

République Algérienne Démocratique et Populaire

Ministère De l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique

N° de classement :

N° de série :

Université *Echahid* Hamma Lakhdar EL-Oued

Faculté Des Sciences Exacts

Département De Physique

Mémoire présenté pour l'obtention

Du diplôme de

Master Professionnel

Option : Physique Médicale

Réalisé par :

Zemali Noureddine – kholladi Ibtissem

Intitulé

*Etude comparative entre deux méthodes de
contrôle qualité patient : EPID et my QA patients*

Soutenu le : 27/06/2024

Soutenu devant le jury composé de :

Pr. Dilmi Samia	Université Hamma Lakhdar EL-oued	Président
Dr. Ahmim Rachid	Université Hamma Lakhdar EL-oued	Examineur
Dr. Mansouri Khemisti	CAC EL-oued	Examineur
Dr. Letaim Fethi	Université Hamma Lakhdar EL-oued	Encadreur
Mr. Boudjemaa Abdelkarim	CAC EL-oued	Co-Encadreur

Année universitaire : 2023/2024

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ



Remerciement

Ce travail a été effectué au service de radiothérapie du centre anticancéreux-el oued

J'adresse mes sincères remerciements et ma gratitude à mon superviseur, le Dr FATHI LATIM. Merci, mon professeur, et que Dieu Mes remerciements particuliers vont à monsieur Boujemaa Karim pour sa collaboration, son aide et ses précieux conseils lors de la réalisation de monsieur expérimental au centre anti-cancéreux

. Vous bénissiez

Il a soutenu le point de vue qu'il proposait et a suivi de près la - réalisation de ces travaux et ses précieux conseils

Je tiens également à exprimer mes vifs remerciements au professeur DILMI SAMIA pour avoir accepté de présider le jury d'évaluation de mon mémoire de fin d'études ainsi qu'à RACHID AHMEEM pour avoir ,.accepté d'être membres de ce jury

En effet, j'exprime ma gratitude à tous ceux qui ne sont pas dans ma ville et qui contribuent à la présentation ou au lieu de la réalisation de ce souvenir et à la réalisation de ce projet

Dédicace

Je dédie cette humble œuvre

À celui qui était la raison de mon existence, à ma mère bien-aimée, combien je désirais être avec moi en ce jour, mais la séparation a déterminé entre nous. Absent dans l'existence mais présent dans le cœur. Oh morceau de mon cœur À une rencontre attendue, à un rêveur plein d'espoir de rencontre, à un visionnaire de rencontre, et à mon père, que le Tout

Miséricordieux le protège

Et à Sandi et à ceux qui m'ont encouragée à terminer mes études, mon cher mari.

Et à mes fleurs, mes sœurs

Et la prunelle de mes yeux mon cher frère

Je n'oublie pas non plus les amis Abd elkamel Amouri et Kamal

Et à tous ceux qui m'ont donné un coup de main de près ou de loin et m'ont

Zemali Nouredine



Dédicace

*Avec tout mon respect et ma profonde gratitude, je dédie ma
remise de diplôme Dédicace*

: Dédicace diplôme et ma joie

*À ma merveille, mon astre lunaire, et au fil d'espoir qui a
éclairé mon chemin, ma chère maman, ma moitié*

À l'âme de mon père

*À mes chers frères et mes sœurs et mes enfants elfarouk et
nour yakin et tout la famille Kholladi et Chami, pour
l'amour qu'ils me portent dédie à Sailiya, Salsabeel,
Fawzia Dari, Badr Eddine Abdel Wahab, le physicien
médical Abdel Kamel Amouri, et à tous ceux qui m'ont
aidé, de près ou de loin*

Kholladi Ibtissem





Sommaires

Table de Matière

Objet	La page
Liste des figures	
Liste des Tableaux	
Liste des abréviations	
Introduction Générale	02
Chapitre I : Evolution des nouvelles techniques de la radiothérapie	
I-1- Introduction	05
I-2-Les techniques de la radiothérapie externe	06
I-2-1-La radiothérapie 2D	06
I-2-2-Radiothérapie conformationnelle tridimensionnelle (RC3D)	07
I-2-3-Radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité (RCMI)	08
I-2-4-Archthérapie volumétrique modulée (VMAT)	09
I-2-5-Radiothérapie guidée par image (IGRT))	11
I-2-6-La Tomothérapie hélicoïdale	12
I-2-7-Radio chirurgie stéréotaxique (SRS) et radiothérapie stéréotaxique Corporelle (SBRT)	13
I-2-7-1-La radiothérapie stéréotaxique corporelle, ou SBRT	13
I-2-7-2-La radiochirurgie stéréotaxique (SRS)	14
I-3- Conclusion	16
Chapitre II : Control de Qualité prétraitement en RCMI	
II-1- Introduction	18
II-2- Le Control Qualité en RCMI	18
II-3- Le Control Qualité du plan de traitement	19
II-3-1-Objectifs	19
II-3-2-Méthodes globales	20
II-3-3-Méthodes faisceau par faisceau	20
II-4-Matériels nécessaires	21

II-4-1- Les fantômes	21
II-4-2-Les détecteurs	24
II-5-Le Delta4	27
II-6-Vérification dosimétrique du plan de traitement	28
II-6-1-Vérification de la dose absolue	28
II-7-Evaluation du plan de traitement et tolérances	29
II-7-1-Les indices d'évaluation	29
II-7-2-L'erreur relative	32
II-7-3-Les tolérances	32
II-8-Conclusion	34
CHAPITRE III : MATERIELS ET METHODES	
III-1-Introduction	36
III-2-Materials utilises	36
III-2-1- L'accélérateur linéaire Elekta Infinity	36
III-2-2- Description du système iViewGT™	37
III-2-3- Le système de planification de traitement (TPS Monaco)	38
III-2-4- MOSAIQ – ELEKTA	39
III-2-5- L'EPID	40
III-2-6- Dosisoft	42
III-2-7- EPIbeam par Dosisoft	43
III-2-8- MYAQ PATIENTS	44
III-2-9- MatriXXEvolution	45
III-2-10- fantôme et Support	47
III-3-Schéma du mécanisme de travail	49
III -4-Méthode de travail	51
III-5-Conclusion	57
Chapitre IV: RESULTATS & DISCUSSION	
IV-1- Introduction	59
IV-2-1 – Contrôle qualité du plan de traitement avec l'EPID par dosisoft	59
IV-2-2 – Contrôle qualité du plan de traitement avec matricexx par My Qa patient.	62

IV- 3-Comparaison Contrôle qualité du plan de traitement VMAT	64
IV- 4-Conclusion	67
Conclusion générale	70
Re commendatios	71
Références Bibliographiques	
Résume	

LISTE DES FIGURE

N°	Titre	Page
Chapitre I : Evolution des nouvelles techniques de la radiothérapie		
	Figure I.1: Accélérateur linéaire de particules [Linac Elekta Infinity]	05
	Figure I.2: Illustrant l'équipement de radiothérapie 2D et comment afficher l'image.	06
	Figure I.3: Contour du patient, de volumes cibles et des OARs pour un cancer de CAVOM	07
	Figure I.4: La distribution de dose obtenue par La RCMI pour un cancer de prostate.	08
	Figure I.5: Comparaison de la distribution de dose entre deux techniques de radiothérapie, on a pour le même volume, la dose reçue est égale à 28.613 Gy avec VMAT et 48.294 Gy avec la RC3D.	10
	Figure I.6: HDV pour les 4 techniques d'irradiations VMAT, SW, S&S, RC3D.	10
	Figure I.7: Radiothérapie guidée par image (IGRT)	12
	Figure I.8: Principe de la Tomothérapie hélicoïdale	13
	Figure I.9: Image explicative Méthode de distribution de la dose dans une technique SBRT.	14
	Figure I.10: Image explicative Méthode d'orientation des faisceaux vers la tumeur dans une technique SRS.	15
Chapitre II : Control de Qualité prétraitement en RCMI		
	Figure II.1: Fantôme d'eau de PTW	23
	Figure II.2 Fantôme équivalent patient en PMMA	23
	FigureII.3 Fantôme QA anthropomorphe pour la Radiochirurgie Stéréotaxique	23
	Figure II.4: Les principaux détecteurs 2D	25
	Figure II.5: fantôme Delta4	28

Figure II.6: Principe de la fonction γ	32
CHAPITRE III : MATERIELS ET METHODES	
Figure III.1: Linac Elekta Infinity de CAC EL-oued	37
Figure III.2 : Accélérateur numérique équipé d'un iViewGT.	38
Figure III.3: L'interface de TPS Monaco	39
Figure III-4 : MOSAIQ® Desktop est un système d'enregistrement et de vérification en radiothérapie.	40
Figure III. 5 : Cette image représente l'EPID de L'accélérateur linéaire Elekta Infinity de CAC	41
Figure III.6 : Cette image représente comment cela fonctionne dosisoft	43
Figure III.7: L'interface de EPIbeam (Dosisoft)	44
Figure III.8: MyQA ^{Patients} est la solution de contrôle qualité pour vérifier de manière simple le plan de traitement. La solution offre une vérification des gammas index et de la distribution de dose. <i>Cette solution est intégrée à MyQA Platform.</i>	45
FigureIII-9 : MatriXX ^{Evolution}	46
Figure III-10 : MatriXX Evolution – IBA	47
Figure III.11: Fantôme de PMMA + Matrice	48
Figure III.12: Support T41021.1.020 pour accélérateurs Elekta	48
Figure III.13: Plaque d'appui SC pour 2D-ARRAY seven29 et une profondeur de mesure de 10 cm	49
Figure III.14: Une image montrant la position de la matrice XX évolution et des plaques PMMA et comment le collimateur tourne dessus	49
Figure III.15: Matériels utilisés dans les travaux appliqués	50
Chapiter IV : RESULTATS & DISCUSSION	

Figure IV.1: Distribution de dose par dosisoft et résultat de 1 ^{er} faisceau de l'analyse gamma pour le plan VMAT de patient 1.	60
Figure IV.2: Distribution de dose par dosisoft et résultat de 2 ^{emme} faisceau de l'analyse gamma pour le plan VMAT de patient 1.	61
Figure IV.3 : matrices xx + plaque de PMMA	62
Figure IV.4: Distribution de dose par MY QA PATIENT et résultat de 1 ^{er} faisceau de plan VMAT de Patient 1.	63
Figure IV.5: Distribution de dose par MY QA PATIENT et résultat de deux faisceaux de l'analyse gamma pour de plan VMAT de patient 1.	63
Figure IV-6 : Comparaison en termes de pourcentage	65
Figure IV.7: Comparaison en termes de pourcentage.	66

Listes des tableaux

N°	Titre	Page
Chapitre I : Evolution des nouvelles techniques de la radiothérapie		
	Tableau I.1: Les paramètres des différentes techniques de RCMI	11
Chapitre II : Control de Qualité prétraitement en RCMI		
	Tableau II.1: : Caractéristiques des principaux détecteurs 2D	26
	Tableau II.2: Récapitulatif des tolérances des contrôles des plans de traitement	33
	Tableau II.3: Récapitulatif des recommandations avec l'indice gamma	33
CHAPITRE III : MATERIELS ET METHODES		
	Tableaux III.1: Les techniques utilisées et les faisceaux créés dans la réalisation de ce travail.	57
Chapiter IV : RESULTATS & DISCUSSION		
	Tableau IV.1: Le tableau présent le rapport fourni par Dosisoft Les valeurs données par ce tableau est	59
	Tableau IV.2: Résultats du 3 mm 3% calcul gamma Pour tous les patients avec deux méthodes de control qualité dosisoft et MY QA PATIENS	64
	Tableau IV.3 : Résultats du 2 mm 2% calcul gamma Pour tous les patients avec deux méthodes de control qualité dosisoft et MY QA PATIENS	66

Liste des abréviations

MV : Méga volts

OAR : Organe A Risque

Linac : Liner Accelerator

RCMI : Radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité

IMRT : Intensité Modulâtes Radiation Therapy

4D : En quatre dimensions

3D : Trois dimensions

2D : Bidimensionnelle

CT : Computed Tomography

TDM: tomodensitométrie

SBRT: Stereotactic body radiotherapy

IGRT: Image-guided radiation therapy

SRS: Stereotactic radiosurgery

TPS: Treatment Planning System

IRM: Imagerie par résonance magnétique

VMAT: Volumetric Modulated Arc Therapy

Kev : Kilo Electron Volt

UM : Unité Moniteur

CQ : Contrôle de qualité

PET : Positron Emission Tomography

EPID : Dispositif d'imagerie portail électronique

DAS : Système d'acquisition des données

RX : Rayon x

CAC: Centre Anti Cancéreux

PTV: Planning Target Volume.

GTV: Gross Tumor Volume

CTV: Clinical Target Volume

ITV: Internal Target Volume

DTA: Distance To Agreement

DVH : Histogramme dose Volume

AQ : Assurance Qualité

IRM : Imagerie par Résonance Magnétique

PMMA : PolyMéthyleMétAcrylate



Introduction Générale

Introduction Générale

Depuis la découverte des rayons X en 1895 par le professeur allemand Wilhem Konrad Röntgen (1845-1923), la radiothérapie a pour but de délivrer une dose optimale dans le « volume cible » et une dose la plus faible possible dans les tissus sains.

L'histoire de la radiothérapie se divise en trois grandes périodes. Le premier été du kilo voltage et du radium (1900-1939) les générateurs de rayons X ont évolué atteignant des énergies de 100 puis 200 kV, permettant de contrôler des tumeurs superficielles, accessibles ou très radiosensibles. Dans la deuxième période celle du méga voltage (1950-1995) le télé cobalt et les accélérateurs linéaires ont permis de distribuer les doses dans tous les organes de l'organisme, la radiothérapie joue depuis un rôle curatif et conservateur dans la majorité des cancers. La troisième c'est été la radiothérapie assistée par ordinateur (1995-2018), avec la révolution du numérique (informatique, imagerie moderne, robotisation des appareils) et les collimateurs multilâmes, a conduit à une optimisation des volumes d'irradiation en trois dimensions, permettant de conformer les iso doses aux volumes cibles et de réduire la dose aux organes à risque [01].

VMAT représente une évolution de la RCMI et RC3D, Son intérêt principal est de pouvoir conformer les iso doses à des volumes concaves [02]. Ces deux techniques sont développées, dans leur principe dans le premier chapitre. L'irradiation des cibles mobiles (poumon, foie, etc.), le temps ; les faisceaux sont guidés par les images. La radiothérapie stéréotaxique permet grâce à sa grande précision un retour prudent vers l'hypo fractionnement. Une étape ultérieure est représentée par l'hadron thérapie par protons et bientôt les ions hélium ou carbones pour les tumeurs intrinsèquement radios résistants chez l'adulte.

La mise en œuvre de ces techniques complexes nécessite des contrôles de qualité rigoureux suivant des procédures strictes de façon à contrôler la sécurité et la précision des traitements appliqués aux patients [03]. L'ensemble des contrôles de qualité à mettre en place pour une pratique d produite par une modification automatique de la forme du champ par MLC sont (Linac, MLC, TPS, Séquenceur, Réseau de transfert des paramètres, Plan de

traitement du patient et la réalisation du traitement) [04]. Le contrôle qualité prétraitement se fait en simulant la balistique validée sur un fantôme dédié, puis vérifier la conformité entre la distribution de dose calculée et la dose délivrée dans le fantôme. Le contrôle qualité en radiothérapie est essentiel pour garantir la sécurité et l'efficacité des traitements délivrés aux patients. Deux méthodes de contrôle qualité sont largement utilisées : l'imagerie portale électronique (EPID) et le système My QA Patient. Bien que ces deux techniques visent le même objectif, à savoir vérifier la précision de la distribution de dose, elles diffèrent dans leur mise en œuvre et leurs caractéristiques.

L'objectif de ce sujet est d'étude comparative vise à évaluer les forces et les faiblesses de chaque méthode, en analysant des facteurs tels que la précision, l'efficacité, la facilité d'utilisation et le coût. Une compréhension approfondie de ces deux techniques permettra d'optimiser les procédures de contrôle qualité en radiothérapie, assurant ainsi la meilleure prise en charge possible pour les patients.

Ce document est formaté sous la forme d'un document composé d'une introduction et d'une conclusion, avec quatre chapitres entre eux, en plus des annexes ajoutées parce qu'ils contiennent des informations importantes qui peuvent être consultées.

La structure de ce mémoire est composée de quatre chapitres. Dans le premier chapitre, Nous allons présenter l'évolution des techniques modernes de la radiothérapie avec une description du principe de la réalisation pratique de chacune de ces techniques (RC3D, RCMi SMLC, RCMi DMLC, VMAT et la Tomothérapie, SBRT, SRS). Le contrôle de qualité du plan de traitement du patient est développé, dans son principe et sa réalisation dans le chapitre deux. Le chapitre trois met l'accent sur les moyens matériels, Logiciels ainsi que la description détaillée de la méthodologie utilisée pour la réalisation de ce travail. Les résultats de ce travail sont présentés dans le chapitre 4 et nous terminons par une conclusion englobe toutes les informations essentielles de ce travail.



Chapitre I :

Evolution Des Nouvelles Techniques De La Radiothérapie

I-1- Introduction

La radiothérapie consiste à utiliser des rayonnements (rayons X, particules, etc.) pour détruire les cellules cancéreuses en bloquant leur capacité à se multiplier. C'est un traitement locorégional des cancers réalisé à l'aide d'accélérateurs linéaires de particules voir (**Figure I.1**) qui produisent le rayonnement nécessaire pour détruire les cellules cancéreuses. L'objectif principal de la radiothérapie a toujours été d'obtenir un bon rapport thérapeutique, c'est-à-dire délivrer une dose optimale de rayonnement à la tumeur tout en minimisant la dose reçue par les tissus sains environnants. Pour atteindre cet objectif, les recherches dans les domaines de la physique, de la radiobiologie et de l'imagerie médicale permettent : Une meilleure définition des volumes cibles (la tumeur) et des organes à risque (tissus sains sensibles). Une amélioration de la distribution de la dose de rayonnement pour bien cibler la tumeur. La prise en compte des mouvements du patient et des organes pendant les séances de traitement. Ainsi, grâce aux progrès combinés dans ces différents domaines, la radiothérapie vise à maximiser les dommages aux cellules cancéreuses tout en épargnant au maximum les tissus sains.



Figure I.1: Accélérateur linéaire de particules [Linac Elekta Infinity] [05].

I-2-Les techniques de la radiothérapie externe :

Les différentes techniques de radiothérapie font référence aux méthodes et approches variées utilisées pour administrer ce traitement aux patients atteints d'un cancer. Le choix d'une technique spécifique dépend de plusieurs facteurs, notamment le type et le stade de la tumeur cancéreuse, ainsi que sa localisation dans le corps. L'objectif principal est de délivrer une dose maximale de rayonnement à la tumeur tout en préservant les tissus sains environnants. Il existe plusieurs techniques utilisées en radiothérapie pour administrer des radiations aux cellules cancéreuses. Les techniques de radiothérapie sont :

I-2-1-La radiothérapie 2D : est une technique où le faisceau de rayonnement est façonné pour s'adapter à la forme de la tumeur en deux dimensions, c'est-à-dire dans un plan. Des images de la zone à traiter (contenant la tumeur) sont obtenues à l'aide de techniques d'imagerie. L'avantage de cette technique est qu'elle permet une meilleure concentration de la dose sur la tumeur en épargnant davantage les tissus sains environnants comparé à une radiothérapie conventionnelle. Cependant, elle reste limitée par sa vision 2D de la tumeur. Planification de la radiothérapie par rapport à la profondeur de la lésion dans 2 plans sagittal et coronal (traitement à mi-diamètre ou à une profondeur donnée). Installation géométrique à l'aide d'un simulateur et imagerie orthogonale par rapport aux repères anatomique (les os) .(**Figure I.2**).



Figure I.2: Illustrant l'équipement de radiothérapie 2D et comment afficher l'image. [06]

I-2-2-Radiothérapie conformationnelle tridimensionnelle (RC3D)

Est une méthode d'administration particulière puisque les faisceaux de radiation sont modélisés sur la forme de la tumeur ou de la zone de traitement. En RC 3D, on a recours à des images produites par TDM pour créer une image précise de la tumeur à trois dimensions (3D). La forme et l'emplacement exacts de la tumeur sont programmés dans un ordinateur et servent à planifier le traitement. Un accélérateur linéaire émet les faisceaux de radiation. (Figure I.3). Plusieurs faisceaux de radiation sont modélisés et dirigés vers la tumeur en provenance de différentes directions afin de la traiter de tous les angles. Tous les faisceaux ont la même intensité. Chacun est assez faible et moins susceptible d'endommager les tissus normaux. Une plus forte dose de radiation est administrée là où les faisceaux se croisent sur la tumeur. On peut avoir recours à la RC 3D pour traiter de nombreux types différents de cancer. [07].



Figure I.3: Contour du patient, de volumes cibles et des OARs pour un cancer de CAVOM [08]

I-2-3-Radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité (RCMI) :

est une technique encore plus avancée que la RC3D. En RCMI, les faisceaux de radiation ne sont pas seulement conformés à la forme de la tumeur en 3D, mais leur intensité est également modulée (augmentée ou diminuée) au sein même du faisceau. Cela permet une distribution de dose encore plus conforme et ciblée sur le volume tumoral, tout en épargnant davantage les tissus sains environnants. Comme en RC3D, acquisition d'images 3D détaillées de la tumeur et des organes à risque. Planification inverse assistée par ordinateur pour moduler l'intensité de chaque faisceau en chaque point afin d'obtenir la meilleure distribution de dose possible. Délivrance par un accélérateur linéaire équipé de systèmes de collimation dynamique (mutilâmes) permettant la modulation d'intensité. L'avantage majeur est une meilleure conformation de la dose à la cible tumorale tout en réduisant et l'irradiation des tissus environnants sains par rapport à la RC3D conventionnelle. La RCMI (IMRT) permet une administration encore plus précise de la radiation. **(Figure I.4)**. Il utilise des accélérateurs linéaires contrôlés par ordinateur pour faire varier l'intensité des faisceaux de rayonnement, délivrant des doses plus élevées à la tumeur tout en réduisant davantage l'exposition aux tissus sains voisins [09,25].

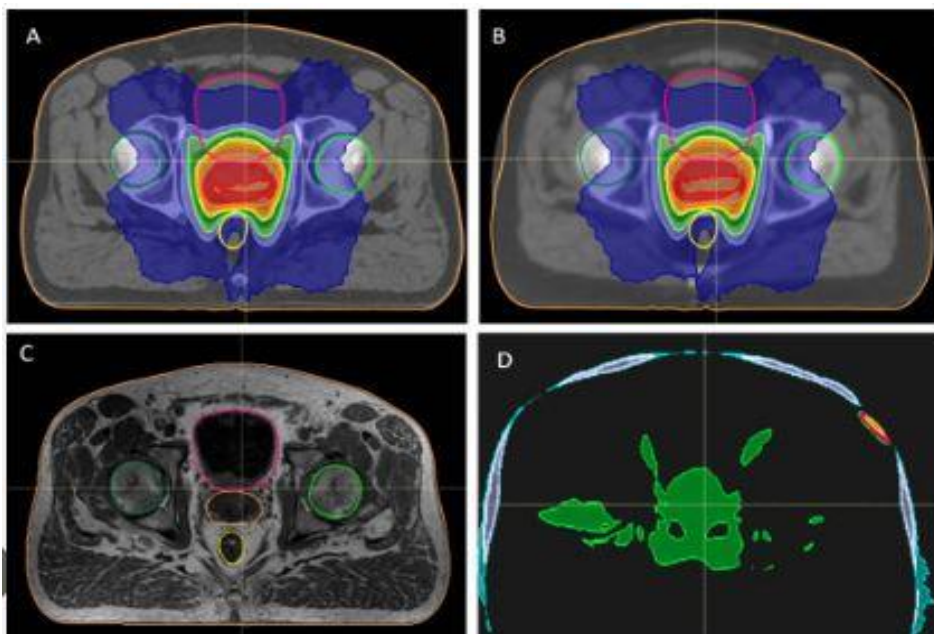


Figure I.4: La distribution de dose obtenue par La RCMI pour un cancer de prostate. [10]

Les plans de traitement sont réalisés à l'aide d'algorithmes de planification inverse dérivés de contraintes de dose, où la position de la lame ou de la mâchoire (la forme du segment) est déterminée par ces algorithmes.

