

République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique

N° de classement:

N° de série :.....



Université *Chahid* Hamma Lakhdar
EL-Oued

Faculté des Sciences Exactes
Département de Physique

Mémoire présenté pour l'obtention
du diplôme de

Master Professional

Domaine : Sciences De La Matière

Option : Physique Médicale

Réalisé par:

Redouani Souad – Rhouma Radja

Intitulé



Etude dosimétrique comparative entre les techniques
de traitement 3Dconformationnelle et VMAT pour
les tumeurs pulmonaires

Soutenue le : 27/06/2024, devant le jury composé de :

Pr. Mahboub Mohammed Sadek

Université d'el-Oued

Président

Dr. Gougali Mabrouk

Université d'el-Oued

Examineur

Dr. Mansouri Khemisti

CAC. EL-Oued

Examineur

Mr. Bourouina Mourad

CRNA

Encadreur

Année universitaire :2023/2024

DÉDICACE
ET
REMERCIEMENT



Remerciement

*Nous louons et remercions Allah qui nous a guidés et nous a donné la force, la volonté et la patience pour accomplir ce modeste travail. Nous tenons à exprimer notre reconnaissance spéciale au **Dr Fathi Latim** pour son soutien, son assistance et ses conseils tout au long de ce travail. Nous exprimons également notre gratitude à **M. Abdelkarim Boujemaa** pour sa collaboration, son aide et ses conseils lors de la réalisation de notre travail pratique au Centre de Lutte contre le Cancer de la Wilaya d'el-oued. Nous témoignons notre profond respect aux membres du jury qui ont accepté d'évaluer ce travail. Nous tenons également à exprimer notre reconnaissance totale à tous ceux qui nous ont soutenus, que ce soit de près ou de loin.*



Dédicace

Avec tout mon respect et mon affection, je dédie ma joie à:

- *Mon cher père Abdullah pour son soutien constant et sa foi en moi.*
- *À ma chère mère Ouarida, mon cœur tendre.*
- *À ma deuxième mère et refuge après Allah, ma sœur Fatima.*
- *À mes sœurs de cœur Mariam et Aouatef.*
- *À mes chers frères Saïd et Ahmed.*
- *Aux fleurs de notre maison, Mohammed Elaid, Abrar, Rafiq, Hajj Ali.*
- *À mes amies, la première et la dernière étape, Radja et Kauthar.*

Rédouani souad

Dédicace

Je dédie le fruit de mon effort et ma joie

À ceux qui m'ont donné la vie, l'espoir, et m'ont enseigné à gravir les échelons de la vie avec sagesse, patience, affection, et fidélité envers eux : ma mère et mon père.

À mes frères, ceux que Dieu m'a bény de leur présence dans ma vie.

À celle qui m'a soutenu(e) alors que nous avançons ensemble sur notre chemin vers le succès, à mon amie Souad Radouani.

Et enfin, à tous ceux qui m'ont aidé, que ce soit de près ou de loin, à accomplir ce mémoire.

Je prie le Seigneur Tout-Puissant qu'Il récompense tous généreusement ici-bas et dans l'au-delà.

Rehouma Radja



SOMMAIRES

Table des matières

Objet	La page
Listes des figures	V
Listes des tableaux	VII
Liste des abréviations	IX
Introduction Générale	2
Chapitre I : Généralités sur la radiothérapie externe	
(I-1) Introduction	4
(I-2) La radiothérapie	4
(I-3) La radiothérapie externe	4
(I-4) Mécanismes de base de la Radiothérapie	5
(I-4-1) Effet physique	5
(I-4-2) Les effets biologiques des rayonnements ionisants	6
(I-5) Les techniques de traitement du cancer du poumon par radiothérapie externe	6
(I-5-1) La radiothérapie conformationnelle 3D (RC3D)	7
(I-5-2) La radiothérapie conformationnelle par modulation d'intensité (IMRT ou RCMI):	8
(I-5-3) Radiothérapie avec Modulation d'intensité volumétrique par arc thérapie (V MAT)	9
(I-5-4) La radiothérapie guidée par l'image" image guided radiation therapy " ou IGRT	11
(I-5-5) Cone Beam Computed Tomography (CBCT)	11
(I-5-6) La radiothérapie synchronisée avec la respiration(Gating)	12
(I-6) Définition des volumes cibles	13
(I-6-1) Gross Tumor Volume (GTV)	13
(I-6-2) Clinical Tumor Volume (CTV)	14
(I-6-3) Planning Tumor Volume (PTV)	14
(I-6-4) Les organes à risques (OAR)	15
(I-7) Le Système de Planification des Traitements ou (TPS)	15

(I-8)	Le système de planification Monaco	17
(I-8-1)	Description	17
(I-8-2)	Les fonctionnalités	17
(I-8-3)	planification et l'optimisation	18
(I-8-3-1)	Planification	18
(I-8-3-2)	L'optimisation	18
(I-9)	Les algorithmes de calcul de doses	19
(I-9-1)	Les algorithmes basés sur la correction	19
(I-9-2)	Algorithme semi-empiriques basés sur la séparation primaire et diffusée	20
(I-9-3)	Les algorithmes basés sur le modèle	20
(I-9-3-1)	Les Méthodes basées sur la convolution et/ou la superposition de kernel	20
Chapitre II :La radiothérapie externe pour cancers du poumon		
(II-1)	Introduction	23
(II-2)	Cancer	23
(II-3)	Cancer du poumon	23
(II-3-1)	Définition	23
(II-3-2)	Rappel anatomique	24
(II-3-3)	Faits et statistiques sur le cancer du poumon à l'échelle mondiale et locale	25
(II-3-4)	Les symptômes du cancer du poumon	25
(II-3-5)	Les types de cancer du poumon	25
(II-3-6)	Starification	26
(II-3-7)	Traitement	28
(II-3-8)	Parcours d'un patient dans un service de radiothérapie	29
(II-3-8-1)	Simulation	29
(II-3-8-2)	Contourage (définition des volumes cibles et organes à risques) et prescription des doses	30
(II-3-8-3)	Dosimétrie	31
(II-3-8-4)	vérification des traitements	32

(II-3-8-5)	Traitement	32
(II-3-8-6)	Suivi du traitement	32
(II-3-9)	Rôle de la radiothérapie externe dans le cancer du poumon	33
Chapitre III: Matériels et Méthodes		
(III-1)	Introduction	34
(III-2)	Matériels utilisés	34
(III-2-1)	Le système de planification de traitement (TPS Monaco)	34
III-2-2)	Algorithme de calcul de dose	34
(III-2-3)	Les Cost function utilisé par un plan V MAT	34
(III-2-3-1)	Cost function pour la cible	34
(III-2-3-2)	Cost function pour les OAR	35
(III-3)	Méthodologie de travail	35
(III-3-1)	Sélection des patients et prescription de la dose	35
(III-3-2)	Planification dosimétrique	36
(III-3-2-1)	Plan du traitement RC3D	36
(III-3-2-2)	Le plan de traitement V MAT	39
(III-4)	Analyse dosimétrique	46
(III-4-1)	Les indices dosimétriques du rapport d'ICRU 83	46
(III-4-2)	Les contraintes de doses pour les organes à risques	48
Chapitre IV: Résultats et Discussions		
(IV-1)	Introduction	49
(IV-2)	Analyses des OAR et des PTV à partir des HDV	49
(IV-3)	Paramètres ICRU 83 : Couverture PTV66 Gy et PTV60 Gy	53
(IV-3-1)	Indice d'homogénéité	53
(IV-3-2)	Indice de couverture de volume tumoral	54
(IV-3-3)	Indice de conformité de volume tumoral pour une isodose 95%	55
(IV-4)	Paramètres ICRU 83 : Protection des Volumes sains par la dose 40Gy et 30Gy	57

(IV-4-1)	Protection des Volumes sains par la dose 30Gy	57
(IV-4-2)	Protection des Volumes sains par la dose 40Gy	58
(IV-5)	Les contraintes de doses pour les organes à risques	58
(IV-6)	Conclusion	59
Conclusion Générale		60
Références Bibliographiques		61
Résumé		

Listes des figures

N°	Titre	Page
Chapitre I		
(I-1)	Linac Elekta Infinity de CAC EL-Oued	5
(I-2)	Le contourage des volumes cibles et des organes à risque (OAR) en 3D (CAC EL-OUED)	8
(I-3)	principe du calcul dosimétrique inverse	8
(I-4)	RCMI pour cancer du poumon	9
(I-5)	Illustration de la modulation des faisceaux en VMAT selon Webb et McQuaid 13 ; ovale gris central : patient ; lignes roses : faisceaux de l'arc de 360° discrétisé en 72 CP ; rectangles bleus et verts : positions des deux bancs de lames du MLC pour chaque CP ; rectangle gris à chaque CP: fluence incidente ; barres grises (cercle intérieur) : fluence incidente modulée par la combinaison de plusieurs CP.	10
(I-6)	représentant la distribution de la dose en VMAT	10
(I-7)	Exemple de radiothérapie guidée par l'image : L'image MV-CT est fusionnée à chaque séance de traitement pour vérifier la position correcte du patient et la taille de la cible thérapeutique	11
(I-8)	Une image montrant la Tomographie Cone Beam (CBCT) avec la Tomographie Computerisée de Planification (Planing CT).	12
(I-9)	Les différents volumes-cibles en radiothérapie	13
(I-10)	Représentation de l'effet interplay. Le mouvement respiratoire (déplacement du CTV) ne coïncide pas avec le mouvement des lames - Le CTV se retrouve toujours caché derrière une lame sur les 5 temps	14
(I-11)	Représentation schématique des différents volumes définis dans l'ICRU 62	15
(I-12)	Processus d'optimisation lors d'une planification de plan de traitement	19
(I-13)	Principe du CCC. Gauche : Le voxel marqué en bleu émet un cône d'énergie, et la dose n'est déposée que dans les voxels qui se trouvent sur l'axe de ce cône. Droite : sa discrétisation en un nombre fini de cônes	22

Chapitre II

(II-1)	Cancer du poumon	23
(II- 2)	anatomie du poumon	24
(II- 3)	la position de traitement	29
(II-4)	Représenter le Contourage les volumes cibles et organes à risques, là où en bleu foncé; PTV, en bleu clair; CTV, rouge; GTV, en rose foncé; Œsophage, en rose clair; Cœur, en jaune; moelle épinière, en beige; poumon sain (Service de radiothérapie dans CAC ELOUED)	30
(II- 5)	Parcours d'un patient dans un service de Parcours d'un patient dans un service de radiothérapie	33

Chapitre IV

(IV-1)	présente une comparaison des DVH pour les deux techniques de traitement	51
(IV-2)	présente une comparaison des DVH statistics pour les deux techniques de traitement	51
(IV-3)	Histogramme de comparaison entre les indices d'homogénéité	53
(IV-4)	Histogramme de comparaison entre les indices de couverture des volumes tumoraux	55
(IV-5)	Comparaison de la conformité du volume tumoral pour l'isodose de 95% (représenté en vert) entre RC3D à gauche et VMAT à droite pour le premier patient	55
(IV-6)	Comparaison de la conformité du volume tumoral pour l'isodose de 95% (représenté en vert) sur trois plans (transversal, coronal, sagittal) entre RC3D en haut et VMAT en bas pour le premier patient	56

Listes des tableaux

N°	Titre	Page
Chapitre I		
(I-1)	la planification des traitements en radiothérapie (AAPM 1998)	16
Chapitre II		
(II-1)	Classification TNM 8ème edition	27
(II-2)	illustre les différents traitements du CPNPC selon le stade de développement du cancer	28
Chapitre III		
(III-1)	présente les contraintes de dose des OARs d'un cancer du poumon.	48
Chapitre IV		
(IV-1)	Présente les résultats dosimétriques des deux plans de traitement RC3D et VMAT pour le patient 01	49
(IV-2)	Présente les résultats dosimétriques des deux plans de traitement RC3D et VMAT pour le patient 02	50
(IV-3)	Présente les résultats dosimétriques des deux plans de traitement RC3D et VMAT pour le patient 03	50
(IV-4)	L'indice dosimétrique de l'homogénéité de la distribution de dose pour les plans de traitement RC3D et V MAT	53
(IV-5)	L'indice de dose pour la couverture du volume tumoral obtenu avec les techniques RC3D et VMAT pour les trois patients.	54
(IV-6)	l'indice dosimétrique de la conformité du volume tumoral pour une isodose de 95% obtenu en RC3D et en V MAT pour trois patients	56
(IV-7)	représentation de facteur de sur dosage de tissu sain (Body) par l'isodose 30 Gy	57
(IV-8)	représentation de facteur de sur dosage de tissu sain (Body) par l'isodose 40 Gy	58

(IV-9)	Comparaison des résultats numériques de l'analyse des DVH sur OAR entre les deux techniques pour le premier patient	58
(IV-10)	Comparaison des résultats numériques de l'analyse des DVH sur OAR entre les deux techniques pour le p deuxième patient	59
(IV-11)	Comparaison des résultats numériques de l'analyse des DVH sur OAR entre les deux techniques pour le p troisième patient	59



LISTE DES ABBREVIATIONS

Liste des abreviations

AAPM: The American Association of Physicists in Medicine

AAA : Anisotropic Analytic Algorithm

ADN: Acide Désoxyribonucléique

CBCT : Tomographie à Faisceau Conique ou Cone-Beam
Computerized Tomography

CT : Computerized Tomography

CQ : Contrôle de Qualité

CAC : Centre Anti Cancéreux

CTV : Clinical Target Volume

CCC : Collapsed Cone Convolution

DVH : Histogramme Dose Volume ou Dose Volume Histogram

DRR : Radiographie Numérique Reconstituée ou Digitally
Reconstructed Radiography

DAS : Système d'Acquisition des données

EPID : Dispositif d'Imagerie Portail électronique

GY : Gray (unité)

GTV: Gross Tumor Volume

GAI : Indice de congruence gamma

ICRU: Commission Internationale sur les Unités pour les Mesures de
Radiation ou International ou Commission on Radiation Units and
Measurements

IGRT: : Radiothérapie Guidée par Imagerie ou Image-Guided
Radiation Therapy

IMAT: Radiothérapie par Modulation d'Intensité par Arc ou Intensity
Modulated Arc Therapy

Liste des abreviations

IRM: Imagerie par Résonance Magnétique

ITV: Internal Target Volume

IMRT : Intensité Modulâtes Radiation Therapy

Kv : Kilo volt(unité)

Linac : Linear Accelerator

MV : Méga volt (unité)

MLC : Collimateur Multilame ou Multileaf Collimator

OAR : Organe A Risque

PTV: Planning Target Volume.

PET : Positron Emission Tomography

RCMI : Radiothérapie Conformationnelle avec Modulation d'Intensité

RC3D : Radiothérapie Conformationnelle en 3 Dimensions ou 3D
Conformal Radiotherapy

RX : Rayon x

SBRT: Stereotactic Body Radiotherapy

SRS: Stereotactic Radiosurgery

TDM: Tomodensitométrie

TPS: Treatment Planning System

UM : Unité Moniteur

VMAT: Volumetric Modulated Arc Therapy

4D : En Quatre Dimensions

3D : Trois Dimensions

2D : Bidimensionnelle

Liste des abreviations

CPNPC : Carcinome Pulmonaire Non à Petites Cellules

CPPC : Carcinome Pulmonaire à Petites Cellules



INTRODUCTION GÉNÉRALE

Introduction Générale:

Le cancer est une croissance anormale et incontrôlée de certaines cellules dans le corps, qui ont la capacité de se propager à d'autres parties du corps [1]. Le cancer du poumon est l'un des types de cancer les plus courants, causant des décès, comme l'a confirmé l'Organisation mondiale de la santé. En Algérie selon les statistiques de Globocan 2022, le cancer du poumon est le plus fréquent parmi les hommes. Il est traité de plusieurs manières, notamment par chirurgie, chimiothérapie, et radiothérapie, en fonction de la classification TNM. [2]

La radiothérapie externe est l'un des traitements les plus efficaces pour combattre localement le cancer du poumon avancé. Ce traitement implique généralement l'utilisation de rayons ionisants à haute énergie dirigés vers les tissus affectés, détruisant l'ADN des cellules cancéreuses tout en préservant autant que possible les tissus sains environnants. Une planification précise du traitement est essentielle pour déterminer les doses d'irradiation appropriées pour la tumeur, tout en respectant les doses maximales tolérées par les tissus sains adjacents.

Au cours des dernières années, la radiothérapie externe a connu un développement significatif de ses techniques afin d'améliorer la précision du traitement et de réduire les effets secondaires sur les tissus sains. Ces avancées comprennent des techniques telles que la radiothérapie conformationnelle 3D (RC3D) et la radiothérapie à modulation d'intensité volumétrique (VMAT). Ces méthodes modernes utilisent des images scanner tridimensionnelles pour localiser précisément la tumeur, permettant ainsi un ciblage précis des rayonnements vers la tumeur avec un angle spécifique, ce qui contribue à accroître l'efficacité du traitement tout en réduisant les effets secondaires.

L'objectif de ce mémoire de master est de déterminer quelle des deux techniques offre la meilleure couverture de la cible tout en respectant la dose maximale autorisée pour les tissus sains adjacents. Dans cette étude, nous avons sélectionné trois patients atteints de cancer du poumon traités au CAC de EL-OUED. Le plan de traitement des deux techniques a été supervisé par un physicien médical de ce centre.

Ce mémoire comprend une introduction et une conclusion, avec quatre chapitres intermédiaires, ainsi que des annexes ajoutées car elles contiennent des informations importantes pouvant être consultées.

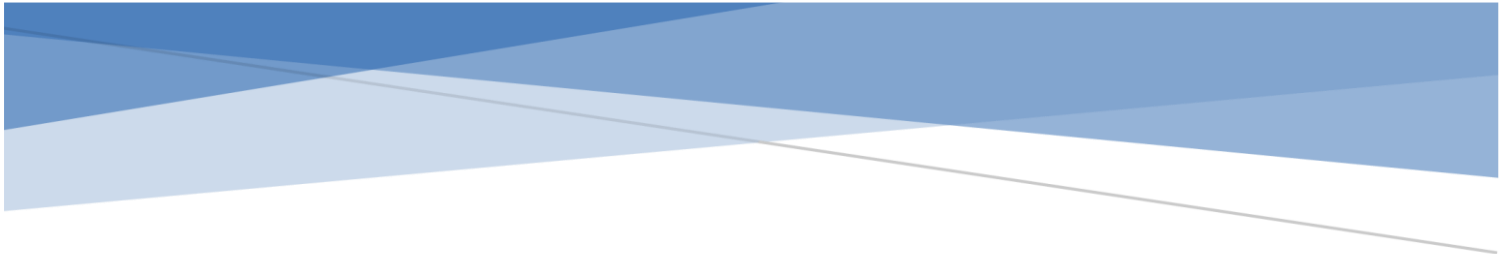
Dans le premier chapitre, nous aborderons le traitement par radiothérapie externe et ses techniques. En outre, nous définirons les volumes cibles et les organes à risque. Ensuite, nous présenterons le système de planification de traitement, les types de planification, les modes d'optimisation, et conclurons le chapitre en discutant des algorithmes utilisés pour le calcul de la dose.

Introduction Générale

Dans le deuxième chapitre, nous abordons l'anatomie du poumon et les différents types de cancer du poumon. Nous discutons également du parcours du patient au sein du service de radiothérapie, et concluons le chapitre en examinant le rôle de la radiothérapie externe dans le traitement du cancer du poumon.

Dans le chapitre trois, nous commencerons par présenter les outils utilisés pour créer les plans de traitement pour les deux techniques. Ensuite, nous décrirons les étapes suivies pour mener à bien la planification du traitement, et nous concluons avec la méthodologie utilisée pour calculer divers indicateurs et paramètres dosimétriques.

Dans le chapitre quatre, nous présenterons les résultats variés obtenus en utilisant les deux



CHAPITRE I :

Généralités sur la radiothérapie externe

I-1- Introduction :

La radiothérapie est l'un des moyens les plus importants de traiter les maladies cancéreuses et de nombreuses autres affections de santé. Ce type de traitement repose sur l'utilisation des rayonnements pour détruire ou réduire la croissance des cellules cancéreuses, ce qui améliore la qualité de vie des patients et augmente les chances de succès du traitement. Dans ce chapitre, nous explorerons divers aspects liés à la radiothérapie externe, y compris les types de rayonnements utilisés et leurs effets sur le corps. Nous discuterons également de l'évolution des techniques de traitement au fil des ans et des améliorations qui y ont été apportées .

