des distributions de dose, clinique ATHENA.....	33
<b>Figure IV.5 :</b> Capture d'écran du TPS Eclipse™ utilisé en centre ATHENA.....	34
<b>Figure IV.6:</b> Simulation du fantôme (plaques + matrice) sur le scanner dédié à la radiothérapie [Clinique Athéna Constantine].....	36
<b>Figure IV.7 :</b> Capture d'écran d'une distribution de dose d'un plan de vérification sur Fantôme [Clinique Athéna Constantine].....	37
<b>Figure IV.8 :</b> Histogramme représente les valeurs du Gamma index pour tous les niveaux de tolérance.....	41
<b>Figure IV.9 :</b> Pourcentage du passage des plans pour les différents niveaux.....	42
<b>Figure IV.10 :</b> Captures d'écran de distribution de dose mesurée (a) , calculée (b) et la comparaison entre eux (c) pour le patient n°29.....	43
<b>Figure IV.11 :</b> Capture d'écran représente le résultat du patient de ID '01001911'.....	44
<b>Figure IV.12 :</b> Capture d'écran de comparaison entre les distributions de dose calculées et mesurées par le logiciel SNC pour le patient n°13.....	45
<b>Figure IV.13 :</b> Captures d'écran représentent la conséquence du décalage de la matrice <i>MapCheck2</i> lors les mesures de distribution de dose, exemple patient de numero ID '01001937' clinique ATHENA.....	46

## Liste des tableaux

**TableauIV.1 :** Les valeurs de Gamma index pour les plans vérifiés durant notre stage

[CAC Athéna] .....39

**Tableau IV.2 :** Passage et pourcentage des distributions de dose au teste du gamma

index.....40

## **Abréviation:**

AAA:	Anisotropic Analytical Algorithm.
AD:	Dose Absolue.
CAC:	Centre Anti-Cancer.
CBCT:	Cone Beam Computed Tomography.
CT:	Computed Tomography
CTV:	Clinical Target Volume. Clinical Target Volume (Volume-cible anatomique clinique).
DVH:	Histogrammes Dose-Volume. (DVH: Dose-Volume Histogram)
DTA:	Distance To Agreement DTA.
EPID:	Electronic Portal Imaging Device (EPID)
GTV:	Gross Tumor Volume.
Gy:	Gray.
HDV:	Dose-Volume Histogram.
ID :	Identification.
IMRT:	Intensity Modulated in Radiation Therapy)
KV:	Kilovolt
MLC:	Multi Leaf Collimator (CML: Collimateur Multi -Lames)
MV:	Méga Electron Volt
OAR:	Organe à risque (Organ At Risk)
OBI:	On Board Imaging.
ORL:	Oto-Rhino-Laryngologie.
Pc :	point centre.
Pixel:	Unité élémentaire définissant la surface d'une image.
PMMA:	Poly Methyl Metha Acrylic.
PQA:	Contrôle de qualité patient ou en Anglais "Patient Qualité Assurance.
PRO:	Progressive Resolution Optimizer
PTV:	Planning Target Volume.
RD:	Dose Relative.

SEQ:	Séquentiel.
SIB:	Simultaneous Integrated Boost.
SNC:	Sun Nuclear Corporation.
TPS:	Treatment Planning System (Système de Planification de Traitement)
UM:	Unité Moniteur.
VMAT:	Volumetric Modulated ArcTherapy; Arcthérapie volumétrique modulée
Voxel:	Volume élément, unité élémentaire de volume dans une image
2D:	Deux dimensions
3D:	Trois dimensions.
3D-CRT :	Radiothérapie conformationnelle tridimensionnelle (3D-RTC:Three Dimension- Conformal Radiation Therapy)

## Introduction générale

La radiothérapie est une technique de traitement des localisations cancéreuses, utilisant des rayonnements ionisants pour détruire les cellules cancéreuses tout en épargnant au maximum les tissus sains périphériques.

Dans notre modeste travail nous sommes intéressés par les nouvelles technologies destinées à apporter une amélioration considérable à la radiothérapie, assurance qualité patient (AQP) que spécifiquement de la technique de radiothérapie VMAT (*Volumetric Modulated Arc Therapy*) pour des patients atteints de cancers de la sphère ORL et prostate et plusieurs d'autre type de cancer. Elle permet de conformer la dose à la tumeur tout en limitant la dose reçue aux tissus sains avoisinants.

Le contrôle de qualité patient vient pour répondre à ce besoin de sécurisation des traitements en mode VMAT-RapidArc et permettre de garantir que le plan de traitement qui a été prescrit et optimisé dans le système de planning de traitement correspond exactement à ce que l'accélérateur linéaire va délivrer au patient.

L'objectif général de notre travail est de faire des contrôle de qualité patient par la comparaison entre la distribution de dose calculé par TPS et la distribution de dose mesuré par la matrice 2D «*MapCheck-2*» à fin d'optimiser la dose délivrer au patient.

Pour atteindre les objectifs fixés et faire état de nos travaux bibliographique et nos études, nous présentons ce mémoire subdivisé en deux parties, Dans la première partie théorique, nous avons consacré trois chapitres, le premier chapitre rappelle sur les principes de la radiothérapie, nous parlerons sur Les processus de traitement par radiothérapie externe et la définition des différent volumes cible.

Le seconde chapitre est consacré à la description de technique VMAT, nous avons présenté le principe de cette technique et les différents paramètres qui varient pendant le traitement, nous avons aussi décrit la planification inverse et les avantages et les inconvénients de cette technique.

Dans troisième chapitre, nous avons défini le concept de contrôle de qualité spécifique au patient (PQA), nous avons cité les différents paramètres qui ont une influence sur les performances de la technique VMAT-RapidArc, nous avons aussi décrit les différentes méthodes de réalisation de ce contrôle de qualité patient, les différents détecteurs qui permettent de le réaliser et les différents outils d'évaluations des données obtenues lors de ce contrôle.

Dans la deuxième partie pratique, nous avons détaillé dans le quatrième chapitre le matériel que nous avons utilisé pour la réalisation de ce contrôle de qualité patient en mode VMAT-RapidArc, la méthodologie suivie pour la réalisation des mesures des plans dosimétriques de traitement sur l'accélérateur linéaire ainsi que celle concernant l'analyse de ces données dosimétriques.

Ce chapitre présente aussi les résultats que nous avons obtenus lors des mesures effectuées sur les plans de traitements de 36 patients traités par la technique VMAT-RapidArc sur différentes localisations (Nasopharynx, larynx, prostate, tumeurs cérébrales, ...etc.) ainsi qu'une discussion concernant l'analyse des résultats obtenus. Enfin nous clôturons ce mémoire par une conclusion qui décrit panoramiquement le travail réalisé et les résultats obtenus.

Les travaux de recherche menés au cours de ce mémoire ont été effectués dans le service de radiothérapie à ATHENA MEDICAL CENTER de Constantine.

# **Chapitre I : Principe de la radiothérapie.**

## **Introduction :**

Il existe un grand nombre de maladies cancéreuses différentes. Pour cette raison, elles ne réagissent pas toutes de la même façon aux traitements. Les méthodes thérapeutiques principales sont :

- la chirurgie (les opérations)
- la radiothérapie (les rayons)
- les traitements médicamenteux (chimiothérapie, hormonothérapie, immunothérapie...).

La radiothérapie est une méthode de traitement local régionale des cancers, consiste à utiliser des rayonnements ionisants de haute énergie permettant de détruire les cellules cancéreuses en bloquant leur capacité à se multiplier [1].

La radiothérapie est l'un des traitements standards des maladies cancéreuses. A un moment ou l'autre de la maladie, environ la moitié des personnes touchées est soignée par cette méthode [2].

Les rayonnements ionisants sont produits sous forme de faisceaux de dimensions et d'énergie variables par un accélérateur linéaire de particules situé à distance du patient. Le faisceau de rayonnement atteint la tumeur en traversant la peau du patient afin de déposer la dose nécessaire à la destruction des cellules tumorales [1].

## **Circuit de patient dans un service de radiothérapie**

### **1. Simulation :**

L'étape de simulation est réalisée avec les manipulateurs et le médecin. Cette étape consiste à positionner le malade dans une salle où se situe un appareil de radiodiagnostic spécialisé appelé le simulateur. Avec cet appareil, la région du corps à traiter et les régions de voisinage qu'il faut protéger seront déterminées.

Généralement, c'est le scanner ou le simulateur scanner (**figure I.1**) qui est utilisé pour l'examen d'imagerie initial. Le patient est immobilisé sur le dos, plus rarement à plat ventre ou sur le côté avec différents moyens de contention (coussin, plan incliné (**figure I.3**), masque

thermoformé personnalisé(**figure I.2**)...) qui rendent sa position confortable et reproductible tout au long du traitement. De plus la mise en place de marque sur le masque ou sur la peau (tatouage effaçables avec un feutre de couleur ou indélébiles avec de très fines aiguilles jetables) pour marquer l'isocentre[3].



**Figure I.1** : Scanner dosimétrique centre anti cancer Athéna Constantine.

### **1.1 Les particularités du scanner dédié à la radiothérapie:**

Le scanner dédié à la radiothérapie se caractérise par :

- Plateau de table rigide et plane.
- Diamètre du tunnel : 70 à 85 cm.
- Présence de lasers de positionnement dans la salle de simulation.
- Coupes axiales jointives et perpendiculaires par rapport au plan.
- Lien avec le logiciel de dosimétrie (Système de planning de traitement).

### **1.2 Les avantages du scanner :**

Parmi les avantages de Ce simulateur:

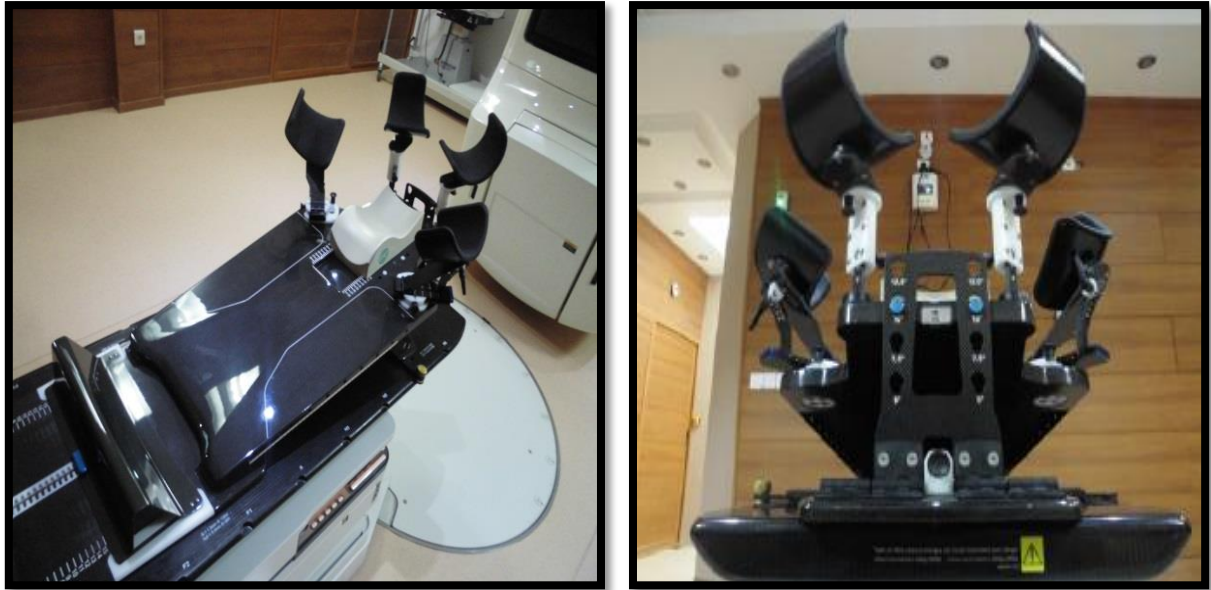
- ✓ Génère un volume 3D du patient.

- ✓ Restitue les contours du patient sans déformation.
- ✓ Donne un bon contraste entre les différents organes.
- ✓ Donne une bonne résolution spatiale.
- ✓ Permet de prendre en compte les densités tissulaires du patient.

Le choix du système de contention doit permettre de réduire les marges à appliquer autour des volumes cibles et doit aussi être adapté à la localisation traitée au confort du patient à la technique de traitement à utiliser (radiothérapie conformationnelle 3D, radiothérapie par modulation d'intensité (IMRT), radiothérapie stéréotaxique ...)



**Figure I.2 :** Masque thermoformé personnalisé (ORL).



**Figure I.3** : Plan incliné clinique Athéna Constantine

## **2. Planification dosimétrique du traitement :**

La préparation du traitement est donc réalisée grâce à un système de planification de

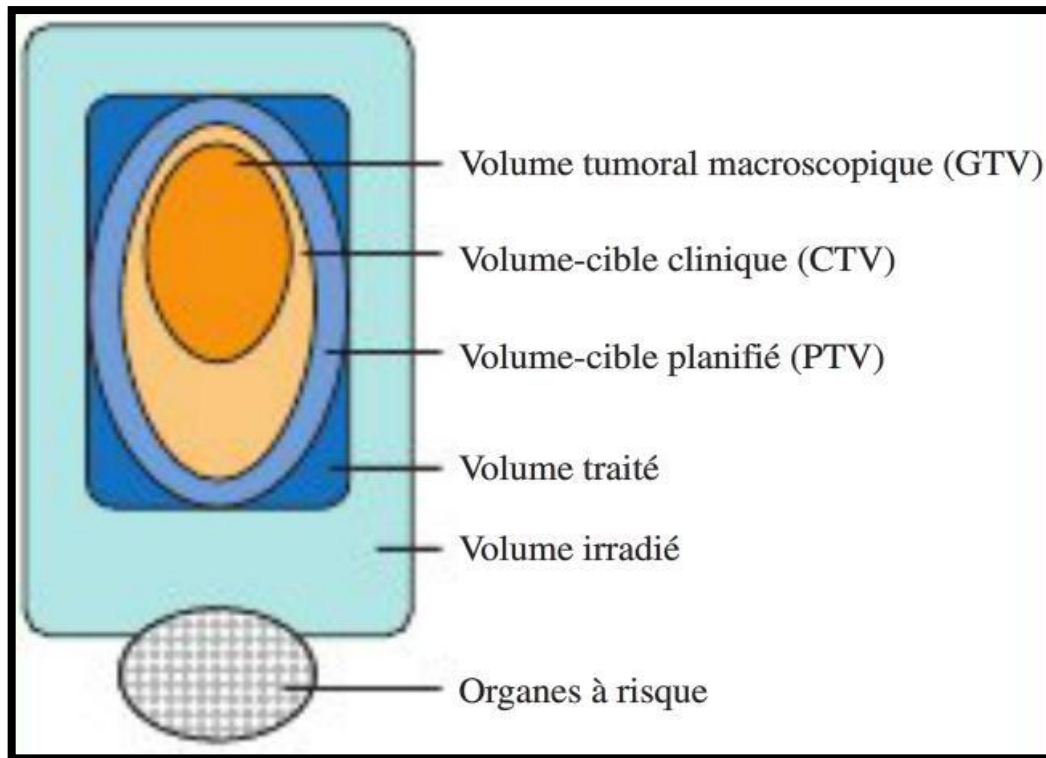
Traitement TPS pour déterminer la distribution de dose dans la tumeur et les zones avoisinantes. Cette distribution de dose doit être optimisée de manière à ce que les tissus normaux autour reçoivent le minimum de dose.

La plupart du temps la planification du traitement est réalisée avec l'assistance d'un système informatique de planification de traitement (TPS). Suivant le degré de complexité et les risques associés au traitement [4].

A l'aide du TPS, le radio-oncologue trace le GTV et le CTV sur l'image acquise lors de l'examen CT. Ce système permet de créer des contours qui définissent des structures anatomiques et des régions qui aident à la planification du traitement.

### **2.1 Notion de volumes en radiothérapie**

Les progrès de l'imagerie et des systèmes informatiques ont permis de définir plus clairement les volumes d'intérêt en radiothérapie. Nous allons détailler ici les définitions des volumes venant du rapport (ICRU 50, 1993) [5]. Ils sont schématisés en (**Figure I.4**).



**Figure I.4:** Les volumes d'intérêt

La phase préliminaire à toute irradiation externe est à la charge du médecin radiothérapeute. Il précise et indique, les différents volumes anatomiques du patient (volumes cibles et organes à risques), suite aux examens cliniques et résultats des différents examens complémentaires (imagerie, examen histologique...).

### **2.1.1 Le volume tumoral macroscopique (Gross Tumor Volume : GTV)**

C'est celui qui est visible sur l'imagerie (scanner, IRM). Il recevra la dose la plus forte.

### **2.1.2 Le volume cible clinique (Clinical Target Volume : CTV)**

Il comprend le GTV, ainsi que des tissus avec une probabilité tumorale forte même si cela est non visibles à l'imagerie. La définition du CTV reste encore subjective pour beaucoup de localisation est fondé sur l'expérience et les connaissances de la maladie.

### **2.1.3 Le volume cible planifié (Planning Target Volume : PTV)**

Il comprend le CTV et une marge de sécurité qui permet de prendre en compte les incertitudes de positionnement, les mouvements éventuels des organes et du patient[6].

## **2.1.4 Volumes relatifs à la dose**

### **2.1.4.1 Le volume traité**

Il s'agit du volume entouré d'une surface isodose spécifiée par le radiothérapeute, correspondant à un niveau de dose minimal permettant d'atteindre le but du traitement. Idéalement, ce volume traité devrait correspondre au volume prévisionnel (PTV)[5].

### **2.1.4.2 Le volume irradié**

C'est le volume de tissus recevant une dose considérée comme significative vis-à-vis de la tolérance des tissus sains.