TPS analyse de gros volumes de solutions thérapeutiques jusqu'à atteindre une dose prescrite, et on sait que les volumes à définir sont souvent aussi plus importants qu'en RC3D pour pouvoir optimiser la dosimétrie. [11].

I-2-4-Arcthérapie volumétrique modulée (VMAT)

En 1995, CX Yu a introduit l'Arc thérapie avec modulation d'intensité (IMAT) dans le but de fournir des plans de traitement en radiothérapie optimisés, améliorant ainsi le rapport thérapeutique. Cette technique repose sur le mouvement continu du bras de l'accélérateur linéaire autour du patient pendant l'irradiation.

Puis en 2008, OTTO a proposé un nouvel algorithme pour optimiser davantage la planification du traitement. Son approche, appelée l'Arc thérapie volumétrique modulée (VMAT), permet de délivrer la dose de rayonnement de manière encore plus efficace et précise en un seul arc modulé autour du patient.

La particularité de la VMAT est qu'elle fait varier simultanément plusieurs paramètres pendant le traitement : le mouvement continu des lames du collimateur multimâle pour modeler le faisceau, la modulation du débit de dose, ainsi que la vitesse de rotation du bras de l'accélérateur autour du patient. [12]

Cette technique de pointe permet donc une distribution de la dose extrêmement conforme à la tumeur en modulant de façon dynamique et continue divers paramètres durant un arc d'irradiation unique autour du volume cible. Cette technique est une nouvelle forme d'optimisation de l'IMRT qui permet de délivrer la dose pendant la rotation du bras sur 360° ou sur un arc en utilisant un débit de dose constant (CdR-VMAT) ou un débit de dose variable (vdr-VMAT), elle introduit deux nouvelles variables (**Tableau I.1**).

C'est une forme de radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité (RCMI) où le faisceau de rayonnement tourne de façon continue autour du patient pendant le traitement. Les faisceaux de rayons X modulés permettent d'épargner au maximum les tissus sains environnants tout en délivrant une dose élevée à la tumeur Le mouvement

continu associé à la modulation d'intensité permet d'obtenir une meilleure conformation de la dose à la forme complexe des tumeurs. (**Figure I.5**). Le traitement est généralement plus rapide, ce qui réduit le risque de mouvement du patient- La planification de traitement VMAT est très précise grâce à des logiciels avancés qui optimisent la distribution de dose. - C'est une technique utilisée principalement pour les cancers de la prostate, de la tête et du cou entre autres. En résumé, le VMAT permet une radiothérapie très conformationnelle et modulée tout en réduisant le temps de traitement, ce qui augmente la précision et l'efficacité pour traiter certaines tumeurs. [12]

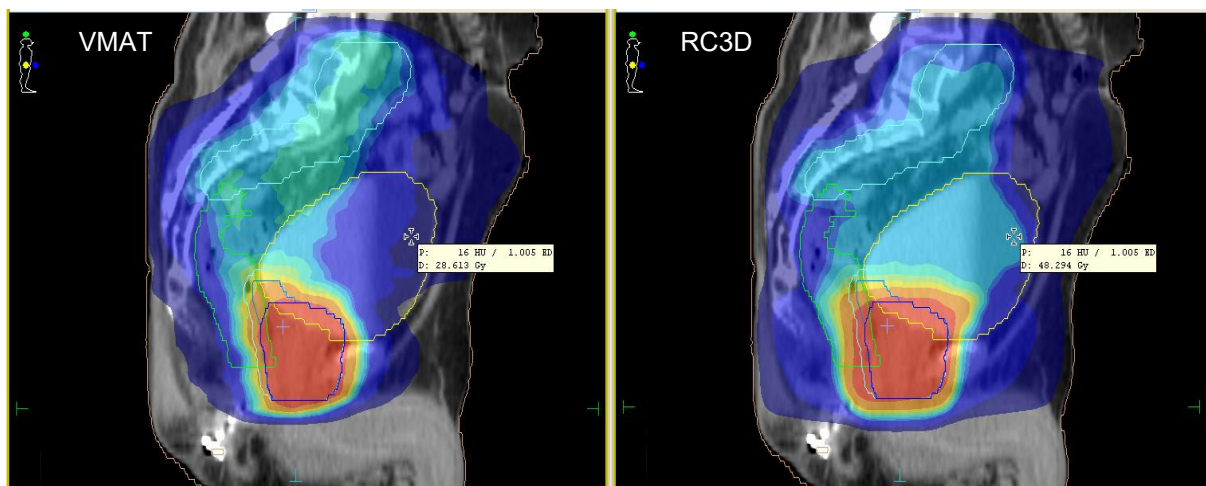


Figure I.5: Comparaison de la distribution de dose entre deux techniques de radiothérapie, on a pour le même volume, la dose reçue est égale à 28.613 Gy avec VMAT et 48.294 Gy avec la RC3D. [13]

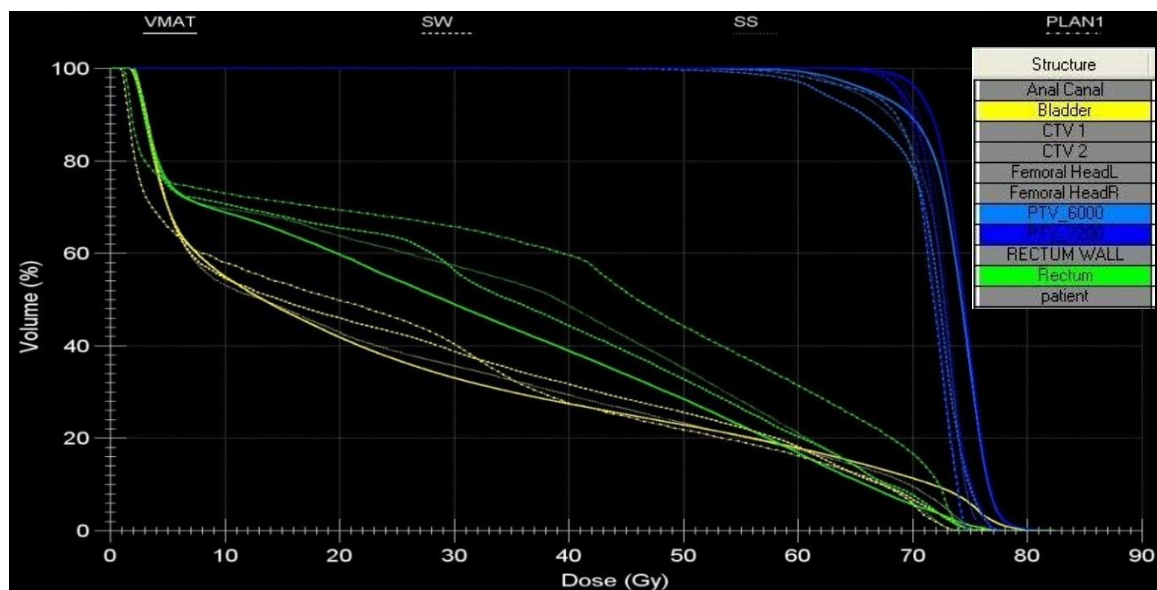


Figure I.6: HDV pour les 4 techniques d'irradiations VMAT, SW, S&S, RC3D.

L'histogramme dose volume (Figure I.12) montre que la dose dans les volumes cibles est plus élevée et celle dans les OARs est minimale avec VMAT, SW, S&S, RC3D respectivement.

Tableau I.1: Les paramètres des différentes techniques de RCMI [14].

Technique de RCMI	RC3D	S&S	SW	VMAT
Bras	Statique	Statique	Statique	Mobile à vitesse variable
Débit de dose	Constant	Constant	Constant	Variable
MLC	Statique	Statique	Déplacement à vitesse variables	Déplacement à vitesse variables
Diaphragme (Mâchoires X et Y)	Statique	Statique	Mobile a vitesse variable	Mobile a vitesse variable
Rotation de collimateur	Statique	Statique	Statique	Statique ou Mobile
Table de traitement	Statique	Statique	Statique	Statique

I-2-5-Radiothérapie guidée par image (IGRT):

Est une technique avancée de radiothérapie qui utilise des systèmes d'imagerie pour guider avec précision le traitement en temps réel. Le principe est d'obtenir des images de la zone à traiter juste avant ou même pendant l'irradiation. Cela permet de suivre la position de la tumeur et de prendre en compte ses mouvements potentiels dus à la respiration du patient ou autres mouvements corporels. IGRT implique l'utilisation de techniques d'imagerie, telles que la tomodensitométrie, l'IRM ou la TEP, avant ou pendant le traitement pour vérifier la position de la tumeur. Cela permet d'assurer un ciblage précis des rayonnements (**Figure I.7**). [15, 16,25].

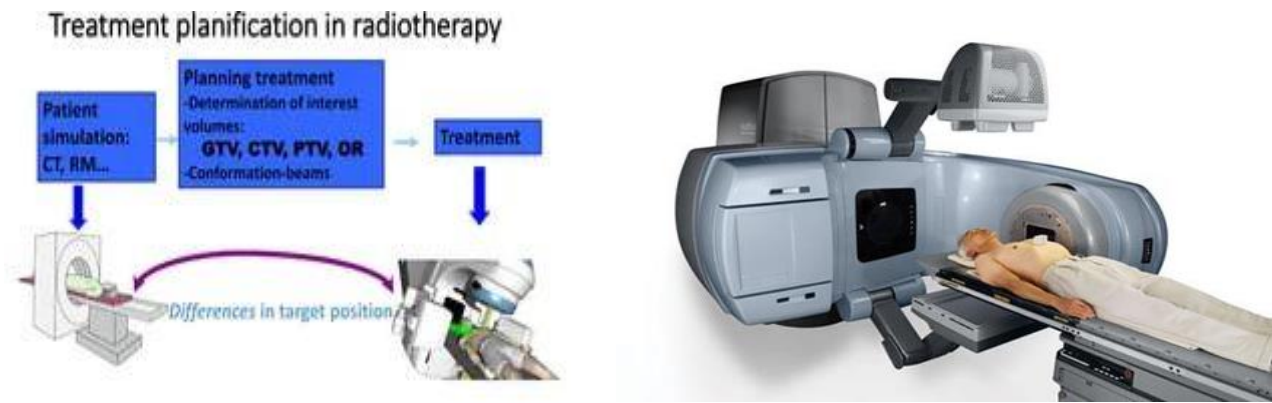


Figure I.7: Radiothérapie guidée par image (IGRT) [17]

I-2-6-La Tomothérapie hélicoïdale :

Aussi appelée tom traitement hélicoïdal, est une technique de radiothérapie très avancée qui combine un scanner, Son fonctionnement se déroule de la manière suivante :

- Le patient est allongé sur une table qui se déplace lentement à travers un anneau rotatif contenant un accélérateur linéaire qui émet les rayons ionisants.
- L'accélérateur linéaire tourne en spirale autour du patient pendant que la table avance, permettant une irradiation hélicoïdale de la zone à traiter.
- Un système d'imagerie par scanner intégré à l'anneau permet d'obtenir des images détaillées en 3D de la zone cible en temps réel pendant le traitement.
- Ces images guident de façon précise la modulation des faisceaux de rayonnement pour épargner au maximum les tissus sains tout en ciblant très précisément la tumeur. [18]

La Tomothérapie hélicoïdale est particulièrement indiquée dans le traitement de certaines tumeurs mobiles ou de forme complexe, comme certains cancers du poumon, de la prostate ou de la sphère ORL. [04]

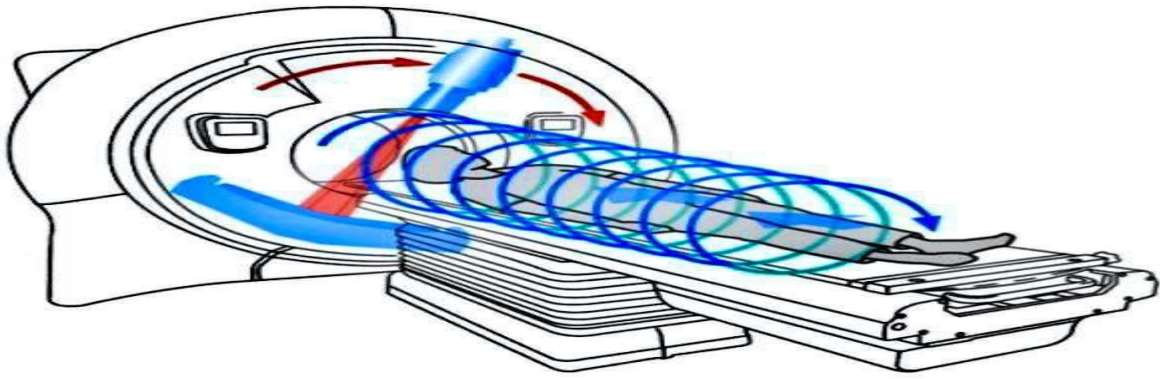


Figure I.8: Principe de la Tomothérapie hélicoïdale. [19]

I-2-7-Radio chirurgie stéréotaxique (SRS) et radiothérapie stéréotaxique

Corporelle (SBRT)

I-2-7-1-La radiothérapie stéréotaxique corporelle, ou SBRT : est un traitement contre le cancer qui délivre des doses de rayonnement extrêmement précises et très intenses aux cellules cancéreuses tout en minimisant les dommages aux tissus sains. La SBRT implique l'utilisation d'un guidage d'image sophistiqué qui détermine avec précision la localisation tridimensionnelle exacte d'une tumeur afin que le rayonnement puisse être délivré plus précisément aux cellules cancéreuses. Les principales caractéristiques de la SBRT sont :

1. Fractionnement hypo-fractionné : la dose totale est délivrée en quelques fractions (généralement 1 à 5 séances) au lieu de nombreuses fractions étalées sur plusieurs semaines en radiothérapie conventionnelle.
2. Très haute précision : grâce à des systèmes de guidage par imagerie et d'immobilisation du patient, la tumeur est ciblée avec une extrême précision (de l'ordre du millimètre).
3. Forte dose par fraction : des doses élevées de rayonnement (10 à 30 Gy par fraction) peuvent être délivrées de manière sûre grâce à cette haute précision.

La SBRT est généralement utilisée pour traiter des tumeurs de petite taille, inopérables ou en cas de récurrence, principalement au niveau du poumon, du foie, de la colonne vertébrale et

de la prostate. Elle permet de concentrer le traitement sur quelques jours au lieu de plusieurs semaines. (Figure I.9)

C'est une technique efficace qui vise à maximiser les dommages sur la tumeur tout en préservant les tissus sains adjacents. [20]

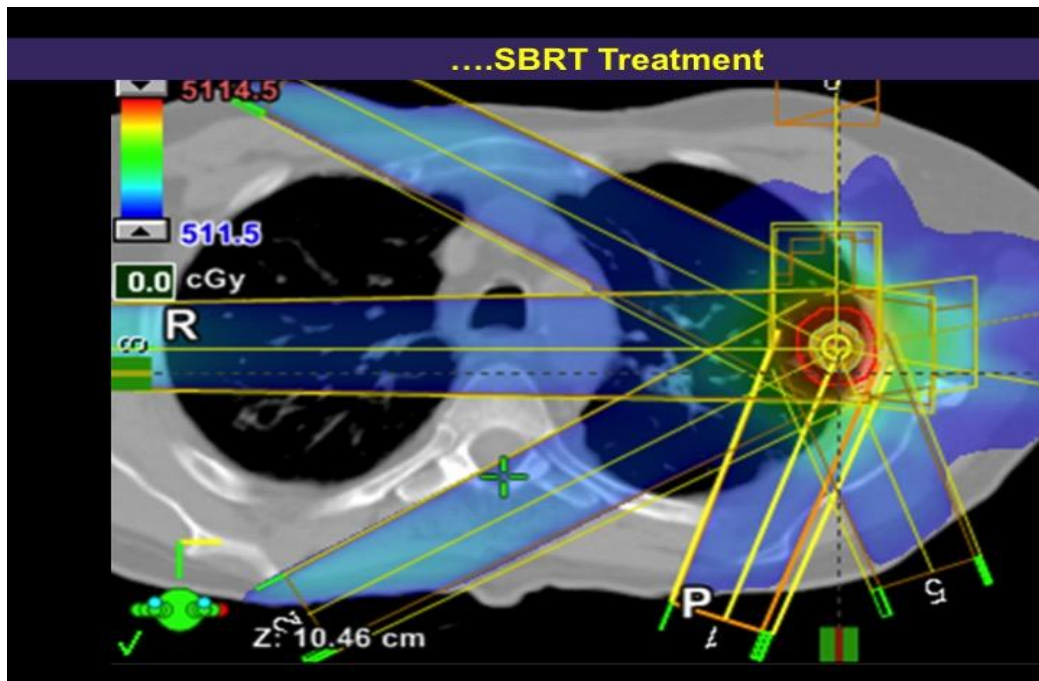


Figure I.9 : Image explicative Méthode de distribution de la dose dans une technique SBRT. [21]

I-2-7-2-La radiochirurgie stéréotaxique (SRS) : est une technique avancée utilisant des faisceaux de rayonnement très précis pour traiter de petites lésions, principalement au niveau du cerveau.:

- C'est une forme de radiothérapie non-invasive qui n'implique pas d'incision chirurgicale.
- Elle permet de délivrer une dose élevée de rayonnement de façon précise sur la cible (tumeur, malformation, etc.) en une seule ou quelques séances.
- Cette précision extrême est rendue possible grâce à des systèmes d'imagerie 3D et des cadres de contention qui immobilisent parfaitement la tête du patient pendant le traitement.
- Les faisceaux convergents de rayons très ciblés minimisent l'exposition des tissus sains environnants.

- Cela permet de traiter des lésions inopérables ou difficilement accessibles par la chirurgie conventionnelle.

La SRS est principalement utilisée pour traiter des tumeurs bénignes et malignes du cerveau, des malformations artérioveineuses, certains troubles fonctionnels comme la douleur ou les troubles du mouvement. C'est une technique hautement ciblée et efficace permettant de concentrer les doses de rayons sur la lésion à traiter. [22]

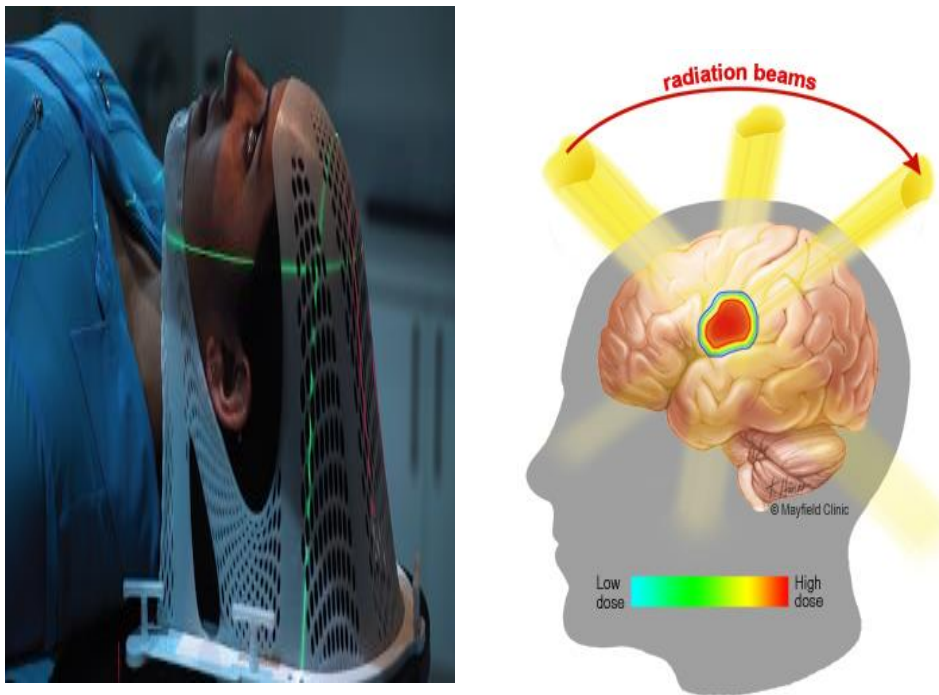



Figure I.10: Image explicative Méthode d'orientation des faisceaux vers la tumeur dans une technique SRS.[23][24]

I-3- Conclusion

Les techniques de radiothérapie ont considérablement évolué ces dernières décennies, permettant un ciblage des tumeurs cancéreuses de plus en plus précis et efficace. Des progrès majeurs ont été réalisés, allant de la radiothérapie conformationnelle 3D aux techniques de pointe comme la radiothérapie à modulation d'intensité, la radiochirurgie guidée par l'imagerie, la Tomothérapie hélicoïdale ainsi que la radiothérapie guidée par l'image. Ces méthodes très avancées, combinées à des systèmes d'imagerie et d'immobilisation performants, permettent d'administrer des doses élevées de rayonnement de manière extrêmement précise sur les volumes tumoraux, tout en épargnant autant que possible les tissus sains environnants. Cela conduit à une meilleure efficacité des traitements tout en réduisant les effets secondaires pour les patients. Malgré ces progrès notables, la recherche reste active pour développer de nouveaux concepts encore plus précis et mieux tolérés, comme la radiothérapie adaptative par ions carbone. L'objectif demeure d'augmenter le contrôle tumoral tout en préservant la qualité de vie des patients.



Chapitre II:

Control de Qualité prétraitement en RCMI

II-1- Introduction

Le contrôle qualité prétraitement en radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité (RCMI) est une étape cruciale avant de pouvoir délivrer le traitement au patient. Il vise à s'assurer que le plan de traitement calculé par le système de planification sera bien délivré de manière précise et sûre. Les principaux aspects du contrôle qualité prétraitement en RCMI comprennent : Vérification dosimétrique, Évaluation du plan de traitement, Contrôles liés aux spécificités RCMI.

L'objectif est de détecter et corriger toute erreur de calcul, de transfert de données ou de paramétrisation avant de traiter le patient. Des tolérances strictes (typiquement 3-5% sur la dose) sont définies selon les recommandations en vigueur.

Dans ce chapitre nous allons détailler l'objectif de Control Qualité prétraitement en RCMI, la méthode utilisée, la vérification dosimétrique, l'évaluation du plan de traitement et les tolérances.

II-2- Le Control Qualité en RCMI :

La mise en place de la RCMI (radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité) nécessite plusieurs systèmes et composants. Premièrement, un système de planification de traitement inverse (TPS) permettant de concevoir des plans de traitement personnalisés. Deuxièmement, un accélérateur linéaire équipé d'un collimateur multimâle (MLC) contrôlable indépendamment et informatiquement pour moduler l'intensité de chaque faisceau. Troisièmement, un logiciel de séquençage capable de générer les séquences de faisceaux appropriées pour réaliser la modulation d'intensité planifiée. Quatrièmement, un réseau informatique pour transférer toutes les données anatomiques et balistiques entre les différents composants. Enfin, le matériel et les ressources humaines nécessaires.