I-2-La radiothérapie :

La radiothérapie est l'une des techniques les plus efficaces dans le traitement du cancer, où elle participe au traitement en utilisant des rayons X ou des radiations ionisantes générées par des accélérateurs linéaires pour détruire les cellules cancéreuses. Depuis ses débuts, l'objectif clinique de la radiothérapie a toujours été de fournir une dose élevée suffisante au tumeur pour atteindre un contrôle local optimal tout en minimisant la toxicité pour les tissus sains. [3]

Selon le mode de délivrance de l'irradiation par les rayonnements ionisants, il existe trois principaux types de traitements en radiothérapie pour le traitement des tumeurs: **La radiothérapie interne** , **La radiothérapie interne vectorisée (ou métabolique)** , **La radiothérapie externe**

I-3 -La radiothérapie externe :

La radiothérapie externe est une procédure médicale utilisant des rayonnements ionisants à haute énergie pour traiter les maladies cancéreuses tout en préservant l'intégrité des tissus sains environnants. Ce traitement implique l'émission de rayonnements à partir d'une source externe telle que des appareils à rayons X, des sources de cobalt et des accélérateurs, dirigés précisément vers la tumeur, tout en minimisant l'impact sur les tissus sains adjacents. [4]

- **L'accélérateur linéaire pour radiothérapie externe :**

L'accélérateur linéaire est un dispositif utilisé dans le traitement par radiothérapie, où il génère et accélère les électrons et les photons utilisés pour traiter les tumeurs cancéreuses. Il se compose de deux parties principales : la section d'accélération, qui produit et accélère les électrons, et la tête de l'accélérateur, qui façonne le faisceau pour le traitement. L'accélérateur linéaire produit deux faisceaux principaux : les photons et les électrons. La plus haute énergie des photons produite varie entre 6 et 10 mégaelectronvolts (MeV), tandis que celle des électrons varie entre 4 et 18 MeV. Les électrons sont généralement utilisés pour le traitement des tumeurs superficielles en raison de leur faible capacité de pénétration dans les tissus. [4]

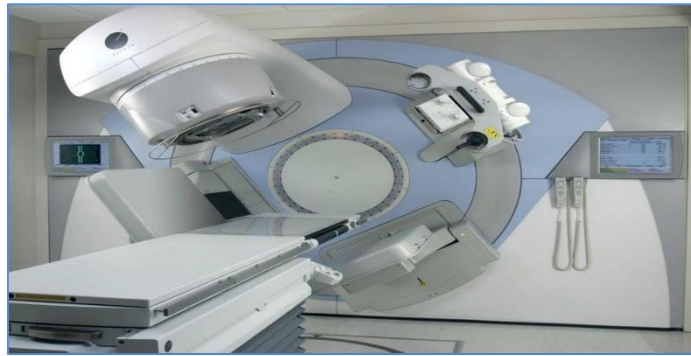


Figure I-1: Linac Elekta Infinity de CAC EL-Oued

I-4- Mécanismes de base de la Radiothérapie :

La radiothérapie est un traitement qui utilise des rayonnements ionisants de haute énergie. Dans cette section, nous explorerons plus en détail les rayonnements ionisants les plus couramment utilisés en radiothérapie (photons et électrons) et leur impact sur la matière vivante.

I-4-1-Effet physique :

- **Interaction photons-matière :**

Les photons (x , γ) n'est pas chargé électriquement, il interagit avec le matériau de manière aléatoire, par exemple en interagissant avec le matériau Luton peut rebondir sans perdre de puissance (dispersion élastique) ou perdre une partie de son énergie (dispersion inélastique) ou perte totale d'énergie. [5]

Les rayons X et les rayons gamma (γ) ont une capacité de pénétration élevée dans la matière en raison de leur absence de masse, et leur absence de charge rend possible leur réaction nucléaire inversant les particules chargées qui n'interagissent pas avec le noyau. [6]

- **Interaction électrons-matière :**

Electrons sont un faisceau d'électrons à haute énergie qui interagissent avec la matière en interagissant avec les électrons de valence et le champ électrique du noyau, produisant ainsi électrons, des paires d'ions et de l'excitation dans la matière. La pénétration électrodans la matière est plus importante que celle des particules alpha en raison de leur vitesse élevée, ce qui leur permet d'atteindre le champ électrique du noyau et de produire des rayons X. [7]

I-4-2- Les effets biologiques des rayonnements ionisants :

Lorsque les organismes vivants sont exposés à des radiations ionisantes (qu'elles proviennent d'une source externe ou d'une contamination interne), certaines de leurs composantes, notamment les molécules d'eau qui constituent la majeure partie de toute cellule, subissent une ionisation. Cela entraîne des changements chimiques qui peuvent à leur tour entraîner des modifications dans le fonctionnement des cellules.

Ces changements peuvent se manifester chez les organismes vivants sous forme de maladies, ce qui signifie que l'effet des radiations sur les organismes vivants est le résultat de dommages cellulaires. [8,9]

Ces modifications peuvent être causées par l'exposition directe de la personne aux radiations, ce qui endommage ses propres cellules, ou être héréditaires.

L'exposition aux radiations peut entraîner diverses maladies, et la gravité de ces effets ainsi que le délai de leur apparition dépendent de la quantité d'énergie des radiations absorbée par le corps et de son taux d'absorption (c'est-à-dire les doses de rayonnement). Sur cette base, les effets biologiques des radiations sur les organismes vivants se divisent en :

- **Les effets déterministes :**

Les effets déterministes résultent de l'exposition d'un organisme vivant à un rayonnement de haute énergie, entraînant des dommages non réparables à l'ADN, ce qui conduit à des lésions de nombreuses cellules. Ces effets se manifestent de manière certaine lorsque le seuil d'exposition à un tissu spécifique est dépassé, entraînant l'apparition de maladies précoces telles que la maladie radiologique, la cataracte et l'érythème cutané. De plus, l'exposition aux effets déterministes n'empêche pas la persistance d'une exposition supplémentaire aux effets stochastiques à long terme.

- **Les effets stochastiques :**

Les effets stochastiques sont des effets qui se manifestent de manière aléatoire sur une longue période. Ils sont causés par des mutations non létales de l'ADN et se caractérisent par la mutation des cellules affectées. Contrairement aux effets déterministes, la gravité de ces effets n'est pas liée à la dose reçue lors de l'exposition, mais dépend uniquement de la probabilité de leur apparition. L'une des maladies les plus courantes résultant des effets stochastiques est le cancer.

I-5-Les techniques de traitement du cancer du poumon par radiothérapie externe :

Jusqu'aux années 1990, la radiothérapie externe reposait sur des images radiographiques et des équipements limités. Avec les avancées technologiques, de nouvelles techniques ont émergé telles que (RC3D, RCMI, VMAT.), permettant ainsi d'améliorer l'orientation et l'adaptation du faisceau aux cibles et aux organes à risque(OAR) en trois dimensions . [3]

I-5-1- La radiothérapie conformationnelle 3D (RC3D):

La technique de radiothérapie conformationnelle tridimensionnelle (3D-CRT) représente une avancée majeure dans le domaine de la radiothérapie grâce au développement technologique continu. Son objectif est d'augmenter la dose de rayonnement dirigée vers la tumeur et de réduire la dose dirigée vers les tissus sains environnants. Cette technique repose sur une localisation précise de la tumeur en trois dimensions et une planification du traitement en conséquence, permettant ainsi de guider la dose de rayonnement de manière plus précise. [3]

Le dispositif Multileaf Collimator (MLC) divise le faisceau de rayonnement en fines bandes contrôlables individuellement. Cela se fait en utilisant un ensemble de lames étroites et mobiles qui peuvent être ajustées avec précision pour couvrir les parties ciblées de la tumeur. Ces lames sont réglées avec précision au niveau de l'appareil, ce qui permet d'ajuster précisément la forme du faisceau de rayonnement en fonction de la structure de la tumeur. Ce processus améliore la distribution précise de la dose de rayonnement à l'intérieur de la tumeur, augmentant ainsi l'efficacité du traitement et réduisant les effets secondaires sur les tissus sains environnants. L'utilisation de cette technique est considérée comme une partie essentielle des techniques modernes de radiothérapie, contribuant à améliorer les résultats du traitement et à améliorer le confort du patient.

La simulation virtuelle est utilisée en radiothérapie pour déterminer avec précision le positionnement du traitement à l'aide de lasers mobiles sur la peau du patient, facilitant ainsi la repositionnement pendant le traitement. Les technologies informatiques permettent une visualisation détaillée en 3D des organes du corps à chaque niveau de coupes CT, y compris les organes vitaux et la taille de la tumeur cible. Cela permet de définir avec précision les objectifs cliniques (CTV) ainsi que la taille de la tumeur cible (GTV) avec une marge, qui englobe différentes zones du CTV sur le patient (l'organe en mouvement naturel). Ceci garantit l'absence d'erreurs de positionnement du patient lors de chaque séance de traitement. [10]

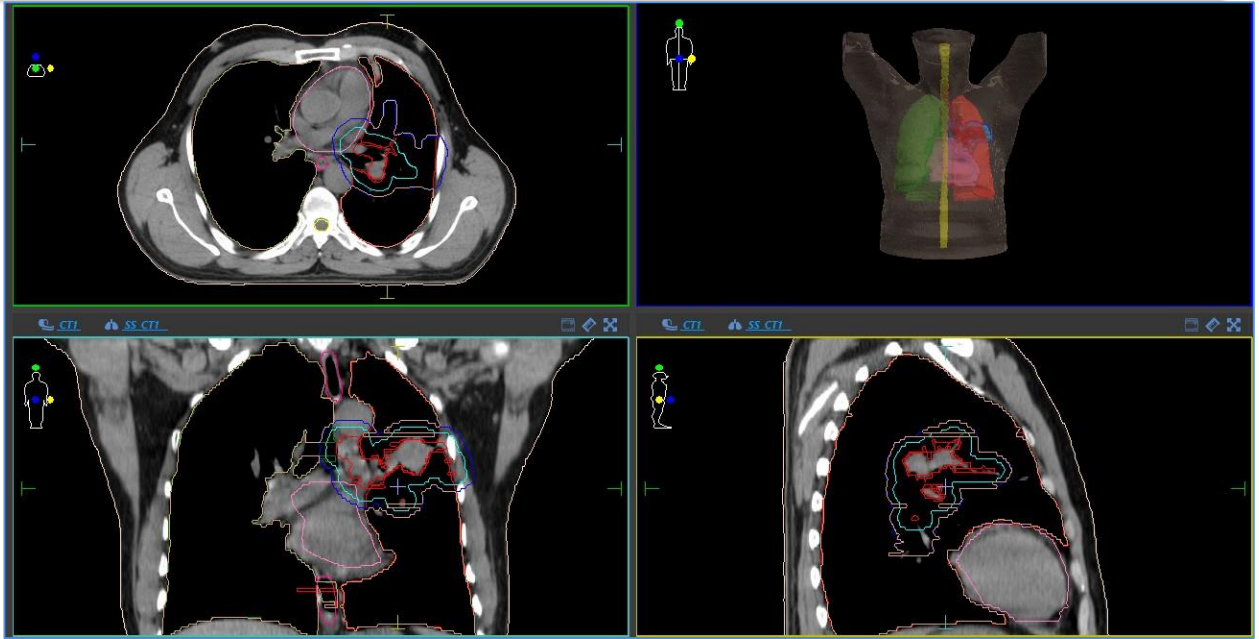


Figure I-2 : Le contournage des volumes cibles et des organes à risque (OAR) en 3D (CAC EL-OUED)

I-5-2- La radiothérapie conformationnelle par modulation d'intensité (IMRT ou RCMI):

La radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité (IMRT ou RCMI) est une technique avancée dans le domaine de la radiothérapie. Cette méthode repose sur la modulation de l'intensité du rayonnement à l'intérieur même du faisceau, ce qui permet d'ajuster la distribution de la dose en fonction de la zone cible du traitement. Elle utilise une planification inverse à l'aide d'un algorithme pour atteindre la dose la plus proche possible de la zone cible, tout en veillant à réduire la dose dirigée vers les organes sensibles. Cette technique (RCMI) recommande de commencer par le calcul inverse. Ce procédé consiste à d'abord positionner les faisceaux par simulation virtuelle afin de minimiser l'exposition aux structures critiques (voir la figure).[3]

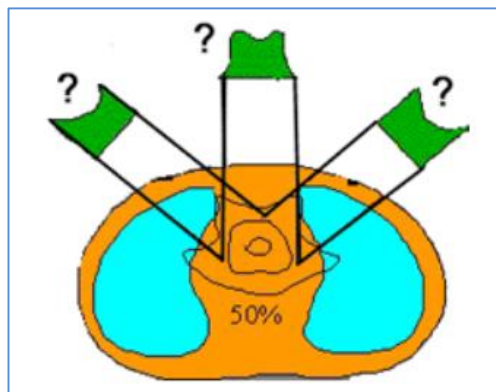


Figure I-3: principe du calcul dosimétrique inverse[3]

La technique actuelle de l'IMRT permet de traiter les patients sous plusieurs angles de faisceau, incluant des configurations statiques et dynamiques. [3]

- **L'IMRT statiques :**

La technique d'imagerie et de traitement par modulation d'intensité (IMRT), qui repose sur le principe de l'imagerie et du traitement à différents niveaux, utilise un dispositif composé de plusieurs lames pour créer des ouvertures de formes variées. Le rayonnement est émis uniquement lorsque les lames sont fixes dans chaque position, ce qui permet de créer un modèle de distribution d'intensité à plusieurs niveaux en fonction du nombre d'étapes utilisées.

- **L'IMRT dynamiques :**

La technique du "sliding window" en imagerie médicale et en radiothérapie dynamique signifie que le faisceau reste constant tandis que les lames MLC se déplacent de manière variable pendant la séance de traitement. Ces lames glissent à des vitesses variables pour dessiner un modèle continu de la distribution de la dose, permettant un ajustement précis et personnalisé du niveau de radiation à chaque séance de traitement.

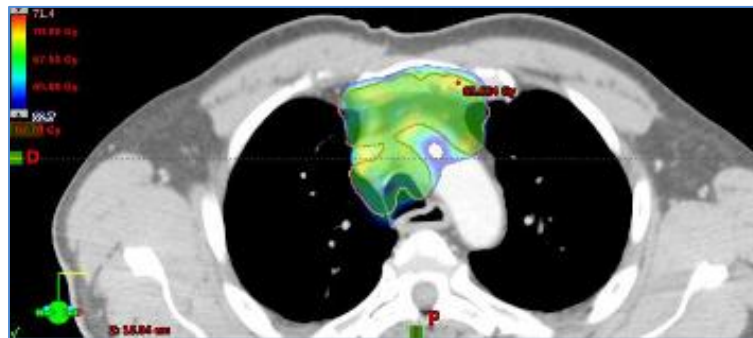


Figure I-4: RCMI pour cancer du poumon [12]

Les principaux avantages des traitements dynamiques résident dans leur rapidité et leur haut niveau de conformité thérapeutique. Quant aux traitements statiques en imagerie et guidage, leur avantage réside dans la précision des calculs. Dans l'ensemble, la technologie de l'imagerie et du guidage a contribué à améliorer les traitements de radiothérapie en augmentant les chances de contrôler les tumeurs et en réduisant les dommages collatéraux (diminution de la probabilité de complications des tissus sains). [11]

I-5-3-Radiothérapie avec Modulation d'intensité volumétrique par arc thérapie (VMAT) :

La VMAT (Volumetric Modulated Arc Therapy) est une technique avancée de radiothérapie qui utilise les rayons X pour traiter avec précision les tumeurs cancéreuses. Pendant le traitement, un dispositif appelé gantry effectue un mouvement circulaire autour du patient pour créer un arc de rayonnement. En même temps, les lames du collimateur multi-lame (MLC) se déplacent de

Chapitre I : Généralités sur la radiothérapie externe

manière continue pour ajuster la forme et la direction du faisceau de rayonnement, ce qui permet de délivrer précisément la dose de radiation nécessaire pour différents angles d'irradiation.[13]

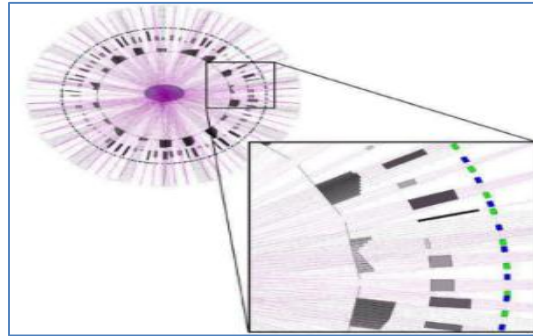


Figure I-5 : Illustration de la modulation des faisceaux en VMAT selon Webb et McQuaid 13 ; ovale gris central : patient ; lignes roses : faisceaux de l'arc de 360° discrétisé en 72 CP ; rectangles bleus et verts : positions des deux bancs de lames du MLC pour chaque CP ; rectangle gris à chaque CP: fluence incidente ; barres grises (cercle intérieur) : fluence incidente modulée par la combinaison de plusieurs CP. [14]

Dans VMAT, l'accent est mis sur une distribution plus précise du rayonnement, où le mouvement des MLC et du gantry joue un rôle crucial dans le guidage précis du rayonnement vers la tumeur et les tissus environnants. Grâce à ces caractéristiques, le temps requis pour chaque séance de traitement peut être réduit et la qualité des soins améliorée, réduisant ainsi les effets secondaires potentiels sur le patient [13]

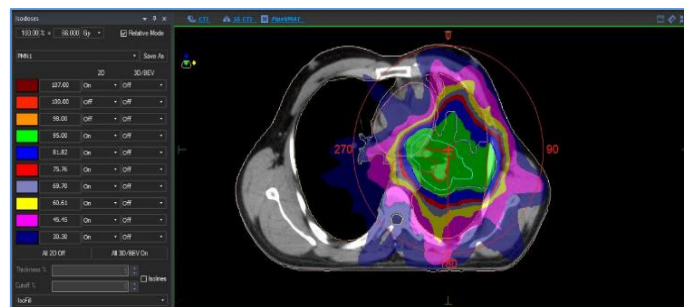
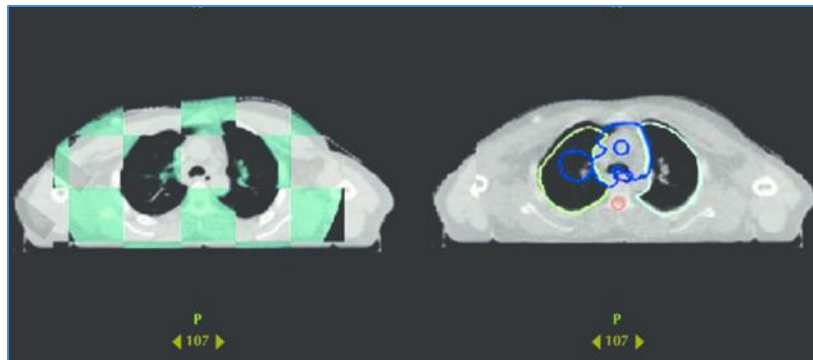


Figure I-6: représentant la distribution de la dose en VMAT

Cette méthode permet de traiter la tumeur en utilisant un ou deux arcs pouvant aller jusqu'à 360 degrés. Dans les cas complexes, un nombre supérieur d'arcs peut être nécessaire, ce qui permet de distribuer la dose sur un "anneau" complet ou partiel, et non pas seulement sur quelques angles. En plus de sa rapidité par rapport à la radiothérapie traditionnelle et à l'IMRT, cette méthode réduit le temps requis pour chaque séance de traitement, contribuant ainsi à réduire les mouvements pendant le traitement.[13]

I-5-4-La radiothérapie guidée par l'image" image guided radiation therapy " ou IGRT :

L'idée de la technologie de Radiothérapie Guidée par l'Image (IGRT) vise à améliorer la précision du traitement par radiothérapie en utilisant l'imagerie disponible dans la salle de traitement pour visualiser la cible et les structures normales avant ou pendant le traitement, et adapter le traitement si nécessaire. Cette technologie découle de l'importance de vérifier la localisation de la cible et des tissus sains avant, pendant et après l'exposition aux rayonnements. Son développement remonte au début des années 1990 et est lié notamment à RC3D et plus particulièrement à IMRT. [3]



FigureI-7: Exemple de radiothérapie guidée par l'image : L'image MV-CT est fusionnée à chaque séance de traitement pour vérifier la position correcte du patient et la taille de la cible thérapeutique [15]

Les techniques d'IGRT offrent des avantages et des limitations variés en raison des différences de conception et de mise en œuvre, jouant ainsi un rôle important dans l'amélioration du traitement et la réduction des complications.