## **2.1.5 Volumes à protéger**

Les organes à risque (OrgansAtRisk, OAR) sont des tissus pour lesquels il est crucial de limiter l'irradiation afin de limiter les effets secondaires. Une attention toute particulière doit être portée à la distribution de dose aux OARs, essentiellement en raison de l'importance des gradients observés en bordure des volumes cibles[5].

## **2.2 Dosimétrie :**

C'est à ce moment seulement que le physicien et/ou le technicien en radiologie médicale peut commencer à établir le plan d'irradiation. A l'aide d'un ordinateur, il calcule l'angle précis des rayons, la taille et la forme des champs d'irradiation et la technique exacte d'irradiation. Pour que la dose nécessaire soit bien délivrée dans la tumeur ou dans le volume cible déterminé par le médecin, il calcule ensuite la répartition des doses dans les tissus sous forme d'isodoses, c'est-à-dire des lignes constituées de points qui reçoivent chacun la même dose de rayonnements, et cela permet d'établir un plan de traitement individuel, parfaitement adapté au diagnostic[7].

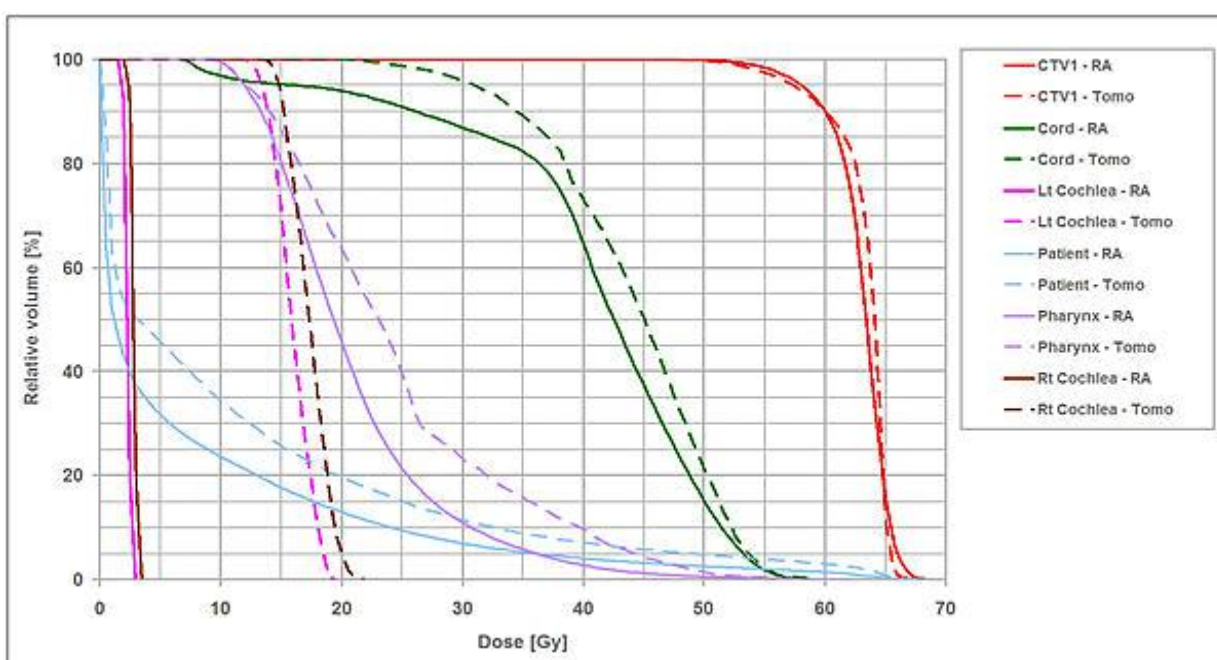
## **2.3 Les unités moniteurs :**

On mesure, pour chaque appareil de traitement et pour chaque énergie et dans des conditions dites de référence, un débit de référence sur l'axe du faisceau. Le champ de référence est généralement un champ carré de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  à une distance de 100 cm. Ces mesures s'effectuent grâce à une chambre d'ionisation placée dans un matériau équivalent tissu ou fantôme (généralement de l'eau).

## 2.4 Evaluation des plans de traitement basés sur les DVH :

Un plan de traitement 3D contient une grande quantité d'informations sur la dose ; cela complique son évaluation par le physicien et le radiothérapeute. Une façon de résumer facilement l'information sur la distribution de dose en 3D consiste à la condenser en histogrammes doses-volumes (*Dose-Volume Histogramme* : DVH)(**figure I.5**). Ce DVH est donc alors utilisé comme outil d'évaluation du plan de traitement[8].

Il existe deux types de DVH, un DVH différentiel et un DVH cumulatif. Un DVH différentiel est très similaire à un histogramme typique, il montre le volume (en relatif ou en absolu) dans l'intervalle de dose. Par contre, un DVH cumulatif présente le pourcentage de volume recevant une dose égale ou supérieure à cette dose. Pour des fins cliniques, le DVH cumulatif est plus utile[8].



**Figure I.5:** Exemple d'un DVH cumulatif

## 3.Assurance qualité et mise en place :

### 3.1 Assurance qualité du plan de traitement :

L'objectif est de vérifier la capacité de la chaîne de traitement dans son ensemble à délivrer la dose planifiée pour le patient par deux méthodes.

#### 3.1.1 Méthode globale:

Cette méthode ne concerne que l'approche à l'aide du fantôme. Cette solution, conserve l'angulation des différents faisceaux prenant ainsi en compte l'effet de la gravité sur le collimateur multi-lames et l'atténuation de la table de traitement.

Cette méthode est proche des conditions de traitement[9].

### **3.1.2 Méthode faisceau par faisceau:**

Cette solution permet de contrôler individuellement chaque faisceau, recalculé pour une position du bras de l'accélérateur linéaire d'électrons de 0°. Elle met en évidence les écarts observés entre les distributions de dose planifiées et mesurées pour chaque faisceau[10].

### **3.2 Mise en place :**

Une fois la simulation, la dosimétrie et l'assurance de qualité effectuées, il ne reste plus qu'à placer le patient sur la table de traitement avec tous les accessoires préalablement définis. On réalise ensuite des images de contrôles pour s'assurer de la bonne reproduction de la position du patient par rapport à celle lors de la simulation[11].

Au cours de cette étape on élaborait une fiche de traitement, mais avec l'avancée technologique, tout est informatisé.

## **4. Imagerie portale :**

### **4. 1 Imagerie portale MV :**

Le système d'imagerie portale électronique (*ElectronicPortalImaging Device* : **EPID**)est un type d'imagerie qui permet la visualisation quasi-instantanée de l'image d'un champ d'irradiation réalisé sous la machine de traitement(**figure I.6**).

Ce type d'imagerie permet donc d'obtenir, de manière très rapide l'image d'un champ d'irradiation avant la séance de traitement, ce qui donne la possibilité d'intervenir en corrigeant la mise en place si l'image obtenue n'est pas celle qui est souhaitée.



**Figure I.6** : imageur porté MV (CAC Athéna)

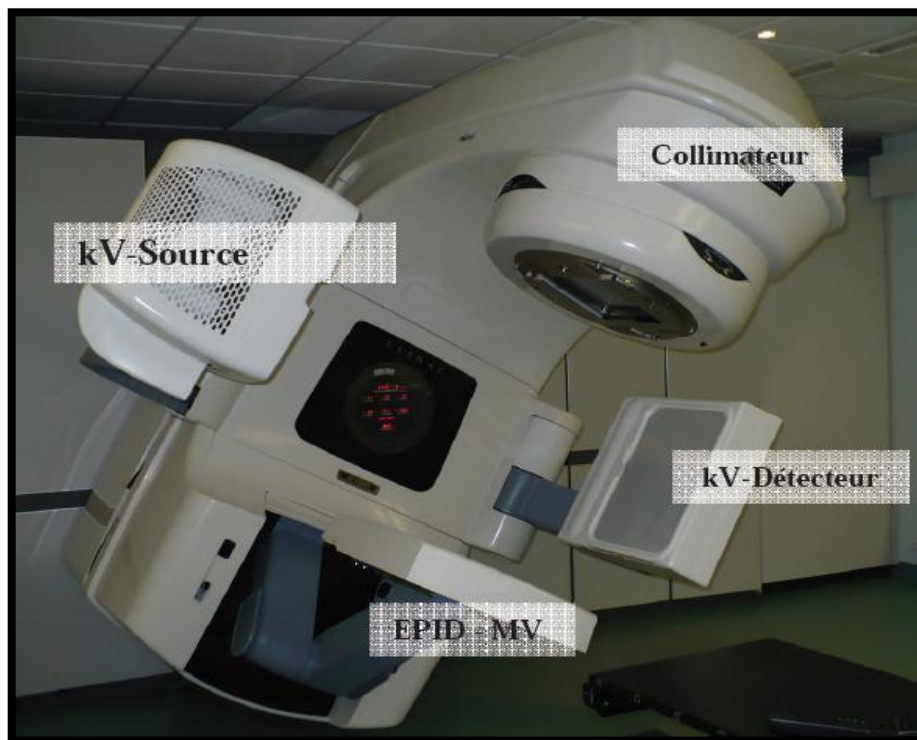
#### **4.2 Imagerie kV 2D :**

L'imagerie kV est une imagerie 2D réalisée sur deux plans (plan latéral et plan antérieur). Le système d'imagerie kV utilisé est composé généralement de deux bras : l'un comporte un tube à rayons X (une source de basse énergie), et l'autre un détecteur plan en silicium amorphe.

Cette imagerie est réalisée quotidiennement pour s'assurer du bon positionnement du patient conformément à sa position initiale.

#### **4.3 Imagerie 3D CBCT :**

L'imagerie CBCT (*ConeBeamComputedTomography*), est une modalité d'imagerie 3D, elle est obtenue à l'aide d'un faisceau conique et large de rayons X (kV ou MV), elle est réalisée directement sur la table de traitement en utilisant le système d'imagerie en salle (kV ou MV)(**figure I.7**). Il est possible d'utiliser ce type d'imagerie 3D chaque jour pour obtenir l'anatomie tridimensionnelle des régions souhaitées et ainsi quantifier en plus des déplacements du cadre osseux les mouvements des organes internes (la prostate par exemple)[12].



**Figure I.7** :Accélérateur linéaire équipé d'un imageur portal (MV-EPID) et d'un imageur embarqué kV (source et détecteur) permettant de réaliser une imagerie CBCT.

## 5. Le rôle d'un physicien médical dans un service de radiothérapie :

- Garantie la sécurité de traitement.
- Garantie le fonctionnement de dispositif médicale (scanner, accélérateur, système du calcule).
- Balistique de traitement (choix du nombre, de la forme, de l'orientation et des énergies des faisceaux) pour délivrer la bonne dose au niveau de la dose de la tumeur.
- Calcule de la dose par le TPS.
- Mise en place de patient pour la première séance.
- Ainsi que la calibration et la maintenance.

## Conclusion :

Le processus de traitement par radiothérapie (externe) commence par une consultation qui est à la charge du radiothérapeute. Ensuite viennent la simulation et l'acquisition des données anatomiques du patient, la définition et le contourage des volumes cibles et d'organes à

risque, la dosimétrie, l'assurance qualité, la mise en place et l'imagerie dans la salle de traitement puis on commence les séances thérapeutiques.

## Chapitre 2 : La technique VMAT

### **Introduction :**

Dans les techniques de radiothérapie, et plus particulièrement la technique VMAT (Volumetric Modulated Arc Therapy; Arc thérapie volumétrique modulée) qui constitue un outil de choix dans les traitements des tumeurs de formes complexes, Cette dernière permet l'irradiation de ces volumes avec plus de précision tout en préservant les structures critiques avoisinante [06]. Initialement cette technique associe la rotation continue du bras et un mouvement continu des lames du collimateur pendant le traitement [14].

### **1. Définition :**

La technique de modulation d'intensité volumétrique en arc thérapie ou en Anglais "*Volumetric Modulation Arc Therapy*" (VMAT) est une méthode qui fait la synthèse des dernières évolutions techniques de la radiothérapie. Elle associe la radiothérapie conformationnelle guidée par l'image à la modulation d'intensité.

La technique VMAT offre la possibilité d'irradier les volumes cibles avec plus de précision que la radiothérapie conventionnelle, grâce à un contrôle et une modulation des faisceaux d'irradiation sur un ou deux arcs complets de 360°, les organes sains sont préservés lors de l'irradiation de ces volumes cibles voisins. Pendant la production du faisceau, le bras de l'accélérateur linéaire d'électrons décrit un ou plusieurs arcs tandis que le collimateur multi-lames est programmé pour une séquence de formes de champs complexes [24].

### **Le but du traitement par VMAT :**

- Couverture de la cible en fonction de la dose prescrite.
- Contraintes dose-volume aux organes à risque [22].

### **2. Principe du VMAT :**

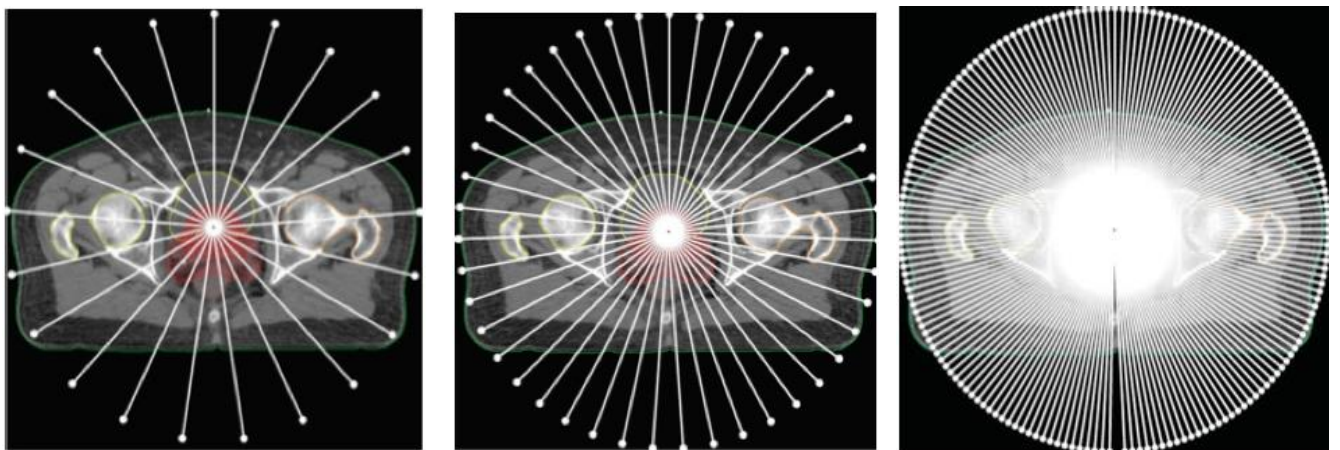
C'est le même principe que celui de l'IMRT. La différence entre eux réside dans le mode de production du faisceau modulé. En VMAT, pendant la production du faisceau, le bras de l'accélérateur linéaire décrit un ou plusieurs arcs autour du patient (**figure II.1**), où le débit de dose change selon la région à irradier, c'est-à-dire dans les angles où il y a moins d'OARs et un grand volume tumoral, le débit de dose augmente et vice versa, tandis que le collimateur multi

lames est programmé pour une séquence dynamique avec une forme de faisceau variable et très complexe [21].



**Figure II.1:** Bras de l'accélérateur linéaire en rotation et Position des lames du MLC.

Chaque arc est défini par deux positions extrêmes entre lesquelles le faisceau est présent tout au long de la séquence **figure (II.2)**, la position des lames pouvant être modifiée au niveau de chaque point de contrôle (tous les deux degrés sur les accélérateurs Varian) [13].

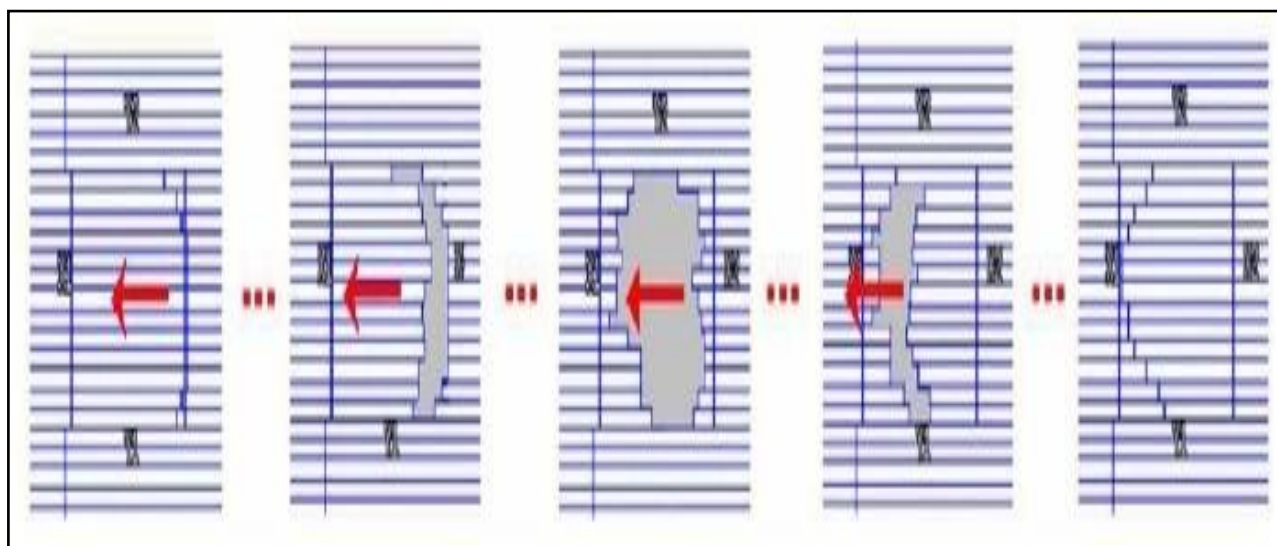


**Figure II.2:** Les points de contrôle aux différents niveaux de résolution multiples.

Lors d'une modulation d'intensité par glissement des lames, les MLC se déplacent de façon continue au cours de l'irradiation, avec un contrôle et une synchronisation permanente du débit de dose et de la vitesse des lames.