L'utilisation de cette technique exige des vérifications rigoureuses à chaque étape selon des protocoles établis pour assurer la précision du traitement. Le contrôle qualité réduit les incertitudes et les erreurs dans le calcul de la dose, la planification du traitement, les performances des équipements et l'administration du traitement au patient. Cela améliore

la précision géométrique et quantitative de la distribution de dose, optimisant ainsi les résultats pour les patients. [26]

Le contrôle qualité concerne toute la chaîne de traitement, du système de planification au logiciel de séquençement, en passant par le réseau de transfert des données et l'accélérateur avec son collimateur multimâle. Les contrôles avant le traitement sont particulièrement importants pour la RCMI, permettant de vérifier la capacité de l'ensemble de la chaîne à délivrer précisément la dose planifiée au patient. [27].

II-3- Le Control Qualité du plan de traitement :

L'utilisation de la RCMI nécessite des tests d'assurance qualité spécifiques au patient avant le traitement pour obtenir des résultats bénéfiques. La vérification prétraitement est recommandée dans tous les plans de traitement RCMI afin de comparer les matrices de fluence du faisceau fournies. Il est généralement réalisé en appliquant le plan du patient à un fantôme et en comparant les distributions de dose mesurées et calculées dans le fantôme [28].

II-3-1-Objectifs :

Le contrôle qualité du plan de traitement en radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité (RCMI) est crucial pour plusieurs raisons :

- Assurer la précision de la distribution de dose : La RCMI utilise des faisceaux de rayonnement d'intensités modulées et complexes. Le contrôle qualité permet de vérifier que la distribution de dose calculée par le système de planification correspond bien à celle qui sera réellement délivrée au patient lors du traitement.
- Détecter les éventuelles erreurs de calcul ou de transfert des données : De nombreux paramètres et données transitent entre les différents systèmes (TPS, séquenceur, accélérateur). Des erreurs peuvent survenir lors des transferts de données ou des calculs. Le contrôle qualité aide à les identifier avant le traitement.
- Valider les performances des équipements : Le bon fonctionnement de l'accélérateur linéaire, du collimateur multimâle, des systèmes informatiques doit être régulièrement contrôlé pour s'assurer que les traitements sont délivrés conformément à la planification.

- Améliorer la sécurité du patient : En garantissant la précision du plan et la fiabilité des systèmes, le contrôle qualité contribue à minimiser les risques pour le patient et les événements indésirables liés au traitement.
- Respecter les exigences réglementaires : Les instances de contrôle imposent des normes strictes de qualité et de sécurité que le contrôle qualité aide à respecter.

En résumé, le contrôle qualité est indispensable pour s'assurer que le plan de traitement RCMI permette d'administrer la dose prescrite avec une très grande précision, sécurité et fiabilité, optimisant ainsi l'efficacité du traitement. [29]

II-3-2-Méthodes globales :

La méthode maintient les conditions de traitement (l'angle réel du bras accélérateur utilisé pour le traitement du patient), et elle consiste à reproduire le plan de traitement du patient dans un fantôme et à examiner la dose cumulée de cet ensemble de faisceaux en comparant les doses calculées. Déterminé par la dose mesurée pendant le TPS [04,30].

II-3-3-Méthodes faisceau par faisceau :

Cette méthode consiste à vérifier individuellement chaque faisceau prévu dans le plan de traitement RCMI. Pour ce faire, on positionne le bras de l'accélérateur linéaire (Linac) à 0° par rapport à l'axe de traitement pour chaque faisceau à contrôler.

Ensuite, on mesure la distribution de dose réellement délivrée par ce faisceau à l'aide d'un dispositif de mesure placé dans un fantôme équivalent eau ou autre milieu diffusant. Cette mesure est alors comparée à la distribution de dose calculée par le système de planification pour ce même faisceau.

En analysant les écarts entre les distributions de dose planifiée et mesurée pour chaque faisceau individuellement, on peut :

Détecter d'éventuels dysfonctionnements du collimateur multimâle ou des mâchoires pour ce faisceau particulier.

Vérifier que le séquençement et la modulation d'intensité sont correctement exécutés pour ce faisceau.

Identifier des erreurs potentielles de calcul ou de transfert de données pour les paramètres de ce faisceau. [04].

Cette méthode faisceau par faisceau permet donc un contrôle qualité très fin et ciblé des différents éléments contribuant à la distribution de dose finale. Elle complète les contrôles globaux réalisés sur l'ensemble du plan de traitement.

Les écarts acceptables entre doses planifiées et mesurées pour chaque faisceau sont définis selon des critères stricts, garantissant une grande précision de délivrance de la dose prescrite au patient. [30].

II-4-Matériels nécessaires :

La technologie RCMI repose sur un principe de base qui implique l'utilisation d'un faisceau de rayonnement à fluence non uniforme obtenu par superposition de plusieurs petits segments. Cette superposition produit des distributions de dose tridimensionnelles complexes caractérisées par de forts gradients de dose entre la zone cible et les tissus sains environnants. En contrôlant avec précision ces distributions de dose complexes, l'IMRT peut délivrer des doses de rayonnement élevées aux tumeurs cibles avec une grande précision tout en minimisant simultanément la dose de rayonnement. Exposition des tissus sains adjacents. Cela augmente l'efficacité du traitement et réduit les effets secondaires.

Grâce à cette capacité à ajuster finement la distribution des doses, l'IMRT offre la possibilité d'administrer des doses élevées aux tumeurs tout en épargnant autant que possible les tissus sains environnants. Cette technologie représente donc une avancée majeure dans l'optimisation de la radiothérapie contre le cancer. La vérification de ces distributions de dose complexes nécessite l'utilisation de méthodes et de moyens de mesure appropriés (détecteurs et fantômes) afin d'obtenir des résultats précis avec un bon degré d'exactitude.

II-4-1- Les fantômes :

En radiothérapie, les fantômes sont utilisés pour plusieurs raisons importantes :

- Mesures de dose : Les fantômes servent à mesurer avec précision la dose de rayonnement délivrée par les faisceaux de traitement. Ils sont généralement conçus avec des matériaux équivalents aux tissus humains pour simuler l'interaction des rayonnements avec le corps

humain. Des détecteurs de dose sont insérés dans le fantôme pour mesurer la dose en différents points.

- Contrôle qualité : Les fantômes permettent d'effectuer des contrôles qualité réguliers sur les appareils de traitement (accélérateurs linéaires, etc.) afin de vérifier que les caractéristiques du faisceau et les distributions de dose sont conformes aux spécifications requises.

-Mise en service des systèmes : Lors de la mise en place d'un nouveau système de planification de traitement ou d'un nouvel appareil, des mesures exhaustives dans des fantômes sont réalisées pour valider et configurer correctement le système en comparant les doses mesurées et calculées.

-Assurance qualité patient : Avant de délivrer un traitement à un patient, la distribution de dose planifiée peut être vérifiée en mesurant la dose dans un fantôme représentatif de la géométrie du patient.

-Recherche et développement : Les fantômes sont également utilisés pour tester de nouvelles techniques de traitement ou détecteurs en développement avant essais cliniques.

Les fantômes constituent donc un outil essentiel en radiothérapie pour garantir la sécurité et la qualité des traitements prodigués aux patients le CQ patient en RCMI, un fantôme de géométrie simple et de densité homogène peut être utilisé, ils sont généralement construits en utilisant de l'eau (**Figure II.1**) ou d'une matière équivalente à l'eau (**Figure II.2**). [31]



Figure II.1: Fantôme d'eau de PTW [41] **Figure II.2** Fantôme équivalent patient en PMMA [41].

Placer un détecteur dans un modèle anthropomorphe (**Figure II.3**) est souvent plus difficile que de le placer dans un modèle en plaque. En revanche, compte tenu de la présence d'hétérogénéité tissulaire, les modèles anthropomorphes sont parfois privilégiés, notamment pour le CQ en IMRT des cancers du poumon et de la tête.



Figure II.3 Fantôme QA anthropomorphe pour la Radiochirurgie Stéréotaxique [42].

Pour la vérification de routine (la vérification régulière ou périodique) des traitements de radiothérapie à intensité modulée (IMRT), on utilise souvent une configuration simple composée:

1) D'un fantôme plat (un objet simulant le patient d'une forme plate ou planaire, généralement en plastique)

2) Associé à un détecteur 2D, c'est-à-dire un dispositif capable de mesurer la dose de rayonnement dans un plan en deux dimensions. Trois types de détecteurs 2D sont mentionnés:

- Film (radiographique ou radio chromiques)

- Matrice (une matrice plane de détecteurs, souvent des diodes ou des chambres d'ionisation)

- EPID (imageur portique électronique, une sorte de capteur plan intégré au bras de la machine de traitement)

Cette configuration simple fantôme plat + détecteur 2D est couramment utilisée pour les vérifications de routine car elle permet de mesurer et contrôler rapidement la distribution de dose dans un plan, suffisant pour un contrôle régulier de routine.

Cependant, pour des contrôles plus poussés lors de la mise en service initiale d'un système IMRT par exemple, des configurations plus complexes avec fantômes anthropomorphes et dosimétrie 3D peuvent être nécessaires.

II-4-2-Les détecteurs :

Les différents détecteurs mentionnés pour la dosimétrie 2D en RCMI :

-Détecteurs diamant : Ce sont de petits détecteurs solides à base de diamant synthétique qui permettent une mesure ponctuelle de dose précise grâce à leur petite taille et leur composition équivalente au tissu.

-Films radiographiques : Des films photographiques sensibles aux rayonnements qui noircissent proportionnellement à la dose reçue. Ils permettent une image 2D de la distribution de dose mais requièrent un développement chimique.

-Films radio chromiques : Des films plastiques qui changent de couleur selon la dose reçue. Ils donnent aussi une image 2D de la dose sans traitement chimique.

- Matrices de 2d : Un réseau 2D de multiples diodes semi-conductrices qui permettent une mesure complète de la distribution de dose dans un plan.

- Matrices de chambres d'ionisation : Semblables mais composées de multiples petites chambres d'ionisation à la place des diodes pour mesurer la dose dans un plan 2D. (Figure II.4)



Figure II.4: Les principaux détecteurs 2D [32].

-Les deux derniers types, matrices de diodes et d'ionisation, peuvent mesurer des distributions de dose 2D relatives ou absolues (en dose réelle), à condition d'avoir été préalablement étalonnées c'est-à-dire calibrées pour établir la correspondance entre leur réponse et la dose.

Tous ces détecteurs offrent donc différentes solutions commerciales pour caractériser les distributions de dose complexes en RCMi dans un plan 2D. [33]

On utilise différents types de détecteurs en radiothérapie principalement pour les raisons suivantes :

1. Mesurer et caractériser les faisceaux de rayonnement délivrés par les équipements de traitement (accélérateurs linéaires, sources de rayonnement, etc.). Cela permet d'assurer que les faisceaux ont bien les caractéristiques requises en termes de dose, de distribution spatiale, d'énergie, etc.
2. Réaliser la dosimétrie des traitements, c'est-à-dire mesurer la dose effectivement délivrée aux patients pendant les séances de radiothérapie afin de vérifier qu'elle correspond bien à la dose prescrite par les médecins.
3. Contrôler la distribution de dose dans un fantôme simulant le patient, que ce soit pour la mise en service initiale des techniques de traitement ou dans le cadre des contrôles qualité périodiques.
4. Vérifier que les calculs des systèmes de planification de traitement sont corrects en comparant les distributions de dose calculées aux mesures expérimentales dans des conditions proches du traitement.

Les différents types de détecteurs (chambres d'ionisation, diodes, films, matrices 2D/3D, etc.) sont utilisés en fonction des besoins de résolution spatiale, résolution temporelle, doses à mesurer et des configurations géométriques requises. (**Tableau I.2.4**)

les détecteurs jouent un rôle essentiel pour assurer la sécurité et la qualité des traitements en mesurant et contrôlant avec précision les faisceaux délivrés. [34]

Tableau I.2.4 : Caractéristiques des principaux détecteurs 2D [04].

	MatriXX (Wellhofer)	MapCHECK 2 (Sun Nuclear)	Seven29 (PTW)
Surface de mesures (cm²)	24.4x24.4	32x26	27x27
Type de détecteurs	chambres	diodes	chambres
Nombre de détecteurs	1020	1526	729
Volume du détecteur (cm³)	0.08	0.000019	0.125
Distance entre détecteurs (mm)	7.62	7	10

II-5-Le Delta4 :

Le Delta4 est un détecteur tridimensionnel mesurant la dose absolue. Le contrôle qualité en radiothérapie avec le système Delta4 est une étape cruciale pour assurer la précision et la sécurité des traitements de radiothérapie. Voici comment fonctionne ce processus avec l'appareil Delta4 :

Le Delta4 est un fantôme cylindrique rempli d'un matériau équivalent au tissu, contenant une grande matrice de détecteurs (environ 1000) répartis dans tout le volume.

Avant de délivrer le traitement au patient, le plan de traitement calculé par le système de planification est transféré au Delta4. Celui-ci reproduit alors exactement la distribution de dose prévue par le plan en délivrant des faisceaux de rayonnement sur le fantôme.

Les détecteurs à l'intérieur mesurent avec précision la dose reçue en de nombreux points du volume. Cela permet d'obtenir une cartographie 3D complète de la distribution de dose réellement délivrée.

Cette distribution de dose mesurée est ensuite comparée point par point à la distribution de dose calculée par le système de planification. Des outils d'analyse comme l'indice gamma permettent de quantifier les écarts en dose et distance.

Si les écarts restent dans les tolérances prédéfinies (typiquement 3% de dose et 3mm de distance), le plan de traitement est validé et peut être utilisé pour traiter le patient.

Dans le cas contraire, des investigations sont menées pour comprendre l'origine des écarts (paramètres de faisceau, modélisation, etc.) avant éventuellement de corriger le plan.

L'avantage du Delta4 est sa capacité à mesurer la dose dans tout le volume d'intérêt en une seule fois, permettant une vérification globale rapide et précise du plan de traitement complexe.

C'est un outil très apprécié pour le contrôle qualité en routine grâce à sa mise en œuvre simple et son analyse automatisée des résultats. [35]

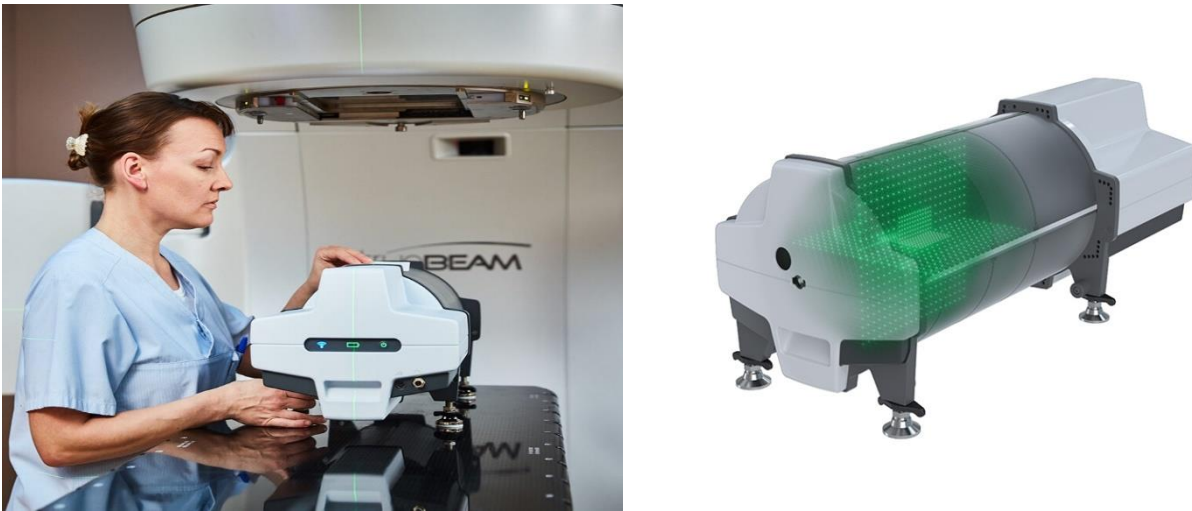


Figure II.5: fantôme Delta4[36].

II-6-Vérification dosimétrique du plan de traitement

Cette étape concerne la vérification de la précision des calculs de doses de rayonnement obtenus à partir du système de planification de traitement, en les comparant aux mesures réelles des doses. Consiste à vérifier d'une part la bonne correspondance entre les distributions de doses calculées et mesurées d'un plan de traitement, et d'autre part le bon accord entre le nombre d'UM calculé par le système de planification du traitement et la dose mesurée à l'isocentre ainsi qu'à différents points à l'intérieur du champ d'irradiation. [37]

II-6-1-Vérification de la dose absolue

Ici, on vérifie la concordance entre la dose totale calculée et les mesures réelles en différents points à l'intérieur du champ d'irradiation, ainsi que la cohérence entre le nombre d'UM utilisé pour générer cette dose et la dose prescrite au patient. Consiste à comparer le calcul de la dose avec les mesures en différents points dans le champ d'irradiation et à vérifier que le nombre d'UM calculé par le TPS est en accord avec la dose prescrite. [38]

II-6-1-Vérification de la dose relative

On vérifie la concordance entre la distribution de dose calculée et la distribution réellement mesurée, en comparant les courbes d'iso doses (lignes de même dose) calculées et mesurées. Leur degré de divergence en termes de dose et de distance est évalué pour

juger de la précision des calculs de distribution de dose. Le contrôle de la dose relative consiste à vérifier la correspondance entre les iso doses calculées à partir du plan de traitement du patient avec les iso doses mesurées de ce même plan. La superposition des iso doses mesurées et calculées et la quantification d'écarts en termes de dose et de distance nous permettent d'évaluer la précision du calcul dosimétrique du plan de traitement. [38]

- **Résumé :** Ces paragraphes décrivent les étapes de vérification de la précision des calculs de doses de rayonnement obtenus à partir du système de planification de traitement, en les comparant aux mesures réelles des doses en différents points à l'intérieur du champ d'irradiation, ainsi qu'en comparant la distribution de dose calculée à la distribution réellement mesurée.

II-7-Evaluation du plan de traitement et tolérances :

II-7-1-Les indices d'évaluation

Le contrôle qualité prétraitement (CQ prétraitement) fait référence au processus de vérification de la précision des calculs de distribution de dose de rayonnement obtenus à partir du système de planification de traitement, avant de commencer le traitement réel du patient. Le CQ prétraitement dépend souvent de la comparaison des distributions de dose calculées avec les distributions de doses mesurées. L'une des techniques les plus courantes pour comparer les distributions de doses est l'utilisation combinée de la Distance To Agreement (DTA) et de la différence de dose.

Ce processus repose largement sur la comparaison des distributions de dose calculées par le système de planification avec les distributions de dose réellement mesurées à l'aide d'appareils de mesure appropriés, tels que les fantômes.

L'une des techniques couramment utilisées pour comparer les distributions de dose est l'utilisation combinée de deux indicateurs principaux :

1-Distance To Agreement (DTA): C'est la distance spatiale entre un point sur la carte de distribution de dose calculée et le point le plus proche sur la carte de distribution de dose mesurée ayant la même valeur de dose.

2-Différence de dose: C'est la différence entre la valeur de dose calculée et la valeur de dose mesurée au même point dans l'espace.

Ces deux indicateurs sont utilisés conjointement pour évaluer le degré de concordance entre les distributions de dose calculées et mesurées. Les valeurs de DTA et de différence de dose doivent être dans certaines limites acceptables pour que la distribution calculée soit considérée comme précise. La différence de dose est une comparaison très simple de la dose aux points correspondants de deux distributions. Étant donné un point a_p dans la distribution planifiée et le point correspondant a_m dans la distribution mesurée, la différence de dose est simplement :

$$\Delta D = D(a_m) - D(a_p) \quad (II.1)$$

Son utilisation est adaptée dans les régions de faibles gradients de dose.

Distance To Agreement (DTA) est également très simple. Étant donné un point a_p dans la distribution planifiée et le point correspondant a_m dans la distribution mesurée, la DTA est le point le plus proche de a_m dans la distribution mesurée, tel que :

$$D(a_m + r) = D(a_p) \quad (II.2)$$

Il est plus adapté dans les régions de forts gradients de dose.

Une autre méthode largement utilisée pour comparer les distributions de dose est :

-L'indice Gamma : a été introduit par Low et al. En 1998. Il combine les deux indices précédents que sont la différence de dose et la Distance to Agreement (DTA). Il fournit une représentation visuelle des écarts physiques entre les distributions de dose calculées et mesurées.

L'idée principale derrière l'indice Gamma est de fusionner les informations de différence de dose et de DTA en un seul indice de qualité qui quantifie l'accord entre les distributions calculées et mesurées. Cela est réalisé en calculant une ellipse d'acceptance autour de chaque point de dose calculé, avec des demi-axes correspondant aux critères de tolérance choisis pour la différence de dose et la DTA.

Si un point de dose mesuré tombe à l'intérieur de cette ellipse, il est considéré comme passant le test Gamma pour ce point calculé, avec une valeur Gamma ≤ 1 . Dans le cas

contraire, où le point mesuré se trouve à l'extérieur de l'ellipsoïde, la valeur Gamma est > 1 , indiquant un désaccord.

L'avantage de l'indice Gamma est qu'il permet de visualiser simultanément les différences de dose et de distance en une seule quantité. Les distributions Gamma sont généralement affichées sous forme de cartes colorimétriques, où les zones passant le critère Gamma (≤ 1) sont en vert et les zones échouant (> 1) sont en d'autres couleurs.

Cela fournit un aperçu rapide et complet des régions problématiques nécessitant une investigation plus approfondie. L'indice Gamma est largement utilisé comme outil d'assurance qualité en radiothérapie pour évaluer l'accord entre les plans de traitement calculés et les mesures de distribution de dose. [39].

L'indice γ est défini par :

$$\gamma = \min \sqrt{\frac{\Delta D^2}{\Delta D_{\max}^2} + \frac{\Delta r^2}{DTA^2}} \quad (II.3)$$

$$\text{Avec } \begin{cases} \Delta r = |r_r - r_c| \\ \Delta D = D_c(r_c) - D_r(r_r) \end{cases} \quad (II.4)$$

Δr est la distance entre le point de référence r_r et le point à évaluer r_c

ΔD est la différence entre la dose au point r_r et celle au point r_c

ΔD_{\max} est le critère de tolérance pour la dose (%)

DTA est le critère de tolérance pour la distance (%)

Si $\gamma > 1$, la correspondance entre le point à évaluer et celui de référence est en dehors du critère de tolérance.

Si $\gamma < 1$, la correspondance entre le point à évaluer et celui de référence est dans le critère de tolérance.

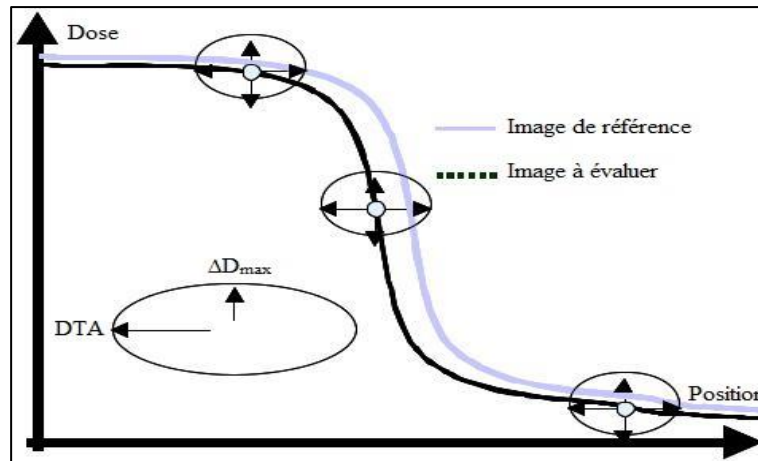


Figure II.6: Principe de la fonction γ [39].

La surface qui représente le critère de tolérance est une ellipsoïde définie par :

$$1 = \sqrt{\frac{\Delta D^2}{\Delta D_{\max}^2} + \frac{\Delta r^2}{DTA^2}} \quad (II.5)$$

Pour que la distribution de dose à évaluer puisse être comparée à la distribution de dose de référence, il faut que celle-ci contienne au moins un point à l'intérieur de l'ellipse de tolérance.