Malgré l'efficacité de la radiothérapie guidée par l'image (IGRT) et sa capacité à améliorer la couverture de la zone cible et à éviter les organes sensibles, cette technique présente certaines limitations telles que les risques liés au mouvement du patient et des organes. Par exemple, l'augmentation de la dose ou du nombre d'unités de contrôle peut avoir des effets négatifs sur le traitement du patient si elle n'est pas correctement dirigée. [3]

I-5-5-Cone Beam Computed Tomography (CBCT):

Cone Beam Computed Tomography (CBCT), d'autre part, est une révolution dans le domaine de la radiothérapie, permettant une visualisation anatomique en 3D du patient pendant le traitement. Cette technique utilise la même source de rayons X et le même détecteur que ceux utilisés dans le traitement, mais elle combine des projections en deux dimensions avec la rotation de la source autour du patient pour former des images en trois dimensions. Malgré les défis rencontrés par le CBCT, tels que la dégradation de l'image due aux mouvements du patient, il reste une technique précieuse pour guider le traitement à l'intérieur du patient et vérifier son alignement pendant le traitement. [11]

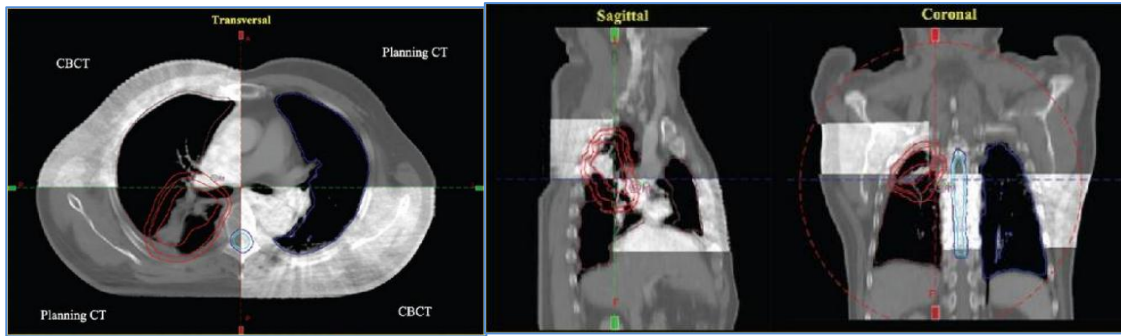


Figure I-8: Une image montrant la Tomographie Cone Beam (CBCT) avec la Tomographie Computerisée de Planification (Planing CT). [16]

Ainsi, ces deux techniques, l'IGRT et le CBCT, partagent l'objectif commun d'améliorer la précision et l'efficacité du traitement par radiothérapie en fournissant une imagerie en temps réel des structures anatomiques et en permettant des ajustements pendant le traitement pour assurer une couverture adéquate de la zone cible tout en préservant les tissus sains.

I-5-6-La radiothérapie synchronisée avec la respiration (Gating) :

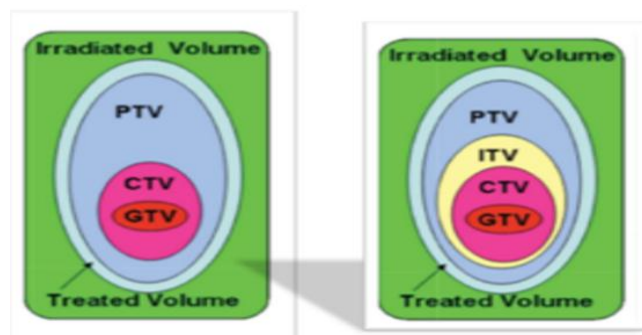
La radiothérapie synchronisée avec la respiration vise à améliorer la précision du ciblage des tumeurs cancéreuses affectées par les changements de position dus à la respiration naturelle du patient. Cela est réalisé à travers les méthodes suivantes :[45]

- **Contrôle respiratoire avec la technique du Gating :** Des dispositifs sensibles sont utilisés pour suivre le mouvement respiratoire et déterminer des périodes spécifiques pendant le cycle respiratoire pour délivrer le rayonnement avec précision. Des ceintures de surveillance ou des dispositifs de vision thermique sont utilisés pour ajuster le timing de l'irradiation du tumor à des moments précis du cycle respiratoire où la tumeur est stationnaire.
- **Synchronisation respiratoire avec le Gating et la radiothérapie 4D :** Ce traitement implique l'enregistrement d'images multiples à travers le cycle respiratoire en utilisant la radiographie pour créer une chronologie du mouvement de la tumeur. Les moments optimaux pour administrer le rayonnement sont déterminés avec précision en fonction de cette chronologie, aidant ainsi à cibler efficacement la tumeur sans mettre en danger les tissus sains.
- **Suivi (Tracking) et synchronisation avec l'accélérateur de particules :** Cette approche utilise des techniques avancées de suivi pour localiser précisément la tumeur pendant le mouvement respiratoire en utilisant des systèmes de suivi optique ou d'autres capteurs. Le guidage précis et continu du rayonnement est ajusté pour améliorer l'efficacité du traitement et réduire les risques pour les tissus environnants.

En utilisant ces techniques avancées, il est possible d'atteindre un traitement par radiothérapie précis et efficace, contribuant à améliorer les résultats thérapeutiques et à minimiser les effets secondaires pour les patients.[45]

I-6-Définition des volumes cibles:

La détermination des volumes est cruciale dans la planification de la radiothérapie tridimensionnelle, nécessitant une précision dans la définition des objectifs et la spécification des doses requises. Les recommandations de la Commission internationale des unités de rayonnement (ICRU) jouent un rôle essentiel dans l'harmonisation des pratiques à l'échelle mondiale. Le rapport ICRU n° 50 établit les volumes de référence pour délimiter les contours sécuritaires[17,18], et des rapports ultérieurs comme les rapports 62 et 83 ont été ajoutés pour inclure les nouvelles techniques[19].



ICRU50

ICRU62

Figure I-9 : Les différents volumes-cibles en radiothérapie[19]

Spécification de la dose selon ICRU-50 et ICRU-62

L'International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU) est un organisme chargé d'unifier les méthodes de mesure et les rapports de dose, ainsi que d'autres activités. L'ICRU a défini des points de référence pour différentes techniques de radiothérapie, simples ou complexes, dans le but d'uniformiser les doses.[11]

I-6-1 Gross Tumor Volume (GTV):

Le volume tumoral global (GTV), également connu sous le nom de volume tumoral macroscopique, englobe toutes les tumeurs qui peuvent être mesurées, palpées ou visibles à l'imagerie. Parfois, des instructions spécifiques font référence au GTV_T pour la tumeur primitive et au GTV_LN pour les ganglions lymphatiques [20]. Toutes les autres dimensions mentionnées par la suite sont des extensions de ce GTV. Il existe au moins trois raisons de décrire et de définir le GTV :

1. Le GTV est crucial pour classer le stade de la maladie.
2. En raison de la concentration élevée de cellules cancéreuses dans le GTV, il est nécessaire d'administrer une dose létale à l'intérieur de tout le GTV pour obtenir un contrôle local.

Chapitre I : Généralités sur la radiothérapie externe

3. La surveillance du GTV pendant le traitement peut être utile pour évaluer la réponse précoce et déterminer si un traitement supplémentaire est nécessaire [2].

I-6-2- Clinical Tumor Volume (CTV):

Le volume cible thérapeutique (CTV) est constitué du volume tumoral global (GTV) et inclut une marge pour tenir compte des infiltrations microscopiques du tumor dans les tissus environnants. Ce volume doit être correctement traité pour garantir un bon contrôle de la tumeur. La définition du GTV et du CTV constitue une partie essentielle du rapport médical, assurant ainsi une élimination précise des cellules cancéreuses. [21]

La marge (1) varie selon le type anatomopathologique : $CTV_T = GTV_T + \text{marge (1)}$.

La marge (2) varie également selon la taille des ganglions lymphatiques :

$CTV_LN = GTV_LN + \text{marge (2)}$.

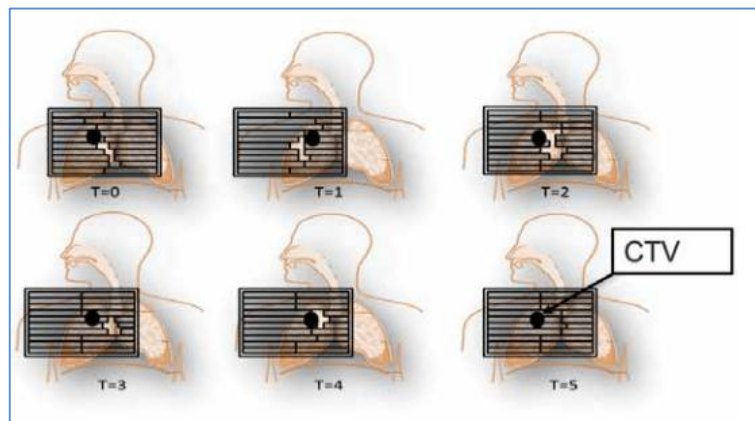


Figure I-10 : Représentation de l'effet interplay. Le mouvement respiratoire (déplacement du CTV) ne coïncide pas avec le mouvement des lames - Le CTV se retrouve toujours caché derrière une lame sur les 5 temps [4]

I-6-3- Planning Tumor Volume (PTV):

Le PTV, ou Volume Cible de Traitement, désigne la zone précisément délimitée pour recevoir la dose spécifique de rayonnement dirigée vers la cible interne de traitement (CTV) dans le contexte médical. Le volume du PTV est déterminé en tenant compte des marges internes et externes pour compenser les mouvements des tissus cibles, ainsi que leurs variations de forme et de taille, en fonction de la situation clinique, de la taille du CTV et de la technologie utilisée dans le traitement. Il est recommandé de former le PTV en tenant compte du mouvement respiratoire à l'aide d'une numérisation en 4D [21], principalement utilisée dans la planification du traitement des tumeurs près du diaphragme, car ce mouvement peut affecter considérablement la précision du traitement. Des précautions strictes doivent être prises lors de la détermination de la taille du PTV pour éviter toute augmentation injustifiée, car cela pourrait augmenter le risque de complications.

La marge (3) varie en fonction de la situation de la tumeur :

$$PTV = (CTV_T + CTV_LN) + \text{marge (3)}$$

I-6-4- Les organes à risques (OAR):

Les organes à risque (OAR) sont ceux dont la sensibilité aux radiations est suffisamment élevée pour que la dose reçue puisse être significative par rapport à leur tolérance, ce qui peut nécessiter une révision du faisceau de rayonnement ou une adaptation de la dose. Ces organes sont classés en deux catégories: [19]

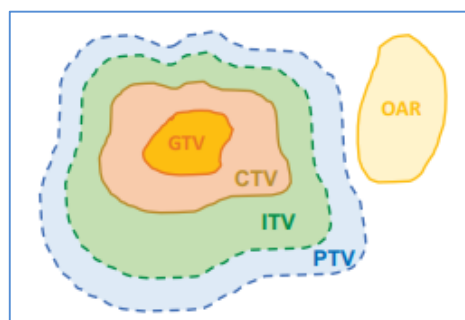
- **Les organes sériels :**

Ils forment des chaînes d'unités fonctionnelles dont la préservation est essentielle pour maintenir l'intégrité du tissu. Par exemple, si l'une de ces unités est endommagée, la fonction de l'organe dans son ensemble peut être gravement affectée. Il est crucial de ne pas dépasser une certaine dose pour éviter les complications. [19]

- **Les organes parallèles :**

Ils sont constitués de groupes d'unités fonctionnelles indépendantes les unes des autres. Il est impératif de ne pas dépasser un certain pourcentage de la dose pour éviter d'endommager la fonction de l'organe. [19]

Il est essentiel de déterminer avec précision la taille de la cible pour le traitement par radiothérapie et de localiser avec précision ces organes pour garantir le succès du traitement et éviter tout dommage aux organes adjacents [19]



FigureI-11: Représentation schématique des différents volumes définis dans l'ICRU 62[3]

I-7-Le Système de Planification des Traitements ou (TPS)

Le système de planification du traitement (TPS) est un dispositif médical avancé comprenant un ordinateur, un logiciel spécialisé et des accessoires périphériques pertinents. Ce système génère un modèle tridimensionnel virtuel du patient traité à l'aide de coupes tomодensitométriques multiples (CT), généralement acquises lors de la préparation du patient pour la séance de traitement. De plus, le système peut être utilisé pour extraire des informations à partir d'autres

Chapitre I : Généralités sur la radiothérapie externe

sources d'imagerie telles que l'imagerie par résonance magnétique, l'imagerie médicale fonctionnelle et la scintigraphie positive des émissions électroniques. Ces étapes (étapes 1 et 2 selon le tableau 1) contribuent à construire une image globale de l'état du patient et à fournir les données nécessaires à la planification thérapeutique efficace .[22]

Le système de planification du traitement (TPS) offre une gamme d'outils pour déterminer le volume des tissus à traiter et à protéger, ainsi que des outils pour étendre ces tissus afin de prendre en compte leurs mouvements pendant la période de traitement par rayonnement, ce qui correspond à l'étape 3 dans le tableau 1. Cette expansion permet de définir les caractéristiques physiques et géométriques des rayons utilisés, ce qui intervient à l'étape 4 du tableau 1. De plus, il est possible d'utiliser des taux de rayonnement, tels que les pulses et les filtres d'angle, pour ajuster les distributions de dose en fonction du volume des tissus à exposer au rayonnement, comme l'ajustement de la profondeur maximale de la dose ou la compensation des irrégularités de surface. Une analyse quantitative et qualitative des distributions de dose autour de la tumeur est effectuée lors des étapes 5 à 7 du tableau 1 pour garantir la précision du traitement dosimétrique. De plus, les distributions de dose tridimensionnelles autour de la tumeur et les temps d'exposition au rayonnement, ainsi que chaque session et chaque faisceau, sont calculés, ce qui est nécessaire pour délivrer la dose prescrite. [22]

Tableau I-1 : la planification des traitements en radiothérapie (AAPM 1998) [22]

<u>1. Alignement et positionnement du patient pour le traitement</u>
· Recherche de la position du patient la plus adaptée au traitement (confort , reproductibilité , dégagement des tissus sains...) · Recherche du système de contention le plus performant pour maintenir le patient dans la position de traitement
<u>2. Acquisition des données anatomiques</u>
· Acquisition et transfert des images vers le TPS · Recalage éventuel des données (TEMP, TEP, IRM ...) sur les images TDM de référence réalisées en position de traitement
<u>3. Définitions anatomiques</u>
· Définition et délimitation des contours correspondant aux structures saines et critiques · Définition du volume tumoral et des expansions en 3D pour tenir compte des mouvements internes et externes du patient, des incertitudes de contournage et du repositionnement à chaque séance · Obtention de la cartographie des densités électroniques de chaque structure au moyen d'un étalonnage du contraste des images CT en terme de densité électronique
<u>4. Définitions des faisceaux</u>
· Centrage (position de l'isocentre) · Détermination des faisceaux (énergie, nombre, angle d'incidence) · Affichage des faisceaux et des structures dans des vues multiples 2D ou 3D et notamment depuis la source de rayonnement (BEV, DRR) · Conformation des champs aux structures à irradier au moyen de collimateur multilames · Détermination des modificateurs de faisceaux (bolus, filtre en coin) · Détermination de la pondération de chaque faisceau
<u>5. Calcul de la dose</u>

Chapitre I : Généralités sur la radiothérapie externe

- Sélection et paramétrage de l'algorithme de calcul de dose
- Entrée de la dose prescrite dans le TPS
- Calcul de la distribution de dose dans le patient
- Calcul des histogrammes dose-volume ou HDV (représentation graphique du pourcentage de volume irradié en fonction de la dose délivrée)

6. Evaluation du plan de traitement

- Calcul des 'temps' de traitement par faisceau permettant de délivrer cette prescription
- Affichage et analyse visuelle en 2D et en 3D des distributions de dose (isodoses)
- Analyse des distributions de dose au moyen des HDV
- Utilisation d'outils d'optimisation +/- automatisés ou assistés pour répondre aux objectifs cliniques

7. Mise en application du plan de traitement

- Vérification et validation du plan de traitement
- Transfert du plan de traitement vers le système d'enregistrement et de vérification des traitements (R&V) puis, vers l'appareil de traitement

I-8-Le système de planification Monaco :

I-8-1-Description :

Lors de la réunion annuelle de l'Association américaine de physique médicale (AAPM) numéro 58, Elekta a présenté la dernière version de son logiciel de planification de traitement, "Monaco version 5.10". Le système Monaco est considéré comme un programme avancé dans le domaine de la radiothérapie, permettant aux équipes médicales de concevoir et mettre en œuvre des plans de traitement avec précision et efficacité. Ce système se distingue par sa capacité à utiliser des techniques avancées telles que la radiothérapie à modulation d'intensité (IMRT), la radiothérapie volumique avec arc thérapeutique (VMAT), la radiothérapie tridimensionnelle conformationnelle (RC3D), la stéréotaxie (SRT), ainsi que d'autres techniques. [23]

I-8-2-Les fonctionnalités :

- Permet d'atteindre une distribution optimale des doses de rayonnement dirigées vers les tumeurs cancéreuses.
- Aide à augmenter l'efficacité du traitement et à réduire les effets secondaires sur les tissus sains environnants.
- Offre une rapidité dans les opérations de planification et d'amélioration.
- Accroît la précision dans la description des objectifs thérapeutiques.
- Réduit le temps nécessaire à la préparation des plans de traitement.

I-8-3-planification et l'optimisation :

I-8-3-1- Planification :

La planification dans le traitement par radiothérapie consiste à définir et concevoir les plans thérapeutiques visant à diriger avec précision les doses de radiation vers les tumeurs cancéreuses tout en préservant les tissus sains environnants. Ce processus peut être divisé en deux types : la planification directe et la planification inverse. [24]

- **Plannification directe :**

Dans la planification en direct, les plans de traitement sont conçus directement et immédiatement, où l'équipe médicale définit les objectifs thérapeutiques et conçoit les plans en utilisant les données disponibles, y compris les tailles des tumeurs et les informations sur le DVH. La planification repose sur des techniques telles que la radiothérapie bidimensionnelle (2D) et la radiothérapie tridimensionnelle (RC3D), où ces méthodes sont appliquées pour déterminer la forme et la taille précises des tumeurs et administrer une dose de rayonnement précise, tout en réduisant les effets secondaires sur les tissus sains.

- **Plannification inverse :**

Dans ce processus, les plans de traitement sont élaborés de manière avancée et minutieuse en utilisant des techniques de pointe telles que la radiothérapie à modulation d'intensité (IMRT) et la radiothérapie à modulation volumétrique (VMAT). Les algorithmes des faisceaux de rayonnement sont utilisés, où ces algorithmes visent à améliorer la distribution des doses de rayonnement en déterminant la trajectoire optimale des faisceaux et en les distribuant uniformément sur la tumeur tout en préservant les tissus sains. Ces algorithmes reposent sur la technique d'optimisation pour obtenir la meilleure distribution de dose de rayonnement. Quant aux modèles basés sur la méthode de Monte-Carlo, ils effectuent une simulation de l'interaction du rayonnement avec les tissus cibles

et sains. Ces modèles génèrent une série de scénarios aléatoires pour représenter l'effet du rayonnement sur les tissus et améliorer la distribution des doses en fonction des données de simulation.

I-8-3-2- L'optimisation :

Le but de l'amélioration et du développement du traitement par radiothérapie est d'atteindre les meilleurs résultats pour les patients, et cela comprend plusieurs types d'améliorations :

- **Amélioration de la dose et de la nutrition clinique :**

Cette amélioration vise à fournir une dose efficace de rayonnement pour les tumeurs tout en préservant l'intégrité des tissus sains, en déterminant correctement la dose cible et en la distribuant de manière optimale pour minimiser l'impact sur les tissus sains.

Chapitre I : Généralités sur la radiothérapie externe

- **Amélioration des modèles biologiques :**

Cela implique le développement de modèles mathématiques ou informatiques pour estimer la probabilité de contrôle de la tumeur et la probabilité de complications dans les tissus normaux. Cela aide à améliorer les prévisions des résultats thérapeutiques et à améliorer la planification du traitement.

- **Amélioration des données cliniques :**

Il vise à recueillir des données cliniques plus précises et plus complètes pour mieux comprendre l'impact du traitement par radiothérapie sur les résultats cliniques. Cela aide à améliorer les modèles biologiques et à améliorer la planification du traitement. [20]

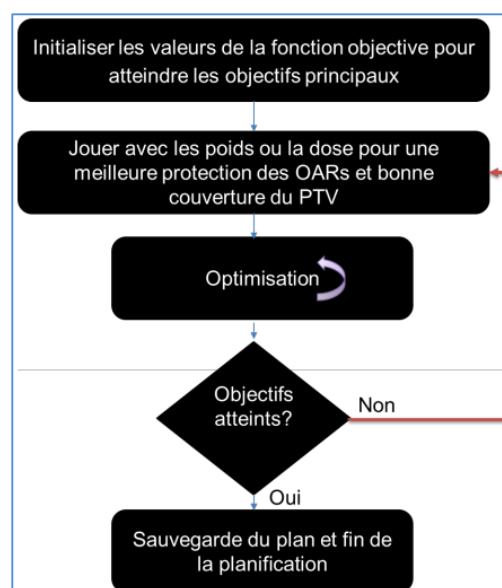


Figure I-12: Processus d'optimisation lors d'une planification de plan de traitement

I-9- Les algorithmes de calcul de doses :

Les systèmes de planification thérapeutique (TPS) ont considérablement évolué en utilisant des logiciels améliorés et des techniques de calcul de doses en trois dimensions. Bien que certains systèmes utilisent des algorithmes bidimensionnels convertis en tridimensionnels, l'accent est mis sur l'importance de la précision et de la rapidité de calcul des doses. Le développement des algorithmes dans ce domaine remonte aux années cinquante du siècle dernier, et ils peuvent être classés en trois catégories principales [24] :

I-9-1- Les algorithmes basés sur la correction :

Les algorithmes basés sur la correction ajustent les doses calculées en utilisant des données disponibles sur les variations de la composition tissulaire dans la zone cible. Par exemple, l'algorithme peut ajuster la dose de radiation calculée en cas de différence dans la composition tissulaire dans la zone de la tumeur par rapport aux tissus normaux environnants.