Le mouvement de chacune des lames se fait de manière indépendante et à une vitesse variable. L'émission du rayonnement est continue pendant le déplacement des lames [8].

Les lames se déplacent dans la même direction. Le traitement débute avec toutes les lames positionnées sur un 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. Les opposées (celles de gauche) se déplacent dans le même temps à vitesse variable pour refermer le faisceau, la **figure (II.3)** schématise ce processus [24].



**Figure II.3:** Principe d'obtention de la modulation d'intensité en mode dynamique.

### 3. Les paramètres variables en mode VMAT :

Les MLC est un des paramètres variables qui participe à la modulation de la dose en VMAT et c'est l'élément majeur qui réalise la collimation variable du faisceau.

La technique VMAT délivre des arcs en faisant varier certains paramètres pendant la rotation du bras est la forme du MLC, débit de dose, vitesse de rotation [22].

Initialement cette technique associe la rotation continue du bras et un mouvement continu des lames du collimateur. La technique VMAT a ensuite évolué permettant de multiplier le nombre de paramètres variables :

- Déplacement à vitesse variable des lames.
- Déplacement en rotation de la source et à vitesse variable.
- Variation du débit de dose et rotation du collimateur [21].

## **Planification :**

### **4. Système de planification inverse :**

Quel que soit le mode de production de la modulation d'intensité, le système de planification inverse permet de calculer la fluence théorique des faisceaux qui est convertie en position de lames par le séquenceur (logiciel spécifique permettant de programmer le mouvement des lames).

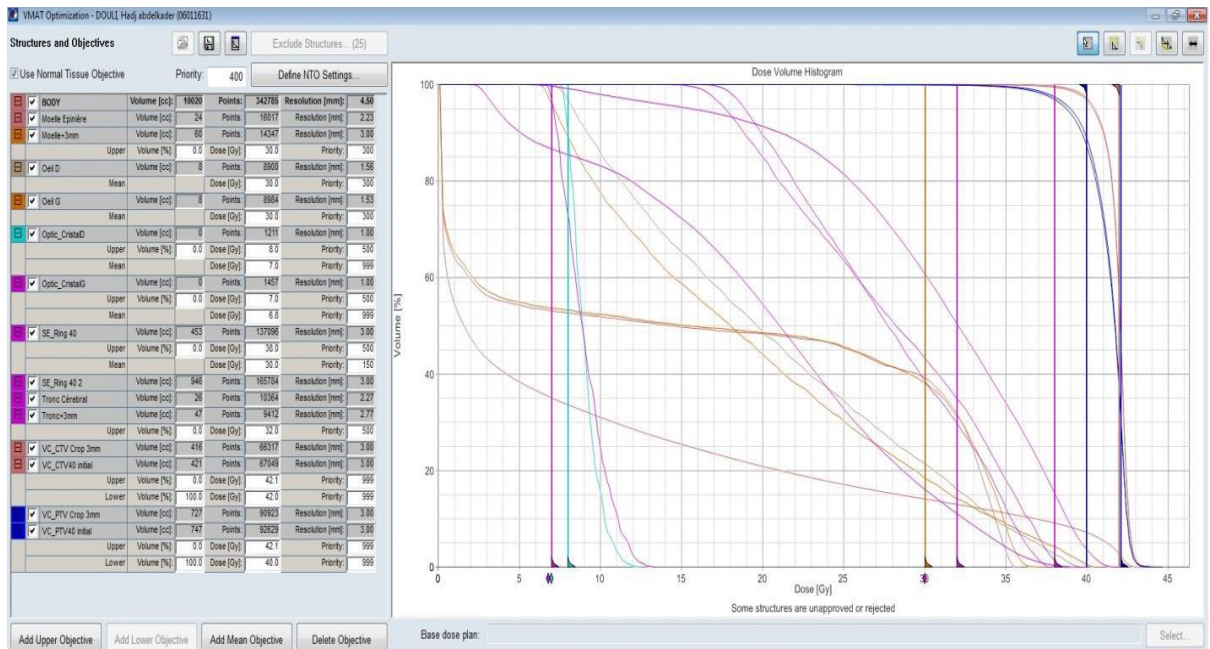
Ces systèmes de planification inverse ne procèdent pas à la définition automatique de la balistique d'irradiation (nombre de faisceaux et leurs angles), mais c'est l'utilisateur (physicien médical ou dosimétriste) qui doit les définir au préalable [14].

Après cette étape, on dispose donc d'une fluence délivrable, tenant compte des caractéristiques mécaniques et dosimétriques du MLC et d'un fichier contenant les différentes positions des lames utilisables par l'ordinateur contrôlant leur déplacement au poste de traitement. Le système de planification inverse se décompose généralement de 3 modules : le module d'optimisation, le module de calcul de dose et le module de segmentation ou séquençage.

#### **4.1. Optimisation**

Le processus d'optimisation recherche le minimum d'une fonction appelée fonction objectif. Elle est construite 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 celle prescrite [24].

L'optimiseur est activé pour varier en permanence le débit de dose, les positions MLC, ainsi que la vitesse du portique [05]. Une fois les contraintes mises en place, on peut lancer l'optimisation. On verra alors se dessiner les courbes sur l'histogramme doses volume. Celles-ci seront modulées par nos contraintes et tout le long de l'optimisation, il sera possible de modifier et de rajouter des points pour mieux adapter la dose. Lorsque les algorithmes d'optimisation auront trouvé la répartition de dose optimale, nous pourrons alors aller consulter les courbes isodoses puis les histogrammes dose volume [20].



**Figure II. 4:** Etape d'optimisation avec les différentes contraintes de doses et les DVH. [CAC Athéna].

#### 4.2. Calcul de dose :

VMAT se distingue de l'IMRT traditionnel à faisceau fixe en ce que le rayonnement est délivré pendant que le portique tourne autour du patient. La dose est définie à l'aide de trois variables:

- La forme du MLC,
- La rotation du portique vitesse.
- Débit de dose [20].

La distribution de dose réelle à partir de la fluence obtenue dans la phase d'optimisation est ensuite calculée avec des algorithmes plus précis prenant en compte les caractéristiques réelles du faisceau et du patient (diffusion, transmission, hétérogénéités, etc.) [18].

#### 4.3. Segmentation ou séquençage :

Cette étape permet d'établir le lien entre le traitement virtuel planifié sur le système de planning de traitement et le traitement réel réalisé au niveau du poste de traitement. Elle repose sur un système qui permet de traduire la fluence théorique produite lors de l'étape de planification inverse en une succession de séquences (formes de champs complexes /positions de lames définis à un instant 't') convertie en un fichier exploitable par l'ordinateur contrôlant

le MLC. Ce fichier contient les informations relatives au déplacement des lames, à leurs vitesses et à leurs positions.

Ce module est particulier à chaque système de calcul et tient compte des contraintes liées à chaque type d'accélérateur linéaire d'électrons et à chaque MLC. 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 [24].

#### **4.4 Les plans planification inverse:**

##### **4.4.1 Mode SIB Simultaneous Integrated Boost:**

Dans la technique boost simultané intégré (SIB) la dose la plus élevée par fraction est administrée au PTV le plus à risque, ce qui inclut généralement le GTV avec des doses faibles à un risque moyen ou faible. La dose de PTV à haut risque par fraction est d'environ 2 Gy / jour [9].

Le plan SIB se caractérise par le traitement du volume cible grand champ et du volume cible boost à différentes doses en une fraction. En utilise cette technique pour le cancer de la prostate et de l'oropharynx, ont utilisé le concept SIB pour réduire la durée du traitement, il est présentée comme un moyen de réduire la dose aux organes à risque dans les tumeurs.

##### **4.4.2 Mode SEQ séquentiel :**

SMART (Simultaneous Modulated Accelerated Radiation Therapy) ou séquentiel est un mode de distribution de dose de traitement plan par plan de l'intérieur GTV à la périphérique PTV et chaque plan traité individuellement, dans le but de réduire la toxicités de la radiothérapies .

SMART combine le nombre de fraction intégrée est donc supérieur à 2,2 Gy / jour et souvent autour de 2,3 Gy / fraction [9].

## **6. Avantages et inconvénients de la technique VMAT par rapport à la technique IMRT :**

### **6.1. Avantage :**

VMAT présente plusieurs avantages potentiels par rapport aux méthodes traditionnelles de transmission IMRT. Le principal avantage est que les traitements sont délivrés en une fraction du temps par rapport aux traitements IMRT à faisceau fixe.

- Une augmentation du débit des patients et une amélioration du guidage de l'image.
- L'augmentation de l'efficacité de l'unité de contrôle (UM), ce qui signifie que moins d'UM sont nécessaires pour administrer la dose prescrite. Le traitement de cibles complexes (concavités) [17].
- Une meilleure protection des organes à risque (OAR) [20].

## **6.2. Les inconvénients :**

La radiothérapie en VMAT-RapidArc possède un seul inconvénient par rapport à l'IMRT, qui est Le long temps d'optimisation. Cependant, avec l'évolution des techniques de traitement ce problème va être résolu.

## **Conclusion**

La thérapie par arc modulé volumétrique est un sous-ensemble de la technologie IMRT dans laquelle le rayonnement est délivré au patient dans un ou plusieurs arcs de portique tout en faisant varier en permanence l'ouverture du faisceau, la vitesse du portique, et le débit de dose. L'objectif de VMAT devait réduire les temps de traitement en créant une optimisation plus efficace du plan de traitement, Lors de la planification inverse, le mouvement continu du portique est modélisé par un échantillonnage grossier des positions statiques du portique et des formes d'ouverture MLC.

## **Chapitre 3 : Contrôle de qualité patient en VMAT**

### **Introduction**

Le contrôle de qualité est une procédure standard utilisée en routine en radiothérapie externe pour s'assurer qu'une quantité de rayonnement bien déterminée est délivrée dans une localisation bien définie. Ce contrôle est effectué régulièrement dans toutes les étapes du processus de traitement en radiothérapie externe, de planification du traitement à la délivrance de la dose au patient [26].

Le contrôle de qualité standard réalisé lors des traitements classiques 3D-CRT a pour but de tester la fiabilité et la constance des différents paramètres du système testé, par exemple lors du contrôle de qualité des paramètres dosimétriques du faisceau, la planéité et la symétrie sont mesurées pour s'assurer qu'elles sont incluses dans l'intervalle de tolérance prédéterminé.

Si le système se trouve à l'intérieur de cet intervalle de tolérance, les traitements classiques 3D-CRT sont généralement délivrés sans tester les plans de traitements individuels patient par patient, car les erreurs possibles sont faibles et quantifiables [27].

## **1. Nécessité d'un contrôle de qualité patient en VMAT :**

Contrairement aux traitements classiques, les traitements de radiothérapie en modulation d'intensité en général et en VMAT en particulier sont techniquement plus complexes et présentent un grand potentiel de déviations dans la délivrance de la dose.

En effet, les plans de traitement modulés en VMAT font varier en même temps les différents paramètres de l'accélérateur : forme complexe du MLC (petites tailles de champs, interdigtation des lames, ...etc.), rotation du bras pendant l'irradiation, variation de la vitesse de rotation du bras en rotation et variation du débit de dose.

D'autre part, en modulation d'intensité en général et en VMAT en particulier on délivre souvent des doses plus élevées tout près des OARs avec un gradient de dose très élevé.

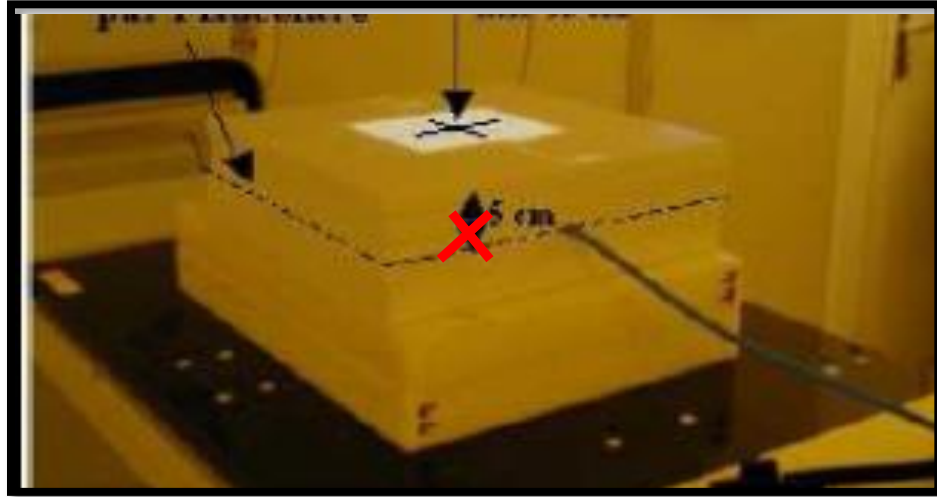
Pour cette raison, lors des traitements par modulation d'intensité en arc thérapie (VMAT), une vérification préalable et un contrôle de qualité individuel sur fantôme des plans de traitement de chaque patient avant de les délivrer aux patients est recommandé.

Cette vérification des plans de traitement de chaque patient sur fantôme est appelée: contrôle de qualité patient ou en Anglais "*Patient Quality Assurance*" (PQA).

## **2. Les différentes méthodes de PQA en VMAT :**

## 2 :1. Mesure de la dose absorbée en un point :

C'est une dosimétrie absolue qui consiste à mesurer la dose absorbée dans un fantôme solide en un point de référence (**figure III.1**), choisis préalablement sur le plan de traitement. Généralement, ce point de référence n'est que l'isocentre du plan de traitement ou bien un autre point dans une zone de dose homogène si l'isocentre se trouve dans une zone à fort gradient de dose [24].



**Figure III.1** : Exemple d'une mesure de la dose absolue en un point.

En effet, après avoir calculé sur le TPS la distribution de dose du patient sur ces images CT, on va transférer le même traitement avec les mêmes arcs sur les images CT d'un fantôme solide préalablement scanné à l'intérieur duquel a été placée une chambre d'ionisation de faible volume, en choisissant comme isocentre le centre de la chambre et on calcul la distribution de dose dans le fantôme et on évalue la dose au niveau de la chambre d'ionisation.

Par la suite on exporte ce plan dit plan de vérification au niveau de l'accélérateur et on irradie le fantôme solide avec la chambre d'ionisation en utilisant ce plan de vérification du patient et on mesure la dose absorbée au niveau du point de référence du fantôme.

On compare alors cette dose mesurée à l'aide de la chambre d'ionisation avec la dose calculée en ce point par le TPS sur le fantôme (**figure III.1**). Si l'écart observé est inclus dans l'intervalle de tolérance, on peut dire alors que le plan de traitement qui sera délivré par l'accélérateur au patient est conforme au plan planifié dans le TPS [18].

**Objectif :**

Vérifier la conformité entre la dose calculée et la dose délivrée dans un fantôme par les faisceaux modulés en intensité en un ou plusieurs points représentatifs [15].

## **2 :2. Mesure de la distribution de dose :**

Deux méthodes de mesures de la distribution de dose sur fantôme sont généralement utilisées lors des PQA en VMAT, la méthode fixe et la méthode globale.

### **Objectif :**

Vérifier la conformité entre la distribution de dose calculée et la dose délivrée dans un fantôme par les faisceaux modulés en intensité dans un ou plusieurs plans [24].

#### **2.2.1. Méthode fixe :**

Dans cette méthode, le bras de l'accélérateur est fixé à  $0^\circ$ , les fluences des différents arcs associées au plan de traitement VMAT calculé sont appliquées au système d'imagerie portale "*Electronic Portal Imaging Device*" (EPID) de l'accélérateur.

La distribution de dose au niveau du détecteur au silicium amorphe de l'EPID est calculée à l'aide d'un module spécifique de dosimétrie portale. L'EPID étant préalablement calibré en dose sur les différentes énergies photons disponibles sur l'accélérateur linéaire.

Les distributions de dose calculées par le TPS sont alors comparées aux distributions de dose mesurées par l'EPID. Une évaluation des écarts observés entre les deux distributions nous permet de vérifier si le plan de traitement délivré par l'accélérateur est conforme ou non au plan de traitement planifié dans le TPS [14].

Cette méthode permet de contrôler la distribution de dose en VMAT pour chaque arc mais recalculé pour une position fixe du bras de l'accélérateur linéaire à  $0^\circ$ .

Elle met en évidence les écarts observés entre les distributions de dose planifiées et mesurées pour la totalité de l'arc mais ne tient pas en compte des erreurs de rotation du bras de l'accélérateur, de l'effet de la gravité sur le collimateur multi-lames et de l'atténuation de la table de traitement pour les irradiations postérieurs [24].