II-7-2-L'erreur relative :

L'écart entre la dose absolue calculée par le TPS et celle mesurée par la matrice de évitons en un point, est quantifié par la différence relative suivante Err(%) [04] :

L'erreur relative est liée à la dose mesurée au même point :

$$Err \% = \left(\frac{D_{mes} - D_{cal}}{D_{mes}} \right) \times 100\% \quad (II.6)$$

Avec :

D_{cal} : La dose calculée par le TPS

D_{mes} : La dose mesurée

II-7-3-Les tolérances :

La distribution de dose issue de la planification inverse comporte pour chacun des faisceaux des zones de gradient plus ou moins élevé. Les tolérances sont adaptées à la

topologie de cette distribution et basées sur l'analyse statistique. Il y a lieu d'apprécier localement ses propres résultats et de vérifier que la résolution du détecteur utilisé est compatible avec les critères d'acceptabilité. Le (Tableau II.2 et Tableau II.3): ci-dessous recense les tolérances généralement admises

Tableau II.2: Récapitulatif des tolérances des contrôles des plans de traitement [04].

Contrôles	Tolérances
Dose absolue en un point (par faisceau)	$\pm 5\%$
Dose absolue en un point (global)	$\pm 3\%$
Distribution de dose 2D (par faisceau)	$\Delta D = \pm 3\%$ DTA = 3mm
Distribution de dose 2D (globale)	$\Delta D = \pm 3\%$ DTA = 3mm

Tableau II.3: Récapitulatif des recommandations avec l'indice gamma [40].

Pourcentage de pixels qui ne respecte pas les tolérances (3%,3mm)	Validation
0 à 5%	Plan valide
5 à 10%	Compléter l'indice gamma avec les isodoses et les profils de dose
10 à 20%	Vérifier si une des matrices n'est pas affectée par des zones à ne pas prendre en compte
Supérieur à 20%	Non valide

II-8-Conclusion :

Le contrôle qualité (CQ) est un aspect fondamental de la radiothérapie pour assurer la sécurité des patients et la précision du traitement. Il comprend deux volets importants : le prétraitement et la partie mécanique.

Le prétraitement fait référence à toutes les étapes précédant l'administration du traitement, notamment l'acquisition des images, la segmentation des structures anatomiques, le calcul de la dose et la planification du traitement. Un CQ rigoureux à cette étape est essentiel pour détecter et corriger les éventuelles erreurs avant le début du traitement.

Cela implique la vérification de l'exactitude, des paramètres de calcul de dose, de la couverture de la cible et de l'épargne des organes à risque. Des contrôles indépendants par des physiciens qualifiés garantissent que le plan de traitement est sûr et optimisé pour chaque patient.

D'autre part, le CQ mécanique concerne les systèmes de délivrance de la dose, comme les accélérateurs linéaires et les systèmes de positionnement du patient. Des tests réguliers vérifient le bon fonctionnement des faisceaux de rayonnement, de la géométrie du bras, des mâchoires, des systèmes d'imagerie embarqués et des accessoires utilisés.

La précision mécanique est cruciale pour assurer que la dose calculée est effectivement délivrée au volume cible prévu, tout en épargnant au maximum les tissus sains environnants. Des tolérances strictes sont appliquées selon des protocoles nationaux et internationaux.

En somme, un programme CQ complet et robuste est la pierre angulaire de la sécurité et de la qualité en radiothérapie, de la planification jusqu'à la délivrance du traitement.



Chapitre III :

Matériels et Méthodes

III-1-Introduction :

Dans les chapitres précédents, nous avons présenté le principe de réalisation des traitements en RCMI et les principaux outils nécessaires pour réaliser le CQ prétraitement pour cette technique. Le présent chapitre a été consacré à la présentation de tous les outils et la description des méthodes utilisées au cours de la réalisation du présent travail.

Ce travail a été réalisé dans le Service de Radiothérapie « **Le centre anti cancer El Oued** », Il dispose pour cela d'un service de radiothérapie doté d'équipements performants de dernière génération tels que :

- Trois (03) accélérateurs linéaires de type ELEKTA, pourvus (d'un collimateur) de 160 lames, permettant ainsi les techniques les plus innovantes telles que la radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité (RCMI ou IMRT). L'irradiation en VMAT (irradiation volumétrique en modulation d'intensité), développée par la firme ELEKTA, permet d'optimiser davantage la radiothérapie dont le premier objectif est la destruction de la tumeur en épargnant au maximum les tissus sains avoisinants.
- Un scanner de simulation dédié à la radiothérapie, de type General Electric

(GE CT580 RT). Cet appareil très performant permet l'imagerie en 4D, favorisant ainsi l'accès à la technique de radiothérapie asservie à la respiration (gating), toujours dans le but d'optimiser la préservation des tissus sains, en particulier les organes vitaux non touchées par le processus tumoral.

- Un système de gestion technique et administratif du parcours thérapeutique de chaque patient, du début à la fin du traitement. Ce system Record and Verif (R&V), de type MOSAIC, est parmi ce qui se fait de mieux dans le domaine.

III-2-Materials utilises :

III-2-1- L'accélérateur linéaire Elekta Infinity

L'accélérateur Infinity permet au client utilisateur une radiothérapie accompagnée des nouvelles avancées cliniques et technologiques.

La radiothérapie conformationnelle RC, conventionnelle, modulée en intensité (IMRT, RCMI, VMAT, RC3D) offre un traitement de meilleure précision grâce au collimateur 160 lames Agility et aux outils de contrôle tels que l'imagerie embarquée 2D, 3D et 4D (XVI et Symmetry). [25,43]

Les mesures que nous avons réalisées sont faites sur un Linac Elekta Infinity (Figure III.1) avec 3 énergies de photons 6MV et 10MV et 18MV et 5 énergies électron allant de 6 MV et 10MV et 12MV et 15MV et 20MV. Les RX produits de 6 MV ont une énergie moyenne d'environ 1,5 MeV et les RX de 18 MV a une énergie moyenne d'environ 3,5 MeV.

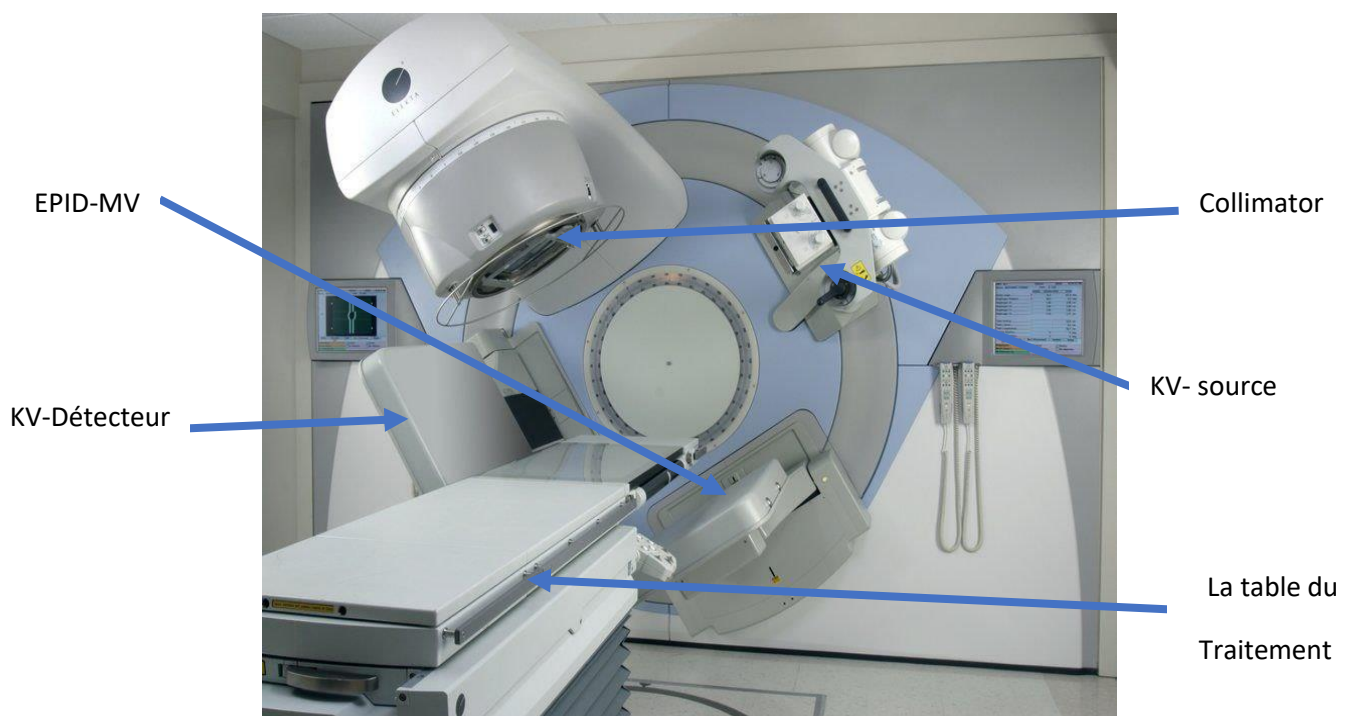


Figure III.1: Linac Elekta Infinity de CAC EL-oued

III-2-2- Description du système iViewGT™

iViewGT™ Est une description du système d'imagerie et de l'équipement associé iViewGT™ installés dans les salles de traitement et les salles de contrôle.

Nous pouvons utiliser le logiciel iViewGT™ et le panneau de détection MV pour acquérir des images de terrain. Nous pouvons ensuite utiliser ces images pour vous assurer que le champ de rayonnement est dans la bonne position par rapport à la zone cible.

La salle de traitement comprend le panneau détecteur MV et la télécommande iViewGT™, qui font partie intégrante de l'appareil iViewGT™. Le panneau de détection MV est situé en face du portique accélérateur numérique sur le tambour du portique (voir **Figure III.2**). Nous devons déployer le panneau de détection MV à l'aide de la télécommande iViewGT™ pour acquérir des images MV. Ouvrons et ajustons la position du panneau de détection MV à l'aide de la télécommande iViewGT™. [25]

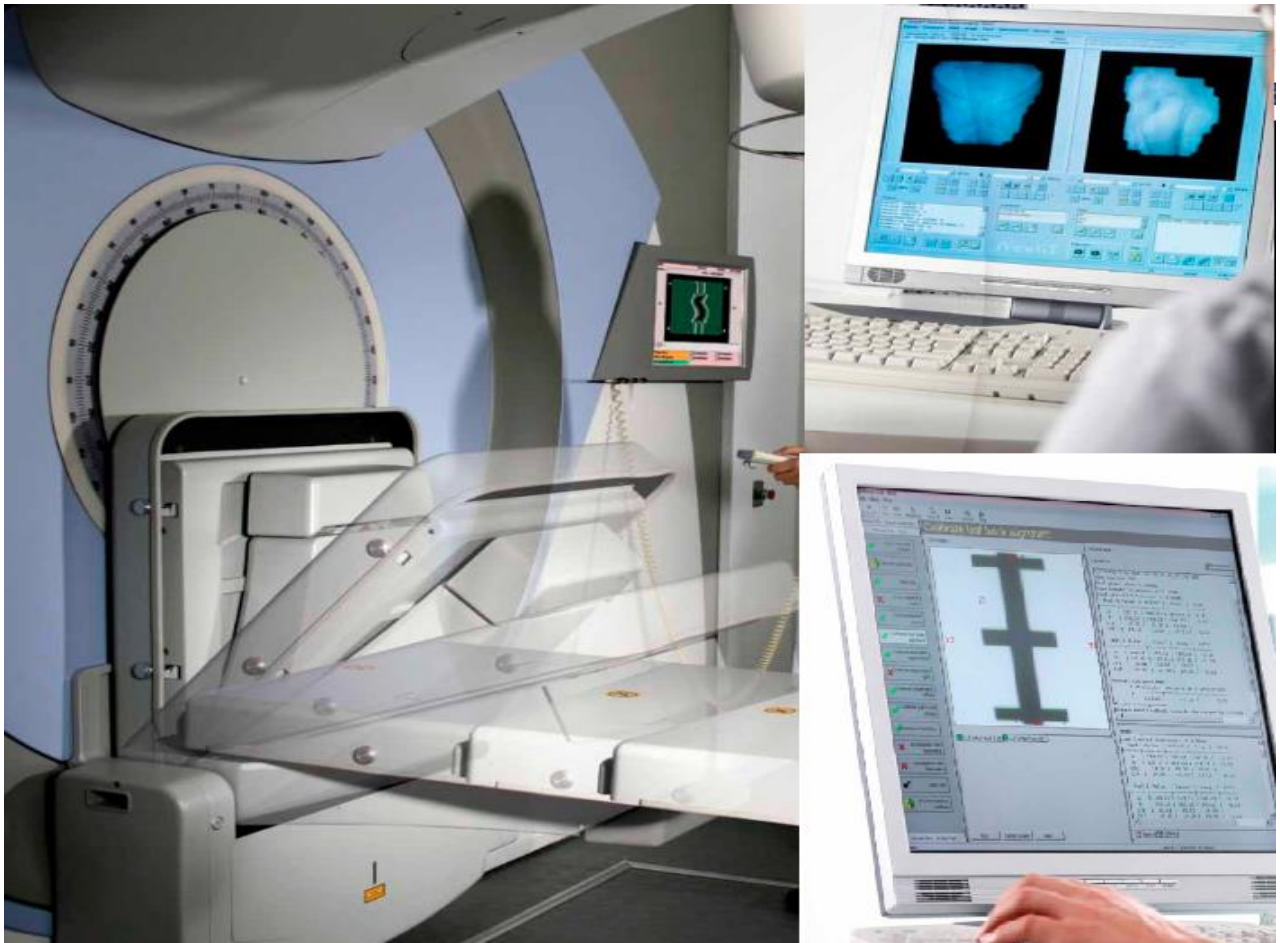


Figure III.2 : Accélérateur numérique équipé d'un iViewGT.

III-2-3- Le système de planification de traitement (TPS Monaco)

CAC El Oued dispose du système de planification de traitement (TPS) Monaco® version 5.51.10 il est utilisé pour élaborer des plans de traitement pour les patients cancéreux traités par la radiothérapie . Ce système est sur tout dédié pour les traitements avec la VMAT. [25]



Figure III.3: L'interface de TPS Monaco

Les activités principales de Monaco comprennent :

- CT Simulation - Contournage, Création de Plan, Manipulation de Faisceau.
- Fusion - Enregistrement manuel et automatique d'images CT, IRM, PET.
- Planification en VMAT.
- Évaluation du plan et comparaison.
- Création, calcul et exportation du plan d'assurance qualité en VMAT.

On a utilisé ce système pour la Planification de plans de traitement et la création, le calcul et l'exportation du plan d'assurance qualité en VMAT.

III-2-4- MOSAIQ – ELEKTA

Le système MOSAIQ® Desktop est un système d'enregistrement et de vérification en radiothérapie qui inclut toutes les données démographiques et cliniques du patient. Cette plateforme assure au département que le traitement est administré au patient conformément au protocole de traitement établi par les cliniciens. **(Figure III-4)**

Sa version complète, MOSAIQ®, permet au département de radiothérapie d'inclure plus d'informations (images, documents, listes de vérification) relatives à la radiothérapie du patient et de mieux gérer le département en coordination avec les autres départements de l'hôpital. L'interfaçage de MOSAIQ® avec d'autres logiciels du département ou de l'hôpital est possible.

MOSAIQ® peut également connecter plusieurs départements à différents emplacements géographiques, offrant un meilleur partage de la base de données. [44]



Figure III-4 : MOSAIQ® Desktop est un système d'enregistrement et de vérification en radiothérapie.

III-2-5- L'EPID:

EPID est l'acronyme de "Electronic Portal Imaging Device", ce qui signifie "Dispositif d'imagerie portale électronique". (**Figure III-5**)

Il s'agit d'un détecteur d'imagerie numérique utilisé en radiothérapie anticancéreuse. L'EPID est fixé du côté opposé à la source de rayonnement dans l'accélérateur linéaire de traitement.

L'EPID est utilisé pour plusieurs objectifs :

1. Vérifier le positionnement du patient et du faisceau avant le traitement pour s'assurer de la conformité avec le plan de traitement. [45]
2. Suivre les mouvements du patient pendant les séances de traitement en utilisant une imagerie portale en temps réel.
3. Vérifier la distribution de la dose délivrée au patient en mesurant l'intensité du rayonnement transmis à travers le patient.

4. Contrôler les plans de traitement complexes comme la radiothérapie avec modulation d'intensité (RCMI ou IMRT en anglais).

L'EPID est donc un outil essentiel pour assurer la qualité et la sécurité des traitements de radiothérapie des patients.

En résumé, l'EPID est un détecteur d'imagerie qui permet de contrôler avec précision le positionnement, les mouvements du patient et la dose délivrée pendant les séances de radiothérapie. [46]



Figure III. 5 : Cette image représente l'EPID de l'accélérateur linéaire Elekta Infinity de CAC

III-2-6- Dosisoft :

Est un programme spécialisé dans le domaine du traitement des tumeurs par rayonnement. Il fournit une gamme de solutions logicielles pour la planification de la radiothérapie, la gestion des doses et l'assurance qualité. Les programmes Dosisoft sont principalement utilisés dans les services de radiothérapie des hôpitaux et des centres médicaux spécialisés dans le traitement du cancer, ce sont quelque utilisations des produits et services proposés par Dosisoft :

1. Gestion des doses : Des logiciels qui aident à planifier et à distribuer avec précision les doses de rayonnement afin de s'assurer que la dose atteint la zone cible dans le corps du patient tout en minimisant les effets secondaires sur les tissus sains.
2. Assurance qualité : Des solutions permettant de vérifier la précision et la sécurité des traitements de radiothérapie fournis, et de s'assurer de leur conformité avec les normes et les protocoles médicaux.
3. Intégration des appareils : Des logiciels prenant en charge l'intégration avec une variété d'appareils médicaux utilisés en radiothérapie, tels que les accélérateurs de particules et les appareils d'imagerie par rayonnement.
4. Analyse de données : Des outils pour analyser les données et fournir des rapports détaillés sur les traitements et leurs résultats, aidant ainsi les médecins à prendre des décisions éclairées basées sur des données précises.

-L'objectif de Dosisoft est d'améliorer les résultats de la radiothérapie et de fournir des outils permettant aux médecins et aux techniciens de délivrer des traitements plus précis et efficaces aux patients atteints de cancer.

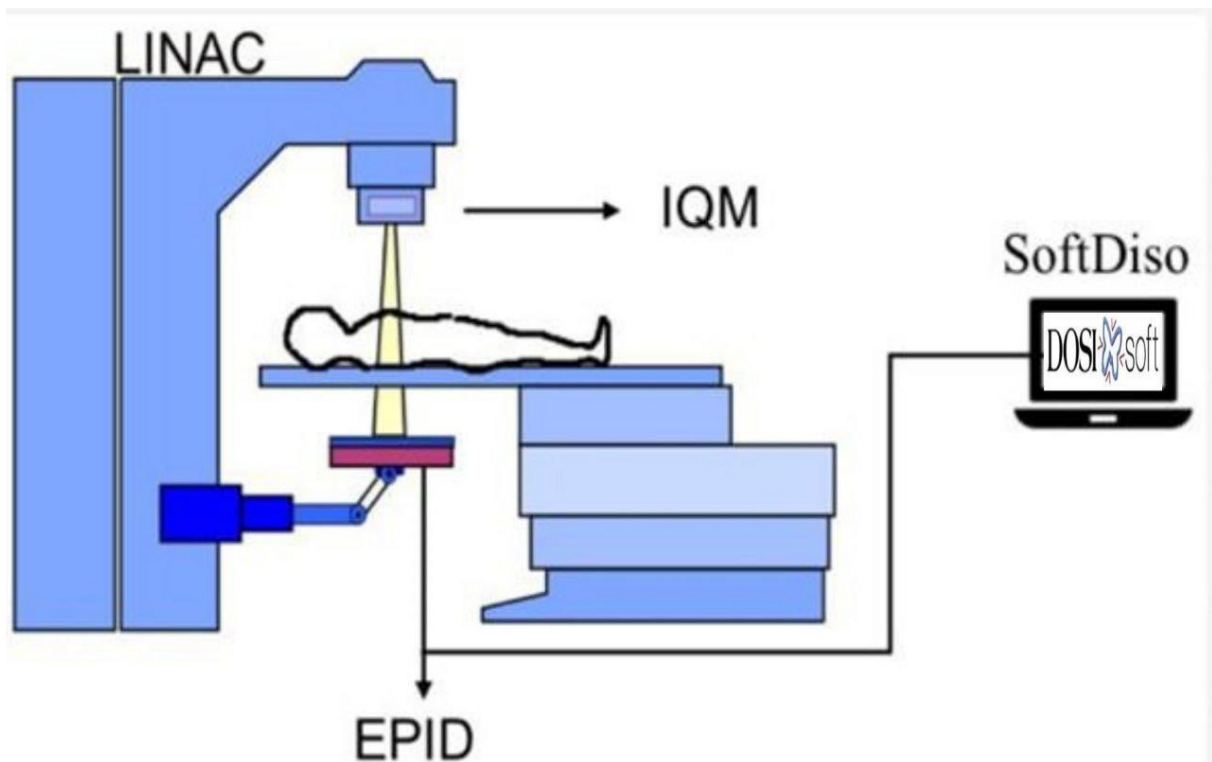


Figure III.6 : Cette image représente comment cela fonctionne dosisoft

III-2-7- EPIbeam par Dosisoft :

Avant d'administrer le traitement au patient, EPIbeam, développé par Dosisoft et couplé à l'EPID (appareil électronique d'imagerie à portail), a pour objectif de confirmer la délivrance réelle de la dose prévue par l'équipement de traitement. Ce logiciel viendra compléter les contrôles réglementaires qualité-sécurité déjà effectués sur les accélérateurs d'électrons, permettant ainsi aux patients de recevoir des traitements de haute précision grâce à une technologie de pointe.

"En plus d'autres technologies de contrôle qualité (fantômes, détecteurs, etc.), EPIbeam est une solution de vérification automatique et indépendante du prétraitement compatible avec tous les accélérateurs médicaux linéaires et prenant en charge toutes les modalités de traitement actuelles, notamment les faisceaux IMRT, VMAT, SBRT et FFF, " déclare Marc Uszynski, directeur général de Dosisoft.

Il compare automatiquement la dose délivrée à la dose planifiée calculée par le TPS. Il garantit une administration correcte de la dose, le bon fonctionnement du MLC et de la

machine, ainsi que l'intégrité de la transmission des données avant que la première fraction du traitement ne soit administrée au patient.