Ces algorithmes utilisent les données des fantômes d'eau avec une surface plane et une incidence verticale, et intègrent directement les mesures expérimentales pour distribuer la dose pour différentes tailles de champ. Deux méthodes sont utilisées :

- **Numériquement** : Les données expérimentales de base sont entrées sous forme de tableau.
- **Analytiquement** : Les données expérimentales sont modélisées sous forme d'équations.

I-9-2-Algorithmes semi-empiriques basés sur la séparation primaire et diffusée:

Ces algorithmes sont utilisés pour calculer la dose de radiation à un point spécifique des tissus cibles. Cela se fait en analysant séparément le rayonnement primaire et le rayonnement diffus.

- **Dose primaire :**

Cela représente l'effet des photons lors de leur première interaction dans le milieu, et l'algorithme ajuste ce rayonnement primaire en tenant compte des accessoires et de l'atténuation des photons dans le milieu.

- **Dose diffusée :**

Cela représente la dose générée par le rayonnement résultant de l'interaction des photons ayant interagi plusieurs fois dans le milieu. L'algorithme ajuste ce rayonnement diffus en fonction de la forme du champ et de manière personnalisée pour correspondre au rayonnement primaire produit.

De cette manière, les algorithmes peuvent estimer avec une plus grande précision la dose de radiation dans les tissus cibles et environnants, ce qui contribue à améliorer l'efficacité de la radiothérapie et à réduire les effets secondaires.

I-9-3-Les algorithmes basés sur le modèle :

Ces algorithmes s'appuient sur des modèles mathématiques pour le transport des rayonnements et la distribution des doses dans les tissus, ce qui leur permet de déterminer la répartition des rayonnements et des doses dans les tissus corporels en se basant sur les données cliniques et les expériences en laboratoire. Ces algorithmes sont utilisés dans TPS MONACO version 5.11, où ils reposent sur la modélisation des phénomènes physiques pour calculer la distribution des doses dans la matière selon les principes de l'interaction des particules. Ils prennent en compte les données anatomiques du patient telles que la géométrie et les densités électroniques, et peuvent être divisés en deux catégories :

I-9-3-1- Les Méthodes basées sur la convolution et/ou la superposition de kernel :

Cette méthode repose sur l'utilisation de TERMA et de KERNEL, qui sont liés entre eux par un processus d'échange thermique pour calculer la dose à un point spécifique.

TERMA représente l'énergie transportée par les photons primaires.

KERNEL est défini comme une partie de l'énergie transportée par les particules secondaires

KERNEL est défini en deux types :

- **Point Kernel**

Dans ce modèle, le terme de l'énergie radiative disponible (TERMA) est calculé en suivant la trajectoire des particules le long d'une ligne traversant une série de voxels "suivi des rayons". Ensuite, la réponse de chaque noyau est accumulée sur TERMA. Le modèle de dose est calculé en utilisant la méthode de Monte Carlo et en généralisant pour prendre en compte les variations spectrales du faisceau lumineux. Pour accélérer le calcul, différentes méthodes ont été proposées et examinées, telles que le calcul de la convolution en utilisant la transformation de Fourier. Cependant, cette méthode ne peut pas être adaptée aux variations du fantôme car elle repose sur un noyau fixe. Une deuxième approche consiste à pré-intégrer les noyaux dans des directions spécifiques. L'une des méthodes les plus courantes est la méthode Pencil Beam, et le calcul peut être accéléré en utilisant la technique spécifique du cône effondré.

- **Pencil Beam Kernel**

La méthode traditionnelle de calcul de la dose absorbée par un faisceau de rayonnement représente la première étape dans le processus d'intégration de tous les noyaux dans la direction de la profondeur des sections cubiques du faisceau de rayonnement. Cela produit une dose absorbée. Cependant, cette méthode présentait certaines limites, étant peu précise dans certaines conditions. Pour résoudre ces limitations, la méthode Pencil Beam a été améliorée, où le problème de la diffusion latérale a été corrigé en redimensionnant les noyaux latéralement, et des modèles complémentaires ont été ajoutés aux frontières pour compenser les variations électroniques causées par ces frontières.

Collapsed Cone Convolution :

La technologie "Collapsed Cone Convolution" v5.2 a été adoptée en raison de sa précision cliniquement acceptable dans des environnements divers et de sa rapidité d'application clinique. Pour mieux comprendre le fonctionnement de cet algorithme, nous nous concentrerons sur deux concepts fondamentaux : TERMA et le kernel TERMA est défini comme la quantité d'énergie libérée en chaque point du milieu. [20]

L'idée principale est d'utiliser les concepts de TERMA et de noyau pour déterminer la distribution de la dose dirigée vers les tissus suite à une exposition aux rayonnements. Le TERMA est la quantité d'énergie libérée à chaque point en raison de l'impact des rayonnements, tandis que le noyau est utilisé pour représenter la réaction des photons et le dépôt de leur dose dans les tissus. La dose dirigée peut être calculée lorsqu'on travaille avec un faisceau de photons de certaine énergie en utilisant ce noyau.

Lors du traitement d'images médicales, l'accent est mis sur des concepts tels que le noyau et le centre du noyau. Le processus devient complexe avec l'utilisation de faisceaux d'énergie multiples ou en tenant compte des contrastes dans le milieu. Une solution proposée consiste à modifier la

Chapitre I : Généralités sur la radiothérapie externe

taille du noyau en utilisant la distance d'irradiation plutôt que la distance réelle du faisceau. Pour simplifier, chaque point de l'image est supposé avoir un terme spécifique, où l'énergie est dirigée dans plusieurs directions à l'aide d'un cône qui commence au centre. Chaque point à l'intérieur du cône est soumis à une atténuation et à une distribution d'énergie, principe connu sous le nom de principe CCC.

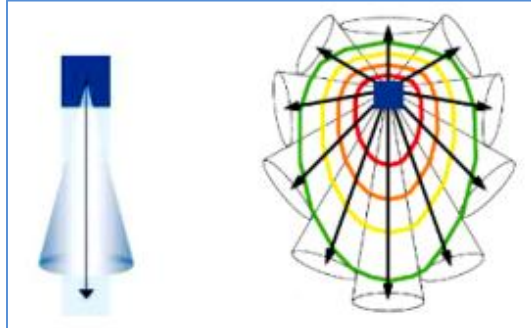


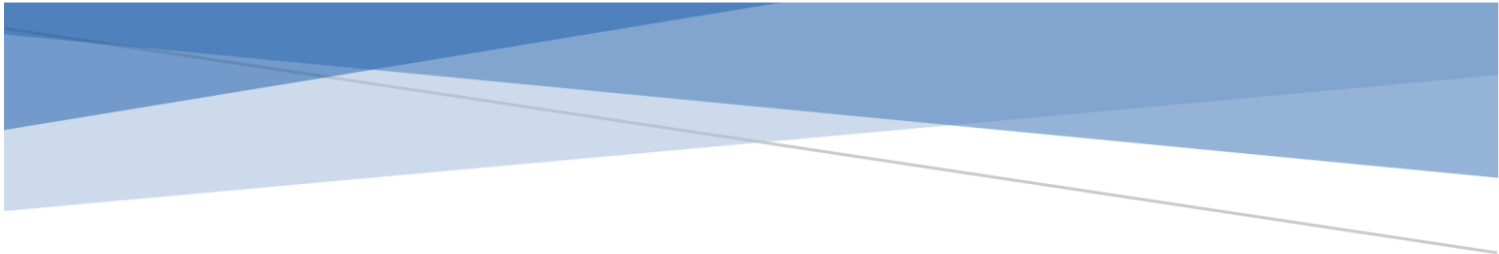
Figure I-13 : Principe du CCC. Gauche : Le voxel marqué en bleu émet un cône d'énergie, et la dose n'est déposée que dans les voxels qui se trouvent sur l'axe de ce cône. Droite : sa discrétisation en un nombre fini de cônes [26]

Grâce à cette hypothèse, la dose est distribuée de manière synchronisée le long de multiples lignes émanant de chaque point TERMA, améliorant ainsi les performances de l'algorithme en termes de temps de calcul. Cependant, elle reste moins précise que la méthode de Monte Carlo, notamment dans les zones de transition entre des matériaux de densités différentes [27]

Les méthodes de Monte Carlo:

La méthode de Monte Carlo est une technique de simulation utilisée en physique médicale pour calculer la distribution des doses absorbées et résoudre les problèmes complexes liés à la radiothérapie. Cette méthode repose sur l'utilisation de nombres aléatoires pour générer plusieurs scénarios représentant l'interaction du rayonnement avec la matière. Ensuite, ces scénarios sont analysés en utilisant une connaissance approfondie des interactions physiques fondamentales entre le rayonnement et la matière, afin d'extraire les données nécessaires pour estimer la distribution de la dose absorbée dans les tissus cibles. Obtenir des résultats précis nécessite de répéter ce processus plusieurs fois en utilisant de nombreux scénarios de simulation, tout en réduisant le bruit statistique à un niveau acceptable pour garantir la précision des résultats

Le principal avantage de l'algorithme Monte Carlo est sa grande précision dans l'estimation de la distribution de la dose à l'intérieur du corps du patient. Malgré cette précision, l'utilisation de cet algorithme nécessite du temps et des coûts élevés. Le processus commence par simuler chaque interaction possible à l'intérieur du corps, y compris les interactions électromagnétiques et nucléaires. Une fois la simulation terminée, le même processus est appliqué à un grand nombre d'autres particules. L'algorithme Monte Carlo est fréquemment utilisé pour calculer la dose dans les plans de traitement par radiothérapie, tels que l'IMPT. Pendant la planification, le nombre de particules à livrer à chaque point du corps est déterminé, ce qui affecte l'efficacité du traitement ainsi que le niveau de précision requis pour le calcul de la dose. [4]



CHAPITRE II :

La radiothérapie externe pour cancers du poumon

II-1- Introduction :

Dans ce chapitre, nous abordons en premier lieu l'anatomie du poumon et les statistiques sur la prévalence du cancer du poumon, ainsi que les différentes formes sous lesquelles ce cancer peut se manifester. Ensuite, nous examinons les classifications TNM qui aident à déterminer l'étendue de la tumeur et guident le choix du traitement par un oncologue radiothérapeute. Nous décrivons ensuite le parcours du patient dans le service de radiothérapie, et concluons en soulignant le rôle de la radiothérapie dans le traitement du cancer du poumon.

II-2- Cancer :

Le cancer est un ensemble de maladies caractérisées par une croissance anormale et désorganisée des cellules dans le corps, qui se transforment en cellules cancéreuses se multipliant de manière excessive. Ces cellules peuvent se propager à d'autres régions du corps via le sang ou la lymphe, leur permettant de former des tumeurs secondaires dans différentes parties du corps. L'un des cancers les plus célèbres est le cancer du poumon, qui entraîne le décès de millions de personnes chaque année, se développant généralement à partir des cellules qui tapissent les voies respiratoires des poumons. [1]

II-3- Cancer du poumon:

II-3-1- Définition:

Le cancer du poumon est une croissance irrégulière des cellules et leur division rapide formant des tumeurs malignes qui peuvent se propager à l'un ou aux deux poumons. Cela se produit lorsque des mutations génétiques se produisent dans une cellule normale, la rendant anormale dans sa forme et son comportement. (voir la figure II-1) [28]

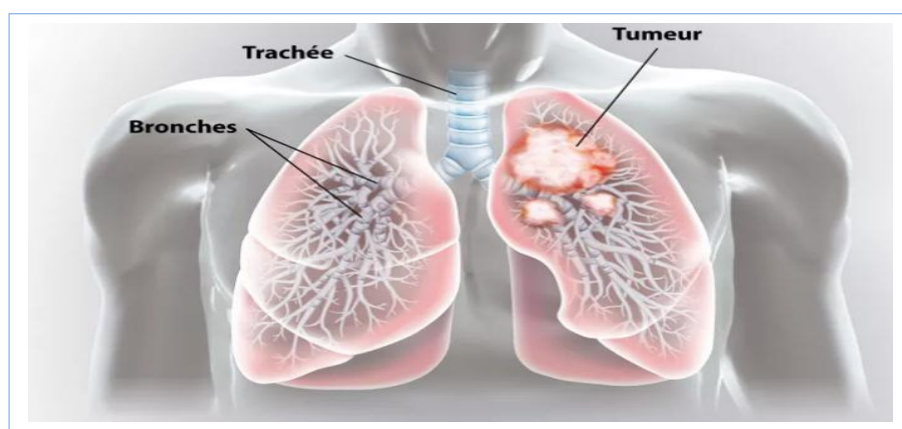


Figure II-1: Cancer du poumon [29]

II-3-2- Rappel anatomique:

Le poumon est un organe essentiel du système respiratoire des organismes vivants qui effectuent la respiration pulmonaire. Il est responsable de fournir aux cellules du corps de l'oxygène et d'éliminer le dioxyde de carbone vers l'extérieur du poumon. L'échange des gaz respiratoires se fait à travers une grande surface de la couche superficielle du poumon, qui atteint une superficie de 70 mètres carrés, car cette couche externe est hautement perméable aux gaz.[30]

Les poumons sont situés dans la cavité thoracique et sont entourés par une membrane mince appelée la plèvre, qui les protège et facilite leur mouvement dans la poitrine pendant la respiration. Le diaphragme sépare les poumons de la cavité abdominale, sa couleur à la naissance est rose et devient plus foncée avec l'âge.[31]

Les poumons sont des organes flexibles qui s'étendent pendant l'inhalation et se contractent pendant l'expiration, ils sont divisés en deux parties : le poumon droit, le plus grand, composé de trois lobes (inférieur, supérieur et moyen) le poumon gauche, plus petit, composé de deux lobes (inférieur et supérieur).[30]

Ils sont connectés l'un à l'autre par la trachée, qui se ramifie en bronches, qui à leur tour se ramifient en bronchioles, se terminant enfin dans des structures appelées alvéoles pulmonaires, responsables du processus respiratoire. (Voir la figure II-2)

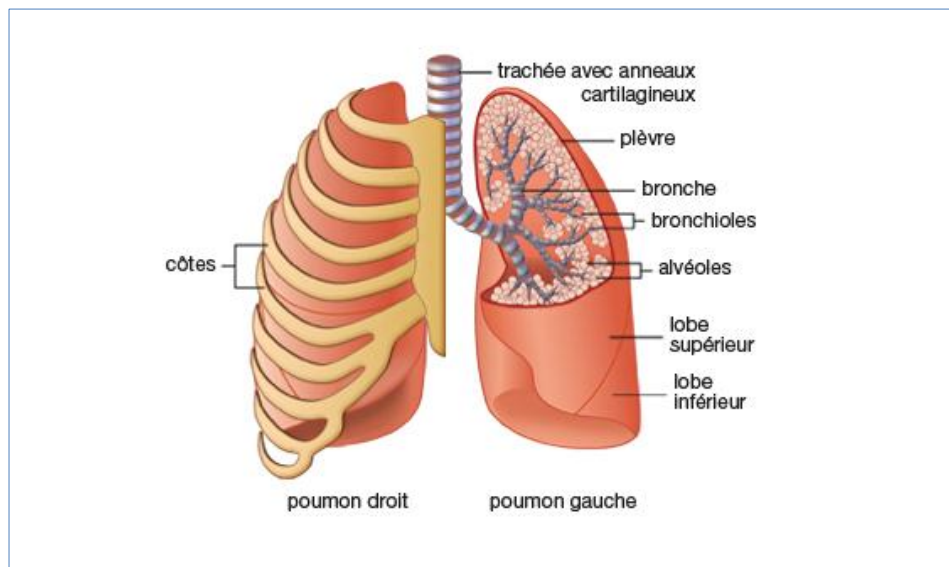


Figure II-2: anatomie du poumon [31]

II-3-3- Faits et statistiques sur le cancer du poumon à l'échelle mondiale et locale:

Le cancer du poumon est la principale cause de décès liés au cancer dans le monde entier et représente le taux de mortalité le plus élevé chez les hommes et les femmes, causant environ 1,8 million de décès (18%) en 2020 selon les estimations de la base de données Globocan 2020.

Le tabagisme (y compris les cigarettes, les cigares et les pipes) est le principal facteur de risque de cancer du poumon, causant 85% de tous les cas. Cependant, ce type de cancer peut également affecter les non-fumeurs. D'autres facteurs de risque comprennent l'exposition à la fumée de tabac passive, les dangers professionnels (comme l'amiante, le radon et certains produits chimiques), la pollution de l'air, les prédispositions génétiques au cancer et les maladies pulmonaires chroniques antérieures. [32]

En Algérie, le cancer du poumon occupe la première place parmi les cas de cancer chez les hommes, avec un total de 4311 cas, et la troisième place en termes de cas dans les deux sexes combinés, avec un total de 5040 cas. De plus, il est le principal responsable des décès chez les hommes et occupe la deuxième place dans les deux sexes selon les estimations de Globocan 2022. [33]

II-3-4- Les symptômes du cancer du poumon:

Les symptômes du cancer du poumon sont souvent difficiles à détecter à un stade précoce en raison de l'absence de fibres nerveuses sensorielles dans les poumons, ce qui permet au cancer de se développer sans provoquer de douleur. Cependant, certains signes peuvent apparaître à mesure que la maladie progresse, notamment : [32]

1. La toux persistante - La toux qui dure longtemps et qui ne s'améliore pas.
2. L'expectoration de sang - La présence de sang dans le mucus expulsé lors de la toux.
3. La perte de poids inexplicable - Une perte de poids significative sans raison apparente.
4. Les douleurs thoraciques - Des douleurs ou des sensations de pression dans la poitrine.
5. L'essoufflement - Une difficulté à respirer, qui peut être due à une atteinte de la plèvre ou des côtes par la tumeur.

II-3-5- Les types de cancer du poumon:

Le cancer du poumon commence généralement dans les cellules qui tapissent les bronches et les parties des poumons telles que les bronchioles ou les alvéoles. Nous distinguons deux types principaux de cancer du poumon :

1. Carcinome pulmonaire non à petites cellules (CPNPC) : Ce type de cancer représente environ 85 % des cas de cancer du poumon. Il se divise en trois principaux types selon le diagnostic histologique des cellules cancéreuses et l'emplacement de la croissance tumorale dans le poumon:[33]

CHAPITRE II: La radiothérapie externe pour cancers du poumon

Adénocarcinome : Ce type de cancer se développe généralement à partir des cellules glandulaires situées sur les bords externes des poumons.

Carcinome épidermoïde : Ce type de cancer se forme généralement dans la muqueuse des grandes voies aériennes centrales des poumons.

Carcinome à grandes cellules : Ces types de cancer peuvent se développer dans n'importe quelle partie des poumons.

2. Carcinome pulmonaire à petites cellules (CPPC) : Ce type de cancer représente environ 15 % des cas de cancer du poumon. Il se développe dans les cellules neuroendocrines des poumons.[33]

Ces distinctions sont importantes car elles peuvent influencer les choix de traitement et les perspectives pour les patients atteints de cancer du poumon. Les plans de traitement peuvent varier en fonction du type de cancer spécifique et de son emplacement dans les poumons.

II-3-6- Starification:

Pour carcinome pulmonaire non à petites cellules (CPNPC) les médecins se basent généralement sur le système international de classification TNM (illustrer dans le tableau II-1) pour déterminer le stade de propagation cancer du poumon, fondé sur :[34]

- **Lettre T:** La taille de la tumeur dans le poumon et son emplacement.
- **Lettre N:** La présence ou l'absence de tumeurs dans les ganglions lymphatiques du poumon .
- **Lettre M:** La présence ou l'absence de métastases.

Cet système (TNM) permet aux médecins de classer les cancers de stade 1 à 4 en fonction de leur extension.[34]

Stades 1 et 2: Le cancer affecte un seul poumon.

Stade 3 : Le cancer devient plus avancé et se propage à des organes voisins tels que l'autre poumon.

Stade 4: Le cancer se propage à des organes distants comme le foie.

Pour le carcinome pulmonaire à petites cellules, un classement simplifié en deux étapes est parfois utilisé:[34]

Stade limité: La tumeur se trouve dans un seul poumon et dans les ganglions lymphatiques adjacents.