#### **2.2.2. Méthode globale :**

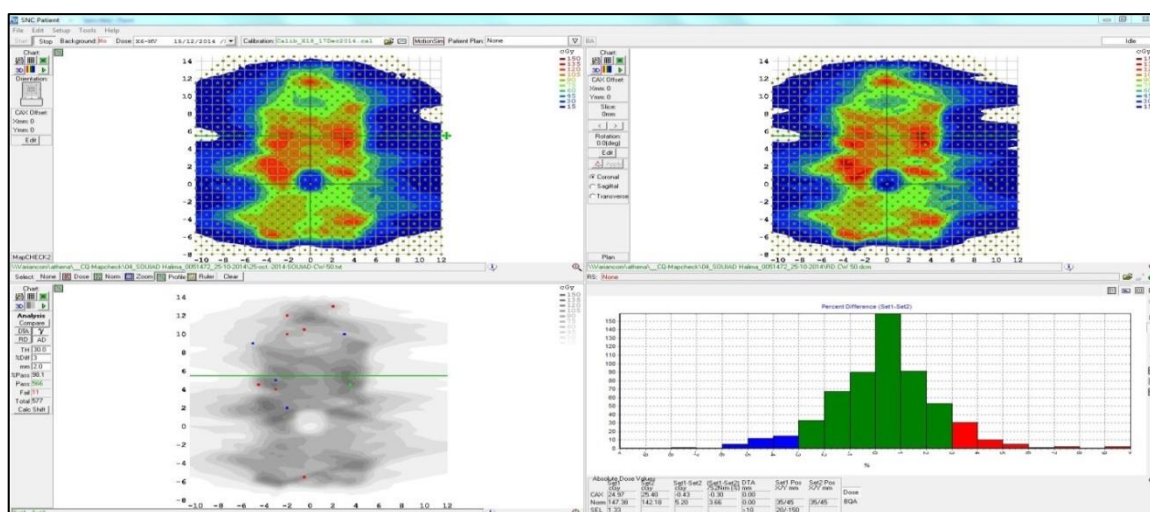
Dans cette méthode, les fluences des différents arcs associés au plan de traitement calculé pour le patient sont appliquées à un fantôme solide dans lequel on va insérer un détecteur.

Une acquisition des images 3D du fantôme avec le détecteur doit être préalablement réalisée sur le scanner dédié à la radiothérapie et introduite dans le TPS afin de pouvoir réaliser une dosimétrie du plan de traitement du patient sur ce fantôme.

Les distributions de dose recalculées sur ce fantôme seront alors vérifiées expérimentalement sur l'accélérateur en utilisant le même fantôme et le même détecteurs (film radiographique ou, matrices 2D à semi-conducteurs ou chambre d'ionisations, ...etc.).

Cette méthode globale conserve la même rotation du bras de l'accélérateur sur les différents arcs de traitement prenant ainsi en compte les erreurs de rotation du bras de l'accélérateur, l'effet de la gravité sur le collimateur multi-lames et l'atténuation de la table de traitement (**figureIII.2**). Cette méthode est donc la plus proche des conditions réelles de traitement [24].

Elle est l'ensemble des faisceaux appliqué au fantôme et la distribution de dose est calculée avec les cartes de fluence du patient. La prescription de dose n'est pas modifiée afin de conserver le même nombre d'unités moniteurs en mode vérification et en mode clinique. [24].



**Figure III. 2:** Capture d'écran de logiciel SNC (la distribution de dose).

### 3. Les différents détecteurs utilisés dans le PQA en VMAT:

#### 3.1. La chambre d'ionisation :

Ce type de détecteurs est utilisé pour mesurer la dose absolue en un point, les recommandations requièrent des dimensions de la cavité de la chambre inférieures ou égales au tiers du diamètre du faisceau minimal [28].

On retiendra donc l'utilisation d'un détecteur de volume sensible généralement inférieur ou égal à  $0.125\text{cm}^3$  afin d'améliorer la résolution en minimisant l'effet d'intégration de la dose dans le volume du détecteur (dose moyenne dans la cavité d'air de la chambre) [28].

Pour les détecteurs de très faibles volumes (chambre Pin Point et chambre diamant), leur faible sensibilité peut être une limitation dans les zones de faibles doses. Le positionnement doit donc faire l'objet d'une grande rigueur [24].

D'autre part, les chambres d'ionisations (**figure III.3**) utilisées dans le PQA en VMAT doivent également présenter une faible variation de leur réponse en fonction de l'énergie [14].



**Figure III.3:** Chambre d'ionisation a différent dimension [Centre Anti Cancer Athéna].

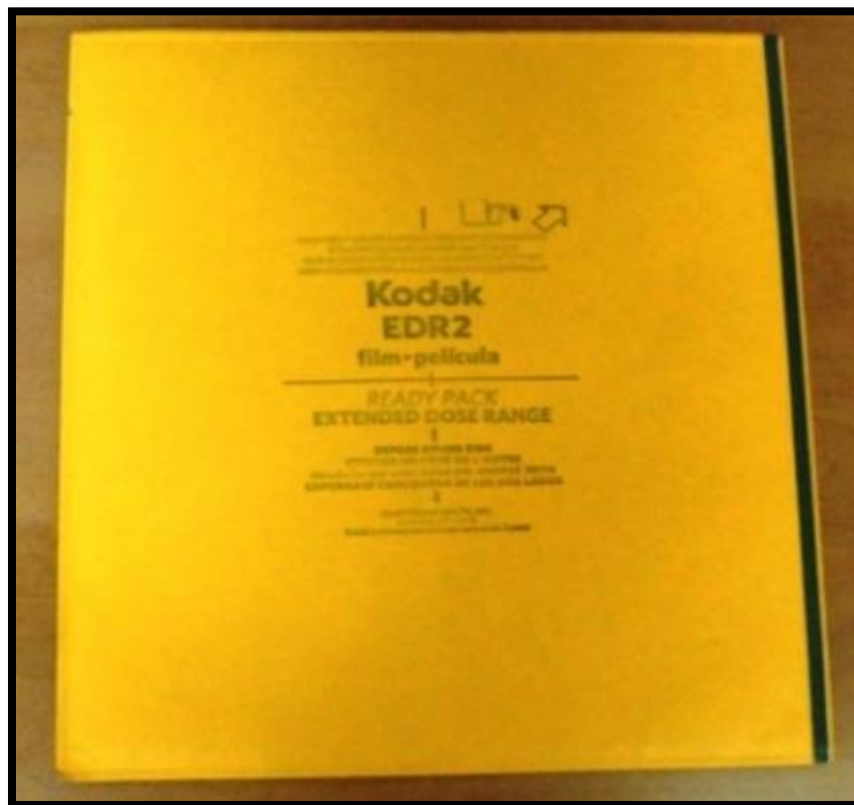
## 3.2. Les films :

### 3.2.1. Les films argentiques :

Présentés sous pochette, ce sont les moyens de mesure les plus répandus pour obtenir la distribution de dose dans un plan. Ils fournissent une grande quantité d'informations et la résolution spatiale de la mesure est déterminée principalement par le procédé de

numérisation. Leur utilisation pour la mesure de dose absolue nécessite un protocole rigoureux d'étalonnage et une vérification de la constance de la chaîne de développement [28].

Le choix du film dépend du seuil de détection, de la valeur de saturation, et la variation de la réponse en fonction de l'énergie (fonction de la concentration de grains de bromure d'argent). Pour un contrôle global du traitement, les films *KODAK EDR2* (**figure III.4**) qui ne saturent que vers 700 c Gy seront les plus adaptés [28].



**Figure III.4 :** Film argentique Kodak EDR2 [Centre Anti Cancer Athéna].

Ces problèmes de constance, de dépendance par rapport à la chaîne de développement et de variation de la réponse en fonction de l'énergie ont réduit l'utilisation de ce genre de détecteurs dans les PQA en mode VMAT.

### **3.2.2. Les films chromiques :**

Ce type de films se compose d'une dispersion monomérique micro cristalline mince déposée sur une base de film polyester. Le monomère sensible aux radiations ionisantes déclenche lors d'une irradiation une réaction de photo-polymérisation [29].

Certains film chromatiques (**figure III.5**), sont translucides avant irradiation et virent progressivement au bleu lors d'une exposition aux rayonnements, d'autres sont de couleur jaune opaque et virent de plus en plus vers le noir après l'irradiation à des doses progressives. Cette coloration spontanée est d'autant plus intense que la dose d'irradiation est importante et ne nécessite donc aucun développement chimique [29].

Le processus de polymérisation continue après l'irradiation entraînant une augmentation de la densité optique. [30-31].



**Figure III.5:** Film chromatique [Centre Anti Cancer Athéna].

### 3.3. Les matrices 2D :

Les matrices 2D à bases de chambres d'ionisation ou à base de diodes semi-conductrices (*MapCheck2* de *Sun Nuclear*) (**figure III.6**) permettent d'obtenir une cartographie complète de la dose délivrée.

Elles permettent de mesurer une distribution de dose bidimensionnelle relative ou absolue à condition d'avoir réalisé un étalonnage en dose au préalable. Leur résolution spatiale est inférieure à celle des films mais l'exploitation des résultats est instantanée [14].



**Figure III. 6 :** Exemples de détecteurs 2D Mapcheck2 [24].

#### **4. Outils d'évaluation :**

Afin d'évaluer la qualité des plans de traitement délivrés par les accélérateurs en mode VMAT, différentes approches ont été utilisées. Ces approches sont basées sur des outils d'évaluation comparant les distributions de dose calculées par le TPS à des distributions de référence mesurées sur fantômes. Plusieurs paramètres sont généralement utilisés pour comparer les distributions de doses mesurées et calculées.

##### **4.1. Différence de Dose :**

Cet indice évalue quantitativement la différence de dose observée dans un pixel donné entre la dose calculée et la dose mesurée. Son utilisation est adaptée dans les régions de faibles gradients de dose [24].

Soit “ $D_c$ ” la distribution de dose de référence et “ $D_m$ ” la distribution à évaluer. La première possibilité pour évaluer la qualité de “ $D_m$ ” au niveau d’un point ( $p$ ) est d’évaluer l’écart de dose  $\Delta D_{(p)}$  au niveau de ce point et comparer à un seuil souvent donné par un pourcentage de la dose de référence.

$$\Delta D_{(p)} = D_m(p) - D_c(p) \quad \text{III.1}$$

Cette méthode est très simple d’utilisation, mais elle a l’inconvénient d’être très sensible aux forts gradients de dose où une petite erreur spatiale entre les deux distributions peut entraîner une forte erreur en dose. Il est donc nécessaire de prendre l’écart spatial en considération.

#### 4.2. Distance To Agreement DTA :

Cet indice évalue quantitativement la distance minimale entre un pixel donné dans la matrice mesurée et le pixel de même dose le plus proche dans la matrice calculée. Il est plus adapté dans les régions de forts gradients de dose [24].

Cette méthode tient compte de l’écart spatial en des points ayant la même dose dans les deux distributions. Cela a été réalisé dans un premier temps en mesurant la distance séparant un point de la dose de référence du point de la dose évaluée où la dose est la même.

Cette approche est connue sous le nom de ”distance to agreement” (DTA). Il a alors été proposé d’utiliser la différence de dose là où le gradient est faible et le critère spatial là où il est fort. Malheureusement, la mesure ainsi obtenue n’est pas uniforme et donc peu expressive.

*Distance-to-agreement* (DTA) est la distance entre un point de données mesuré et le point le plus proche de la distribution de dose calculée présentant la même dose contrairement au pourcentage de différence de dose. La DTA est utile dans les zones à fort gradient de dose où une grande différence se produit dans une petite étendue spatiale. L’acceptation la plus couramment utilisée les critères de DTA sont de 3 mm [28].

$\Delta_r$  est la distance entre le point  $r_c$  de référence et le point  $r_m$  à évaluer.

$$\Delta_r = |r_m - r_c| \quad \text{III.2}$$

#### 4.3. Gamma Index:

Cet outil combine les deux indices précédents : différence de dose et DTA. Il donne une image représentant les écarts physiques entre les distributions de dose calculées et mesurées. Des logiciels permettent de calculer cet indice d'évaluation en 2D et 3D. Les points qui ne passent aucun des 2 critères sont identifiés sur une cartographie composite [24].

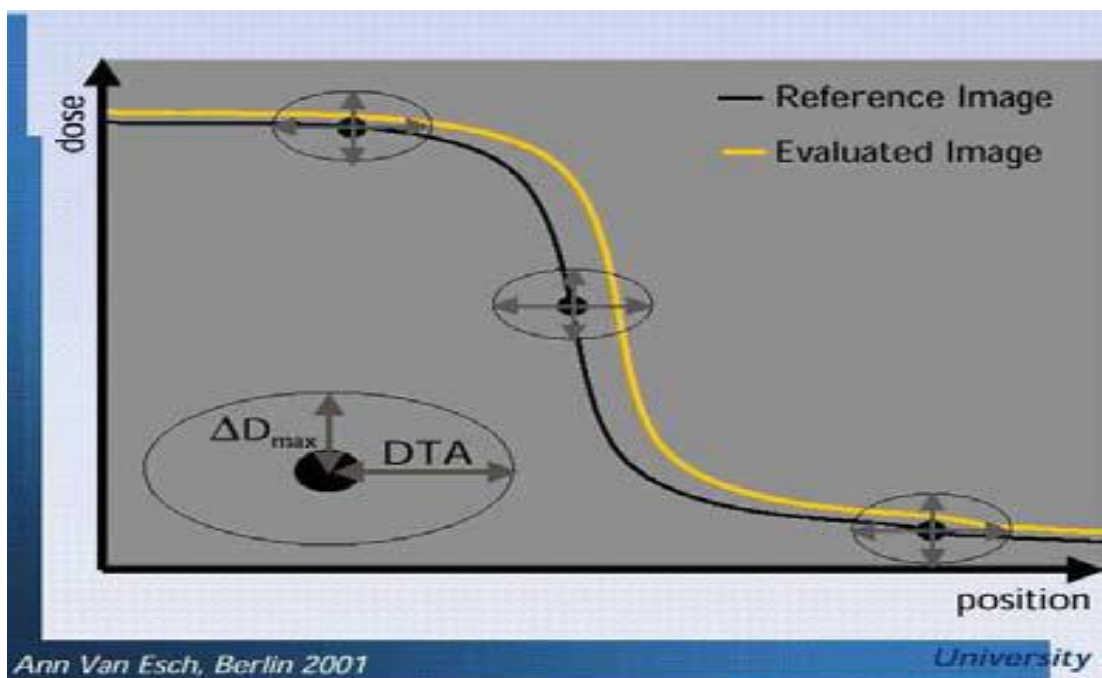
L'indice gamma a été introduit pour comparer et évaluer la distribution de dose. C'est la première méthode proposée combinant habilement les deux critères (différence de dose et DTA).

$$\gamma = \sqrt{\left(\frac{\Delta D^2}{\Delta D_{max}^2} + \frac{\Delta r^2}{DTA^2}\right)} \quad \text{III.3}$$

Où  $\Delta D_{max}$  est la différence en dose.

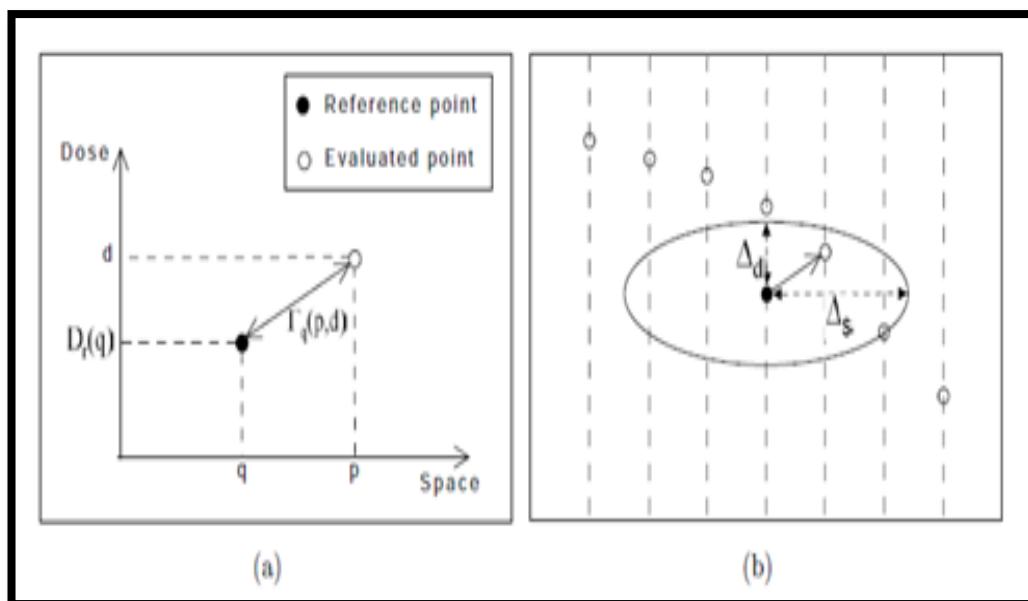
Et  $DTA$  est l'écart distance (mm).

$\Delta r$  est la distance entre les points  $r_c$  et  $r_m$ . Cette distance est illustrée sur (La figure III.8(a)).



**Figure III.7:** Graphe représente le principe du Gamma Index [25].

Si le point le plus proche de  $D_e$  est à l'extérieur de l'ellipse formée autour du point de référence, ellipse dont les dimensions sont données par  $\Delta d$  et  $\Delta s$  (voir figure III.8 (b)).



**Figure III.8 :** Illustration de l'index gamma, l'axe horizontal représente la position dans l'espace, l'axe vertical représente la dose (a) la distance  $\Gamma_q(p, d)$ . (b) l'index gamma d'un point de référence [28].

La distance radiale minimum entre le point de mesure et le point de calcul exprimé comme une surface en espace de dose-distance et se nomme **l'index gamma** [28].

Le gamma index est un indicateur de comparaison qui tient compte à la fois de l'écart en dose ainsi que de l'écart en distance entre les deux distributions de dose, alors cet outil combine deux indices : différence de dose et DTA qu'il donne une image représentant les écarts physiques entre les distributions de dose calculées et mesurées [27].

### **Conclusion :**

Cette étude a fourni une preuve supplémentaire de la précision que l'on peut obtenir avec *MapCheck* et un fantôme. Les calculs de l'écart de distribution de dose ont été jugés suffisants au niveau de pourcentage 3% de différence de dose et au DTA de 3 mm avec un taux de réussite de 95% pour la plupart des plans d'AQ étudiés.

# PARTIE PRATIQUE

## Chapitre 4 : Mesures et Discussion

### Introduction

Le but de ce travail est d'évaluer les écarts entre les distributions de doses planifiées sur le TPS et les distributions de doses réellement délivrées par l'accélérateur et mesurées par une matrice 2D de diodes semi-conductrices dans un fantôme solide équivalent eau.