Cela réduit considérablement le temps consacré à l'inspection des faisceaux par rapport aux méthodes basées sur des modèles, rendant désormais possibles des inspections systématiques de prétraitement. L'image est présentée dans la (Figure III.7). [47]

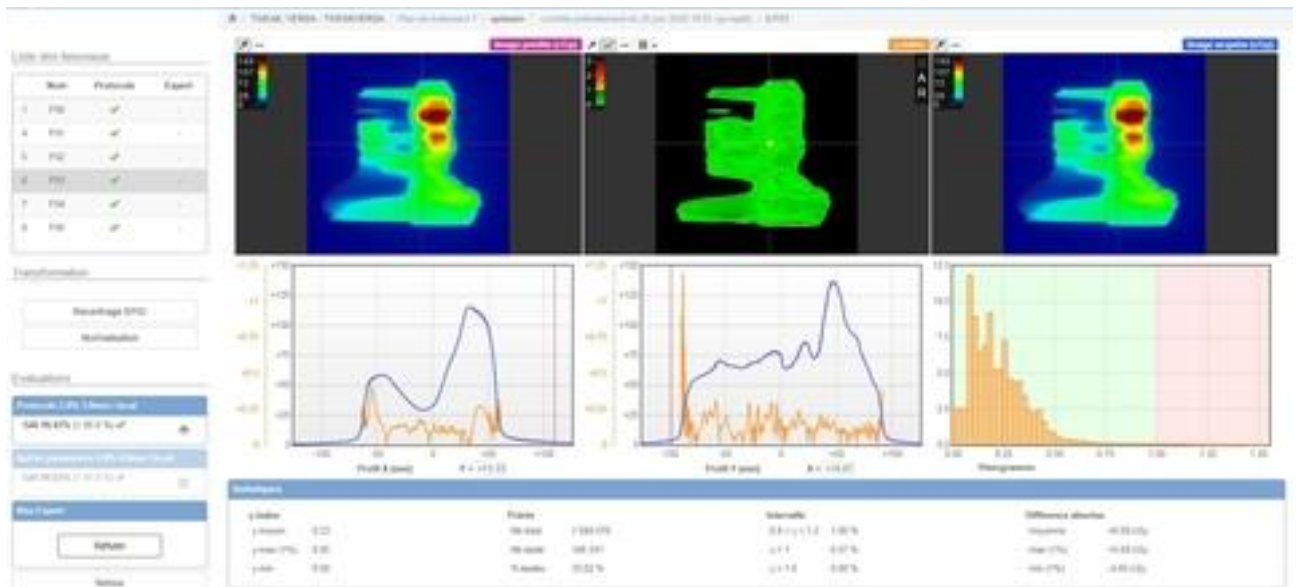


Figure III.7: L'interface de EPIbeam (Dosisoft)

III-2-8- MYAQ PATIENTS :

MyQA Patients : est conçu pour la vérification prétraitement des patients. Le système myQA Patients se compose du logiciel et des dispositifs de mesure de dose pris en charge, Matrix Evolution, (MatriXX) et ses accessoires. Avec le système myQA Patients, la distribution de dose d'un plan de traitement peut être mesurée, puis comparée aux données calculées par un système de planification de traitement (TPS). (Figure III.8)

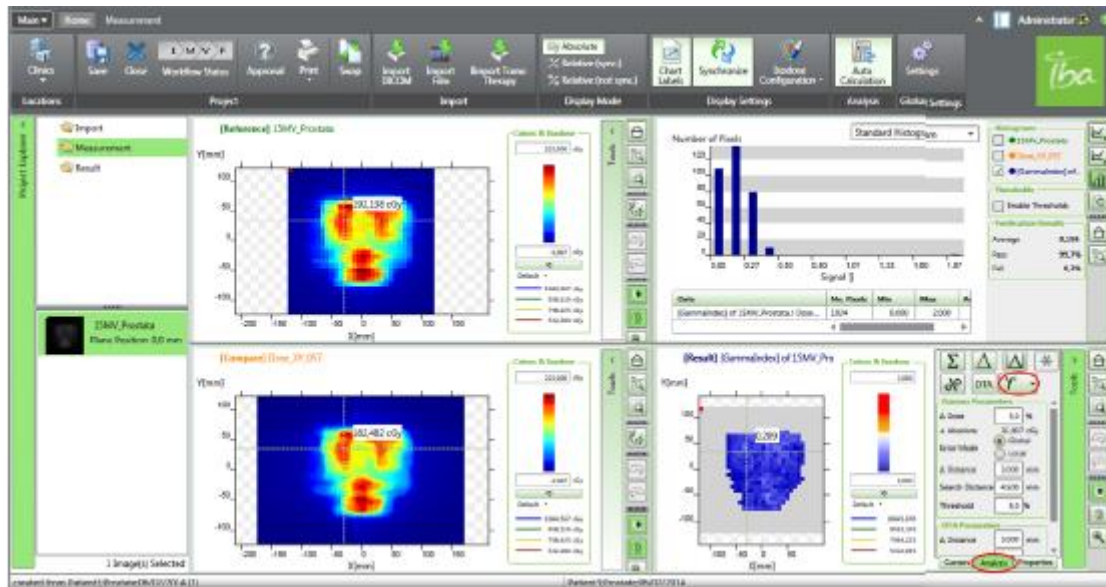


Figure III.8: MyQA^{Patients} est la solution de contrôle qualité pour vérifier de manière simple le plan de traitement. La solution offre une vérification des gammas index et de la distribution de dose. Cette solution est intégrée à MyQA Platform.

III-2-9- MatriXX^{Evolution} :

REF : Art.-Nr. BS60-500- MatriXX^{Evolution}- 2D detector

Est une matrice 2D composée de détecteurs de rayons X utilisés en radiothérapie. Cette matrice est utilisée pour plusieurs objectifs dans le traitement par rayonnement. Le détecteur Matrix Évolution offre la possibilité d'effectuer autant les vérifications de distribution de dose d'un plan de traitement patient que les contrôles qualité accélérateur. MatriXX^{Evolution} est de dernière génération est intégré à myQA^{Machines} et MyQA^{Patients}. (FigureIII-9)



FigureIII-9 : MatriXX^{Evolution}

Grâce à ces 1020 chambres d'ionisation de haute résolution, MatriXX^{Evolution} permet d'effectuer des contrôles de traitements 3D, IMRT, VMAT ainsi que les contrôles accélérateurs selon le TG142, ou d'être intégré à la solution COMPASS*. [48]

-Le rôle de cette matrice est :

1. Vérification prétraitement (Prétraitement Vérification): Elle est utilisée pour mesurer et vérifier la distribution des doses de rayonnement avant le début du traitement afin de s'assurer de la précision du plan de traitement et de sa conformité aux normes requises.
2. Assurance qualité (Qualité Assurance): Elle est utilisée pour effectuer régulièrement des tests d'assurance qualité afin de vérifier les performances de l'appareil et la précision de la distribution des doses de rayonnement.
3. Mesures de l'angle du bras (Gantry Angle Measurements): Grâce au capteur d'angle du bras, elle peut mesurer les angles du bras de traitement pendant les mesures pour assurer la précision de la position du bras.
4. Simulation de l'environnement du patient (Patient Body Simulation) : Elle peut être placée dans un fantôme d'eau en plastique pour obtenir des mesures représentant mieux l'environnement du corps du patient.

L'avantage principal est d'assurer la précision et la qualité de la distribution des doses de rayonnement sur le patient, et de vérifier l'exactitude des plans de traitement avant leur application, contribuant ainsi à réduire les effets secondaires et à améliorer l'efficacité de la radiothérapie. **(Figure III-10)**



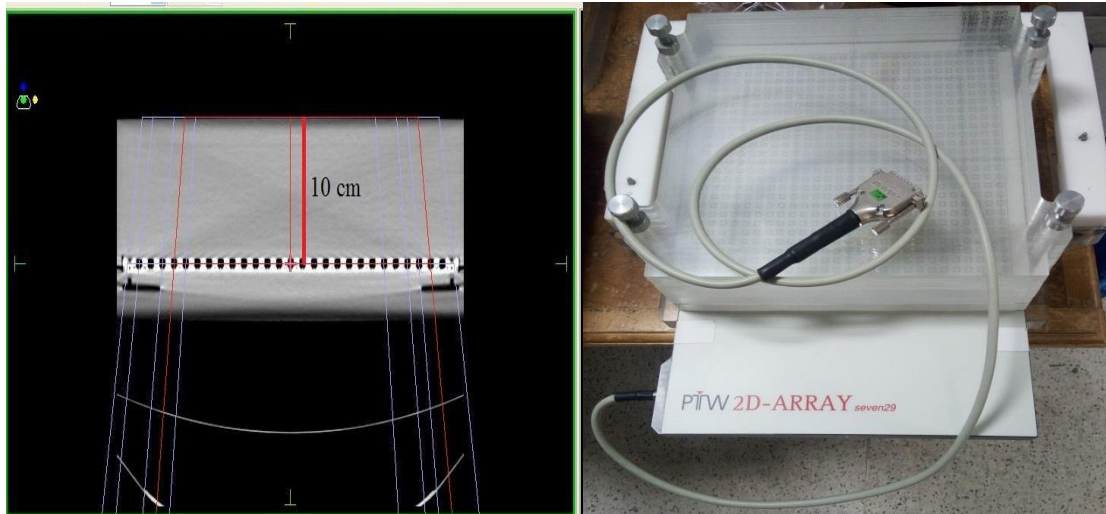
Figure III-10 : MatriXX Evolution – IBA

Dans MyQA Patients, une approche différente a été adoptée. Au lieu de chercher les pixels les plus proches, elle considère que les pixels forment une fonction continue de la dimension spatiale. Pour les distributions 2D, c'est un maillage triangulaire, pour une distribution 1D, c'est un polygone. L'indice gamma est défini comme la longueur de la ligne la plus courte partant du point de référence et intersectant le maillage/polygone.

III-2-10- fantôme et Support :

Le fantôme utilisé est un fantôme solide de polyméthacrylate (PMMA) utilisé en radiothérapie, dans de nombreuses applications de routine telle que les contrôles de qualité. Le PMMA est un polymère thermoplastique transparent, il est plus connu sous son premier nom commercial de Plexiglas. La densité de PMMA est de $1,19 \text{ g}\cdot\text{cm}^{-3}$. La taille complète de ce fantôme est de **(30 × 30 × 3) cm³**, il est constitué de **3** plaques qui permettent avec la matrice de simuler une profondeur de 10 cm (Figure III.2.a). La configuration (Fantôme + matrice) **(Figure III.11)** a été scannée une fois, le patient 3D-

fantôme résultant est utilisé dans le TPS (Monaco) comme fantôme de vérification pour les champs VMAT.



(a)

(b)

Figure III.11: Fantôme de PMMA + Matrice

La méthode globale du CQ patient conserve les conditions de traitement (l'angle réel du bras de l'accélérateur utilisé pour le traitement du patient), d'où la nécessité d'utiliser Les supports SC pour bras (**Figure III.12**) pour placer sur l'iso centre La matrice de détection et le fantôme PMMA (Figure III.4) sur la tête de Linac, ces supports sont utilisés pour mesurer des champs de rayonnement.

- 1 Cadre spécifique à l'accélérateur
- 2 Vis, 4x (M6x20)
- 3 Disque excentrique, 5x
- 4 Bague conique, 4x a Bague conique
- 5 Pied d'appui réglable, 4x
- 6 Dispositif de serrage
- 7 Support de base
- 8 Vis de blocage, 4x (M6x50)

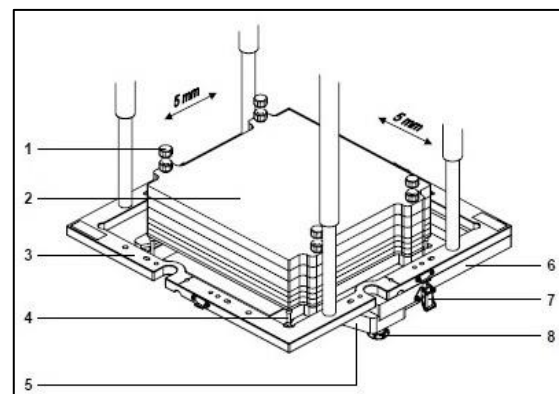


Figure III.12: Support T41021.1.020 pour accélérateurs Elekta

- 1 Vis de fixation du fantome
- 2 Matériel d'accumulation
- 3 Support de base
- 4 Vis de fixation pour 2D-ARRAY 729
- 5 Plaque d'appui SC
- 6 Pièce d'écartement
- 7 Fermeture à genouillère
- 8 Vis à poignée-étoile pour déplacer le support dans le sens X et Y de 5 mm [49]

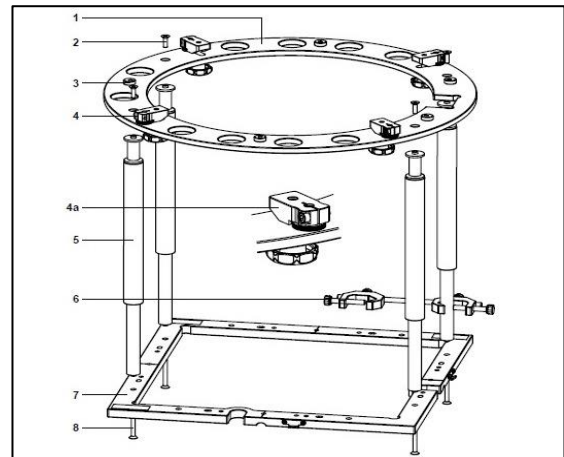


Figure III.13: Plaque d'appui SC pour 2D-ARRAY seven29 et une profondeur de mesure de 10 cm

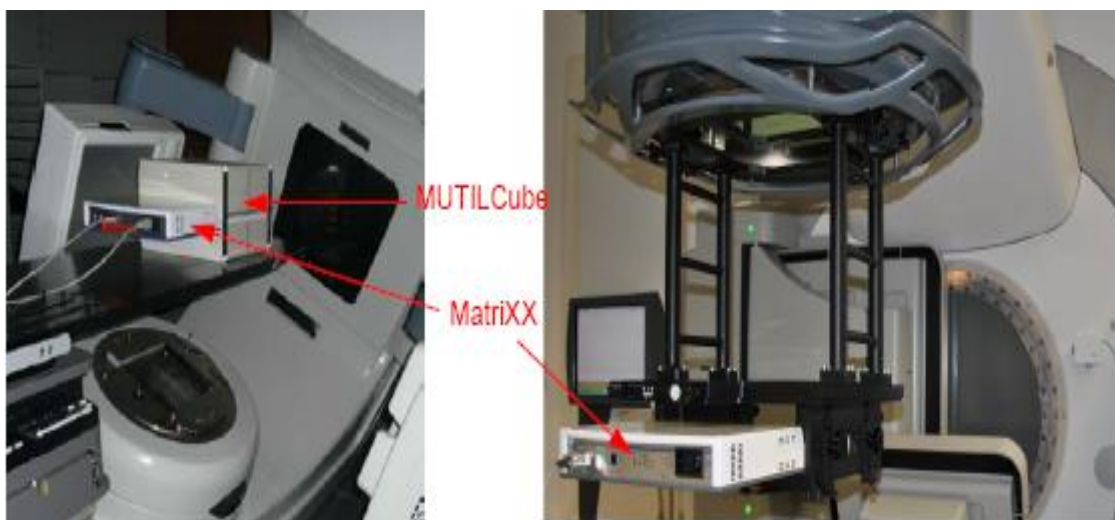


Figure III.14: Une image montrant la position de la **matrice XX évolution** et des **plaques PMMA** et comment le collimateur tourne dessus

III-3-Schéma du mécanisme de travail :

Une étude a été menée pour le contrôle de la qualité avec EPID et MY QA Patients avec la technologie Vmat, une image illustrant cela (**Figure. III.15**) selon les étapes suivantes :

- 1) Le schéma de traitement a été retiré du TPS et envoyé à MOSAIQ, MY QA Patients et Dosi soft.
- 2) Cartes appliquées à MOSAIQ envoyées à EPID et MatriXX *Evolution*.

- 3) À partir de l'EPID, nous appliquons l'analyse Dosi soft donne gamma au patient 1.
- 4) À partir de MatriXX^{Evolution}, nous appliquons à MY QA Patients donne une analyse gamma du même patient 1'.
- 5) Comparez entre le patient 1 et le patient 1' par analyse gamma et donnez un résultat.

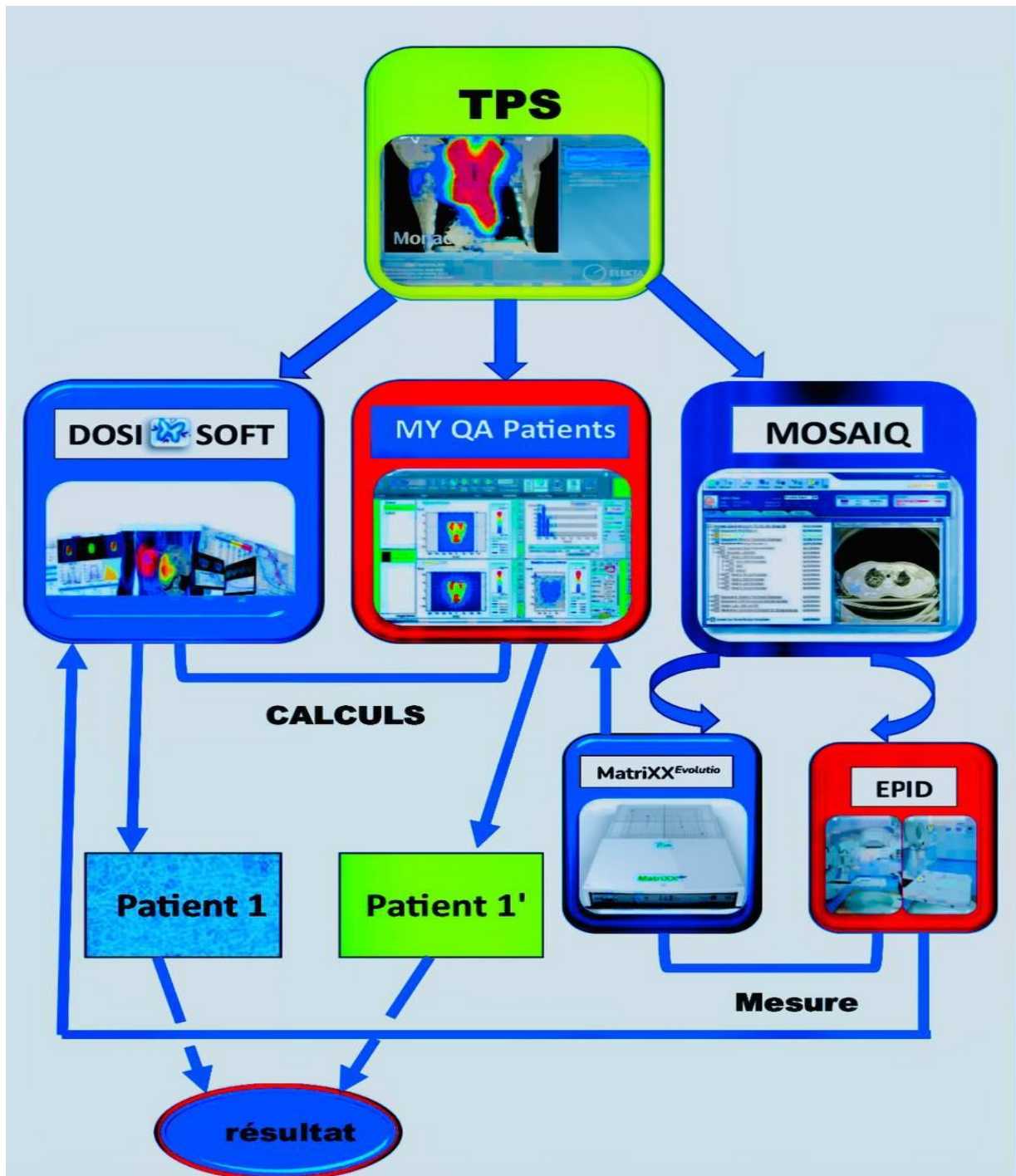
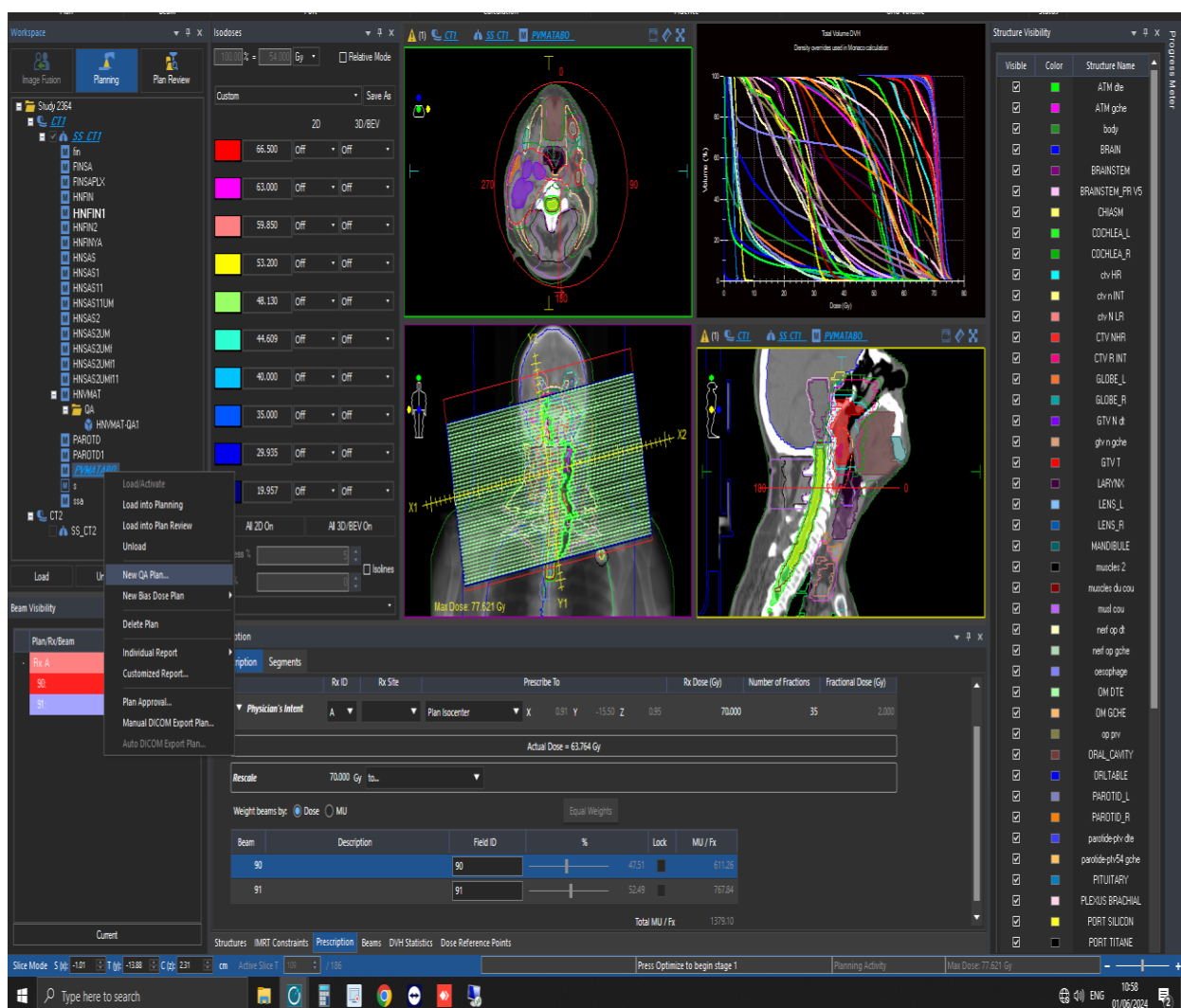