Stade étendu: La propagation de la tumeur en dehors des poumons

CHAPITRE II: La radiothérapie externe pour cancers du poumon

Tableau II-1 : Classification TNM 8ème édition[44]

TNM	Description
T	TX: Tumeur primaire non connue ou tumeur prouvée par la présence de cellules malignes dans les sécrétions bronchopulmonaires mais non visible aux examens radiologiques et endoscopiques
	T0: Absence de tumeur identifiable
	Tis : Carcinome in situ
	T1: Tumeur de 3 cm ou moins dans ses plus grandes dimensions, entourée par du poumon ou de la plèvre viscérale, sans évidence d'invasion plus proximale que les bronches lobaires à la bronchoscopie (c'est-à-dire pas dans les bronches souches) T1a(mi) : Adénocarcinome minimalement invasive T1a : ≤ 1 cm T1b : >1 cm et ≤ 2 cm T1c : >2 cm et ≤ 3 cm
	T2: Tumeur de plus de 3 cm, mais de 5 cm ou moins , avec quelconque des éléments suivants : - envahissement d'une bronche souche quelle que soit sa distance par rapport à la carène mais sans envahissement de la carène - envahissement de la plèvre viscérale - existence d'une atélectasie ou pneumonie obstructive s'étendant à la région hilare ((sub)lobaire ou pulmonaire) T2a : >3 cm mais ≤ 4 cm T2b : >4 cm mais ≤ 5 cm
N	T3: Tumeur de plus de 5 cm et de 7 cm ou moins ou associée à un(des) nodule(s) tumoral(aux) distinct(s) et dans le même lobe , ou ayant au moins l'un des caractères invasifs suivants : - atteinte de la paroi thoracique (incluant les tumeurs du sommet) - atteinte du nerf phrénique - atteinte de la plèvre pariétale ou du péricarde
	T4: Tumeur de plus de 7 cm ou associée à un(des) nodule(s) pulmonaire(s) distinct(s) comportant un envahissement quelconque parmi les suivants : - médiastin - cœur ou gros vaisseaux - trachée - diaphragme - nerf récurrent - œsophage - corps vertébraux - carène - nodules tumoraux séparés dans deux lobes différents du même poumon
	Nx: Envahissement locorégional inconnu
	N0: Absence de métastase dans les ganglions lymphatiques régionaux
	N1: Métastases ganglionnaires péri-bronchiques homolatérales et/ou hilaires homolatérales incluant une extension directe
M	N2: Métastases dans les ganglions médiastinaux homolatéraux ou dans les ganglions sous-carénaires
	N3: Métastases ganglionnaires médiastinales controlatérales ou hilaires controlatérales ou scaléniques, sus-claviculaires homo- ou controlatérales
	M0: Pas de métastase à distance
	M1: Existence de métastase(s) M1a: Nodules tumoraux séparés dans un lobe controlatéral ou nodules pleuraux ou pleurésie maligne ou péricardite maligne
	M1b: seule métastase dans un seul site métastatique pleural (ou péricardique) malin M1c: Plusieurs métastases dans un seul site ou plusieurs sites atteints

CHAPITRE II: La radiothérapie externe pour cancers du poumon

II-3-7- Traitement:

Le choix du traitement approprié pour le patient nécessite une étude précise et efficace de son cas, en prenant en compte les caractéristiques du cancer, son stade de développement, l'âge du patient et son état de santé.

La radiothérapie est considérée comme un traitement efficace dans le traitement du cancer du poumon, et elle peut être combinée avec d'autres traitements tels que la chirurgie ou la chimiothérapie. L'ordre des traitements dépend du type de cancer et de son stade de développement, indiqué ci-dessous

Traitements du CPNPC:

Tableau II-2 : illustre les différents traitements du CPNPC selon le stade de développement du cancer.[34]

Pour la pratique on retiendra 3 grandes situation	Traitement
Cancer localisé (stade 1 et 2)	Traitement local : Chirurgie Radiothérapie si inopérable
Cancer localement avancé (stade 3)	Radiothérapie + Traitement systémique
Cancer disséminé (stade 4)	Traitement systémique

Traitements du CPPC: [34]

L'évolution sans traitement est rapide (temps de doublement cellulaire très court) aboutissant rapidement au décès (< 3 mois).

- La chimiothérapie est le traitement de référence en doublet à base de sel de platine, souvent très chimiosensible

- MAIS rechutes rapides avec apparition d'une chimiorésistance.

En cas de maladie limitée, une radiothérapie sur la tumeur et le médiastin est associée

Pour renforcer le rôle de la radiothérapie dans le traitement du cancer, il est divisé en sessions en fonction du type et de l'emplacement de la tumeur.

Ces divisions visent à équilibrer la destruction des cellules cancéreuses et la protection des tissus sains environnants.

II-3-8- Parcours d'un patient dans un service de radiothérapie:

Le traitement par radiothérapie est déterminé en fonction des pratiques cliniques recommandées, en particulier lors des réunions de concertation pluridisciplinaires (RCP), où une planification thérapeutique personnalisée est présentée aux patients avant le début du traitement. Ils sont informés des risques et des bénéfices potentiels de ce traitement. Après la consultation, le patient est dirigé vers la simulation.[35]

II-3-8-1- Simulation:

La simulation est une étape importante dans le processus de radiothérapie utilisant la tomographie par ordinateur, pour obtenir des images en deux dimensions, qui sont ensuite utilisées pour reconstruire le volume cible en trois dimensions. De plus, des repères sont placés sur le corps du patient pour repositionner de manière appropriée pendant le traitement. Dans la simulation, nous réalisons :[36]

1.Choix de la position de traitement et immobilisation :

- Définition de la position de traitement: la position de traitement décubitus dorsal, bras relevés, mains derrière la tête.(voir la figure)

- Contention : cales, coque de mousse de polyuréthane, matelas thermoformé ou équivalent.

2. Acquisition des données anatomiques :

- Scanographie, éventuellement avec opacification ou injection.

- Acquisition de la totalité des volumes d'intérêt.

- Reconstitution des volumes d'intérêt par rapport à un repère tridimensionnel matérialisé sur le patient ou sur la contention, qui a pu être établi préalablement au simulateur



Figure II-3: la position de traitement[37]

II-3-8-2- Contourage (définition des volumes cibles et organes à risques) et prescription des doses :

Le médecin utilise les images obtenues à l'étape précédente pour créer des ensembles de volumes irradiés. Il identifie les organes susceptibles d'être exposés aux rayonnements, délimite les contours externes du patient. Et surtout, il définit les ensembles cibles pendant le traitement. Les contours de ces zones sont définis sur un système informatisé de planification (TPS = "Treatment Planning System") qui permet la visualisation en deux dimensions (section par section) et la reconstruction en trois dimensions des volumes d'intérêt. Les limites des zones cibles sont déterminées conformément aux recommandations de l'International Commission on Radiation Units (ICRU).(voir la figure) [35,38]

GTV: La tumeur macroscopique dans ce cas est un cancer du poumon..

CTV: Ce volume correspond au GTV auquel on ajoute des marges automatiques liées au degré de propagation du cancer du poumon, qu'il soit microscopique ou macroscopique

PTV: Ce volume correspond au CTV avec l'ajout de marges automatiques liées aux mouvements potentiels du patient et/ou du poumon et aux erreurs de repositionnement

Les organes `a risque sont: moelle épinière, Poumon sain, Cœur, Œsophage.

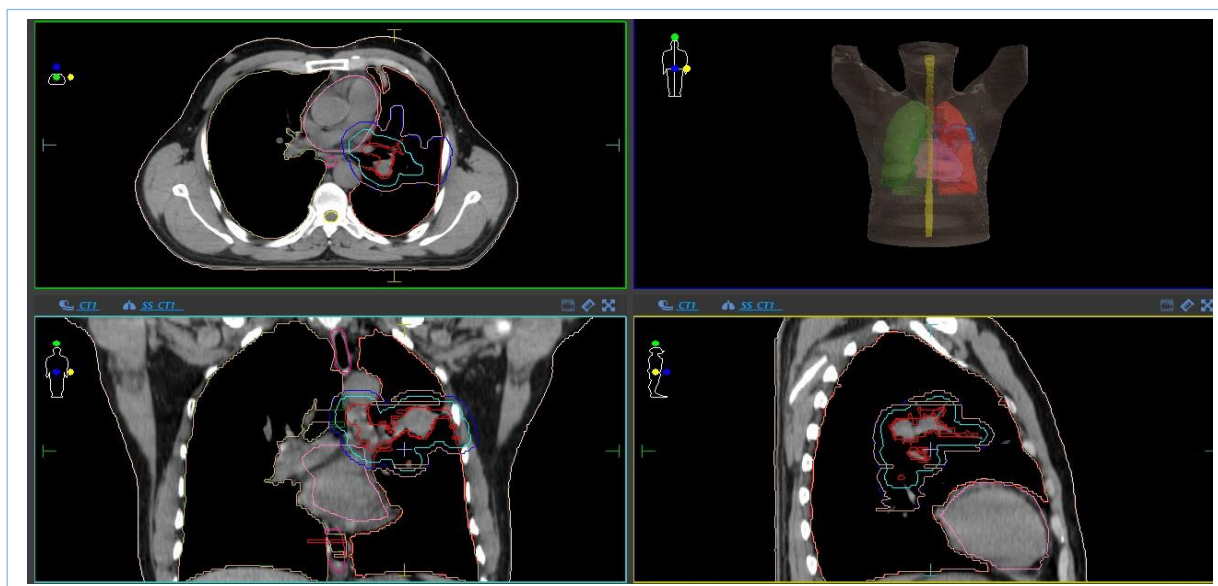


Figure II-4: Représenter le Contourage les volumes cibles et organes à risques, là où en bleu foncé; PTV, en bleu clair; CTV, rouge; GTV, en rose foncé; Œsophage, en rose clair; Cœur, en jaune; moelle épinière, en beige; poumon sain (Service de radiothérapie dans CAC ELOUED)

Pendant le traitement, l'objectif est d'irradier le CTV. Cependant, pour garantir une irradiation efficace de ce volume, la dose est prescrite sur le PTV. Le médecin élabore une prescription de

CHAPITRE II: La radiothérapie externe pour cancers du poumon

dose pour le volume cible et définit des objectifs cliniques, ainsi que des limites de dose pour les organes à risques, en se basant sur les risques potentiels d'effets secondaires.

Prescription des doses aux points ICRU

Doses habituelles [36]

Cancer non à petites cellules :

- Radiothérapie exclusive : 66 à 70 Gy. (Gy : l'unité internationalement reconnue pour mesurer la dose absorbée)
- Radiothérapie préopératoire : dose < 50 Gy.
- Radiothérapie postopératoire, résection complète : 50 à 54 Gy.
- Radiothérapie postopératoire, résection incomplète (R2): 66 à 70 Gy.

Cancer à petites cellules localisé au thorax : 60 Gy.

Fractionnement et étalement habituels : [36]

- 1,8 à 2 Gy par séance.
- 5 séances par semaine

Contraintes de dose pour les OAR: [39]

Moelle épinière :

Dose maximale de ≤ 45 Gy.

Poumon sain (volume pulmonaire total droit et gauche moins le PTV) :

La dose de 20 Gy ne doit pas être délivrée dans plus de (35-37)% du volume : $V_{20} \leq 35-37$ %.

La dose moyenne: ≤ 20 Gy.

Cœur :

La dose de 45 Gy ne doit pas être délivrée dans plus de (66)% du volume : $V_{45} \leq 66$ %.

La dose de 30 Gy ne doit pas être délivrée dans plus de (100)% du volume : $V_{30} \leq 100$ %.

La dose de 60 Gy ne doit pas être délivrée dans plus de (33)% du volume : $V_{60} \leq 33$ %.

Œsophage :

Dose maximale < 69 Gy

II-3-8-3- Dosimétrie:

Cette étape est réalisée par des physiciens médicaux, et elle constitue le cœur même du traitement par radiothérapie. Un plan de traitement est conçu à l'aide d'un système de planification de traitement qui aide les spécialistes à élaborer une planification précise du traitement, que ce soit par planification directe ou inverse. Les physiciens médicaux déterminent les faisceaux d'irradiation (comme l'énergie et le nombre) pour chaque balistique de traitement. Ces faisceaux

sont déterminés en fonction des caractéristiques de la tumeur, des tissus environnants et de nombreux autres facteurs. Grâce aux avancées dans les techniques de radiothérapie, les physiciens médicaux peuvent ajuster avec précision les champs d'irradiation aux structures internes nécessitant un traitement, en utilisant des caches et des collimateurs multi-lames, ainsi que des modificateurs de faisceaux tels que les bolus et les filtres d'angle.[35,38]

Une fois les faisceaux d'irradiation déterminés, les calculs de dose sont visualisés en deux et trois dimensions pour analyser les distributions de dose de manière visuelle. En utilisant des histogrammes de dose-volume (représentation graphique du pourcentage de volume irradié en fonction de la dose administrée), les physiciens médicaux peuvent optimiser les doses administrées pour atteindre les objectifs cliniques, tout en respectant la dose prescrite au niveau de la cible et la dose maximale tolérée au niveau des tissus sains.

II-3-8-4- vérification des traitements:

À ce stade, le médecin examine le plan de traitement proposé en fonction des objectifs cliniques définis, tandis que le physicien garantit la concordance entre la dose administrée et la simulation à l'aide du système de planification du traitement, et vérifie également la faisabilité de la mise en œuvre du plan sur l'appareil à l'aide d'un système d'enregistrement et de vérification des traitements. Si le plan ne respecte pas toutes les contraintes définies, il peut être renvoyé pour des améliorations supplémentaires. En revanche, si le plan est conforme aux contraintes définies, il est transféré vers l'appareil de traitement. [35,38]

II-3-8-5- Traitement:

1. mise en place (imagerie portale): [38]

Les méthodes de vérification de la conformité des champs d'irradiation ont évolué. Des systèmes d'imagerie spécifiques à la radiothérapie (imagerie portale) ont ainsi été développés. Ils permettent d'obtenir une visualisation quasi-instantanée du champ d'irradiation sous l'appareil de traitement. Cela évite la perte de temps liée au développement des films radiographiques (gammagraphie), pendant lequel le patient peut se déplacer. Ainsi, nous pouvons garantir précision et reproductibilité. L'imagerie portale permet donc d'obtenir rapidement une image du champ d'irradiation avant la séance de traitement, ce qui permet d'intervenir pour corriger la préparation si l'image obtenue ne correspond pas à celle de la radiographie de reconstruction numérique créée dans le domaine de la dosimétrie (Digital Reconstruction Radiography).

2. Traitement: [38]

Après la validation par le médecin de la préparation, le patient commence son traitement.

II-3-8-6- Suivi du traitement:

Grâce à l'historique quotidien du traitement des patients, le physicien médical vérifie la dose reçue par chaque patient pendant sa séance de traitement. [38]

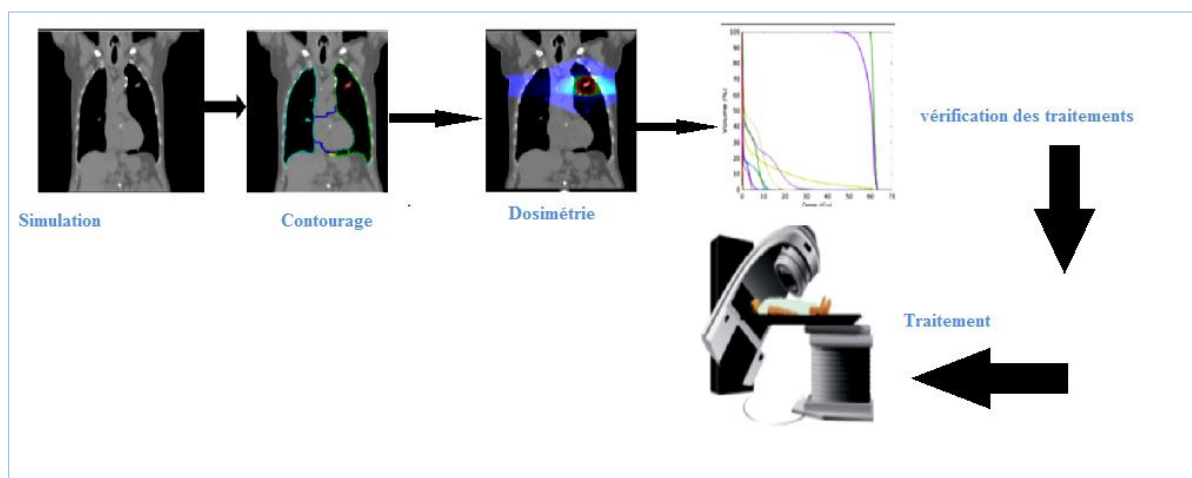


Figure II-5: Parcours d'un patient dans un service de radiothérapie [35]

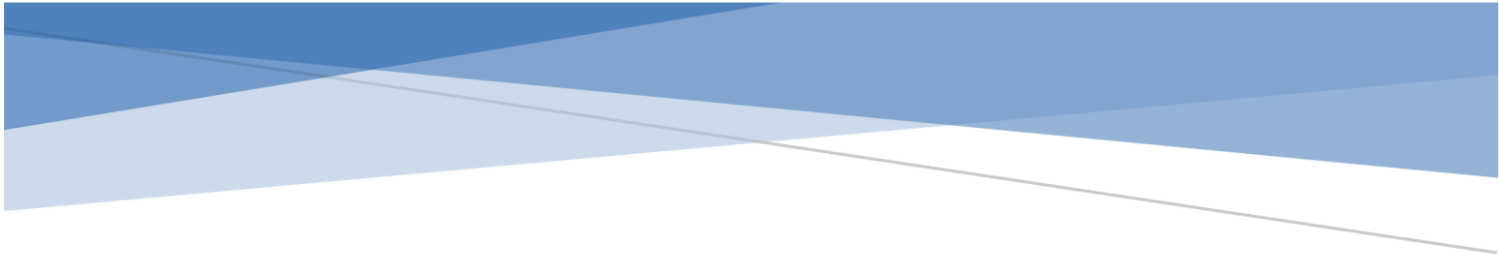
II-3-9- Rôle de la radiothérapie externe dans le cancer du poumon:

La radiothérapie est l'une des principales modalités de traitement du cancer du poumon, contribuant à la fois à sa guérison et à sa palliation. L'irradiation thoracique a traditionnellement été considérée comme le pilier du traitement du cancer du poumon non à petites cellules de stade III non opérable.

Cependant, malgré les progrès techniques et l'ajout de la chimiothérapie, le potentiel curatif de la radiothérapie dans ce sous-groupe de patients est décevant.

Le rôle de la radiothérapie en complément de la résection pulmonaire (préopératoire et postopératoire) est discutable, mais il manque des études de phase III bien conçues et exécutées.

Une application importante de la radiothérapie est la prise en charge palliative des symptômes liés aux tumeurs dans la poitrine et dans les sites métastatiques, tels que les os et le cerveau. Dans le cancer du poumon à petites cellules, les applications courantes de la radiothérapie comprennent la radiothérapie thoracique dans les maladies limitées et l'irradiation crânienne prophylactique chez les répondeurs complets à la chimiothérapie, chacune augmentant la survie d'environ [40]



CHAPITRE III:

Matériels et Méthodes

III-1- Introduction :

Dans ce chapitre, nous présenterons notre étude dans laquelle nous avons sélectionné 3 patients atteints de cancer du poumon à cellules non-petites, avec une dose prescrite de traitement de PTV 66 (66 Gy). Nous commencerons par discuter des outils utilisés, puis nous expliquerons comment le traitement est planifié, soit par une planification directe (RC3D) soit par une planification inverse (VMAT), en utilisant l'accélérateur linéaire VERSAHD d'ELEKTA avec une énergie de faisceau de 6 MV pour les deux techniques. Enfin, nous présenterons les différents paramètres pour analyser les doses de ces plans de traitement afin de faire une comparaison dosimétrique.

III-2-Matériels utilisés:

III-2- 1- Le système de planification de traitement (TPS Monaco):

Le CAC El Oued dispose d'un système de planification et de traitement (TPS) Monaco® version 5.51.10. Ce système est utilisé pour élaborer des plans de traitement pour les patients atteints de cancer et traités par radiothérapie. Ce système se distingue par sa spécialisation dans les traitements avec une distribution de dose tridimensionnelle.

Les activités principales du système Monaco comprennent:

- Simulation CT - Délimitation, création du plan, manipulation du faisceau.
- Planification en trois dimensions.
- Évaluation et comparaison des plans.
- Création, calcul et exportation du plan d'assurance qualité en trois dimensions.

Ce système a été utilisé pour la planification des plans de traitement ainsi que la création, le calcul et l'exportation du plan d'assurance qualité en trois dimensions.