Pour la réalisation de cette étude d'évaluation dosimétrique de la technique VMAT nous avons effectué une assurance qualité des plans de traitements de 36 patients atteints de certains types du cancer par radiothérapie avec la technique *arc thérapie* au niveau du Centre Anti Cancer *ATHENA* de Constantine durant la période **15 janvier - 17 février 2019**.

Dans ce travail nous avons effectués l'assurance qualité patient (PQA) de 36 plans de traitements VMAT-RapidArc.

### Matériels et méthodes:

#### 1. Matériels utilisés :

Lors de la réalisation pratique de ce travail nous avons utilisé le matériel suivant :

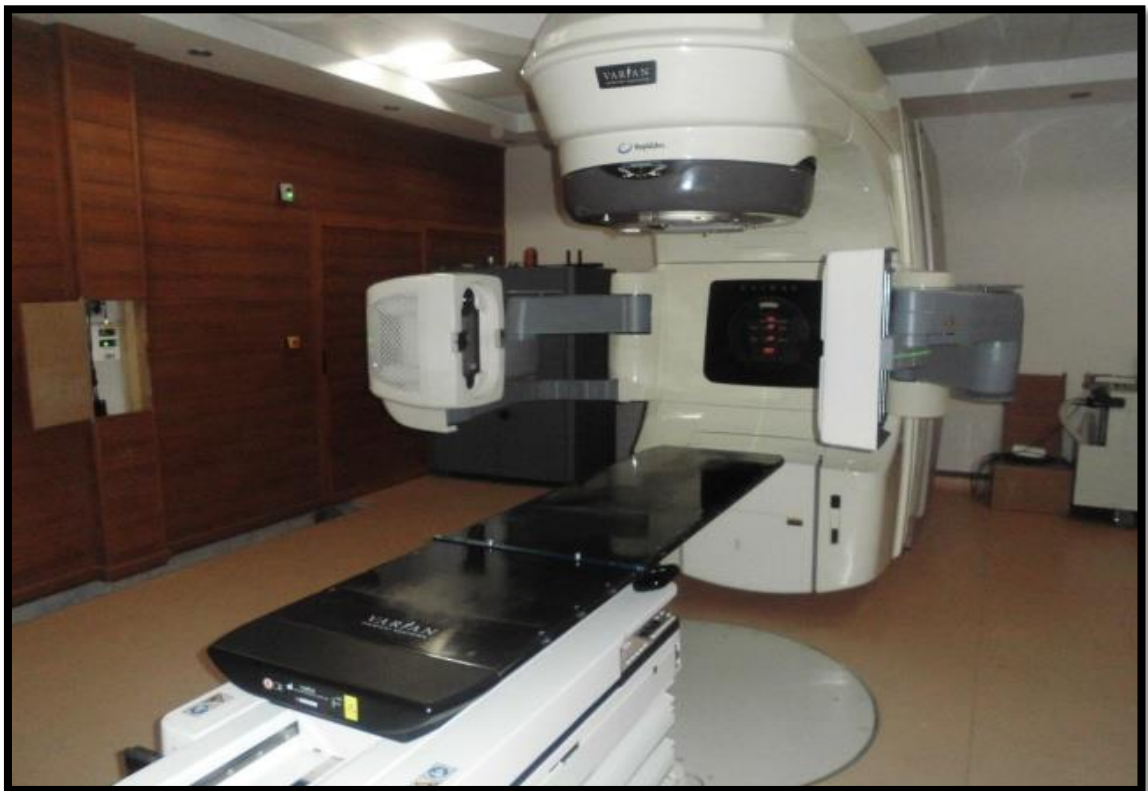
- Un accélérateur linéaire de type « *VARIAN ClinacRapidArc* ».
- Un Fantôme solide équivalent d'eau « *Virtual water* ».
- Une matrice 2D de type « *MapCheck-2* » (Sun Nuclear Corporation).
- Le Logiciel d'évaluation des distributions de dose « *SNC-Patient* ».
- Le système de planning de traitement « *Eclipse V.11* » (Varian).

#### 1.1 L'accélérateur linéaire :

L'accélérateur linéaire d'électrons utilisé pour l'irradiation des patients est de type «*VarianClinacRapidArc*» N° de série 5478 du Centre Anti Cancer *ATHENA* de Constantine (**FigureIV.1**) possède les caractéristiques techniques suivante :

- Energies photons : X-6 et X-18 MV.

- Energies électrons : E-6, E-9, E-12, E-16 et E-20 MeV.
- Débit de Dose : 100 à 400 UM/min.
- MLC « *Millenium* » 120 lames.
- Imagerie KVOBI « *On Board Imaging* ».
- Imagerie Portale MV (EPID).



**Figure IV.1** : Accélérateur linéaire Varian Clinac 5478 du centre Anti Cancer Athéna.

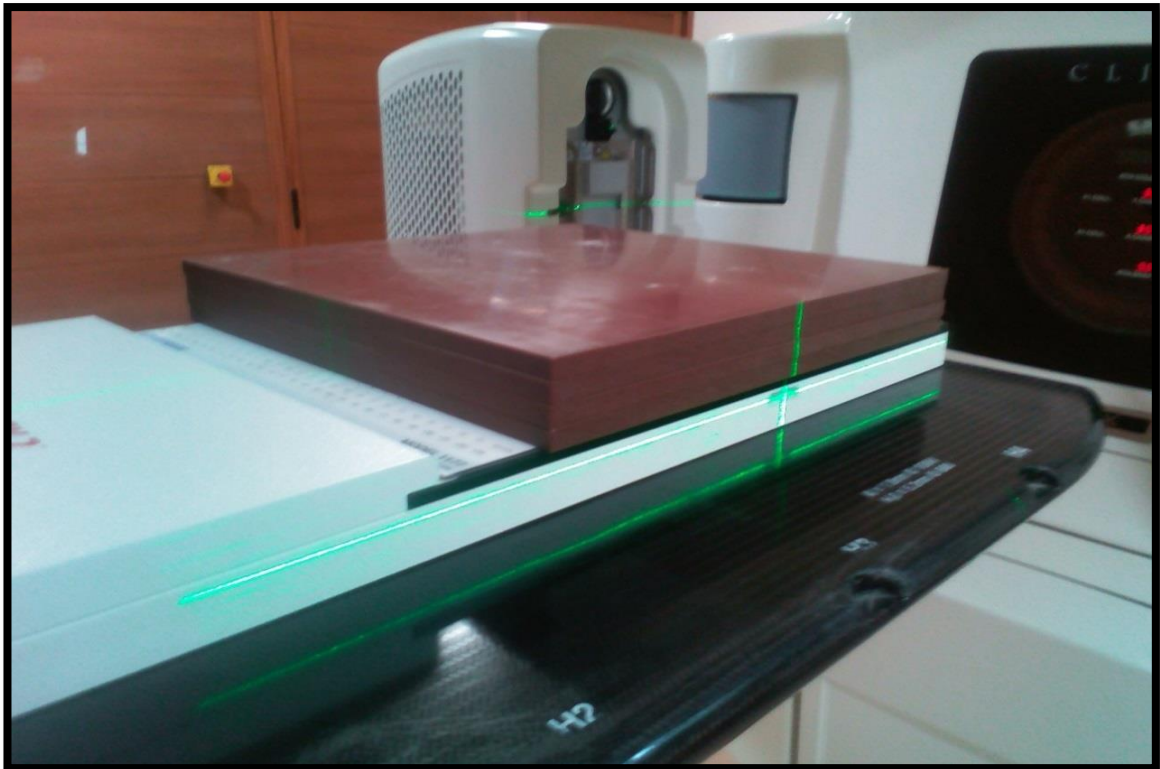
### 1.2 Le Fantôme solide équivalent d'eau « *Virtual water* » :

Pour la réalisation de nos mesures nous avons utilisé un fantôme solide équivalent d'eau de type « *Virtual Water* » (**Figure IV.2**). Cette appellation commerciale provient du fait que ce type de fantômes possède les mêmes caractéristiques physiques que l'eau (atténuation et diffusion) pour l'irradiation des faisceaux de photons X et d'électrons.

Ce fantôme répond aux différentes recommandations concernant l'assurance qualité patient. C'est un fantôme solide en 4 plaques:

- De géométrie très simple (30x30cm).
- De densité homogène ( $d=1.03\text{g/cm}^3$ ).
- Des épaisseurs de 1cm.

Ces plaques permettent les combinant d'avoir un équilibre électronique à l'entrée du détecteur et aussi un niveau satisfaisant de rayonnement rétrodiffusé.



**Figure IV.2** : Fantômes solides Virtual Water du centre Anti Cancer Athéna.

### 1.3 La Matrice 2D :

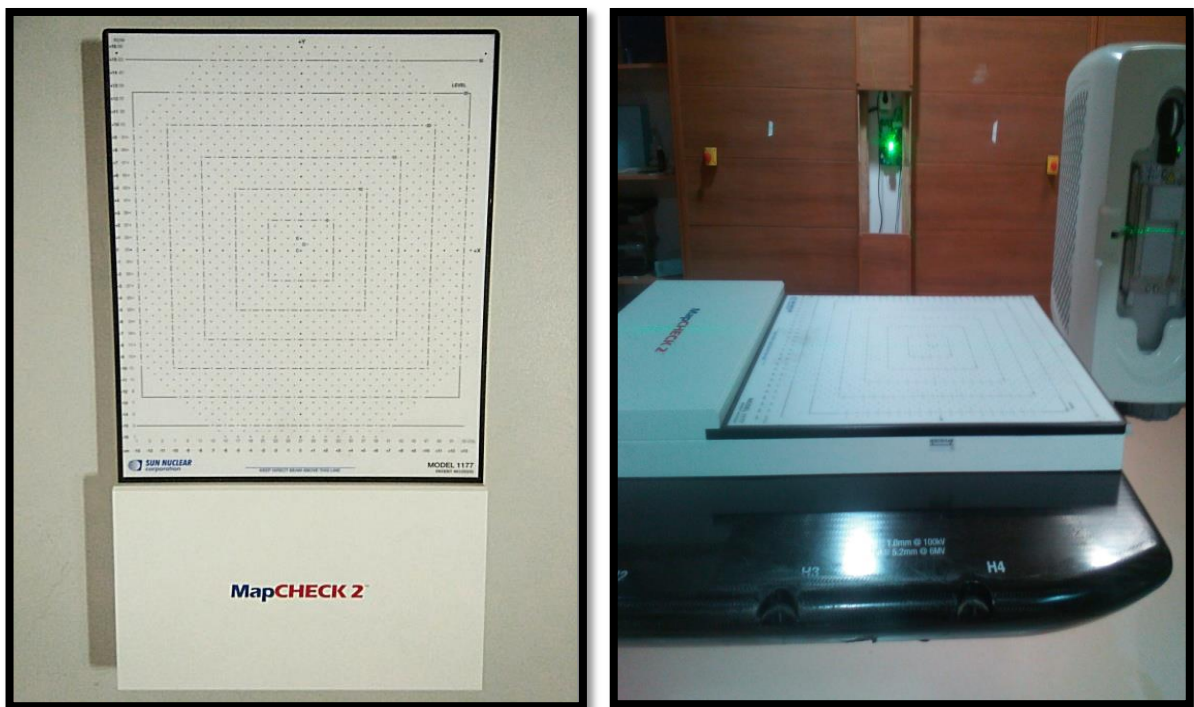
Nous avons utilisé comme détecteur de mesure des distributions de dose la matrice « *MapCheck-2* » (**FigureIV.3**). Commercialisée par la société Américaine « *SunNuclear Corporation* ». Cette matrice est essentiellement utilisée au Centre Anti Cancer Athéna pour l'AQP des plans de traitement en VMAT.

Les caractéristiques techniques essentielles de notre matrice 2D « *MapCheck-2* » sont :

- Taille de la matrice :  $32.0 \times 26.0\text{cm}$ .

- Nombre de détecteurs : 1527 détecteurs.
- Type de détecteurs : « *Sun Point Diode Detectors* ».
- Volume du détecteur: 0.019mm<sup>3</sup>.
- Résolution spatiale : 5.0 mm en radial et 7.07 mm sur la même ligne.
- Taux d'échantillonnage ou temps de mesure de chaque impulsion : 50ms.
- Matériau du Fantôme : PMMA(Acrylic).
- Poids (Kg) : 7.1

La figure suivante représente la matrice *MapChek2*.



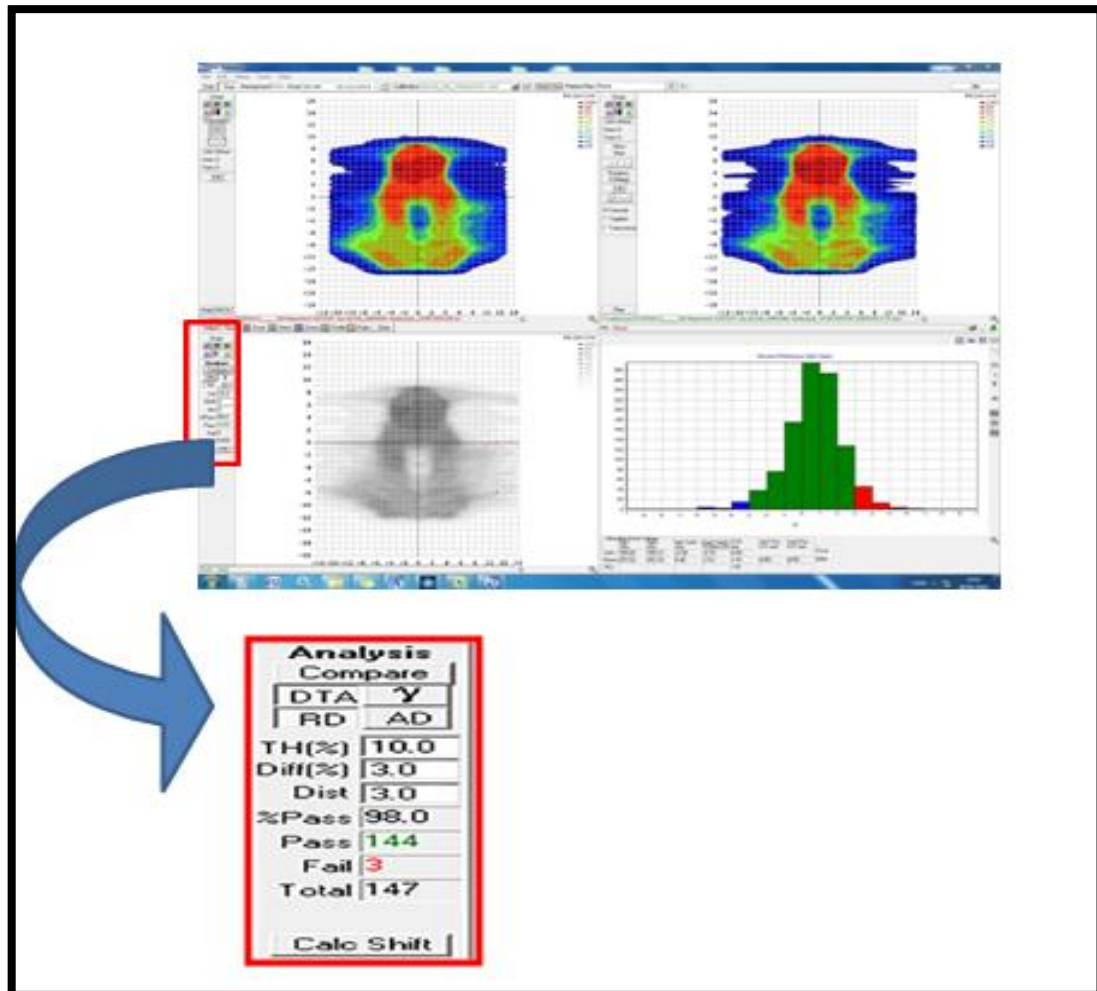
**FigureIV.3** : La matrice MapCheck-2 du centre Anti Cancer ATHENA.

#### 1.4 Le Logiciel d'évaluation des distributions de dose :

Nous avons utilisé le logiciel « *SNC Patient Software* » (**Figure IV.4**). Commercialisé par la société américaine « *Sun Nuclear Corporation* ». Il permet de comparer facilement les deux

distributions de dose (relative ou absolue) et calculer les écarts de dose (calculées et mesurées) utilisant la différence de dose (DTA ou le Gamma index).

Les points de mesure qui se trouvent en dehors de l'intervalle de tolérance (3% - 3mm) défini au préalable dans les paramètres du gamma index prennent une couleur rouge pour ceux qui sont en surdosage et une couleur bleue pour ceux qui sont en sous dosage.