Figure III.15: Matériels utilisés dans les travaux appliqués

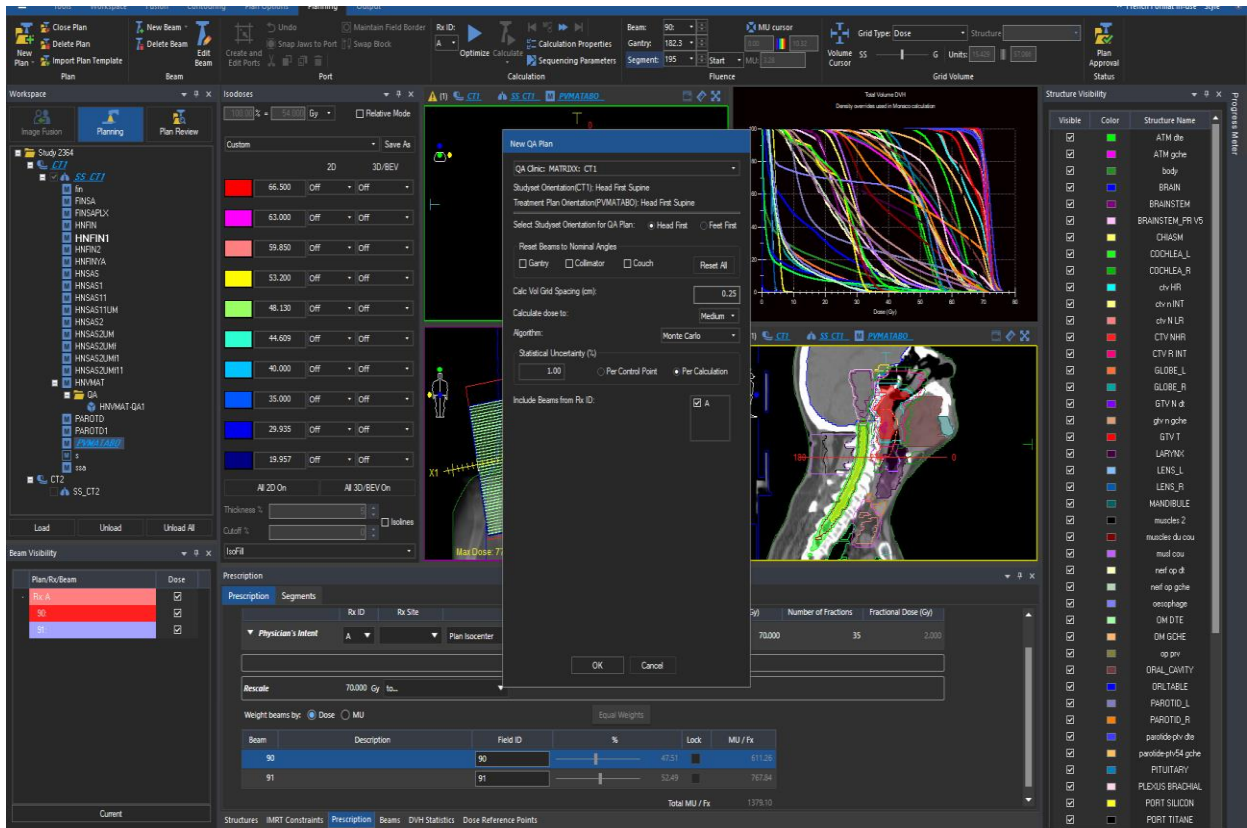
III -4-Méthode de travail :

Avant d'utiliser VMAT pour un traitement, il est nécessaire d'établir un protocole comprenant les différentes phases du processus du traitement, c'est-à-dire l'acquisition de données anatomiques, le choix de technique de traitement, la définition des faisceaux, le calcul et l'optimisation de la distribution de dose, l'exécution et le contrôle du traitement. Schématiquement, à chaque phase du processus du traitement les étapes indispensables à suivre sont :

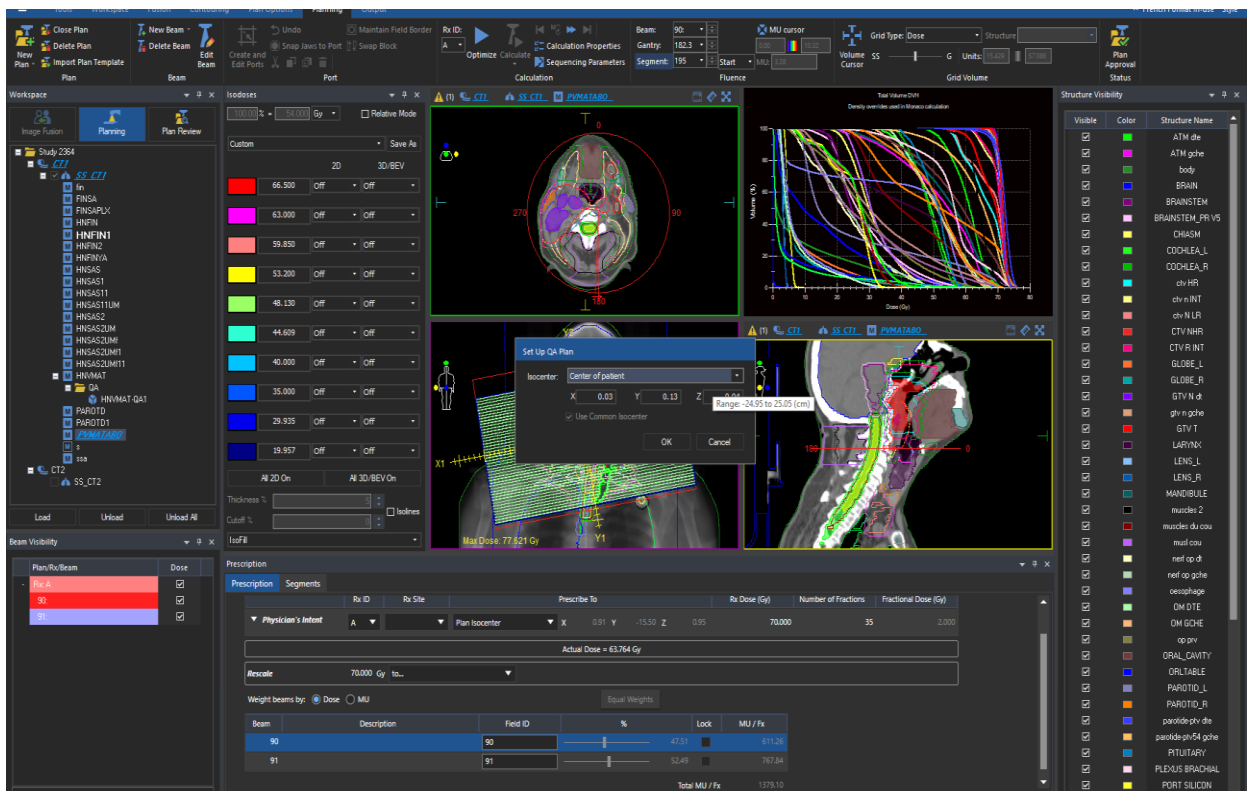
1- Cliquez sur (new Q A Plants)

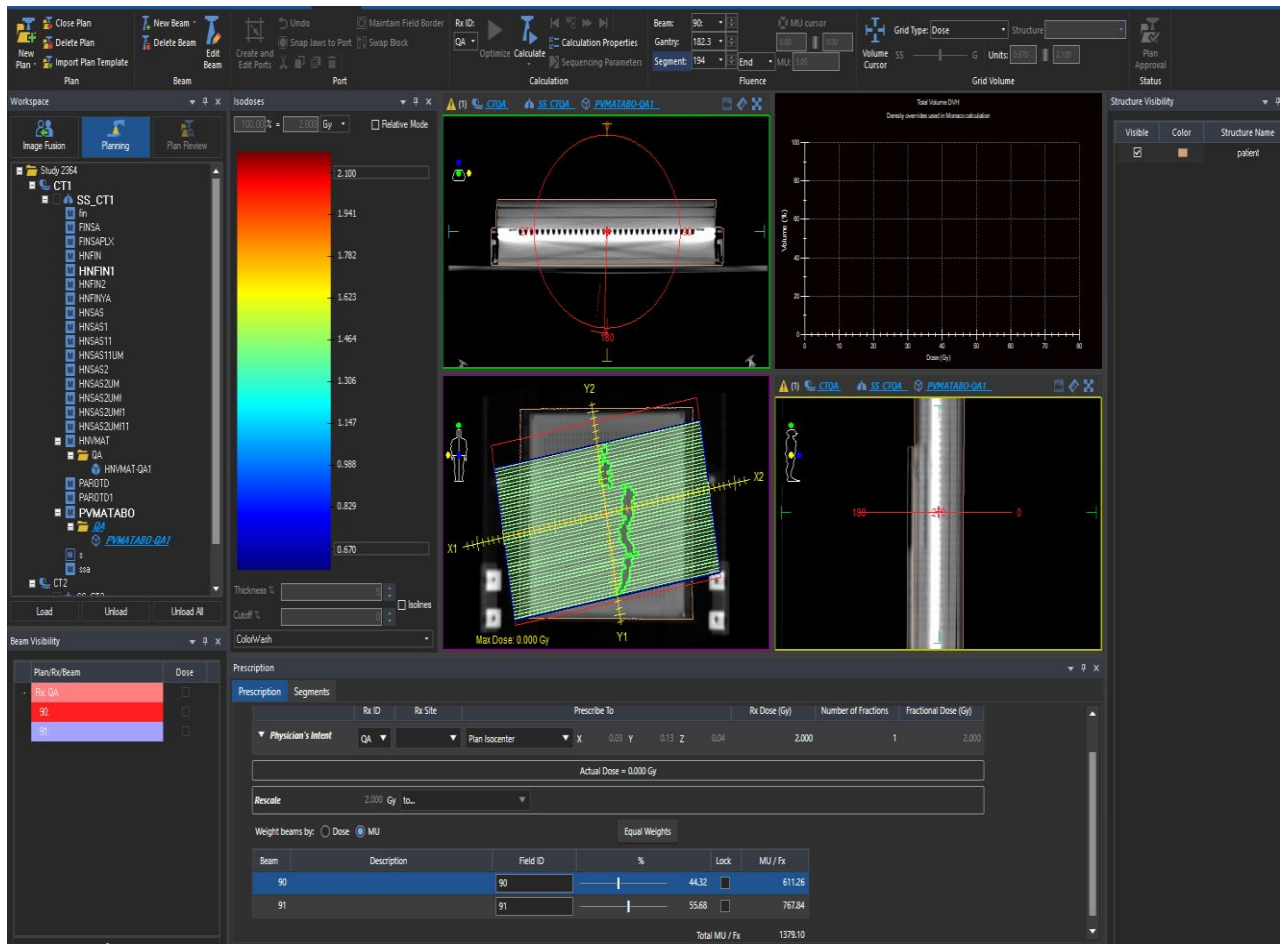


- Appliquer les plans VMAT (Arc, et tous les paramètres de ces plans) sur un fantôme (matrice XX (iba) +les plaque de PMMA).

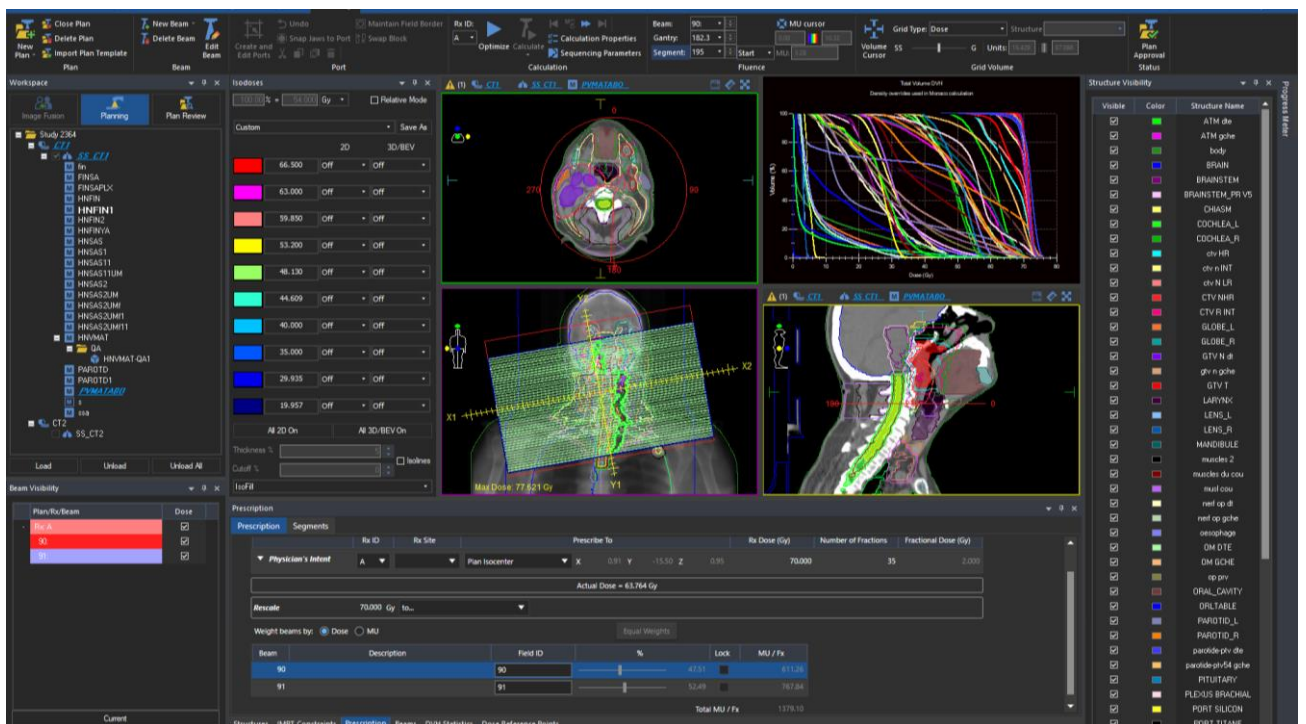


- On sélectionne fantôme ce qui déjà scanner avant (matrice xx CT1).

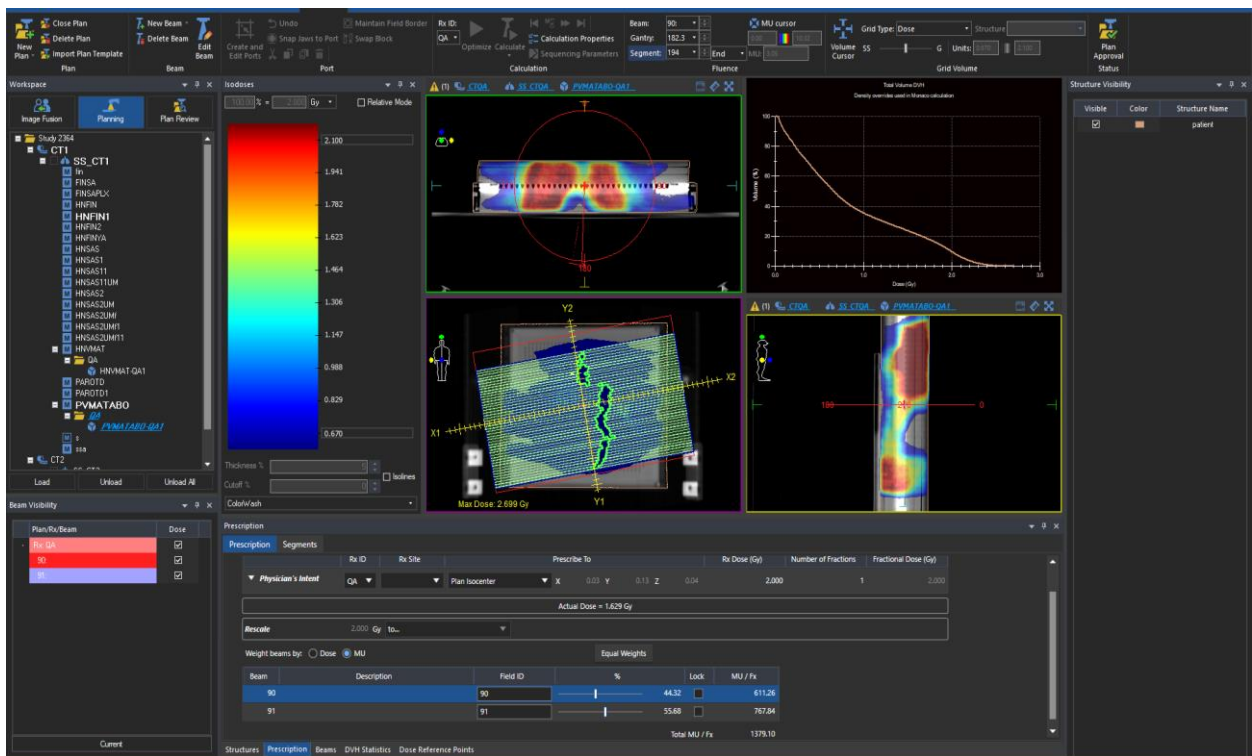




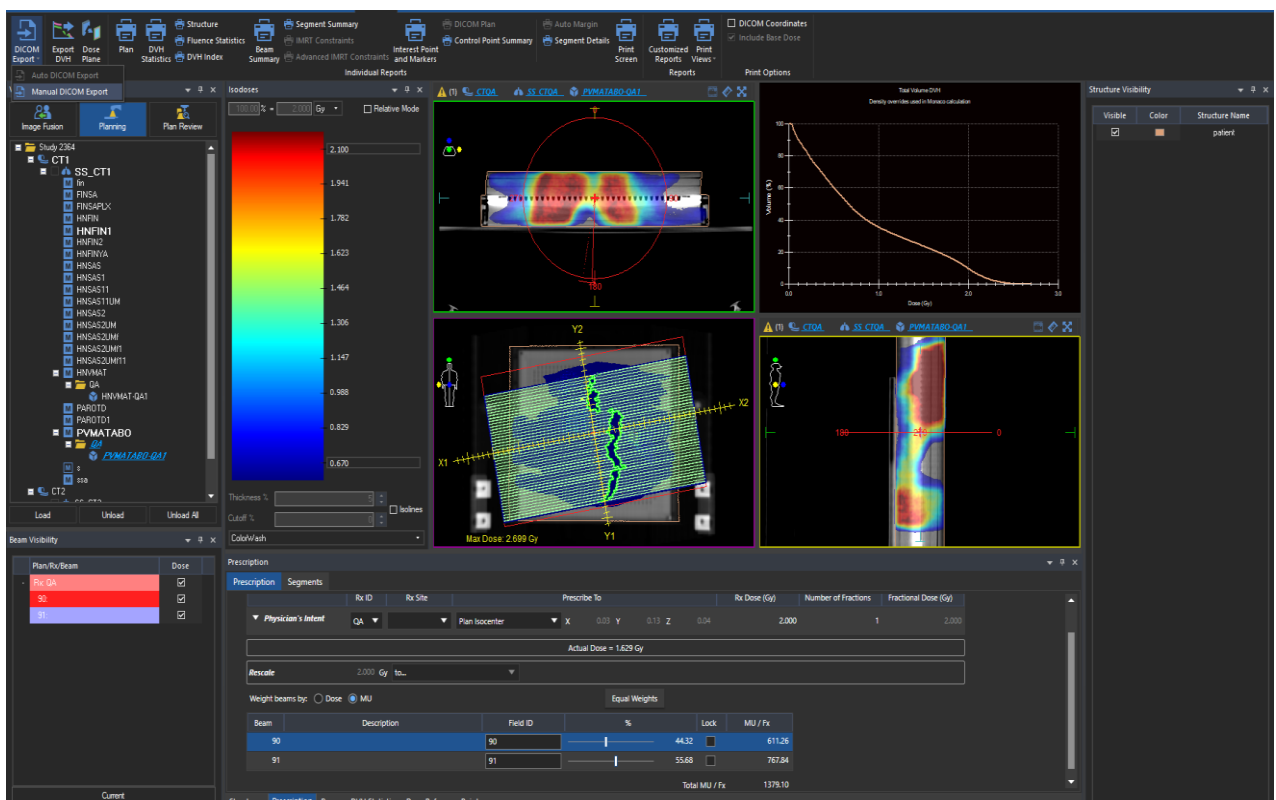
-On calcule les plants (new Q A Plants)



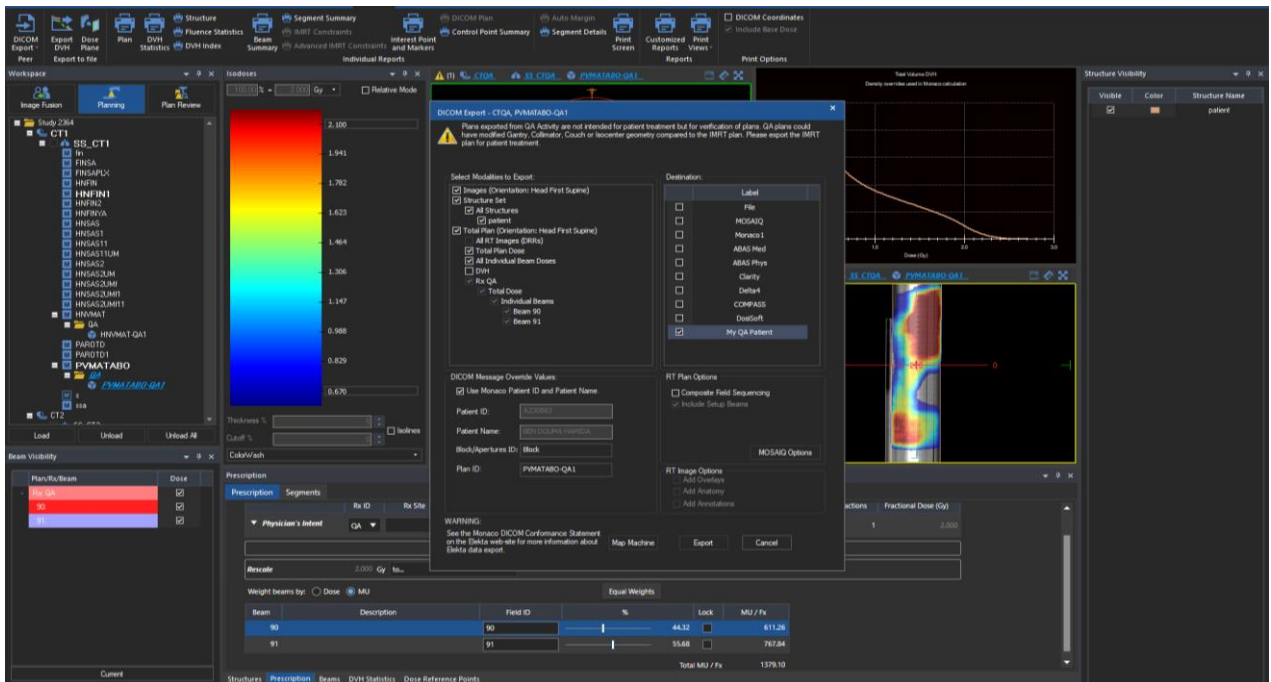
-Nous choisissons l'iso contre du patient.