III-2- 2- Algorithme de calcul de dose:

- **Collapsed Cone:** utilisée pour la technique RC3D
- **Monte Carlo:** utilisée pour la technique VMAT

III-2- 3- Les Cost function utilisé par un plan V MAT:[41]

III- 2- 3-1- Cost function pour la cible:

❖ Cost function target penalty:

Cette CF permet de limiter la couverture dans la cible. Elle fonctionne comme une CF physique ce qui ne laisse pas au système de marge de manœuvre dans le cas d'un conflit avec un objectif sur un autre volume

❖ Cost function quadratic overdose (QO):

Cette CF permet de définir le maximum de dose dans la cible. Le fait d'indiquer une déviation standard, laisse une certaine souplesse au système pour couvrir au mieux la cible. Elle peut s'employer aussi bien sur la cible que dans un OAR. Nous verrons plus loin cette application.

III- 2- 3-2- Cost function pour les OAR:

❖ Cost function parallel:

Cette CF est une fonction radiobiologique. Elle agit sur une dose par rapport à un pourcentage de volume ce qui peut être endommager sans impacter tout le fonctionnement de l'organe. Elle va travailler autour de ce point. Elle va aussi avoir un impact sur toute la courbe du DVH. Elle s'accompagne souvent par des fonctions physiques

❖ Cost function série:

La CF série est une fonction radiobiologique. Elle travaille autour de la dose indiquée. La plupart du temps, on l'emploie pour éviter un maximum de dose sur l'organe. Elle agit autour de la valeur indiquée. A l'inverse de la fonction série, celle-ci ne travaille pas sur toute la courbe. Elle s'accompagne souvent par des fonctions physiques.

❖ Quadratic over dose:

Dans les OAR, la Quadratic Overdose a deux utilités:

- Elle peut être employée comme un moyen de conformer les isodoses autour du volume cible et limiter les faibles doses en périphérie.
- Elle peut être employée comme une dose maximum que l'on ne souhaite pas dépasser dans l'OAR.

❖ Maximum dose:

Cette CF limite le maximum de dose dans les OAR. Cette CF est une CF physique ce qui ne laisse aucune liberté au système dans la cible. Elle peut s'employer aussi bien sur la cible que dans un OAR. Nous verrons plus loin cette application

III-3- Méthodologie de travail:

III-3-1: Sélection des patients et prescription de la dose:

Dans cette étude, trois patients atteints de cancer du poumon non à petites cellules au stade III ont été sélectionnés pour recevoir un traitement combiné de radiothérapie au CAC EL-OUED. Dans la salle de simulation, le patient est placé sur le dos avec les bras levés au-dessus de la tête. Une tomodensitométrie complète du cou, de la poitrine et de l'abdomen supérieur est réalisée, puis

les images sont transférées au système utilisé pour définir le volume cible et les organes à protéger, déterminés par le médecin traitant. La tumeur primaire (GTV) est initialement définie manuellement par le médecin, puis la région cible de traitement par radiothérapie (CTV), comprenant le GTV plus une marge (entre 1 et 1,5 cm), est définie. En raison du mouvement respiratoire du patient pendant le traitement et pour permettre des erreurs de positionnement et d'autres facteurs, une marge supplémentaire comprise entre (0,5 – 1) cm est utilisée pour définir le PTV en fonction du CTV. Les OAR comprennent les poumons sains, le cœur, l'œsophage et la moelle épinière. Les contraintes de dose pour les OAR sont définies comme indiqué au chapitre deux. Tous les patients ont reçu une dose prescrite de 66 gray dans le PTV à un taux de 2 gray par session. Pour garantir un traitement adéquat, au moins 95% du volume du PTV doit recevoir au moins 95% de la dose prescrite.

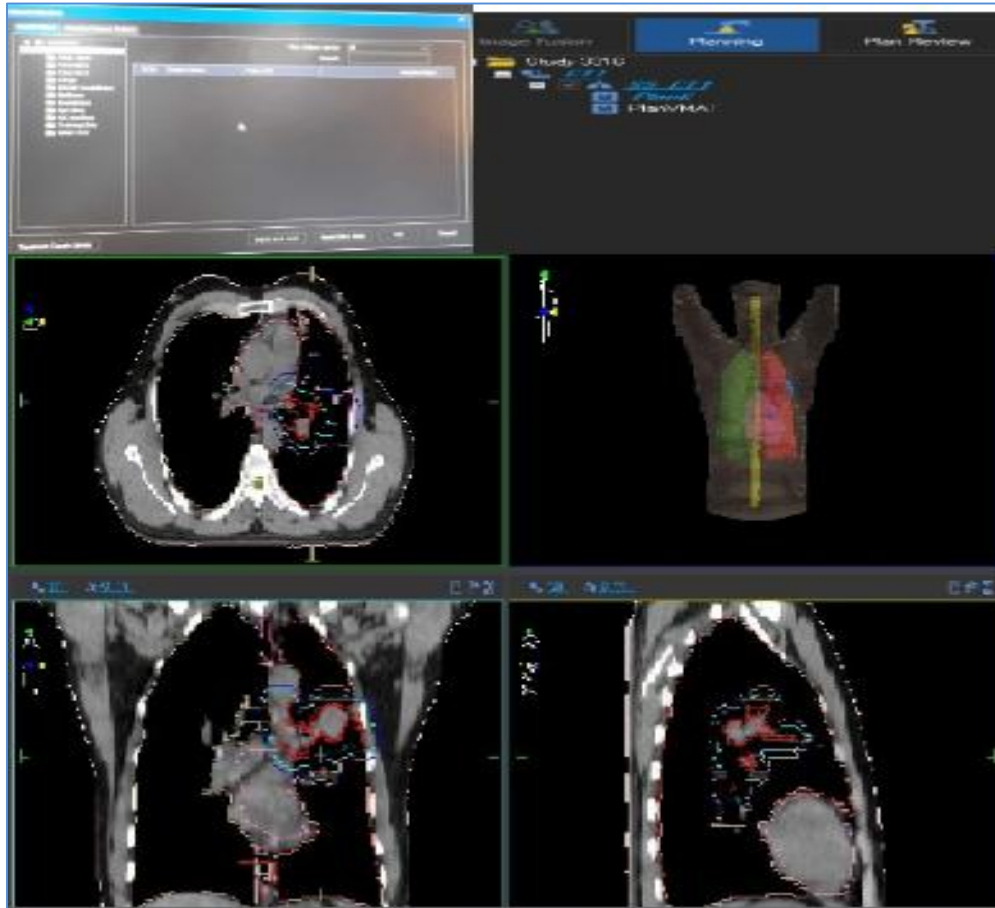
III-3-2: Planification dosimétrique:

Les deux plans de traitement utilisés dans l'étude ont été supervisés par le physicien médical en radiothérapie au Centre Anti-Cancer de l'Oued, en utilisant le logiciel de planification de traitement (TPS) dans sa version (Monaco® version 5.51.10) avec une énergie de 6 MV. De plus, nous avons utilisé l'algorithme **collapsed cone** pour calculer la dose dans RC3D et l'algorithme **monte carlo** pour calculer la dose dans VMAT.

III-3-2-1- Plan du traitement RC3D:

Cette planification a été effectuée en suivant les étapes suivantes

Les procédures commencent d'abord par l'ouverture du dossier du patient et des images de la tomodensitométrie (CT) provenant de la simulation, avec le contourage en entrant l'identifiant du patient et en cliquant sur CT (voir la figure ci-dessous).



Après l'ouverture des images CT, l'étape suivante consiste à créer les plans de traitement pour le PTV 66 pour les patients 1et 2 mais patient 3 PTV60.

❖ Le déroulement de la création du plan de traitement PTV 66 et PTV60 (cancer du poumon):

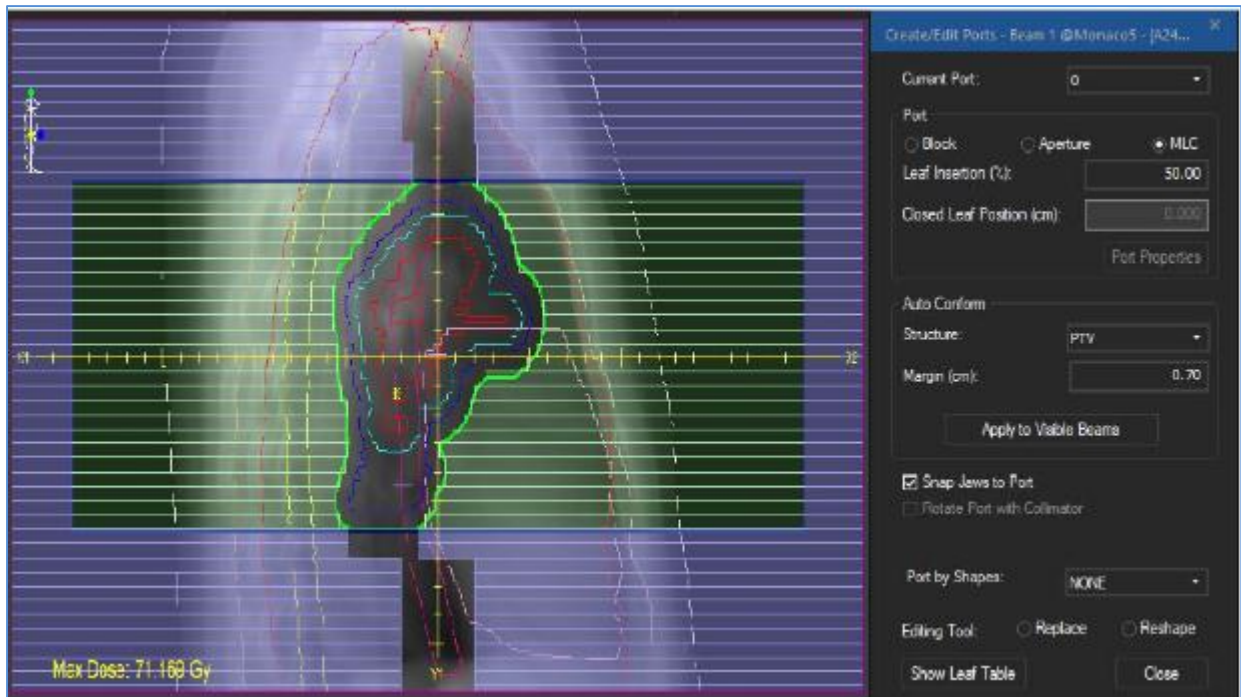
On a créé plan en choisissant les paramètres qui conviennent à ce plan comme l'énergie des faisceaux, la machine . (Voir la figure ci dessous)

Puis on a créé 8 champs de traitement pour les patients 1et 2 (OPD (225°) , LATD (270°) , OAD (315°) , ANT(0°) , OAG(45°), LATG (90°) , OPG (135°) , POST (180°)) (voir la figure ci dessous), mais patient 3 a créé 6 champs (OPD (225°) , LATD (270°) , OAD (315°) , OAG(45°), LATG (90°) , OPG (135°)) .

tout en conformant les MLC au PTV66 ou PTV60 avec une marge de 7 mm (voir la figure ci dessous)

Beam	Description	SSD (cm)	Gantry (deg)	Collimator (deg)	Couch (deg)	Asym	Width1 (cm)	Width2 (cm)	Length1 (cm)	Length2 (cm)				
1	OPD	82.41	225.0	0.0	0.0	☒	X1	20.00	X2	20.00	Y2	6.10	Y1	6.20
2	LATD	77.69	270.0	0.0	0.0	☒	X1	20.00	X2	20.00	Y2	6.20	Y1	6.10
3	OAD	84.87	315.0	0.0	0.0	☒	X1	20.00	X2	20.00	Y2	6.20	Y1	6.00
4	ANT	89.21	0.0	135.0	0.0	☒	X1	20.00	X2	20.00	Y2	6.20	Y1	7.20
5	OAG	92.04	45.0	145.0	0.0	☒	X1	20.00	X2	20.00	Y2	5.20	Y1	7.30
6	LATG	90.86	90.0	0.0	0.0	☒	X1	20.00	X2	20.00	Y2	6.10	Y1	6.00
7	OPG	86.47	135.0	0.0	0.0	☒	X1	20.00	X2	20.00	Y2	6.10	Y1	6.10
8	POST	87.49	180.0	40.0	0.0	☒	X1	20.00	X2	20.00	Y2	7.30	Y1	6.60

CHAPITRE III: Matériels et Méthodes



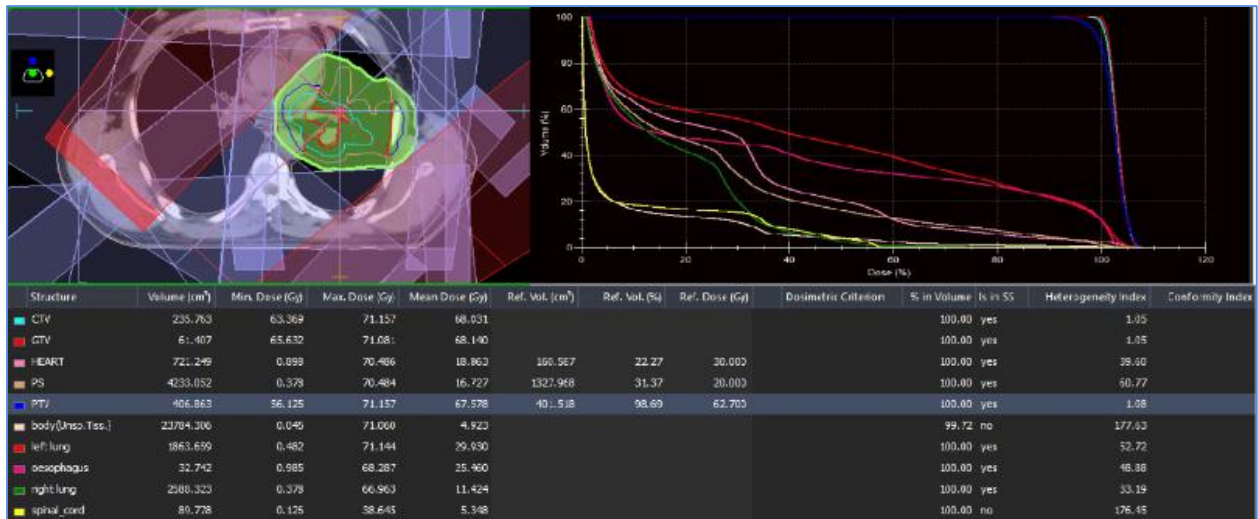
Par la suite nous avons créé un point de calcul tout en le localisant au milieu de PTV 66 ou PTV 60

Avant de lancer le calcul une étape très importante doit se faire qui est la prescription et la pondération (voir la figure ci-dessous)

	Rx ID	Rx Site	Prescribe To			Rx Dose (Gy)	Number of Fractions	Fractional Dose (Gy)
▼ Physician's Intent	A ▼	▼	Interest Point 1: PP ▼	X	3.78 Y 5.25 Z 0.27	66.000	33	2.000
Actual Dose = 66.000 Gy								
Rescale 66.000 Gy to... ▼								
Weight beams by: ☒ Dose ☐ MU Equal Weights								
Beam	Description		Field ID	%		Lock	MU / Fx	
1	OPD	1		12.50		☒	30.01	
2	LATD	2		12.50		☐	29.44	
3	OAD	3		12.50		☐	31.53	
4	ANT	4		12.50		☐	32.21	
5	OAG	5		12.50		☐	24.18	
6	LATG	6		12.50		☐	26.31	
7	OPG	7		12.50		☐	25.83	
8	POST	8		12.50		☐	23.01	
Total MU / Fx							222.52	

Lorsque le calcul dosimétrique est terminé, nous avons fait un aperçu sur le DV H tout en affichant les statistiques afin de connaître la dose reçue par pourcentage de volume de l'organe irradié (voir la figure ci dessous)

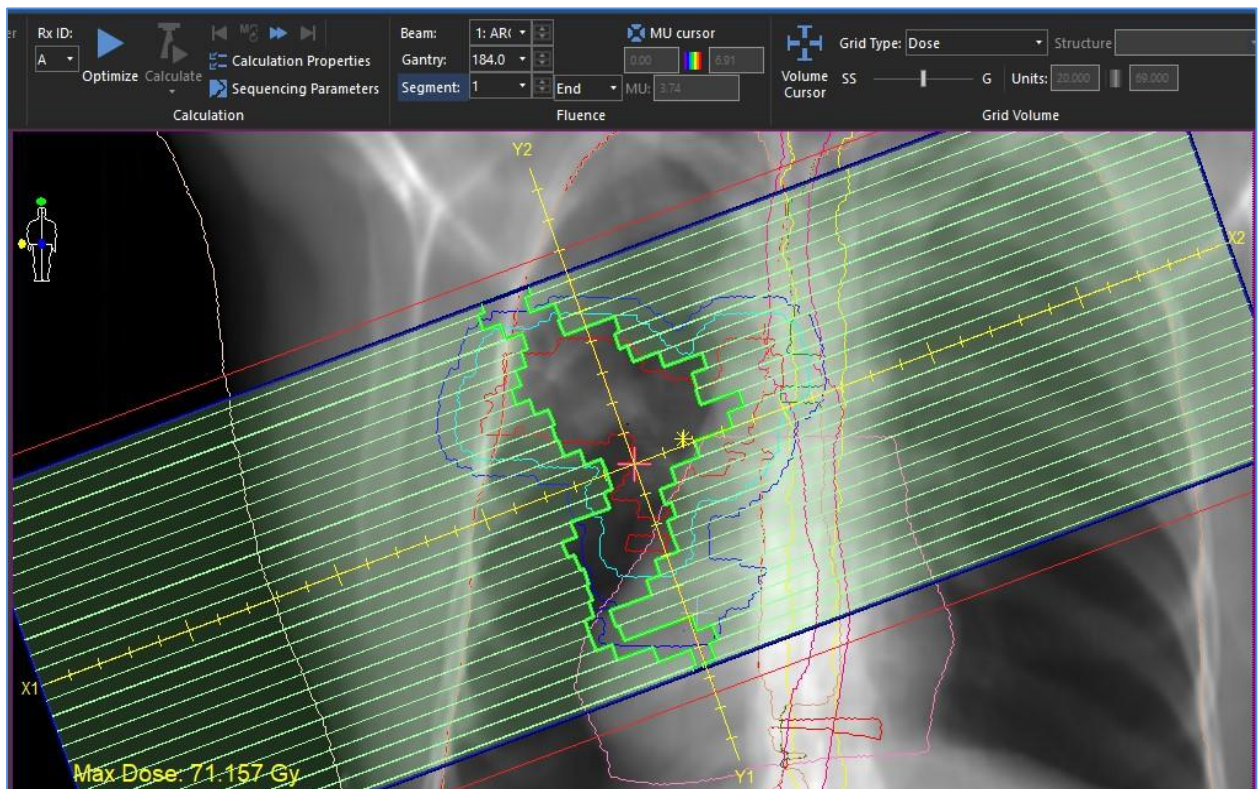
CHAPITRE III: Matériels et Méthodes



III-3-2-2- Le plan de traitement V MAT:

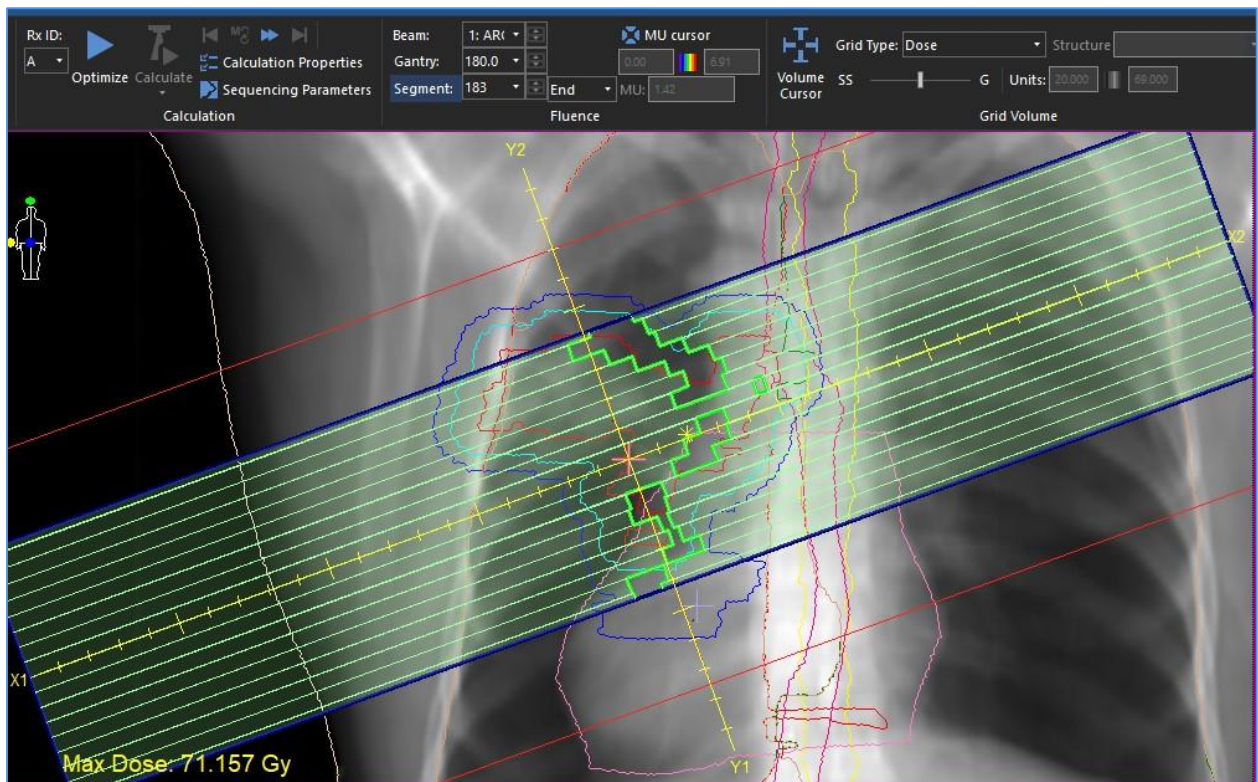
Pour garantir une couverture adéquate du volume cible PTV66, nous avons créé deux arcs de rayonnement. Le premier arc commence à 1° et se termine à 180° dans le sens des aiguilles d'une montre. Cet arc est divisé en 183 segments, chacun ayant un angle spécifique. La forme du MLC varie d'un segment à l'autre. Par exemple, au segment numéro 1, il était (voir l'image ci-dessous), tandis qu'au segment numéro 183, il était (voir la figure ci-dessous).