**Figure IV.4** : Capture d'écran de logiciel d'évaluation des distributions de dose, clinique ATHENA.

**Compare** : on mesure puis on clique sur *Compare* pour voir les résultats

**TH [%]** : le linge de pourcentage d'iso dose qui définit la surface de dose à évaluer.

**Diff [%]:** le critère d'acceptance en pourcentage de différence entre les valeurs de doses de Set1 et Set 2.

**Dist :** Le critère de DTA (mm).

**%Pass:** Le pourcentage des points qui passent dans le seuil défini.

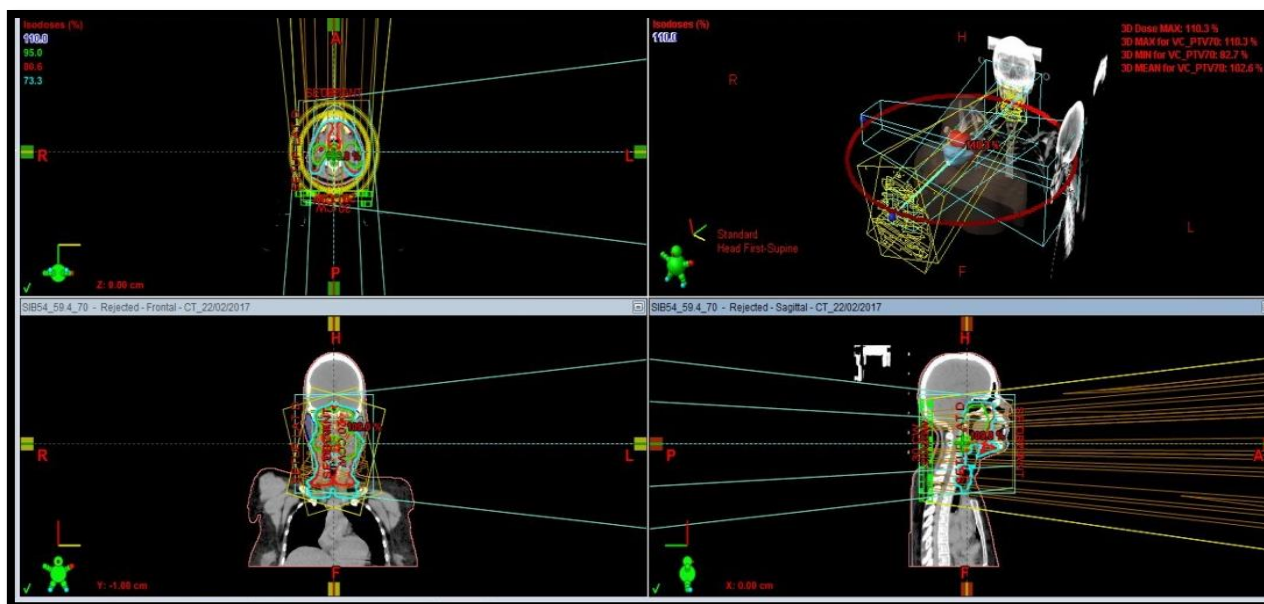
**CalcShift:** Il détermine s'il y a un désalignement entre les Cartographies des doses calculées et celles mesurées et il le corrige automatiquement.

## 1.5 Le système de planification de traitement Eclipse :

### 1.5.1 Description du TPS Eclipse™ :

Eclipse™ (**Figure IV.5**) est un système de planification de traitement intégré et complet qui prend en charge les différents modes de radiothérapie externe qui utilise les différentes techniques (3D-CRT, IMRT par faisceaux stationnaires et VMAT ainsi que les différents types de faisceaux (photons, électrons et protons)).

Il possède des outils qui permettent de délimiter les contours des différents volumes cibles et organes à risques, mais aussi pour créer virtuellement des faisceaux, simuler des irradiations et optimiser la dose aux patients en conservant un niveau adéquat en matière de qualité d'images et d'informations diagnostiques.



**Figure IV.5 :** Capture d'écran du TPS Eclipse™ utilisé en centre ATHENA.

### 1.5.2 Algorithmes de calcul de dose en VMAT dans *Eclipse*<sup>TM</sup> :

La planification en VMAT sur le système de planning de traitement *Éclipse*<sup>TM</sup> (Version 11.0.31) utilise deux algorithmes :

- Algorithme **PRO** (*Progressive Resolution Optimizer*) : c'est un algorithme pour l'optimisation de la fluence et la segmentation, basé sur la modélisation. Il calcule le dépôt de dose en prenant directement en compte les données anatomiques du patient.
- Algorithme **AAA** (*Anisotropic Analytical Algorithm*) : il s'agit d'un algorithme pour le calcul de la distribution de dose en 3D et qui fait appel à une modélisation Monte Carlo.

## 2. Méthodes :

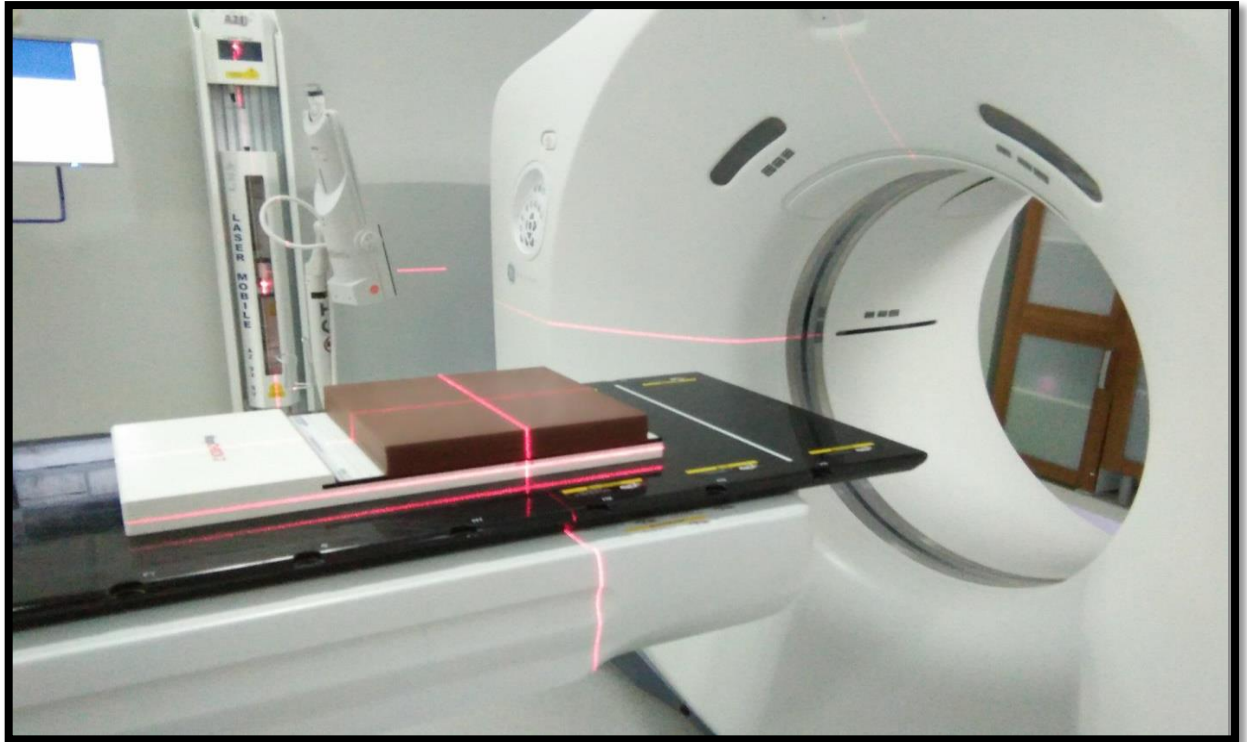
### 2.1 Simulation du fantôme au Scanner :

Pour avoir les distributions de doses calculées sur notre fantôme par le TPS « *Eclipse* » il faut simuler notre fantôme (plaques + matrice) au niveau du scanner dédié à la radiothérapie et faire donc une acquisition des images en 3D.

Cette simulation doit être réalisée dans les mêmes conditions que lors de l'irradiation du fantôme sur l'accélérateur (mêmes coordonnées, même position sur la table, même plaques et même nombre de plaques).

Le nombre de plaques utilisés doit être suffisant pour avoir un équilibre électronique au niveau des détecteurs à semi-conducteurs de la matrice Mapcheck-2 D et avoir aussi un niveau de rétrodiffusion acceptable.

Ces images scanographiques 3D de notre fantôme seront transférées à l'aide du réseau local sous format DICOM au niveau serveur à l'aide d'un filtre d'export DICOM.



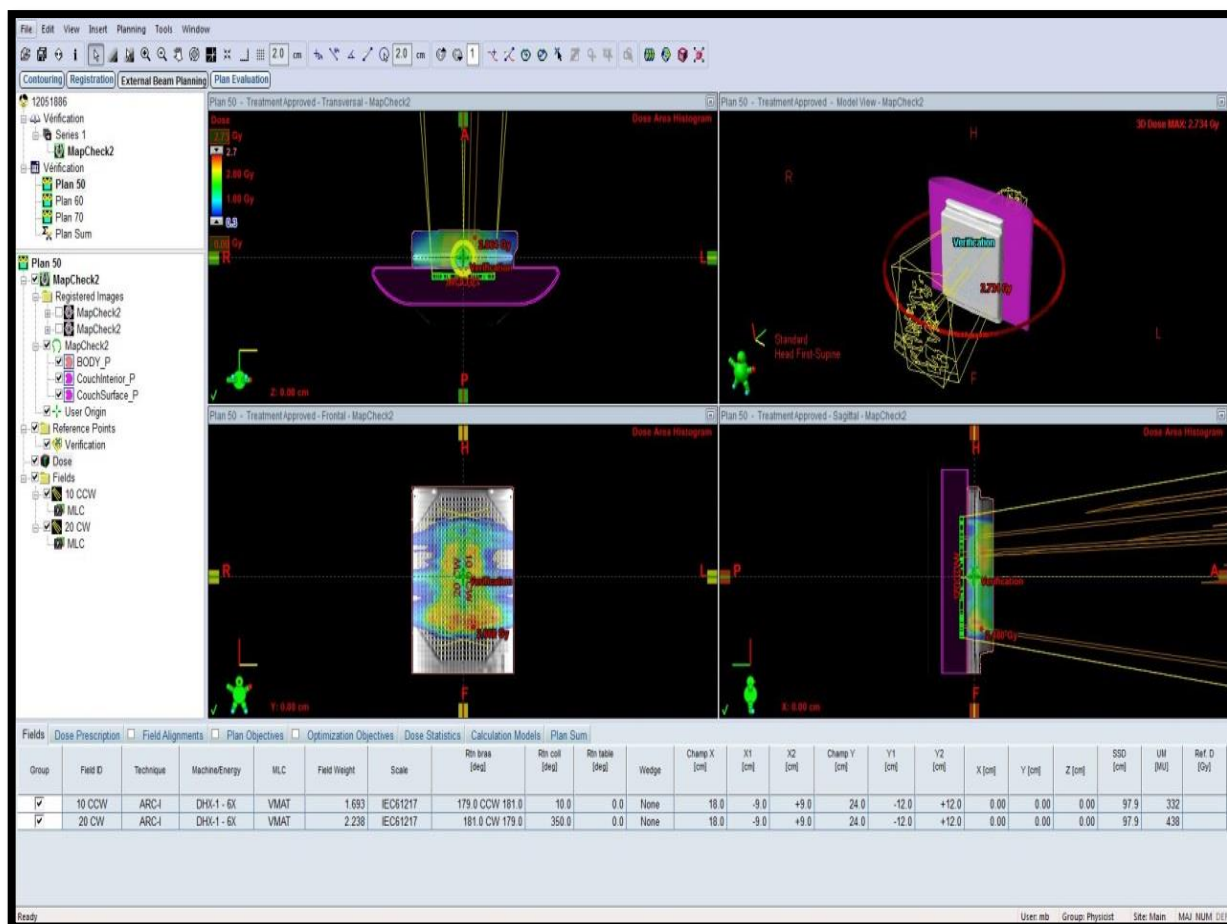
**Figure IV.6:** Simulation du fantôme (plaques + matrice) sur le scanner dédié à la radiothérapie [Clinique Athéna Constantine].

## 2.2 Création des plans de vérification sur le TPS :

La série d'images du fantôme obtenue au niveau du scanner est ensuite importée sur la station du TPS « Eclipse » à partir du serveur via un filtre d'import DICOM.

Ces images vont nous permettre de réaliser un calcul des distributions de dose en utilisant les mêmes faisceaux que ceux des patients mais qu'on va les appliquer sur le fantôme pour calculer la distribution de dose au niveau du plan des détecteurs de la matrice.

Ce type de plan est appelé: plan de vérification, en exportant son fichier « DICOM Plan» (paramètres de traitements du plan) sur le système de gestion de l'accélérateur il va nous permettre d'irradier notre fantôme (plaques + matrice) sur l'accélérateur avec les mêmes faisceaux que ceux du patient et en exportant son fichier « DICOM Dose » (distribution de dose) sur la station du logiciel « SNC QA Patient » il va nous permettre de faire une comparaison entre la distribution de dose calculée par le TPS et la distribution de dose délivrée par l'accélérateur et mesurée par les diodes de notre matrice.



**FigureIV.7** : Capture d'écran d'une distribution de dose d'un plan de vérification sur Fantôme. [Clinique Athéna Constantine]

### 2.3 Calibration de la matrice MapCheck-2 :

La matrice 2D « *MapCheck-2* » doit être préalablement calibrée sur l'accélérateur linéaire pour les deux énergies photons (X-6MV et X-18MV) avant de pouvoir l'utiliser pour des évaluations de distributions de dose ou toute autre mesure de contrôle de qualité ou de dosimétrie.

La procédure complète de calibration de la matrice 2D « *MapCheck-2* » recommandée par le constructeur (*Sun Nuclear Corporation*).

### 2.4 Irradiation du Fantôme sur l'accélérateur :

Lors de la réalisation de l'irradiation des plans de vérification on importe ces plans sur la station de travail du poste de traitement, on place notre fantôme (plaques + matrice) sur la table de traitement de l'accélérateur. On positionne l'isocentre à l'aide des lasers de

positionnements et on relie la matrice au PC de commande qui se trouve au niveau du pupitre de contrôle de l'accélérateur.

On lance le logiciel d'évaluation des distributions de dose « *SNC Patient QA* », on importe les distributions de dose calculées par le TPS et on lance la mesure de la distribution de dose du plan de vérification.

Le logiciel SNC Patient visualise l'évolution de la distribution de dose en temps réel au niveau de la matrice et faire les calculs de comparaison entre les deux distributions de dose.

### **2.5 Evaluation des écarts entre les distributions de dose :**

Dès que l'irradiation s'achève, on arrête le processus de mesure de dose sur la station de commande de la matrice *MapChek-2* et on commence à évaluer les écarts entre les distributions de doses planifiées et mesurées pour les séquences réelles des patients.

Cette comparaison des distributions de dose a été réalisée à l'aide du logiciel « SNC Patient », elle se déroule en quatre étapes principales :

1. On choisit le type d'indice d'évaluation en cliquant sur  $\gamma$  pour le Gamma index et en cliquant sur DTA pour « *Distance To Agreement* ».
2. On sélectionne le mode d'analyse en cliquant sur «AD » pour effectuer une analyse en absolu ou en cliquant sur « RD » pour l'effectuer en relatif.
3. On choisit le critère d'acceptance en pourcentage en cliquant sur « Diff [%] » et le critère de distance en cliquant sur « Dist ».
4. On lance la comparaison en cliquant sur « Compare ».

Le logiciel effectue les calculs de comparaison entre les deux distributions de doses et il affiche le pourcentage des points qui passent correctement le test du Gamma index.

Il affiche aussi le détail de tous les points de mesure. En vert le nombre des points qui passent le test et en rouge le nombre de points de mesure qui ne passent pas.

## Résultatset discussions:

### 1. Résultats :

Les résultats obtenus concernent l'analyse des écarts entre les distributions de dose planifiées sur le TPS et celles délivrées réellement par l'accélérateur et mesurées par la matrice 2D dans un fantôme solide équivalent eau.

Nous avons essayé d'évaluer cette cohérence entre les deux distributions de dose en utilisant plusieurs valeurs de tolérance du gamma index savoir la nouvelle recommandation **3%-3mm** ainsi que deux autres niveaux de tolérances : 3%-2mm, 2%-2mm pour essayer de voir jusqu'à quel niveau notre accélérateur linéaire VarianClinacRapid Arc peut reproduire les distributions de dose planifiées par le système de planification de traitement *Eclips*.

En présente si dessus quelques résultats obtenus (en vert les valeurs supérieur à 95% et en rose inférieur à 95%) et les restes sont présenté dans l'Annex.

*Tableau IV.1: Les valeurs de Gamma index pour les plans vérifiés durant notre stage [CAC Athéna Constontine].*

N°	ID	Localisation	Plans	3%-3mm	3%-2mm	2%-2mm AD	2%-2mm RD
			95,0%				
1	01001911	Tumeur maligne de la prostate	46	97,1%	95,9%	88,6%	95,7%
			60	99,2%	98,5%	97,5%	99,0%
			78	100,0%	100,0%	97,3%	100,0%
13	05021808	Tumeur maligne à localisations contiguës de l'encéphale	54	99,2%	98,8%	92,4%	92,9%
14	05021807	Tumeur maligne de l'endocol	46	98,9%	97,9%	91,7%	96,5%
20	04011866	Tumeur maligne de la paroi supérieure du rhinopharynx	66	98,9%	98,5%	94,5%	97,0%
21	04011886	Tumeur maligne de l'encéphale, sans précision	46	98,2%	98,2%	94,2%	99,1%
22	01001927	Tumeur maligne du rhinopharynx, sans précision	SIB70/29.4/54	97,9%	96,5%	86,3%	97,8%
23	12051896	Tumeur maligne de la glande parotide	SIB54/59.4/70	99,4%	99,2%	94,7%	95,8%
29	01001940	Tumeur maligne de la paroi latérale du rhinopharynx	SIB54/70	96,6%	94,7%	88,9%	89,2%
31	10041896	Lymphosarcome	SIB56/70	99,7%	99,4%	97,5%	97,5%
32	04011864	Tumeur maligne de la paroi supérieure du rhinopharynx	SIB54/59.4/70	99,1%	98,6%	93,3%	94,5%
35	01001950	Tumeur maligne des fosses nasales	SIB54/59.4/66	99,2%	98,3%	94,4%	95,7%

Les patients sont traités avec la technique VMAT, en Simultaneous Integrated Boost (SIB) ou en mode séquentiel.

Nous présentons donc ci-dessous une analyse globale de ces résultats et leurs variations en mode absolu pour les trois niveaux de tolérances 3% - 3mm et 3% - 2mm et 2% - 2mm. Aussi on ajoute des mesures d'évaluation de distribution de dose en mode relatif pour 2% - 2mm.

## 2. Discussion :

Les résultats montre que pour le test du gamma index la totalité des 36 plans de traitement passent au test de coïncidence avec le niveau de tolérance 3%-3mm, c'est-à-dire que dans chacun des plan plus de 95% des points mesurés coïncident avec les points calculés à 3%-3mm.