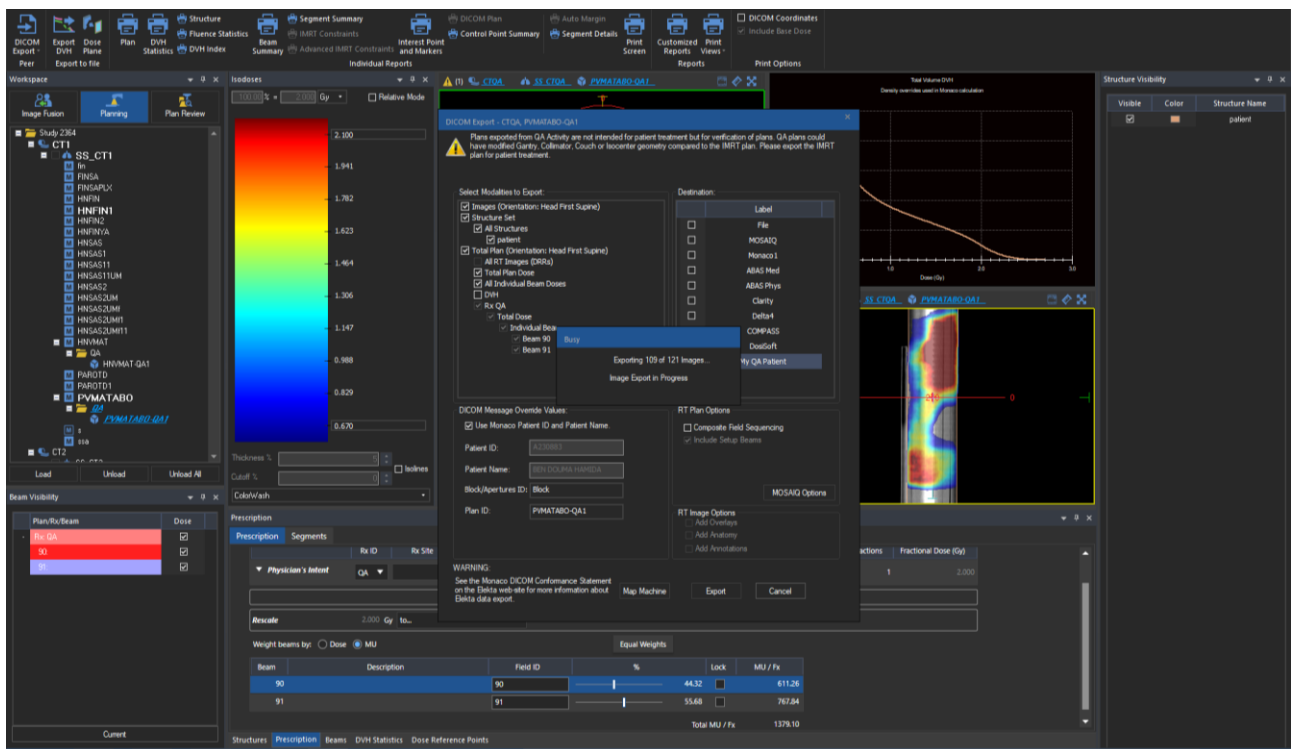
- Nous remarquons que les mêmes champs Inclus dans le plan de traitement être soumis à (matrices xx + plaque de PMMA). Laisse le même numéro segment et même unité moniteur.

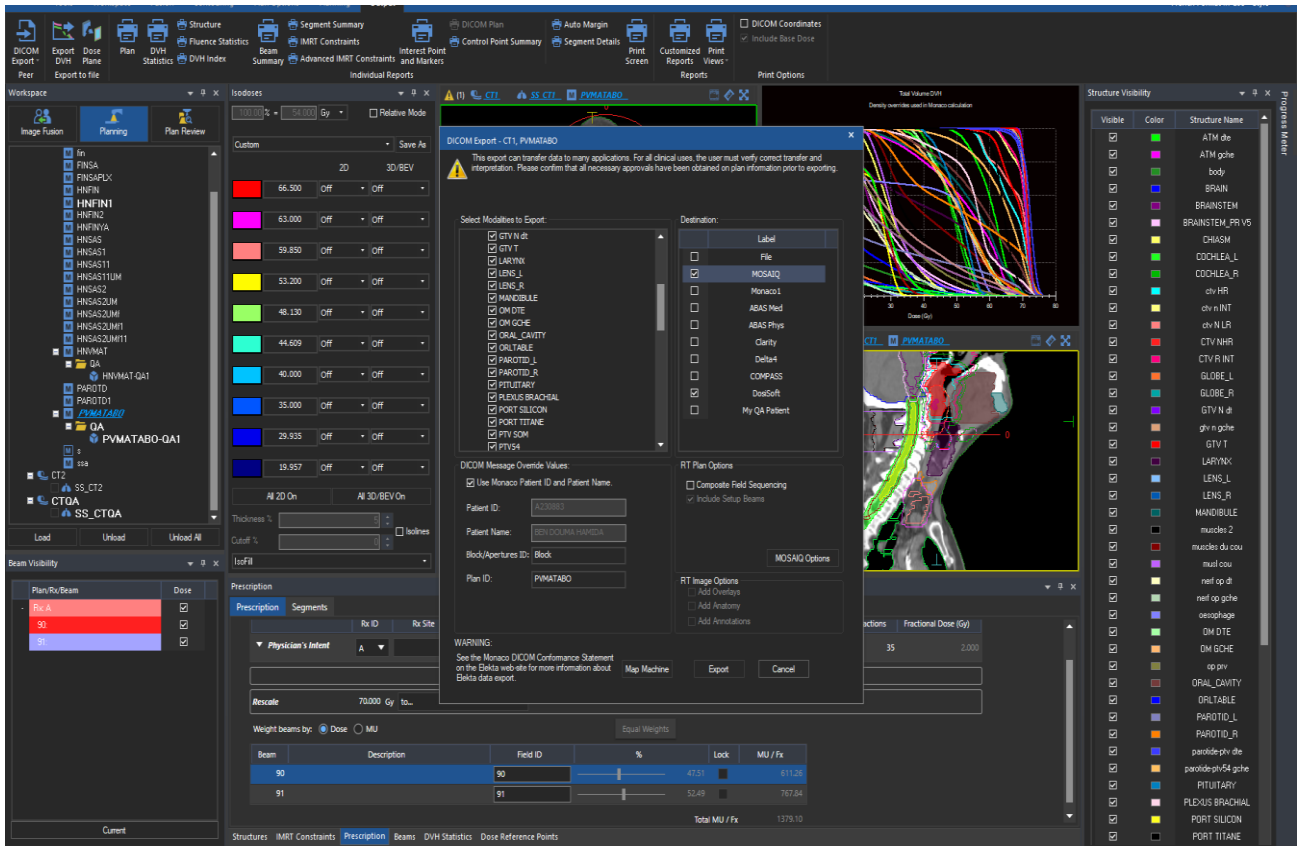


- maintenant on doit faire le calcul du plan contrôle de qualité pour faire la distribution de dose dans matrice xx

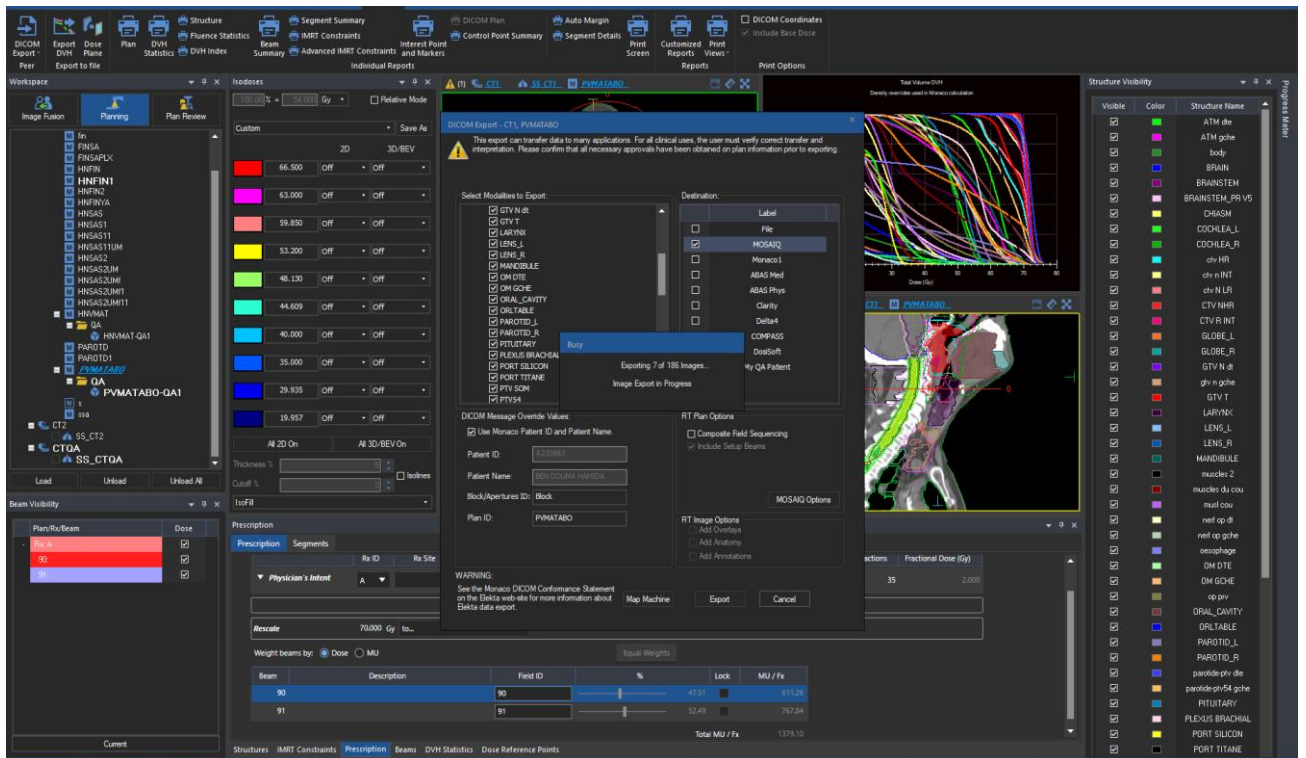


2- Nous envoyons le plan que nous avons appliqué a matrice xx +les plaque au PMMA) à My Qa patient Et nous faisons (explore).





3- Nous allons à plan VMAT calculé sur le patient et ensuite nous l'envoyons à Mosaiq, Afin d'être appliqué à epid Et sur la matrice parce que Mosaiq Parce qu'il s'applique aux machines.



Enfin, nous appliquons toutes ces étapes précédentes à tous les plans de traitement dont nous disposons.

-Le tableau suivant représente les patients et localisation du traitement et tout le paramètre qui a été utilisé dans ce travail :

Tableaux III.1: Les techniques utilisées et les faisceaux créés dans la réalisation de ce travail.

Les patients	Localisation	N.D. champs	Énergie	Angle	Depuis l'angle	À l'angle
P1	Larynx	2ARC	6MV 6 MV	360°	-180°	180°
P2	Larynx	2ARC	6 MV 6 MV	360°	-180°	180°
P3	Cavom	2ARC	6 MV 6 MV	360°	-180°	180°
P4	Cavom	2ARC	6 MV 6MV	360°	-180°	180°
P5	Cérébral	2ARC	6 MV 6 MV	360°	-180°	180°

III-5-Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté tous les Matériaux et les méthodes utilisées au cours de la réalisation du présent travail, la présentation et à la discussion des différents résultats obtenus est présenté dans le chapitre IV.



Chapitre IV :

RESULTATS & DISCUSSION

IV-1- Introduction

Le contrôle qualité en radiothérapie est essentiel pour garantir la sécurité et l'efficacité des traitements délivrés aux patients. Deux méthodes de contrôle qualité sont largement utilisées : l'imagerie portale électronique (EPID) et le système My QA Patient. Bien que ces deux techniques visent le même objectif, à savoir vérifier la précision de la distribution de dose, elles diffèrent dans leur mise en œuvre et leurs caractéristiques.

Ce chapitre est consacré à présenter et discuter les différents résultats obtenus avec la technique VMAT, en commençant par une comparaison du contrôle qualité avant traitement pour ces patients en termes de comparaison entre doses calculer et doses mesurer, ainsi que les deux techniques à étudier de contrôle qualité EPID et MY QA Patient

IV-2-1 – Contrôle qualité du plan de traitement avec l'EPID par dosisoft

A ce stade, nous comparerons la dose mesurée avec l'EPID et la dose calculée par dosisoft pour tous les patients que nous avons étudiés. et cela fait avec l'indics gamma. Comme les images suivantes sont une expression du rapport donné par **dosisoft**.

Le tableau suivant présent le rapport fourni par Dosisoft Les valeurs données par ce tableau est les valeurs de Landais gamma, c'est à dire l'analyse gamma

Contrôle prétraitement

Unité de traitement : Infinity2

Bibliothèque : UIJID : 20230615122609.246959,

Version logicielle : 1.0.6.31

Protocole du contrôle : Gamma Index (3%/3mm) (>95.0%, 3.0%, 3.0mm / global)

Statut global du contrôle : Accepté

Tableau IV.1: Le tableau présent le rapport fourni par Dosisoft Les valeurs données par ce tableau est Les valeurs de Landais gamma, c'est à dire l'analyse gamma

Nom faisceau	du	y-moyen	G AI	Protocole réussi échoué	Visa expert
1		0.21	99.89 %	✓ conforme	
2		0.	100.00 %	✓ conforme	

		18		
	Tous les faisceaux	19	0.	99.94 %

-On remarque sur ce tableau que dans le premier et deuxième faisceau le pourcentage est plus que 95% le résultat pour l'EPID était presque de 100% ce qui l'objective.

Ces images et les résultats sont données par l'EPID, et elles représentent la répartition de la distribution de dose sur la taille de la tumeur, ainsi que la courbe de profil X et Y. En faisant correspondre l'image de la dose calculée à l'image de la dose mesurée, on obtient une carte gamma avec une courbe de Proportion des pixels % en termes de distribution Landais Gamma.

Plan : PVMAT 1b

Faisceau n°1 :

Énergie : 6 MV

Recentrage EPID : Non

Évaluation protocolaire : GAI 99,89 %

conforme

y-max (1 %) : 0,70

max (1%) diff. Dose : 6,51 cGy

y-moyen: 0.21

diff. Dose moyenne : 0.47 cGy

Visa expert : aucun

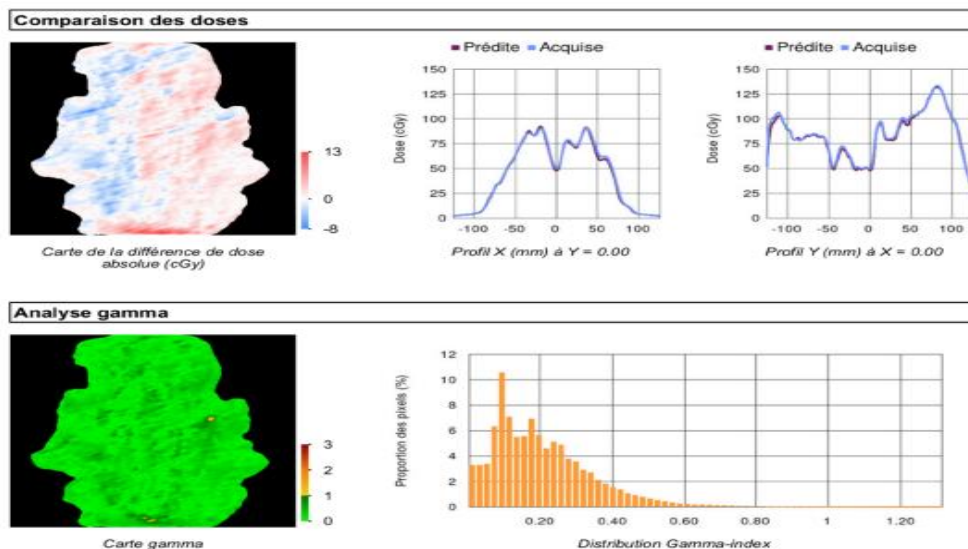


Figure IV.1: Distribution de dose par dosisoft et résultat de 1^{er} faisceau de l'analyse gamma pour le plan VMAT de patient 1.

Plan : PVMAT 1b

Faisceau n°2 :2

Énergie : 6 MV

Recentrage EPID : Non

Évaluation protocolaire : GAI 99,89 %

conforme

y-max (1 %) : 0,59

max (1%) diff. Dose : 6,19 cGy

y-moyen: 0.18

diff. Dose moyenne : 0.85 cGy

Visa expert : aucun

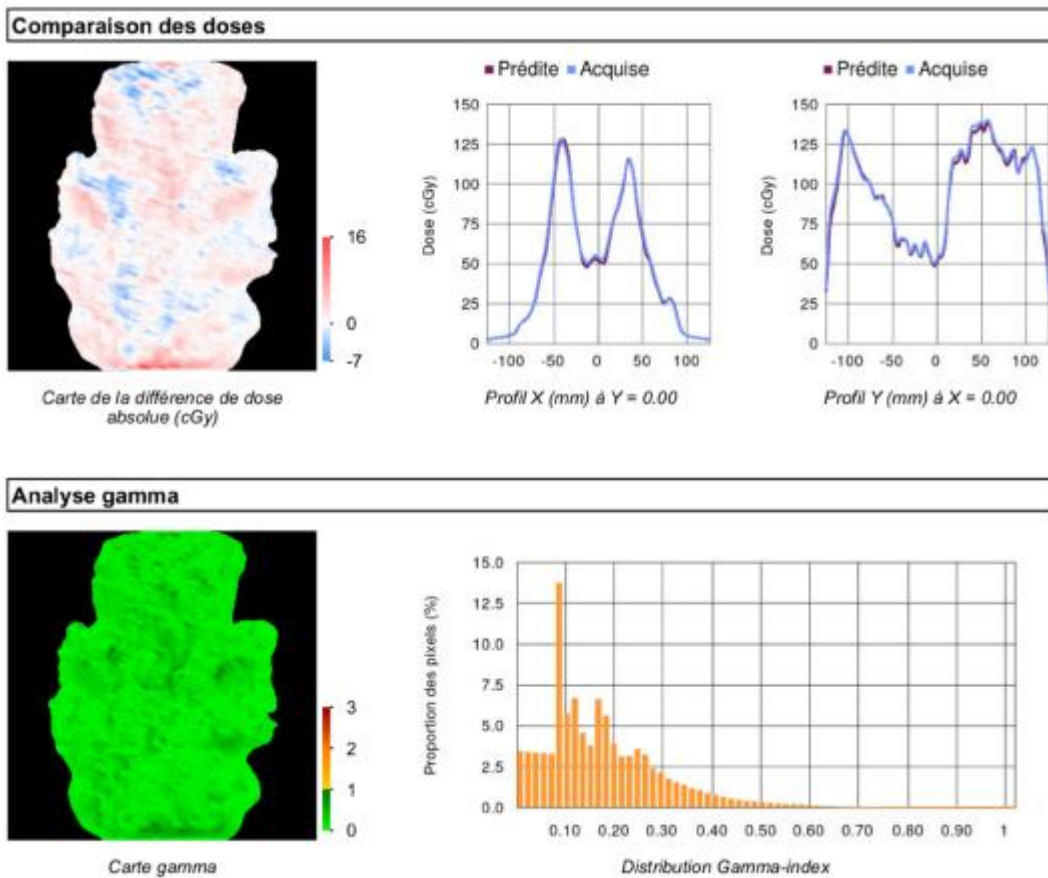


Figure IV.2: Distribution de dose par dosisoft et résultat de 2^{ème} faisceau de l'analyse gamma pour le plan VMAT de patient 1.

IV-2-2 – Contrôle qualité du plan de traitement avec matricexx par My Qa patient.

- A ce stade, on compare la dose calculée (matrices xx + plaque de PMMA (Figure IV.3)) Et la dose mesuré My Qa patient.



Figure IV.3 : matrices xx + plaque de PMMA

- Après avoir comparé la dose calculée avec la dose mesurée, nous avons obtenu les résultats suivantes (Figure IV.4) et (Figure IV.5)

IV- 3-Comparaison Contrôle qualité du plan de traitement VMAT :

Nous avons réalisé des plans de traitement de 5 patients par les différentes techniques de traitement VMAT dont 2 patients atteignent d'un cancer de larynx et 2 patients d'un cancer de cavum et le dernier cérébral. L'objectif était de comparer entre deux méthodes de control de qualité prétraitement **Epid** par **dosisoft** et **My Qa patient** pour connaître la confiance de chacune des deux techniques dans le pourcentage de répartition de la dose sur l'ensemble de la tumeur en mettant à jour l'DTA=3mm et $\Delta D = 3 \%$. Les résultats sont présentés dans le tableau suivant (Le **Tableau IV.2**).

Tableau IV.2: Résultats du 3 mm 3% calcul gamma Pour tous les patients avec deux méthodes de control qualité **dosisoft** et **MY QA PATIENS**

3 mm 3 %			
		DOSISOFT	My QA Patient
P1	ARC 1	99.89	97.85
	ARC2	100	98.53
P2	ARC 1	99.93	97.68
	ARC2	99.85	97.71
P3	ARC 1	100	99.6
	ARC2	99.84	98.24
P4	ARC 1	99	96.14
	ARC2	98.21	96.12
P5	ARC 1	99.2	96.35
	ARC2	100	98.81

- ❖ Les résultats du tableau sont résumés dans l'histogramme suivant :

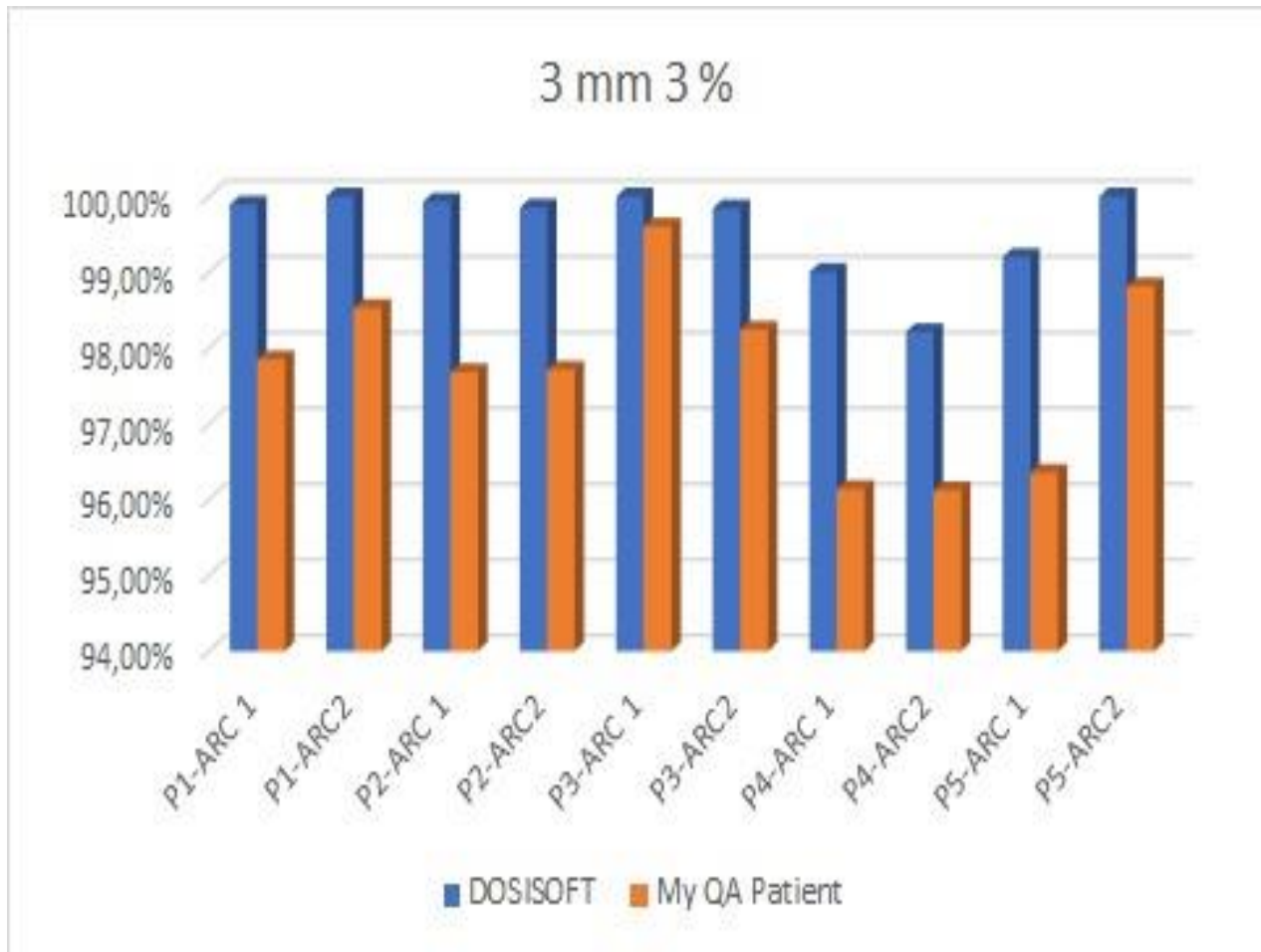


Figure IV-6 : Comparaison en termes de pourcentage

Discussion

Ces résultats montrent que les distributions de dose satisfont aux objectifs définis dans la prescription médicale en ce qui concerne la couverture des volumes cibles. Tous les plans de traitement ont été acceptés car ils dépassaient 95 %, mais les taux de réussite pour Dosisoft étaient supérieurs à 98 % par rapport à My Q-Pattern, qui avait un taux de réussite supérieur à 96 %. Quant à le pourcentage ΔD 3% et DTA 3 mm, c'est une bonne valeur pour les indicateurs d'évaluation Gamma. Nous avons obtenu un bon résultat haute précision.