Arc1 segment1 (184°)



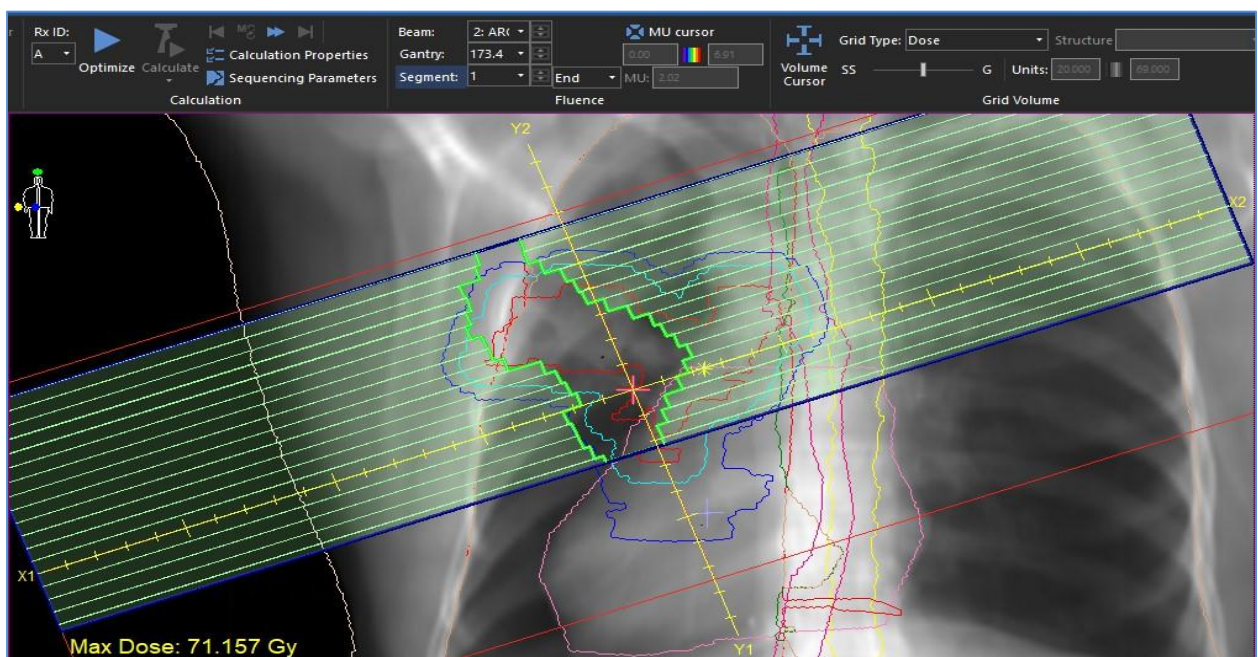
CHAPITRE III: Matériels et Méthodes

Arc2 segment183 (180°)



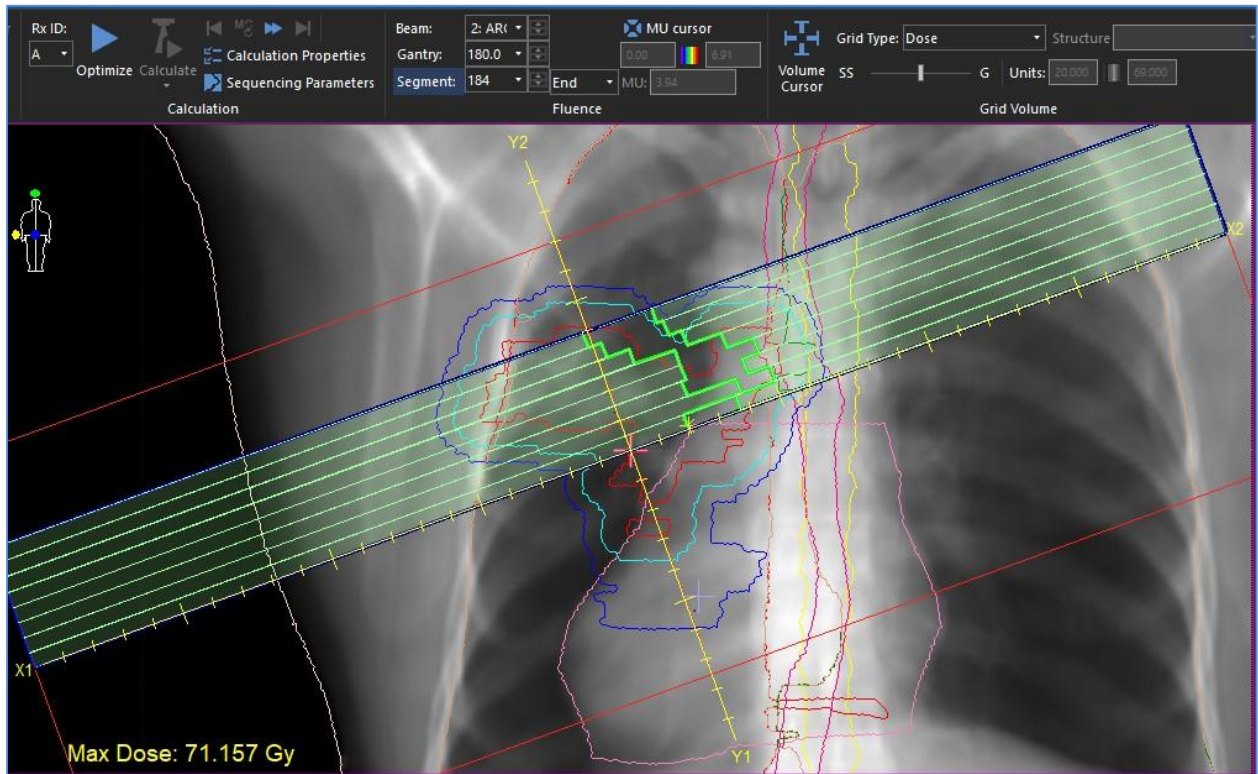
Le deuxième arc commence dans le sens inverse et se termine dans le sens des aiguilles d'une montre. Cet arc est divisé en 184 segments, chacun ayant un angle spécifique qui conduit à une variation de la forme du MLC. Par exemple, au segment numéro 1, il était (voir la figure ci-dessous), tandis qu'au segment numéro 184, il était (voir la figure ci-dessous).

Arc2 segment1 (173.4°)



CHAPITRE III: Matériels et Méthodes

Arc2 segment184 (180°)



L'angle du collimateur est fixé à 20°, cet angle est utilisé pour positionner les lames le long du bord interne du faisceau cible afin d'éviter une grande variation de position entre les lames adjacentes du MLC. La distance entre le MLC et le PTV66 est de 8 mm.

Avant de lancer le calcul une étape très importante doit se faire qui est la prescription et la pondération (voir la figure ci dessous)

	Rx ID	Rx Site	Prescribe To				Rx Dose (Gy)	Number of Fractions	Fractional Dose (Gy)	
▼ Physician's Intent	A ▼	▼	Plan Isocenter ▼	X	5.87 Y	9.75 Z	2.14	66.000	33	2.000
Actual Dose = 66.506 Gy										
Rescale	66.000 Gy	to... ▼								
Weight beams by: ☒ Dose ☐ MU										
Equal Weights										
Beam	Description		Field ID	%		Lock	MU / Fx			
1	ARC1		1			55.05	☒	495.64		
2	ARC2		2			44.95	☒	448.12		

CHAPITRE III: Matériels et Méthodes

L'optimisation se fait en deux modes par l'application des cost function radiobiologiques et physiques destinée pour la cible et pour aux OAR. (voir la figure)

Structure	Cost Function	Delete	Enabled	Status	Manual	Weight	Reference Dose (Gy)	Multicriterial	Power Law Exponent	Shrink Margin (...)	Isoconstraint	Isoeffect	Relative Impact
PTV	Target Penalty	☒	☒	On	☐	1.00					62.700	61.986	
	Quadratic Overdose	☒	☒	On	☐	1.00	69.000				0.060	0.074	++++
spinal_cord	Serial	☒	☒	On	☐	0.01		☐	14.00	0.00	25.000	18.822	
	Maximum Dose	☒	☒	On	☐	0.06				0.00	25.000	25.357	++
HEART	Parallel	☒	☒	On	☐	0.01	10.000	☐	1.00	0.00	40.00	29.16	
	Serial	☒	☒	On	☐	0.01		☐	1.00	0.00	8.000	7.731	
PS	Parallel	☒	☒	On	☐	0.02	20.000	☐	4.00	0.00	32.00	28.83	
	Serial	☒	☒	On	☐	0.02		☐	1.00	0.00	16.000	15.410	
oesophagus	Maximum Dose	☒	☒	On	☐	0.69					66.000	65.560	++++
	Serial	☒	☒	On	☐	0.01		☐	14.00		65.000	55.602	
body	Quadratic Overdose	☒	☒	On	☐	0.01	67.500	☐		0.00	0.100	0.004	
	Quadratic Overdose	☒	☒	On	☐	0.01	56.000	☐		0.50	0.020	0.016	
	Quadratic Overdose	☒	☒	On	☐	0.01	46.000	☐		1.00	0.200	0.058	
	Quadratic Overdose	☒	☒	On	☐	0.41	36.000	☐		1.50	0.500	0.268	+++

Dans un premier temps, nous appliquons mode Pareto: Dans ce mode, la priorité est accordée à la cible, et nous avons utilisé deux cost function (**target penalty** et **quadratic overdose**). (voir la figure ci-dessous).

Target Penalty@Monaco5 - [A240520, GAAELGUEBA ILYES, CT1, PlanV...

Required Parameters

Prescription (Gy): 62.700

Minimum Volume (%): 99.00

Optional Physical Parameters

Surface Margin: ☒

Close

Ensuite, nous appliquons le mode constrained: il donne la priorité à OAR, Nous avons utilisé quatre types de cost function (**serial**, **maximum dose**, **parallel**, **quadratic overdose**). Chaque organe a utilisé des types spécifiques (voir la figure ci-dessous).

CHAPITRE III: Matériels et Méthodes

Pour le molle

Serial@Monaco5 - [A240520, GAAELGUEBA ILYES, CT1, PlanVMAT]

Required Parameters

Equivalent Uniform Dose (Gy): 25.000

Power Law Exponent: 14.00

Optional Physical Parameters

Multicriterial: ☐

Shrink Structures

Structure Name	Include	Margin (cm)
PTV	☒	0.00

Close

Maximum Dose@Monaco5 - [A240520, GAAELGUEBA ILYES, CT1, PlanV...

Required Parameters

Maximum Dose (Gy): 25.000

Shrink Structures

Structure Name	Include	Margin (cm)
PTV	☒	0.00

Close

Pour le cœur

Parallel@Monaco5 - [A240520, GAAELGUEBA ILYES, CT1, PlanVMAT]

Required Parameters

Reference Dose (Gy): 10.000

Mean Organ Damage (%): 40.00

Power Law Exponent: 1.00

Optional Physical Parameters

Multicriterial: ☐

Shrink Structures

Structure Name	Include	Margin (cm)
PTV	☒	0.00
Higher-Priority OARs	☒	0.00

Close

Serial@Monaco5 - [A240520, GAAELGUEBA ILYES, CT1, PlanVMAT]

Required Parameters

Equivalent Uniform Dose (Gy): 8.000

Power Law Exponent: 1.00

Optional Physical Parameters

Multicriterial: ☐

Shrink Structures

Structure Name	Include	Margin (cm)
PTV	☒	0.00
Higher-Priority OARs	☒	0.00

Close

CHAPITRE III: Matériels et Méthodes

Pour le ps

Parallel@Monaco5 - [A240520, GAAELGUEBA ILYES, CT1, PlanVMAT]

Required Parameters

Reference Dose (Gy): 20.000

Mean Organ Damage (%): 32.00

Power Law Exponent: 4.00

Optional Physical Parameters

Multicriterial: ☐

Shrink Structures

Structure Name	Include	Margin (cm)
PTV	☒	0.00
Higher-Priority OARs	☒	0.00

Close

Serial@Monaco5 - [A240520, GAAELGUEBA ILYES, CT1, PlanVMAT]

Required Parameters

Equivalent Uniform Dose (Gy): 16.000

Power Law Exponent: 1.00

Optional Physical Parameters

Multicriterial: ☐

Shrink Structures

Structure Name	Include	Margin (cm)
PTV	☒	0.00
Higher-Priority OARs	☒	0.00

Close

Pour l'œsophage

Maximum Dose@Monaco5 - [A240520, GAAELGUEBA ILYES, CT1, PlanV...

Required Parameters

Maximum Dose (Gy): 66.000

Shrink Structures

Structure Name	Include	Margin (cm)
PTV	☐	
Higher-Priority OARs	☒	0.00

Close

Serial@Monaco5 - [A240520, GAAELGUEBA ILYES, CT1, PlanVMAT]

Required Parameters

Equivalent Uniform Dose (Gy): 65.000

Power Law Exponent: 14.00

Optional Physical Parameters

Multicriterial: ☐

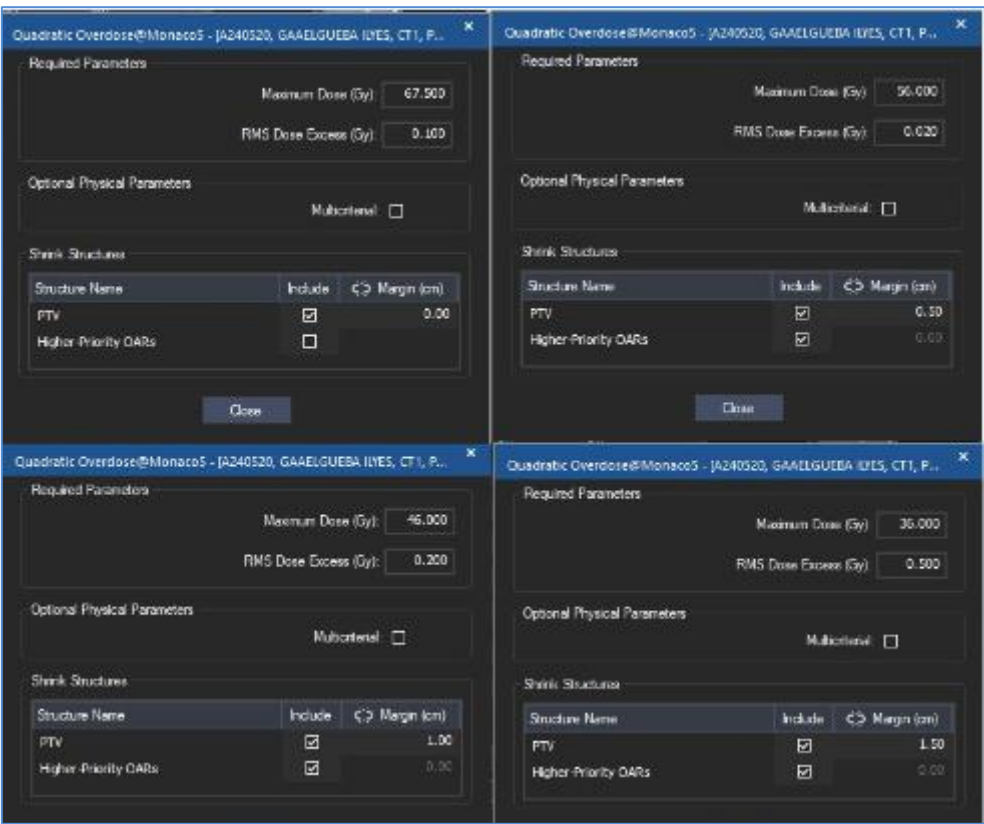
Shrink Structures

Structure Name	Include	Margin (cm)
PTV	☐	
Higher-Priority OARs	☒	0.00

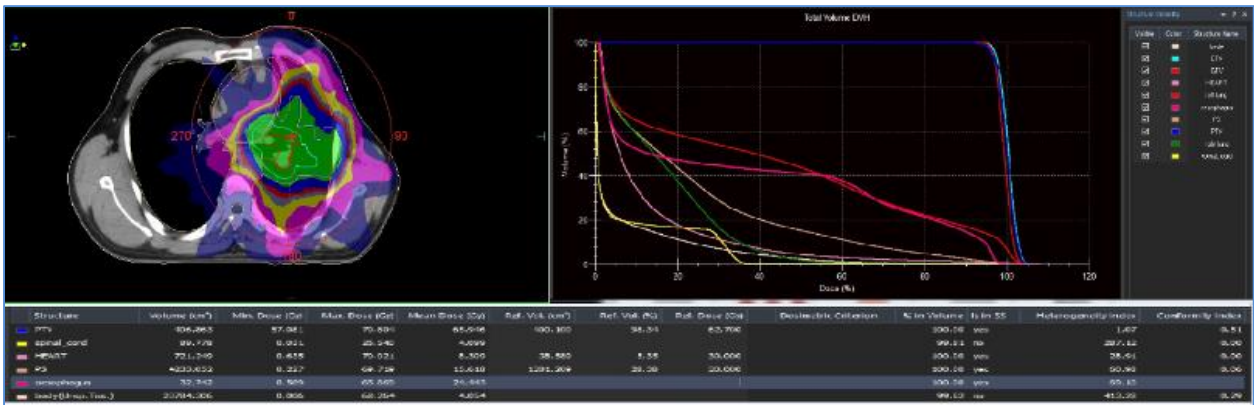
Close

CHAPITRE III: Matériels et Méthodes

Pour le corps



Le résultat de l'optimisation est résumé dans la figure suivante:



III-4- Analyse dosimétrique:

III-4-1- Les indices dosimétriques du rapport d'ICRU 83:[42,43]

Il existe plusieurs paramètres dosimétriques permettant de valider un plan de traitement. Dans notre travail, nous intéresserons à l'indice d'homogénéité, l'indice de couverture et l'indice de couverture de l'isodose 95% pour le PTV 66 et pour les tissus sains qui recevront la dose 30Gy et 40Gy seront d'écrit ci-dessous:

❖ Indice d'homogénéité (IH):

(ICRU83; 2010) a recommandé un indice appelé " Homogeneity Index " (**IH**) pour d'eterminer l'homogénéité globale de la dose absorbée par le **PTV** . L'indice d'homogénéité est donné par cette formule :

$$IH = \frac{D2\% - D98\%}{D50\%}$$

Avec :

D2% : correspond à la dose administrée à 2% de volume (dose maximale)

D98% : correspond à la dose administrée à 98% de volume de **PTV** (dose minimale)

D50% : correspond à la dose administrée à 50% de volume de **PTV** (dose médiane)

Un **IH** très proche de 0 implique que la dose déposée dans le PTV est quasi homogène.

L'objectif d'optimisation est de faire d'ecroitre l'indice vers la valeur idéale de 0

❖ Indice de couverture de volume tumoral:

L'indice de couverture permet d'evaluer la couverture de dose calculée pour le volume tumoral dans chaque plan de traitement.

L'index de couverture est donné par l'equation suivante par(RTOG) :

$$IC = \frac{D98\%}{DR}$$

Avec :

DR : correspond à la dose de référence

D98% : correspond à dose administrée à 98% de volume de **PTV** (dose minimale)

Nous acceptons un plan de traitement si l'isodose de 95% englobe le volume tumoral. L'isodose de référence représente 95% de la dose prescrite (ICRU62). Une valeur égale à 1 représente une couverture idéale de dose calculée au volume tumoral. Cela signifie qu'il n'existe pas de " sous dosage " dans le volume tumoral. Une valeur compris entre " 0. 9 et 1 " représente une d'eviation mineure de la couverture. Une valeur inferieur 0. 8 représente une d'eviation majeure de la couverture.