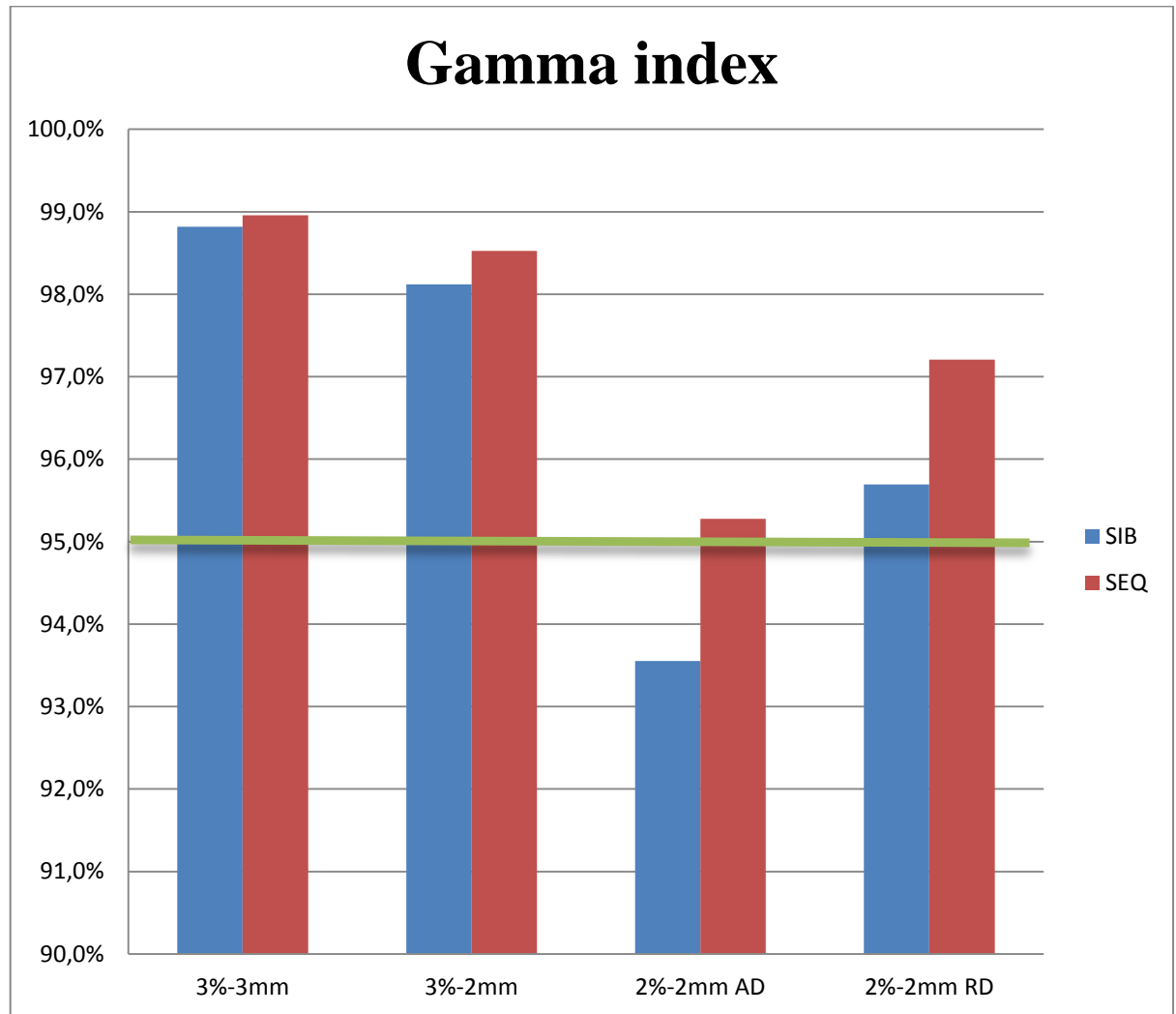
*Tableau IV.2 : passage et pourcentage des distributions de dose au teste du gamma index.*

	3%-3mm	3%-2mm	2%-2mm AD	2%-2mm RD
<b>Moyenne</b>	98,9%	98,4%	94,8%	96,8%
<b>SIB</b>	98,8%	98,1%	93,6%	95,7%
<b>SEQ</b>	98,96%	98,5%	95,3%	97,2%
<b>passage %</b>	100%	98,21%	60,71%	92,86%
<b>passage SIB %</b>	100%	93,33%	53,33%	80,00%
<b>passage SEQ %</b>	100%	100%	63,42%	97,56%

Pour le niveau recommandé (3% - 3mm) du test de gamma index les 36 plans vérifiés le passage à 100%.

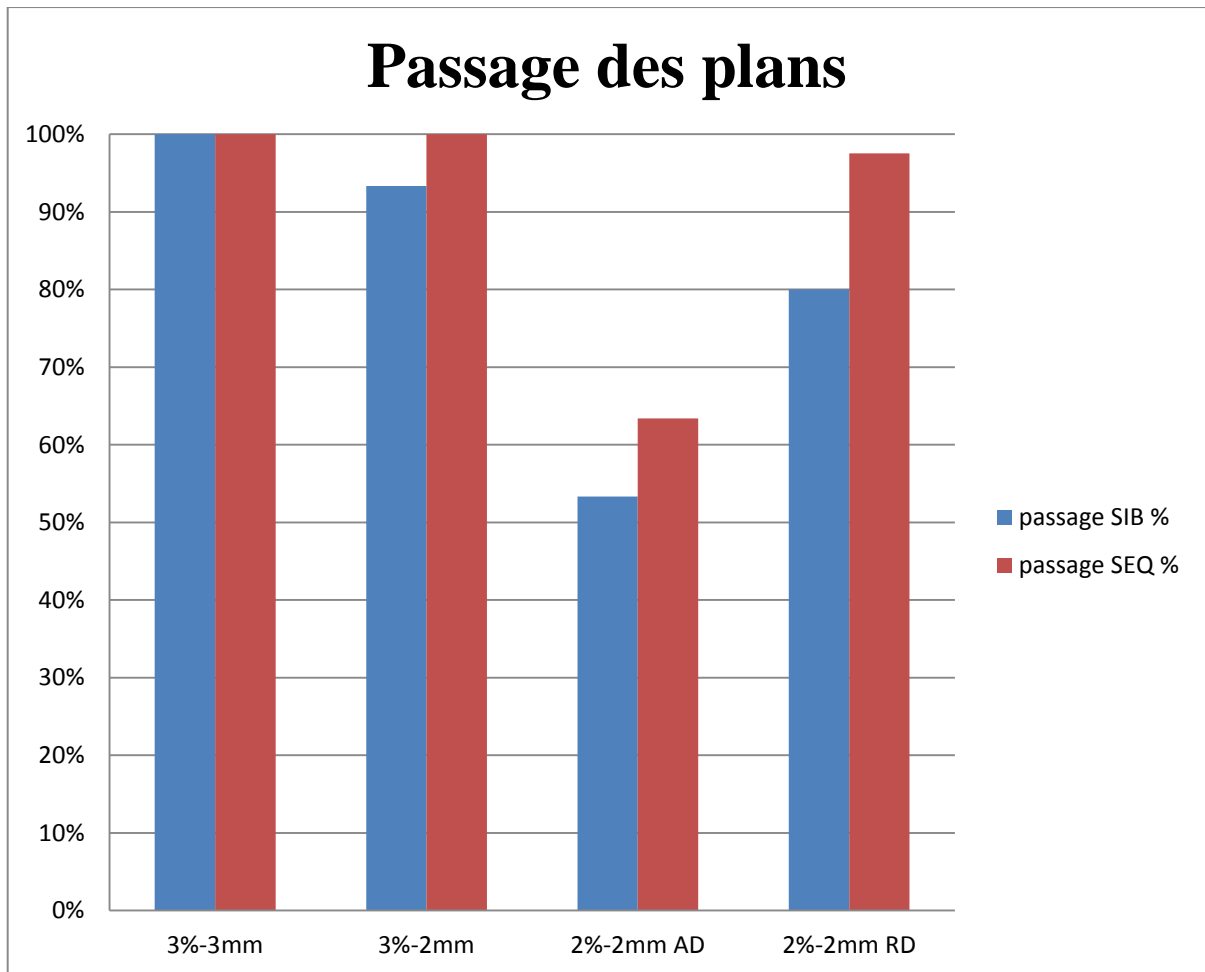
La valeur moyenne sur les 36 plans des taux de coïncidence entre la valeur des points mesurés et calculés est de 98.9% , Ce taux est donc largement supérieur au taux recommandé de 95% ce qui implique qu'il y a une bonne coïncidence entre les distributions de dose mesurées et calculées donc nos resultats sont conformé avec les resultats convenus .

On résume nos résultats pour tous les niveaux de tolérance dans l'histogramme (**Figure IV.8**)



**Figure IV.8** : histogramme représente les valeurs du Gamma index pour tous les niveaux de tolérance.

Le passage des plans du traitement au test Gamma index dans le niveau 3%-3mm était 100% pour les deux modes SEQ et SIB .Tandis que les proportions des autres niveaux étaient différents.



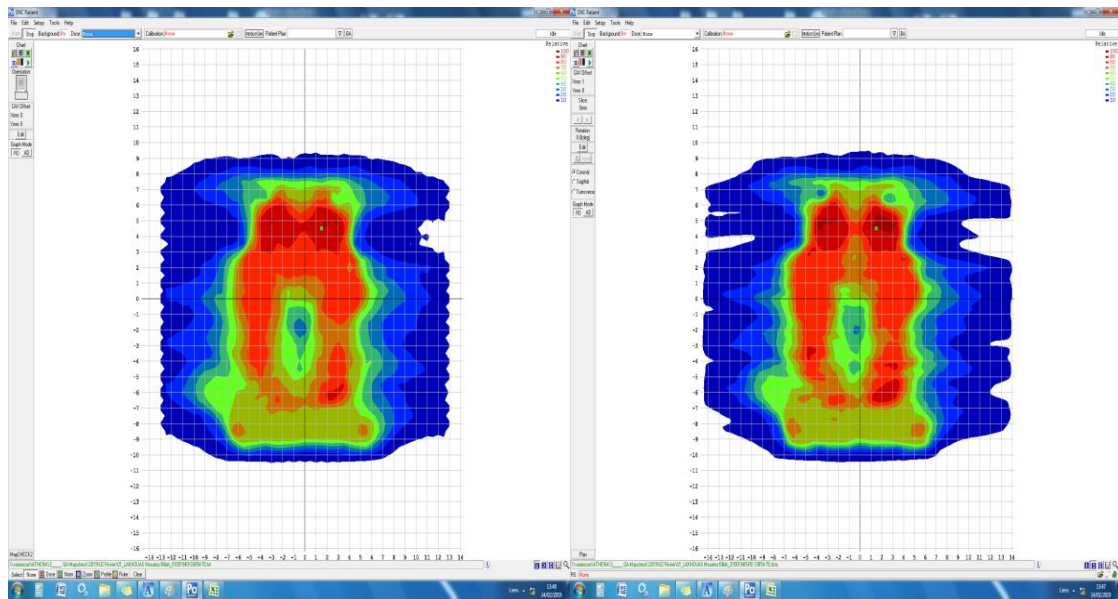
**Figure IV.9 :** Pourcentage du passage des plans pour les différents niveaux.

D'autre part, on remarque que même pour les deux autres niveaux de tolérance 3%-2mm et 2%-2mm qui sont au delà du niveau recommandé (3%-3mm), il existe généralement un très bon niveau de coïncidence entre les deux distributions de dose.

Par ailleurs, la coïncidence entre les deux distributions pour un taux de tolérance de 3%-2mm est meilleur que celui du taux de 2%-2mm.

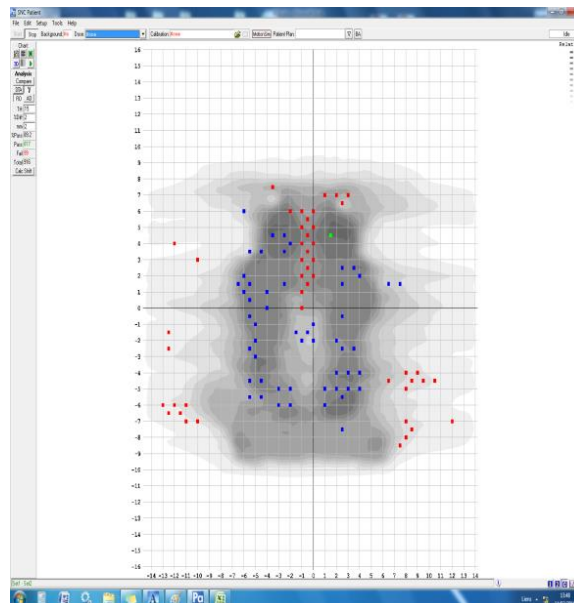
On constat qu'il y'a une seule valeur au niveau de tolérance 3%-2mm où la coïncidence est moins de 95%, cette différence est due pour le patient n°29, sachant que la valeur de test de Gamma index est égale à 94.7%.

Dans ce cas la cause de notre résultat c'est le fort gradient de dose qui causé par le rapprochement de distance entre le volume GTV qui a besoin de 70 Gy et le volume CTV qui a besoin de 54 Gy.



(a)

(b)

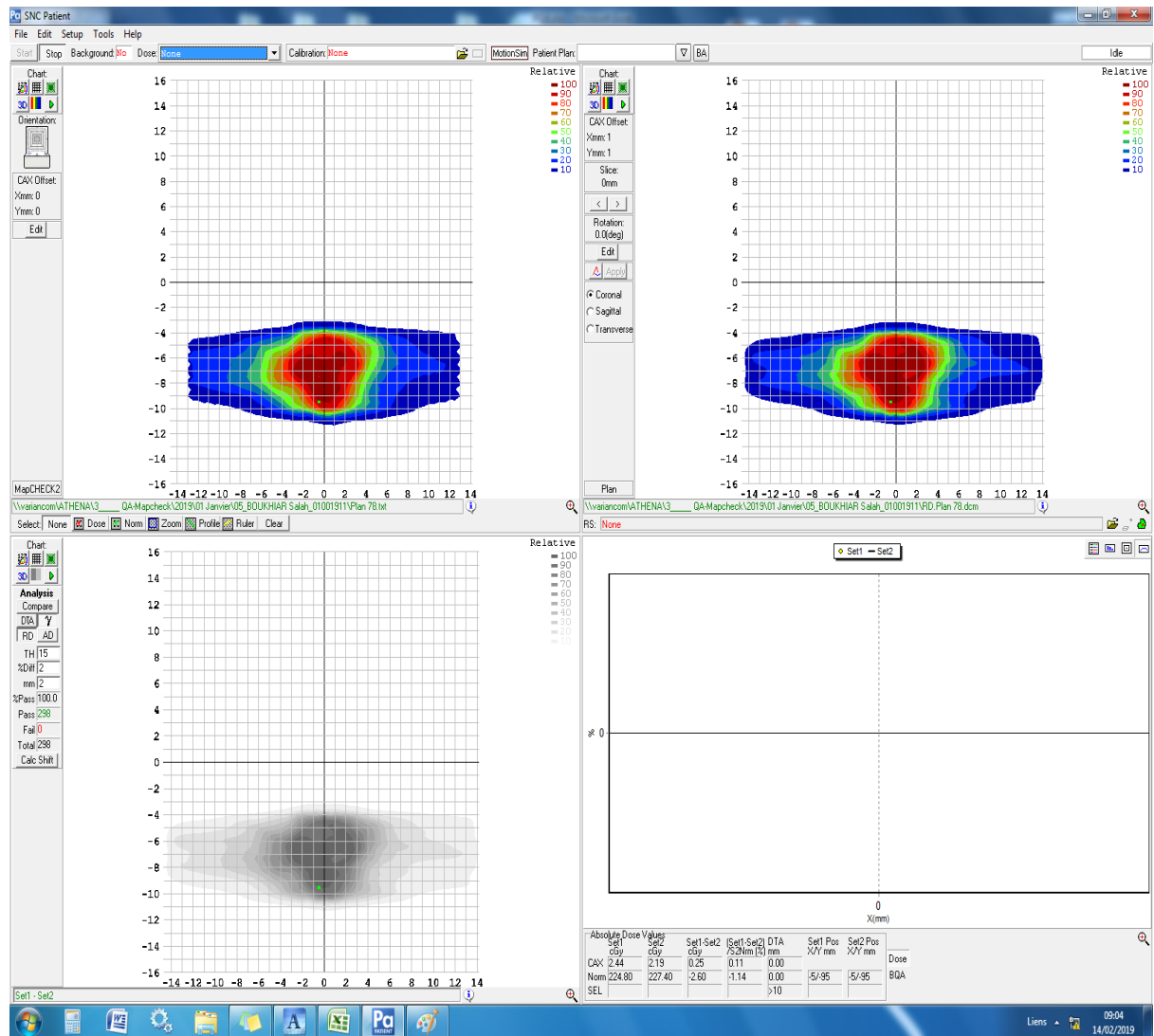


(c)

**Figure IV.10** : captures d'écran de distribution de dose mesurée (a) , calculée (b) et la comparaison entre eux (c) pour le patient n°29.

Pour obtenir des résultats d'assurance qualité patient plus précise, on minimise la marge d'erreur par effectuation des mesures pour le niveau de tolérance 2% - 2mm.

Lors de la réalisation de contrôle qualité patient, on obtenu au niveau (2% - 2mm) quelques plans qui passent le test Gamma index par 100%, comme exemple le patient de numéro ID 01001911.