- ❖ Nous avons maintenant réduit la distance du DTA à 2 mm et ΔD 2% nous cherchons à savoir si la précision sera plus élevée ou non (pour savoir si plus le DTA ET ΔD est petit, plus la distribution de dose sera précise ou non). Les résultats sont présentés dans le tableau suivant (**Tableau IV.3**).

Tableau IV.3 : Résultats du 2 mm 2% calcul gamma Pour tous les patients avec deux méthodes de control qualité **dosisoft** et **MY QA PATIENS**

2 mm 2 %			
		DOSISOFT	My QA Patient
P1	ARC 1	98.21	96.32
	ARC2	99.12	96.22
P2	ARC 1	98.35	95.94
	ARC2	98.21	95.35
P3	ARC 1	98.12	96.14
	ARC2	98.53	95.87
P4	ARC 1	98	94.21
	ARC2	97.25	95.62
P5	ARC 1	98.14	95.47
	ARC2	98.64	96.81

❖ Les Résultats du tableau sont résumés dans l’histogramme suivant (**Figure IV.7**) :

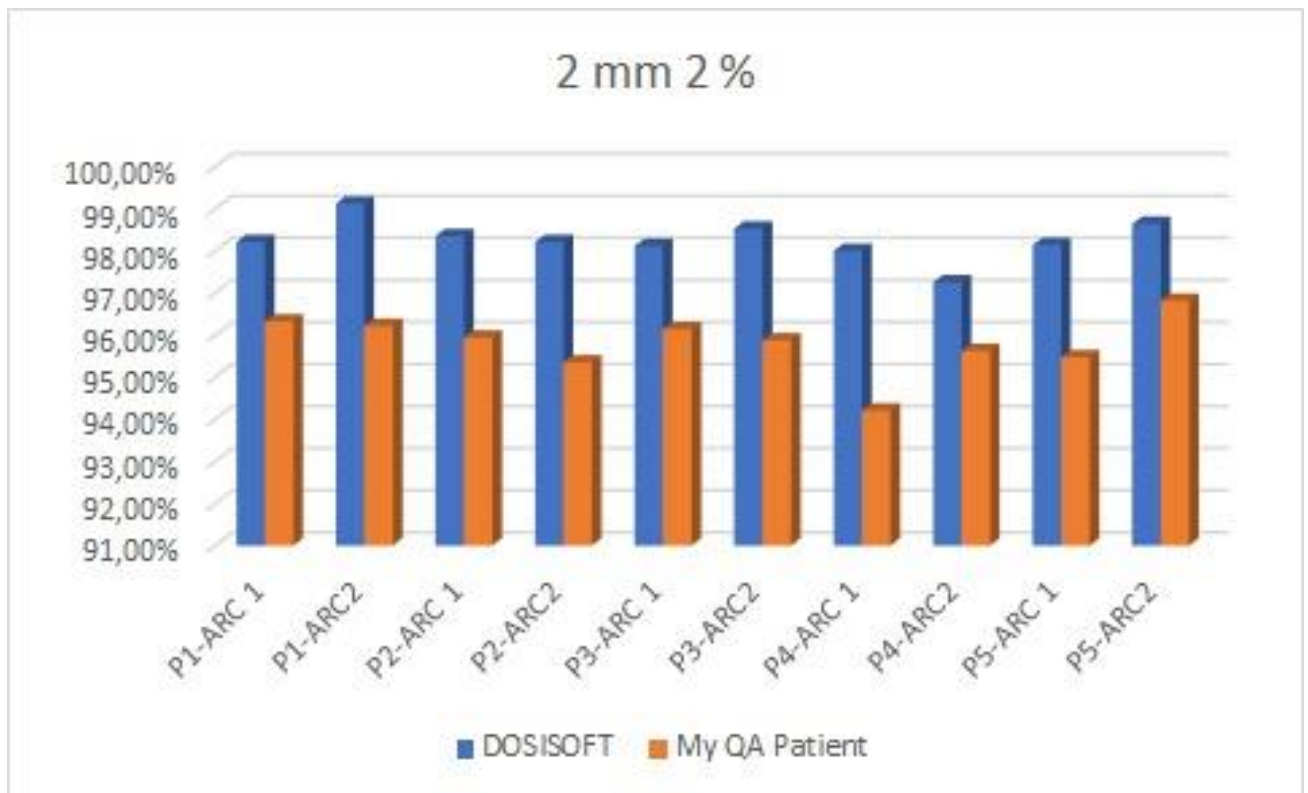


Figure IV.7: Comparaison en termes de pourcentage.

Discussion

Après avoir modifié les valeurs du DTA à 2 mm et ΔD 2%, la précision des résultats a diminué par rapport à 3 mm et 3 %. Quant à Dosisoft, les résultats obtenus en distribution de dose sont de 98 %, C'est acceptable pour Dosisoft, car les résultats étaient supérieurs à 97%, mais pour My Qa patient, il y a des plans de traitement qui sont rejetés car inférieurs à 95%. En radiothérapie, la répartition des doses doit être respectée, et elle se situe entre 95% et 107. %.

Dans un premier temps, la comparaison se fait entre la dose mesurée par Epid et Matrice xx et la dose calculée par My QA Patient et Dosisoft. Ensuite, nous comparons les résultats obtenus par My Qa Patient et Dosisoft. Finalement, nous sommes arrivés à la conclusion que le. Les résultats de Dosisoft étaient plus précis, puisque son résultat ne dépasse pas 3%, et ce jusqu'à ce que DTA soit minimisé.

Lorsque le DTA est réduit, le rapport de distribution de dose diminue dans les deux méthodes

IV- 4-Conclusion :

Dans ce chapitre, le contrôle qualité prétraitement de VMAT a été réalisé, Cette étude comparative a révélé des résultats significatifs. Les résultats ont montré que chacune de ces méthodes présente ses propres avantages et inconvénients.

L'EPID a démontré une grande précision dans ses mesures et sa capacité à détecter précisément et rapidement les erreurs, ce qui en fait un outil préféré pour le contrôle quotidien de la qualité. D'un autre côté, le MY QA Patient a montré sa capacité à fournir une évaluation complète de la qualité incluant divers aspects du traitement radiothérapie, avec un accent sur l'amélioration de la durabilité et une précision optimale pour un meilleur dosage ne dépassant pas 3%.

Les résultats ont montré que le contrôle que L'étude a également conclu que le choix entre ces méthodes dépend des besoins spécifiques du centre et des objectifs à atteindre à travers les processus de contrôle qualité. Pour les petites tumeurs taille du champ ne dépassant pas 20x20, MY QA Patient peut être utilisé comme un indicateur pour étudier la

qualité du plan de traitement, tandis que pour les tailles de champs plus grands que 20x20, l'EPID couvre tous les points du champ de traitement. Les aspects opérationnels et financiers doivent être pris en compte en plus de la précision et de l'efficacité lors de la décision entre l'utilisation de l'EPID ou du MY QA Patient.

Tous les patients de cette étude mentionnent bon accord avec le plan approuvé pour les deux méthodes, les valeurs de pourcentage de l'indice gamma sont plus élevées pour l'EPID qui présente accord inhérent.



Conclusion Générale

Conclusion Générale

Sur la base d'une comparaison entre deux méthodes de contrôle de la qualité du traitement par radiothérapie pour les patients, à savoir la technique Epid et la technique My QA Patient, on peut conclure que chacune présente des avantages et des inconvénients différents. La technique Epid fournit instantanément des images des champs de rayonnement et permet une vérification immédiate de la distribution de la dose, ce qui réduit les chances d'erreurs de livraison et elle se distingue également par sa plus grande taille de champ qui nous a donné une précision plus élevée dans le calcul. En revanche, la technique My QA Patient permet la simulation de l'administration de la dose sur des modèles semblables à des humains, ce qui offre une évaluation précise des effets de la dose sur les tissus environnants, mais sa petite taille de champ laisse certaines zones de traitement hors de la couverture du plan de traitement à mesurer.

Il est nécessaire de réaliser des études avec technologie VMAT nous a aidés dans cette étude où la distribution des doses était plus précise supplémentaires pour déterminer la méthode la plus efficace et adaptée à chaque centre de traitement par radiothérapie, en tenant compte des facteurs spécifiques au centre disponibles. De plus, il est essentiel d'évaluer le coût et la formation nécessaires pour mettre en œuvre chacune des méthodes.

En résumé, tant la technique Epid que la technique My QA Patient apporte une valeur ajoutée à la surveillance de la qualité du traitement par radiothérapie, et le choix de la méthode appropriée devrait être basé sur les besoins et les capacités de chaque centre de traitement par radiothérapie, en tenant compte des facteurs environnants des patients et des coûts. Le choix entre Epid et My QA Patient doit être adapté aux besoins spécifiques du centre de traitement, tenant compte des coûts et de la formation. Je suggère de prendre l'EPID comme méthode du contrôle de qualité et cela est dû à sa facilité de travail, ainsi qu'à sa précision et sa rapidité.

Recommandations

Ces recommandations peuvent contribuer à améliorer la qualité de la radiothérapie et à renforcer le rôle du physicien médical dans le secteur, conduisant finalement à de meilleurs résultats de traitement et à de meilleurs soins aux patients.

1. Élaborer des programmes de formation continue pour les physiciens médicaux en radiothérapie, y compris les mises à jour technologiques et les nouvelles technologies, ainsi que les meilleures pratiques en matière de sécurité et de qualité.
2. Améliorer la communication et la collaboration entre les différentes équipes médicales impliquées dans la radiothérapie, y compris les médecins, les ingénieurs et les techniciens, afin d'assurer une mise en œuvre efficace et de haute qualité du traitement.
3. Des procédures efficaces de surveillance et de contrôle continu de la qualité de la radiothérapie devraient être élaborées, y compris l'utilisation de systèmes d'assurance de la qualité et l'analyse continue des données pour améliorer les performances.
4. Encourager la recherche et l'innovation dans le domaine de la radiothérapie pour les physiciens afin de se tenir au courant de toutes les évolutions de l'époque, et soutenir les études visant à améliorer les techniques et les procédés utilisés, contribuant ainsi au développement de meilleures pratiques et à l'amélioration de la qualité des soins aux patients.
5. Sensibiliser à l'importance du rôle des physiciens médicaux en radiothérapie et renforcer leur position en tant que membres importants des équipes de soins aux patients, par la sensibilisation et l'éducation du public et de la communauté médicale.



Références Bibliographiques

Références Bibliographiques

- [01]** J.-P. Gérard, J. Thariat, P. Giraud, J.-M. Cosset. Histoire de l'évolution des techniques de radiothérapie. Bull Cancer 2010; 97: 743-751.
- [02]** Nutting C, Dearnaley DP, Webb S. Intensity modulated radiation therapy: a clinical review. Br J Radiol 2000; 73: 459-69.
- [03]** Guidelines for the verification of IMRT, booklet 9, ESTRO, 2008.
- [04]** Contrôles de qualité en radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité. Rapport SFPM n°26, Editeur SFPM, Janvier 2010.
- [05]** Gholampourkashi, Sara, et al. "Monte Carlo and analytic modeling of an Elekta Infinity linac with Agility MLC: investigating the significance of accurate model parameters for small radiation fields." Journal of applied clinical medical physics 20.1 (2019): 55-67.
- [06]** Jacques, Béatrice. "Quitter l'identité de malade, le cas des femmes atteintes de cancer du sein." Faire face au cancer. Image du corps, image de soi, Boulogne-Billancourt, Éditions Tikinagan (2009): 47-66.
- [07]** <https://cancer.ca/fr/treatments/treatment-types/radiation-therapy^c>
- [08]** Kolsi, N., et al. "UCNT du cavum: particularités évolutives chez l'enfant et l'adulte." Annales françaises d'Oto-rhino-laryngologie et de Pathologie Cervico-faciale 131.4 (2014): A123.
- [09]** Nishimura, Yasumasa, and Ritsuko Komaki, eds. Intensity-modulated radiation therapy: clinical evidence and techniques. Springer, 2015.
- [10]** Cornud, F., et al. "Imagerie par résonance magnétique et cancer de la prostate." Progrès en urologie 18.10 (2008): 621-633.
- [11]** Recommandations pour la mise en service et l'utilisation d'un système de planification de traitement en radiothérapie (TPS). Rapport SFPM n°27, Editeur SFPM, Decembre 2010.
- [12]** D PALMA, E VOLLANS, y K JAMES, volumetric modulated arc therapy for delivery of prostate Radiotherapy: comparison with intensity-modulated radiotherapy and three-

dimensional conformal radiotherapy. *Radiation Oncology*, Vol. 72, No. 4, pp. 996–1001, 2008.

[13] Riou, O., et al. "Radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité dans les cancers du sein: intérêt, limitations, modalités techniques." *Cancer/Radiothérapie* 16.5-6 (2012): 479-484.

[14] Caroline Lafond. *Analyse et optimisation des performances de la technique VMAT pour son utilisation en radiothérapie*, 2013.

[15] Ravindran, B. Paul. *Image-guided Radiation Therapy: Physics and Technology*. IOP Publishing, 2022.

[16] Mundt, Arno J., and John C. Roeske, eds. *Image-guided radiation therapy: a clinical perspective*. PMPH-USA, 2010.

[17] De Crevoisier, R., et al. "Radiothérapie guidée par l'image." *Cancer/Radiothérapie* 20 (2016): S27-S35.

[18] E.B. Podgorski, *Radiation oncology physics a handbook for teachers and students*, sponsored by IAEA, Vienna, 2005.

[19] Mackie, T. Rockwell, et al. "Tomotherapy." *Seminars in Radiation Oncology*. Vol. 9. No. 1. WB Saunders, 1999.

[20] Ayadi, M., et al. "Radiothérapie stéréotaxique par accélérateurs adaptés ou dédiés." *Bulletin du cancer* 97.7 (2010): 791-806.

[21] Lo, Simon S., et al. "Stereotactic body radiation therapy: a novel treatment modality." *Nature reviews Clinical oncology* 7.1 (2010): 44-54.

[22] Mazon, J.-J., et al. "Historique de la radiochirurgie." *Cancer/Radiothérapie* 16 (2012): S2-S4.

[23] ERPI-INPL, Jean-Pierre Grandhay, et al. "PROCESSUS (MSP) EN RADIOTHERAPIE CONFORMATIONNELLE PAR MODULATION D'INTENSITE (RCMI)."

[24] Ostertag, Ch B. "Stereotactic radiation therapy and radiosurgery." *Stereotactic and Functional Neurosurgery* 63.1-4 (1994): 220-232.

- [25] Amouri Abdel Kamel et Ziad Mohammed. « Planification du traitement et contrôle de la qualité du patient en RC3D », sous forme d'une deuxième note de master, Université de la EL-OUED, Faculté des Sciences Exactes, le 27/09/2023, Algérie
- [26] S. Marcié a,* , P. Aletti b, D. Lefkopoulos c, M. Tomsej d, et la participation de physiciens, Programme commun1 d'assurance de qualité de la radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité (RCMI) des cancers de la tête et du cou, *Cancer/Radiothérapie* 7 (2003) 172–178.
- [27] Gary A. Ezzell, Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: Report of the IMRT subcommittee of the AAPM radiation therapy committee, 2003.
- [28] M. Stasi, S. Bresciani, A. Miranti, Pretreatment patient-specific IMRT quality assurance: A correlation study between gamma index and patient clinical dose volume histogram, *Medical Physics* 39, 7626 (2012).
- [29] Article: "Quality assurance of treatment plans for intensity-modulated radiation therapy" - Langen et al. - *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics* 2005
- [30] Société Suisse de Radiobiologie et de Physique Médicale, Quality control for Intensity-modulated radiation therapy, Recommendations No. 15, September 2007.
- [31] Venselaar J, Welleweerd H, Mijnheer B. "Tolerances for the accuracy of photon beam dose calculations of treatment planning systems". *Radiother Oncol.* 2001;60(2):191-201. Cet article scientifique traite des critères d'acceptation dosimétriques lors de la mise en service des systèmes de planification, impliquant l'utilisation de fantômes.
- [32] Huq, M. S. "Implementing 3-D conformal radiotherapy and intensity modulated radiotherapy in a clinical practice: Recommendations of IAEA-TECDOC-1588." (2009).
- [33] S. Zefkili a,* , M. Tomsej b, P. Aletti c, F. Bidault d,A. Bridier e,V. Marchesi c, S. Marcié, Recommandations pour un protocole d'assurance de qualité de la radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité des cancers de la tête et du cou, *Cancer/Radiothérapie* 8 (2004) 364–379.

- [34] N. Dogan, Ph.D, Tools for IMRT QA, Department of Radiation Oncology, Virginia Commonwealth University, Medical College of Virginia Hospitals, Richmond, VA, USA, juillet 2005.
- [35] Cho, Shinhaeng, et al. "Patient QA System Using Delta 4 Phantom for Tomotherapy: A Comparative Study with EBT3 Film." *Journal of the Korean Physical Society* 74 (2019): 816-821.
- [36] Bedford, James L., et al. "Evaluation of the Delta4 phantom for IMRT and VMAT verification." *Physics in Medicine & Biology* 54.9 (2009): N167.
- [37] Petitguillaume, Alice. *Dosimétrie Monte Carlo personnalisée pour la planification et l'évaluation des traitements de radiothérapie interne: développement et application à la radiothérapie interne sélective (SIRT)*. Diss. Université Paris Sud-Paris XI, 2014.
- [38] https://sfrp.asso.fr/wp-content/uploads/2022/11/12-ROMANE_VANRYCKEGHEM.pdf
- [39] D.A Low, W. B. Harms, S. Mutic, and J. A. Purdy. (1998) A technique for the quantitative evaluation of dose distributions." *Med Phys* 25: 656–661.
- [40] Robin GARCIA, VALIDATIONS DOSIMETRIQUES DES CONDITIONS CLINIQUES DES RADIOTHERAPIES THORACIQUES, THÈSE de DOCTORAT DE L'UNIVERSITÉ DE TOULOUSE, Radiophysique et Imagerie médicales, 21 Septembre 2009
- [41] Pogue, Brian W., and Michael S. Patterson. "Review of tissue simulating phantoms for optical spectroscopy, imaging and dosimetry." *Journal of biomedical optics* 11.4 (2006): 041102-041102.
- [42] Diallo, I., et al. "Estimation of the radiation dose delivered to any point outside the target volume per patient treated with external beam radiotherapy." *Radiotherapy and oncology* 38.3 (1996): 269-271.
- [44] Masrochah, Siti, et al. "Mosaiq and IviewGT Software in Verification of Irradiation Set Up (Study of Conformal Radiotherapy in Nasopharyngeal Cancer Patients at Dr. Sardjito Hospital Yogyakarta)." *Journal of Physics: Conference Series*. Vol. 1471. No. 1. IOP Publishing, 2020.
- [45] Pirault, N., Y. Lauzin, and D. Gensanne. "Étude comparative de deux méthodes de contrôle qualité patient: PDIP ou Delta4." *Cancer/Radiothérapie* 21.6-7 (2017): 717.

[46] Berger, Lucie. Utilisation d'un système d'imagerie portale électronique avec détecteur au silicium amorphe pour vérifier la dose reçue par les patients en radiothérapie. Diss. Toulouse 3, 2006.

[47] <https://www.dosisoft.com/products/epibeam/>

[48] myQA Platform and devices user's guide 2022, Version 2.17. IBA Dosimetry, Schwarzenbruck

[49] Manuel d'Utilisation SC HOLDING DEVICE, 2007

Résumé

La radiothérapie avec la technique VMAT (Volumetric Modulated Arc Therapy) est une approche avancée utilisée dans le traitement du cancer, nécessitant un contrôle qualité précis pour assurer son efficacité. Deux méthodes couramment utilisées pour ce contrôle sont l'EPID (Electronic Portal Imaging Device) et le système MY QA Patient. La mise en œuvre de ces techniques complexes nécessite des contrôles de qualité rigoureux suivant des procédures strictes de façon à contrôler la sécurité et la précision des traitements appliqués aux patients. Ensuite, les résultats de l'étude sont présentés, représentant la comparaison entre les deux méthodes, y compris leurs performances dans la détection et la correction des erreurs, l'analyse de la précision et de la fiabilité dans le ciblage des sites de traitement, ainsi que leur capacité à atteindre les objectifs thérapeutiques requis. Enfin, l'objectif de ce sujet est de discuter des résultats et des conclusions tirées de la comparaison, déterminant laquelle des deux méthodes est supérieure à tous égards, et de savoir laquelle offre à la fois la rapidité et la précision les plus élevées pour garantir la sécurité du patient et la qualité du traitement, y compris l'utilisation future de chaque méthode, ainsi que les défis potentiels qui pourraient être rencontrés lors de leur application pratique dans un environnement de travail quotidien.

Mots clé : CQ prétraitement, VMAT, EPID, MY QA patient

المخلص

يعد العلاج الإشعاعي باستخدام تقنية VMAT (العلاج بالقوس الحجمي المعدل) أسلوبًا متقدمًا يستخدم في علاج السرطان، ويتطلب مراقبة دقيقة للجودة لضمان فعاليته. هناك طريقتان شائعتان لاستخدام لهذا التحكم هما EPID (جهاز تصوير البوابة الإلكترونية) ونظام MY QA Patient. يتطلب تنفيذ هذه التقنيات المعقدة ضوابط جودة صارمة تتبع إجراءات صارمة من أجل التحكم في سلامة ودقة العلاجات المطبقة على المرضى. ثم تم عرض نتائج الدراسة التي تمثل المقارنة بين الطريقتين، بما في ذلك أدائهما في اكتشاف الأخطاء وتصحيحها، وتحليل الدقة في استهداف مواقع العلاج، فضلًا عن قدرتها على تحقيق الأهداف العلاجية المطلوبة. أخيرًا، الهدف من هذا الموضوع هو مناقشة النتائج والاستنتاجات المستخلصة من المقارنة، وتحديد أي الطريقتين هي الأفضل من جميع النواحي، وأيهما يوفر أعلى سرعة ودقة لضمان سلامة المريض وجودة العلاج، بما في ذلك الاستخدام المستقبلي لكل طريقة، بالإضافة إلى التحديات المحتملة التي قد تواجهها أثناء تطبيقها العملي في بيئة العمل اليومية.

الكلمات المفتاحية : مراقبة الجودة، VMAT، MY QA patient، EPID

Summa Ry

VMAT (Volume Modulated Arc Therapy) radiotherapy is an advanced technique used in cancer treatment, and requires careful quality control to ensure its effectiveness. Two commonly used methods for this control are EPID (Electronic Portal Imaging Device) and the MY QA Patient system. Implementing these complex technologies requires strict quality controls that follow strict procedures in order to control the safety and accuracy of the treatments applied to patients. Then the results of the study were presented, representing a comparison between the two methods, including their performance in detecting and correcting errors, and analyzing the accuracy in targeting treatment sites, as well as their ability to achieve the required therapeutic goals. Finally, the aim of this topic is to discuss the results and conclusions drawn from the comparison, and determine which of the two methods is the best in all respects, and which one provides the highest speed and accuracy to ensure patient safety and quality of treatment, including the future use of each method, in addition to the potential challenges that it may face during its practical application in the daily work environment.

Keywords : CQ prétraitement, VMAT, EPID, MY QA patient