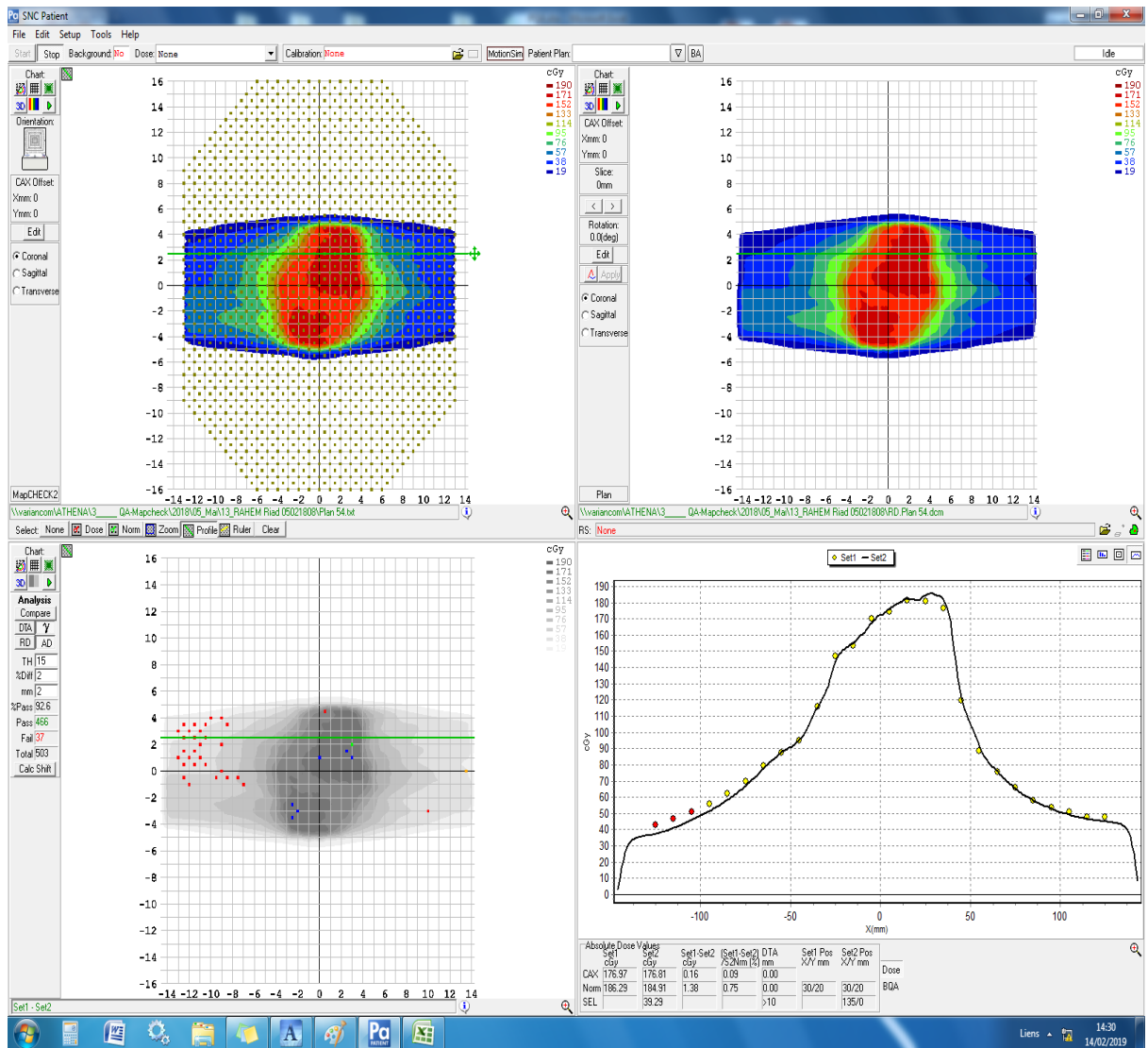


**Figure IV.11** : Capture d'écran représente le résultat du patient de ID '01001911'.

On a constaté qu'il y'a quelques valeurs à ce niveau de tolérance où la coïncidence est moins de 95%, cette différence est pour les patients n°13, 15, 20, 22, 23, 25, 32 et 35.

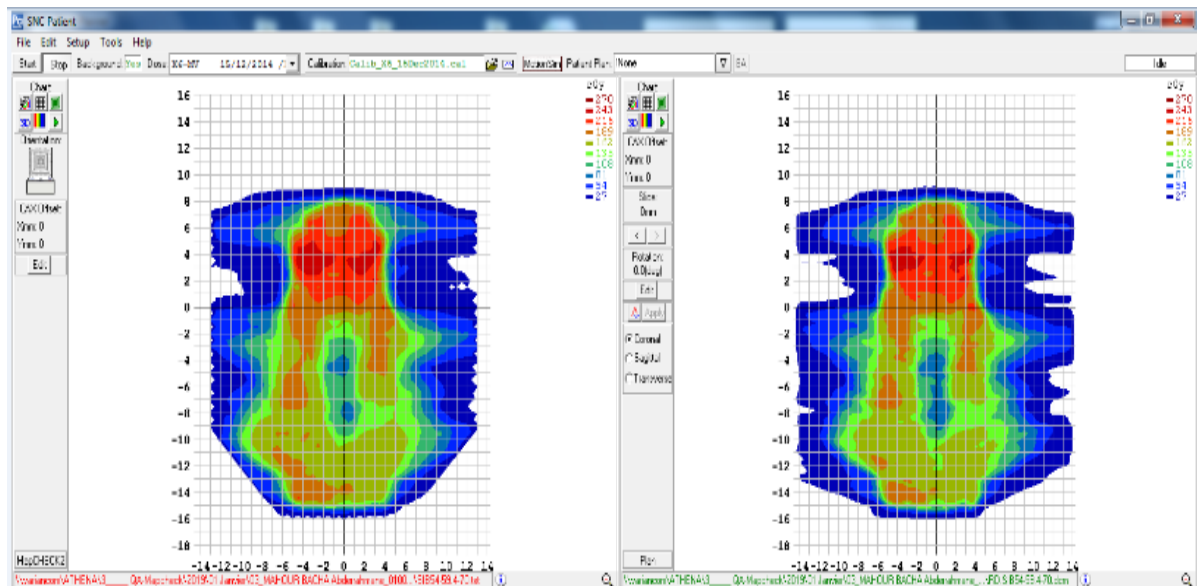
Le plan du traitement du patient n°13 ne passe pas le test Gamma index, et pourtant en a traité le patient sans modification de son plan de traitement, parce que les points de doses qui ne passent pas par le teste gamma index elle provoque aucun risque sur les OAR (organes à risques), ce dernier est notre but de contrôle qualité patient.

La capture d'écran suivant représente le cas du patient n°13.



**Figure IV.12 :** Capture d'écran de comparaison entre les distributions de dose calculées et mesurées par le logiciel SNC pour le patient n°13.

Le décalage de la matrice (*MapCheck2*) utilisée pour les mesures des doses délivrées par l'accélérateur c'est la cause qui empêche le passage de test Gamma index pour les patients 20, 21, 25 .



**FigureIV.13** : captures d'écran représentent la conséquence du décalage de la matrice *MapCheck2* lors les mesures de distribution de dose, exemple patient de numero ID '01001937' clinique ATHENA.

Les autres plans refusés sont à cause de manque de calibration de débit de dose. la réponse angulaire des detecteurs semi-conducteur composants la matrice *MapCheck2* fait partie de l'empechement de passage des plans au test Gamma index.

### **Conclusion :**

Les différents contrôles de qualité patients réalisés en mode *VMAT-RapidArc* ont permis de mettre en évidence une très grande coïncidence entre les distributions de dose mesurées et calculées. La totalité des plans de traitement passent au test de coïncidence du **Gamma Index** avec le niveau de tolérance recommandé **3%-3mm**.

Le contrôle de qualité patient en mode *VMAT- RapidArc* réalisé dans un fantôme solide avec la matrice *MapChek-2* est donc une bonne méthodologie de validation des plans de traitement car elle permet de detecter les moindres déviations et d'évaluer les différents paramètres qui influent sur ces déviations.

## Conclusion Générale:

L'intitulé que nous avons donné à notre travail de fin d'étude était «assurance qualité patient en VMAT à donner des résultats très satisfaisants en matière de coïncidence des distributions de dose prescrites et calculées par le TPS « Eclipse » avec celles délivrées par l'accélérateur et mesurées par les diodes de la matrice 2D « MapCheck-2 ». En effet, pour les plans de traitement des 36 patients étudiées.

Nous avons utilisé l'accélérateur linéaire d'électrons « VarianClinac DHX RapidArc » N° de série 5478 du Centre Anti Cancer ATHENA de Constantine. Et la matrice « MapCheck2 » ainsi que le fantôme solide équivalent eau de type « Virtual Water » sont numérisés à l'aide d'un simulateur CT, l'ensemble des données est ensuite transféré dans TPS, Afin d'évaluer les écarts entre les distributions de dose planifiées et mesurées nous avons utilisé le logiciel *"SNC Patient Software"*. Ce logiciel permet de faire la comparaison entre les deux distributions de dose en relatif ou en absolue en utilisant comme outil d'analyse l'indice Gamma ou le DTA.

L'étude des mesures expérimentales réalisés sur ces nouvelles séquences a montré qu'en (3%-3mm) les plans passent le test du Gamma index avec une moyenne de 98.9% donc un passage de 100% des plans, et en (3%-2mm) avec une moyenne de 98.4%, et en (2%-2mm) les plans passent avec 94.8% en absolue et 96.8% en relatif.

L'objectif général de notre travail, les contrôles de qualité patient (PQA) type VMAT pour 36 patients ont été effectués à fin d'évaluer les écarts entre les distributions de dose réellement délivrées par l'accélérateur et celles mesurées par la matrice 2D.

## **Bibliographique:**

- [1] thèse doctorat, Talal ABDUL HADI, La mesure et la modélisation des faisceaux de photons de petite taille pour l'IMRT et la Radiochirurgie, Université Toulouse III Paul Sabatier (UT3 Paul Sabatier), 2017.
- [2] Susanne Lanz, Informations de la Ligue contre le cancer pour les personnes touchées et leurs proches, Ligue suisse contre le cancer, Berne, 2005.
- [3] Radiothérapie et curiethérapie, service de radiothérapie, CHU Besançon.
- [4] P. Andrey L. Lacroix, les rayonnements et le vivant, la londe les maures, école Joliot-Curie de physique nucléaire, 2004.
- [5] thèse doctorat, Optimisation des plans de traitement en radiothérapie grâce aux dernières techniques de calcul de dose rapide modélisation et Instrumentation en Physique, Énergies, Géosciences et Environnement UNIVERSITE PARIS-SUD.
- [6] C. Hennequin et C. Coujou. Les volumes-cibles en radiothérapie, Service de cancérologie-radiothérapie Hôpital Saint-Louis Paris.
- [7] Brochure pour patients, La radiothérapie, copyright : Ligue suisse contre le cancer, Bern Editeur, Fondation Cancer, 2011.
- [8] hèse doctorat, A. Isambert, I.H. Ferreira, L.E. Nicula, G. Bonniaud, and D. Lefkopoulos, Contrôle qualité d'un système d'imagerie cônebeam mégavoltage, Cancer/Radiothérapie, 2008.
- [9] hèse doctorat, kouadir Asmaa, assurance de qualité de la radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité de la tête et du cou, Université Sidi Mohammed ben Abdellah.
- [10] LoSasso T, Chui CS, Ling CC. "Comprehensive quality assurance for the delivery of intensity modulated radiotherapy with a multileaf collimator used in the dynamic mode". MedicalPhysics.
- [11] thèse doctorat, M. Coulibaly, and B. Geynet, "Evolutions technologiques en radiothérapie externe", Université de Technologie Compiègne (2000 - 2001).
- [12] M. Goitein. "The comparison of treatment plans". *Seminars in Radiation Oncology*, 1992.
- [13] Article, *Phys Med. Biol.* "Generation of discrete beam-intensity modulation by dynamic multileaf collimation under minimum leaf separation constraints", 1998.

- [14] société française de physique. "Contrôles de qualité en radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité", 2009.
- [15] thèse doctorat, Michael J. Dance. Submitted to the Graduate Faculty as partial fulfillment of the requirements. "A Comparative Analysis for Verification of IMRT and VMAT Treatment Plans using a 2-D and 3-D Diode Array". The University of Toledo 2014
- [16] *Medical physics*, Losassot, Chuics, ling cc. "physical and dosimetric aspects of a multileaf collimation system used in the dynamic mode for implementing intensity modulated radiotherapy" The University of Toledo. 1998.
- [17] Lauterbach M, Keall P, et al. "incorporating multi-leaf collimator leaf sequencing into iterative IMRT optimization". *Medical physics*, 2002.
- [18] Boyer a, Xing, Ma c et al. "Theoretical considerations of monitor units calculations for intensity modulated beam treatment planning". *medical physics*, 27(9), 2000.
- [19] thèse pour le grade de docteur', Caroline Lafond. 'Traitement du signal et télécommunication, Université Française de rennes 1 (2013).
- [20] Gordon mark Mancuso b.s. 'Submitted to the graduate faculty of the louisiana state university and agricultural and mechanical college, evaluation of volumetric modulated arc therapy (VMAT) patient specific quality assurance'. Brigham young university, 2011.
- [21] thèse pour le grade de docteur', CAROLINE LAFOND. 'Analyse et optimisation des performances de la technique VMAT pour son utilisation en radiothérapie'. Université Française rennes 1, 2013.
- [22] Albert LISBONA. Techniques avancées de Radiothérapie externe par photons. Institut de cancérologie de l'Ouest, 2011.
- [23] Cardot-Martin mikaël gateau theolp-dora. 'Comparaison de la radiothérapie conformationnelle sans modulation d'intensité et de la radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité '2008.
- [24] Edité par : société française de physique médicale Institut Curie -26 rue d'Ulm 7528 paris cedex 05-Site internet, 'Contrôles de qualité en radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité', 2009 .

[25]Article ,M. Jean BARTHE et M. Michel TERRISSOL, ' Radiophysique et imagerie médicales', Présentée et soutenue par Léone BLAZY-AUBIGNAC, Université Toulouse iii – Paul Sabatier u.f.r sciences, 2007.

[26]Gordon Mark Mancuso, “evaluation of volumetric modulated arc therapy (VMAT) patient specific quality assurance” the Louisiana state university, 2008.

[27] Ramsey, Chester, Scott dube, and William r. Hendee. “It is necessary to validate each individual IMRT treatment plan before delivery.” *Medical physics*, 2003.

[28]Robin GARCIA. Radio physique et Imagerie médicales, validations dosimétriques des conditions cliniques des radiothérapies thoraciques', Délivré par l'Université Toulouse III - Paul Sabatier Discipline ,2009.

[29]Butson M, Yu P, Cheung T, “Radiochromic film for medical radiation dosimetry”. *Materials Science and Engineering*, 2003.

[30]Zeidan O. Stephenson S. Meeks S. et al.; “Characterization and use of EBT radiochromic film for IMRT dose verification”. *Medical Physics*, 2006.

[31]Guo P, Adamovics J. Oldham M; “A practical 3D dosimetry system for radiation therapy”. *Medical Physics*, 2006.

## Résumé :

La radiothérapie Volumetric Modulated ArcTherapy (VMAT) est une technique de modulation d'intensité volumétrique en arc thérapie. Est une méthode qui fait la synthèse des dernières évolutions techniques de la radiothérapie. Le traitement en VMAT fait varier en même temps les différents paramètres de l'accélérateur : la forme complexe du MLC, la rotation du bras pendant l'irradiation et la variation de leur vitesse et la variation du débit de dose. Pour cette raison, lors des traitements VMAT, une vérification préalable et un contrôle de qualité individuel AQP est obligatoire sur fantôme des plans de traitement de chaque patient avant le traitement. L'objectif de notre travail était de faire une comparaison entre la distribution de dose calculé par TPS et la distribution de dose mesure par la matrice 2D « MapCheck-2 à fin d'optimiser la dose délivrer au patient.

### Mots clés:

Radiothérapie VMAT, Contrôle qualité, Distribution de dose, Matrice2D "MapCheck".

## Summary:

*Volumetric Modulated Arc Therapy* (VMAT) is a technique for modulating volumetric intensity in arc therapy. It is a method that summarizes the latest technical developments in radiotherapy. the VMAT treatment varies at the same time the different parameters of the accelerator: the complex shape of the MLC, the rotation of the arm during the irradiation and variation of their speed and variation of the dose rate. For this reason, during VMAT treatments, a pre-check and individual phantom quality control of each patient's treatment plans prior to treatment. The objective of our work was to compare the dose distribution calculated by TPS with the dose distribution measured by the 2D "MapCheck-2 matrix in order to optimize the dose delivered to the patient.

### Keywords:

VMAT radiotherapy, quality control, dose distribution, Matrix2D "MapCheck".

### ملخص

العلاج الإشعاعي المركب الحجمي VMAT ArcTherapy هو تقنية لتعديل الشدة الحجمية في العلاج القوسي ، وهي طريقة تلخص آخر التطورات التقنية في العلاج الإشعاعي. يتغير العلاج VMAT في نفس الوقت مع المتغيرات المختلفة للمسرّع: الشكل المعقد لـ (MLC) المجمع متعدد الشرائح ، دوران الذراع أثناء عملية اطلاق الاشعة وتباين سرعتها وتباين معدل الجرعة. لهذا السبب، أثناء علاجات VMAT، يجب فحص مسبق وفحص الجودة الوهمية لخطط علاج كل مريض قبل العلاج. الهدف من عملنا هو مقارنة توزيع الجرعة المحسوبة بواسطة TPS مع توزيع الجرعة المقاسة بواسطة مصفوفة MapCheck-2 ثنائية الأبعاد من أجل تحسين الجرعة المقدمة للمريض.

### الكلمات المفتاحية:

العلاج الإشعاعي VMAT، ومراقبة الجودة، وتوزيع الجرعة، مصفوفة MapCheck".