❖ Indice de conformité de volume tumoral (ICptv) :

Le concept de l'index de conformité (ICptv) a été développé par (Iamax et al, 2003) afin d'évaluer le degré de conformation de dose au volume tumoral, Cet Index représente la proportion de volume tumorale couvert par la dose prescrite (l'isodose de référence).

Nous pouvons écrire l'index :

$$IC_{ptv} = \frac{VTIR}{VT}$$

Ou :

VTIR : est le volume tumoral couvert par l'isodose de référence.

VT : est le volume tumoral

L'isodose de référence (IR) est définie par le Radiation Therapy Oncology Group(RTOG) comme l'isodose de prescription.

Le rapport 50 de l'ICRU recommande que l'isodose de référence soit la 95% de la dose prescrite (V95%) et donc :

$$IC_{ptv} = \frac{VT95\%}{VT}$$

La valeur de cet index varie entre 0 et 1. Une valeur de ce rapport égale à 1, représente la conformation idéale. Dans ce cas-là tout le volume tumoral sera irradié par la dose prescrite. Une valeur de ce rapport égale à 0 signifie que toute la cible tumorale est en dehors de l'isodose de prescription. Cet index nous permet de comparer la conformité globale d'un plan de traitement. Mais, il ne prend pas en compte le volume de tissus sains de voisinage. Un plan de traitement de bonne qualité doit présenter une valeur de "IC " proche de l'unité.

L'objectif d'optimisation est de faire croître l'indice CI vers la valeur idéale 1

❖ Le facteur de surdosage des tissus sains par les isodoses (HTOF : Hight Tumor Over Factor):

Est un facteur qui sert à déterminer les zones surdoses au niveau des tissus sains par une isodose de référence. La formule est donnée comme suit :

CHAPITRE III: Matériels et Méthodes

$$HTOF = \frac{HTV_{RI}}{LV}$$

Avec :

HTV_{RI} : Volume des tissus sains recouvert par l'isodose de référence.

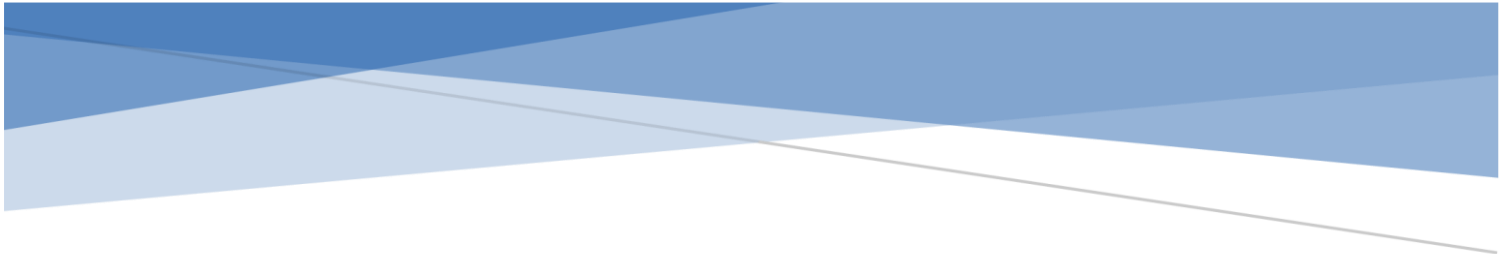
LV : Volume Total de tissu sain

Une Valeur égale à 0, correspond à des tissus sains épargnés.

III-4-2- Les contraintes de doses pour les organes à risques:

Tableau III-1: présente les contraintes de dose des OARs d'un cancer du poumon [39]

Les OAR	Grandeurs	Tolérances
Moelle	D_{max}	$<45\%$
PS	D_{moy}	$\leq 20 \text{ Gy}$
	V_{20}	$\leq 35-37\%$
Cœur	V_{30}	$\leq 100\%$
	V_{45}	$\leq 66\%$
	V_{60}	$\leq 33\%$
Œsophage	D_{max}	$<69\text{Gy}$



CHAPITRE IV :

Résultats et discussion

IV-1-Introduction :

Dans ce chapitre, nous comparerons les techniques V MAT et RC3D pour un groupe de 3 patients traités au CAC de EL-OUED, souffrant d'un cancer du poumon non à petites cellules. Nous nous concentrerons sur des critères liés à la distribution de la dose, à l'efficacité du traitement et à la qualité des plans. Nous utiliserons les résultats numériques des courbes dose-volume (DVH) et les indicateurs dosimétriques recommandés dans le rapport ICRU83.

IV-2-Analyses des OAR et des PTV à partir des HDV :

Dans la première étape, nous présenterons les valeurs dosimétriques des deux techniques de traitement pour le premier patient, et les données des sept patients restants seront présentées dans l'annexe. Dans la deuxième étape, nous nous concentrerons sur la présentation des critères dosimétriques pour valider l'ICRU83, puis sur les valeurs moyennes des contraintes de dose issues des courbes dose-volume (DVH).

Tableau IV-1 : Présente les résultats dosimétriques des deux plans de traitement RC3D et VMAT pour le patient 01

Volumes	Grandeurs	RC3D	VMAT
PTV 66	<i>D_{max}</i>	71.157 Gy	70.804 Gy
	<i>D_{moy}</i>	67.578 Gy	65.946 Gy
	V95%	98.69%	98.34%
	D50%	67.68 Gy	66.047Gy
	D2%	70.363 Gy	68.47 Gy
	D98%	63.42 Gy	62.581 Gy
Molle	D max	38.645Gy	25.54 Gy
	Dmoy	5.348Gy	4.099 Gy
PS	Dmax	70.484Gy	69.719 Gy
	Dmoy	16.727Gy	15.618 Gy
	V20	31.37%	28.38%
Cœur	Dmoy	18.863Gy	8.309 Gy
	V30	22.27%	5.35%
	V45	8.44%	2.34%
	V60	3.73%	1.19%
Œsophage	Dmax	68.287Gy	65.869 Gy

CHAPITRE IV : Résultats et Discussion

Tableau IV-2 : Présente les résultats dosimétriques des deux plans de traitement RC3D et VMAT pour le patient 02

Volumes	Grandeurs	RC3D	VMAT
PTV 66	<i>D_{max}</i>	71.114 Gy	71.012 Gy
	<i>D_{moy}</i>	67.805 Gy	65.826 Gy
	V95%	98.02%	98.16 %
	D50%	68.246 Gy	65.914 Gy
	D2%	70.364 Gy	68.415 Gy
	D98%	62.711 Gy	62.758 Gy
Molle	D max	39.114 Gy	25.253 Gy
	Dmoy	9.432 Gy	7.493 Gy
PS	<i>D_{max}</i>	70.332 Gy	69.451 Gy
	<i>D_{moy}</i>	13.382 Gy	16.914 Gy
	V20	25.65 %	29.57 %
Cœur	Dmoy	25.948 Gy	9.05 Gy
	V30	22.02 %	2.07 %
	V45	3.89 %	0.6 %
	V60	0.37 %	0.12 %
Œsophage	Dmax	56.222 Gy	55.529 Gy

Tableau IV-3 : Présente les résultats dosimétriques des deux plans de traitement RC3D et VMAT pour le patient 03

Volumes	Grandeurs	RC3D(60Gy)	VMAT(66Gy)
PTV 66 et PTV60	<i>D_{max}</i>	64.69 Gy	70.825 Gy
	<i>D_{moy}</i>	62.061 Gy	66.495 Gy
	V95%	98.38 %	98.54 %
	D50%	62.539 Gy	66.543 Gy
	D2%	64.2 Gy	69.675 Gy
	D98%	57.213 Gy	62.978 Gy
Molle	Dmax	36.545 Gy	25.451 Gy
	Dmoy	7.481 Gy	5.308 Gy
PS	<i>D_{max}</i>	64.46 Gy	69.418 Gy
	<i>D_{moy}</i>	18.467 Gy	16.944 Gy
	V20	35.53%	32.2%
Cœur	Dmoy	24.985 Gy	11.929 Gy
	V30	45.85 %	14.28 %
	V45	24.12%	9.8 %
	V60	11.77%	5.52 %
Œsophage	Dmax	63.707 Gy	66.558 Gy

CHAPITRE IV : Résultats et Discussion

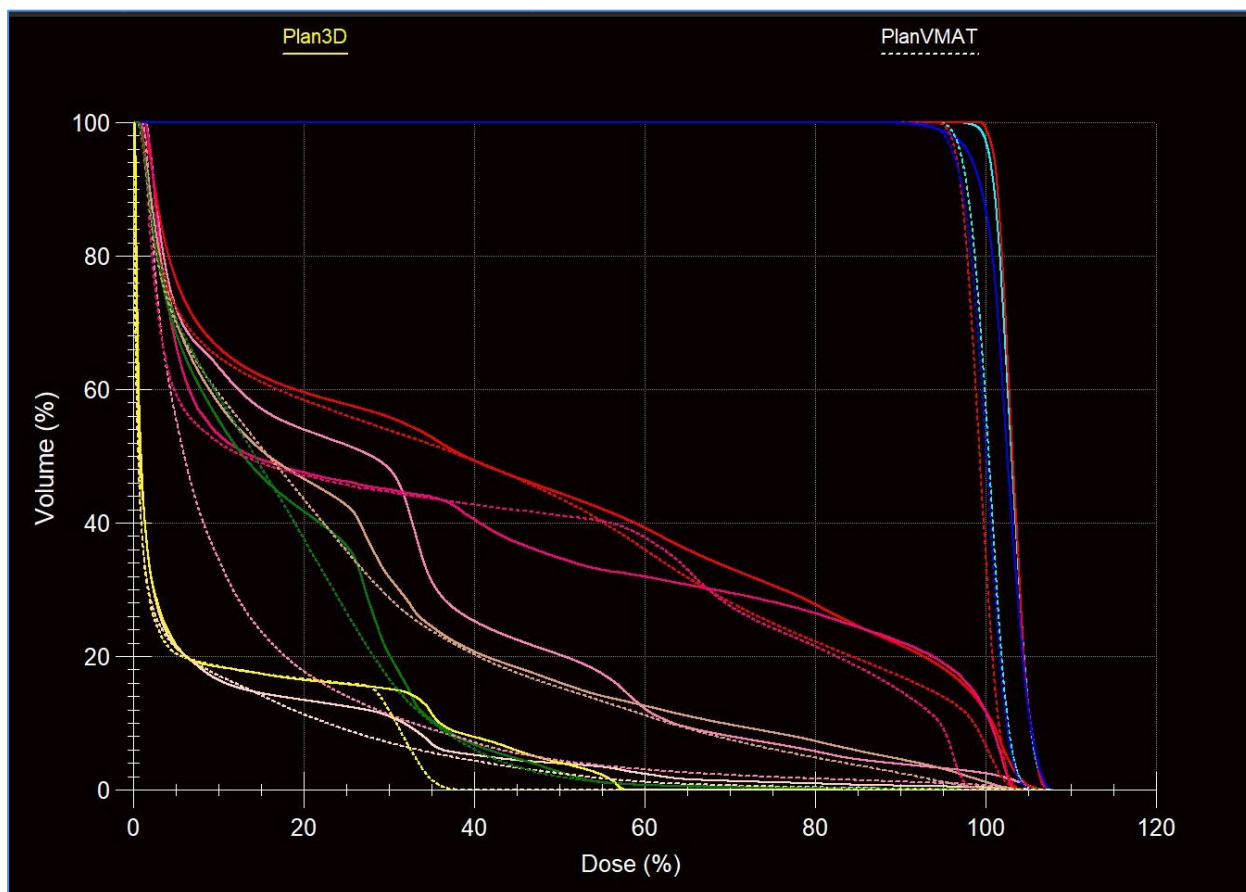


Figure IV-1 : présente une comparaison des DVH pour les deux techniques de traitement

DVH Statistics													
Dosimetric Criteria													
Structure	Volume (cm ³)	Plan	Min. Dose (Gy)	Max. Dose (Gy)	Mean Dose (Gy)	Ref. Vol. (cm ³)	Ref. Vol. (%)	Ref. Dose (Gy)	Dosimetric Criterion	% in Volume	Is in SS	Heterogeneity Index	Conformity Index
CTV	235.763	Plan3D	63.369	71.157	68.031					100.00	yes	1.05	
CTV	235.763	PlanVMAT	61.525	70.713	66.192					100.00	yes	1.06	
GTV	61.407	Plan3D	65.632	71.081	68.140					100.00	yes	1.05	
GTV	61.407	PlanVMAT	61.500	69.555	65.544					100.00	yes	1.06	
HEART	721.249	Plan3D	0.898	70.486	18.863	160.587	22.27	30.000		100.00	yes	39.60	
HEART	721.249	PlanVMAT	0.635	70.021	8.309	38.589	5.35	30.000		100.00	yes	28.91	
PS	4233.052	Plan3D	0.378	70.484	16.727	1327.968	31.37	20.000		100.00	yes	60.77	
PS	4233.052	PlanVMAT	0.227	69.719	15.618	1201.209	28.38	20.000		100.00	yes	60.98	
PTV	406.863	Plan3D	56.125	71.157	67.578	401.518	98.69	62.700		100.00	yes	1.08	
PTV	406.863	PlanVMAT	57.081	70.804	65.946	400.100	98.34	62.700		100.00	yes	1.07	
body(Unsp.Tiss.)	23784.306	Plan3D	0.045	71.060	4.923					99.72	no	177.63	
body(Unsp.Tiss.)	23784.306	PlanVMAT	0.006	68.264	4.054					99.62	no	413.28	
left lung	1863.659	Plan3D	0.482	71.144	29.930					100.00	yes	52.72	
left lung	1863.659	PlanVMAT	0.292	71.157	27.918					100.00	yes	79.46	
oesophagus	32.742	Plan3D	0.985	68.287	25.460					100.00	yes	48.88	
oesophagus	32.742	PlanVMAT	0.569	65.869	24.443					100.00	yes	69.10	
right lung	2588.323	Plan3D	0.378	66.963	11.424					100.00	yes	33.19	
right lung	2588.323	PlanVMAT	0.227	67.272	10.968					100.00	yes	30.67	
spinal_cord	89.778	Plan3D	0.126	38.645	5.348					100.00	no	176.45	
spinal_cord	89.778	PlanVMAT	0.031	25.540	4.099					99.81	no	287.12	

Figure IV-2 : présente une comparaison des DVH statistics pour les deux techniques de traitement

Discussion

Selon le premier tableau et les figures présentées, nous avons remarqué :

Pour couverture des volumes cibles

En RC3D, nous avons observé que 95% du PTV66 ont reçu une dose de 62,7 Gy, avec une dose maximale de 71.157 Gy, ce qui est conforme aux contraintes de l'étude qui exigent que le PTV soit compris entre 95% et ne dépasse pas 107% de la dose prescrite, soit entre 62,7 et 71,25 Gy.

Et en V MAT, la même observation a été faite par rapport à RC3D, où environ 95% du PTV ont reçu 62,7 Gy, avec une dose maximale de 70.804 Gy, conforme aux critères de validation, sans dépasser la dose maximale autorisée. Ces résultats sont comparables dans les deux techniques.

Pour dose dans les organes à risque

Nous observons des différences significatives de dose au niveau de certains organes à risque. Par exemple, une augmentation importante de la valeur maximale de dose (Dmax) est constatée au niveau de la moelle épinière, avec une augmentation de 13 Gy en RC3D par rapport à la technique VMAT. De même, une différence notable est observée dans la dose moyenne (Dmoy) au niveau du cœur, avec une augmentation d'environ 10 Gy en RC3D par rapport à VMAT. Aucune différence significative n'a été remarquée, notamment en ce qui concerne les doses aux poumons sains et à l'œsophage, ce qui suggère que la technique VMAT offre une meilleure protection pour les organes à risque.

Selon le deuxième tableau présenté, nous avons observé la même observation pour **couverture des volumes cibles** et pour **dose dans les organes à risque** par rapport au premier tableau.

Selon le troisième tableau présenté, nous avons remarqué que :

Pour couverture des volumes cibles

En RC3D, nous avons observé que 95% du PTV60 ont reçu une dose de 57 Gy, avec une dose maximale de 64.69 Gy, ce qui est conforme aux critères de l'étude exigeant que le PTV soit compris entre 95% et ne dépasse pas 107% de la dose prescrite, soit entre 57 et 65 Gy.

Et en V MAT, nous avons observé que 95% du PTV66 ont reçu une dose de 62.7 Gy, avec une dose maximale de 70.825 Gy, ce qui est conforme aux contraintes de l'étude qui exigent que le PTV soit compris entre 95% et ne dépasse pas 107% de la dose prescrite, soit entre 62.7 et 71.25 Gy.

Malgré la variation des doses, nous avons observé que les deux techniques n'ont pas dépassé la dose maximale autorisée, ce qui indique que ces résultats sont acceptables pour les deux techniques.

Pour dose dans les organes à risque

Malgré la dose plus faible dans RC3D par rapport à VMAT, nous observons des différences significatives de dose au niveau de certains organes à risque. Par exemple, une augmentation importante de la valeur maximale de dose (Dmax) est constatée au niveau de la moelle épinière, avec une augmentation de 10 Gy en RC3D par rapport à la technique VMAT. De même, une différence notable est observée dans la dose moyenne (Dmoy) au niveau du cœur, avec une augmentation d'environ 13 Gy en RC3D par rapport à VMAT. Aucune différence significative n'a été remarquée, notamment en ce qui concerne les doses aux poumons sains et à l'œsophage. Ces résultats indiquent que la technique VMAT permet d'augmenter la dose sans dépasser les limites de dose pour les organes à risque.

IV-3-Paramètres ICRU 83 : Couverture PTV66 Gy et PTV60 Gy:

IV-3-1- Indice d'homogénéité :

Tableau IV-4: l'indice dosimétrique de l'homogénéité de la distribution de dose pour les plans de traitement RC3D et V MAT

IH	IH (RC3D)	IH (VMAT)
p1	0.102	0.089
p2	0.112	0.09
p3	0.111	0.1
moyenne	0.108	0.093
variance	$2 \cdot 10^{-5}$	$2.4 \cdot 10^{-5}$
écart type	$4.47 \cdot 10^{-3}$	$4.9 \cdot 10^{-3}$

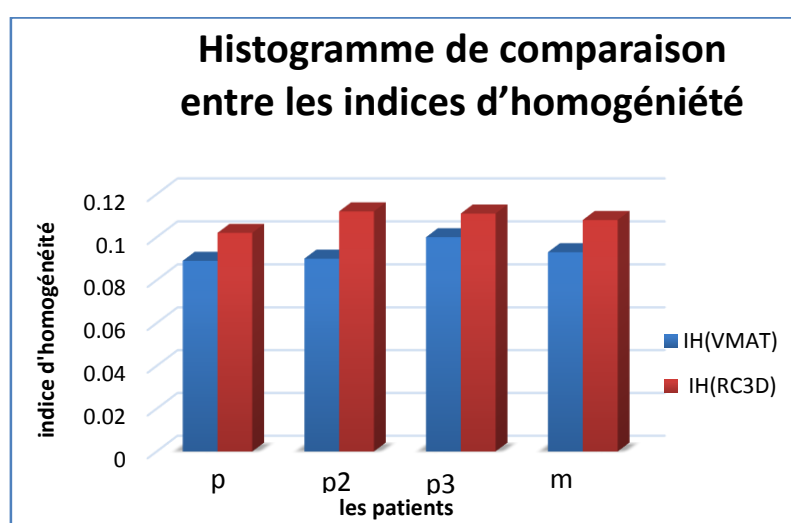


Figure VI-3 : Histogramme de comparaison entre les indices d'homogénéité

CHAPITRE IV : Résultats et Discussion

Discussion :

Selon le tableau ci-dessus et la figure précédente, l'indice d'homogénéité pour PTV 66 dans le plan RC3D était de 0,102 pour la première personne, tandis qu'il était de 0,112 pour la deuxième personne. Pour le plan VMAT, l'indice était de 0.089 pour la première personne et de 0.09 pour la deuxième personne.

Pour ce qui est de l'indice d'homogénéité pour PTV 60 dans le plan RC3D pour la troisième personne, la valeur était 0.111. Quant au plan VMAT, l'indice d'homogénéité pour la même personne était 0.1

Toutes ces valeurs sont acceptables pour les deux techniques car elles se rapprochent de la valeur idéale (IH = 0). Cependant, nous avons remarqué que la technique VMAT se rapproche davantage de cette valeur idéale comparée à la technique RC3D. Par exemple, malgré le fait que la troisième personne ait reçu une dose légèrement plus élevée avec VMAT, l'indice IH dans VMAT est presque identique à celui de RC3D, ce qui suggère une meilleure distribution de la dose avec la technique VMAT.

IV-3-2-Indice de couverture de volume tumoral (IC):

Tableau IV-5 : L'indice de dose pour la couverture du volume tumoral obtenu avec les techniques RC3D et VMAT pour les trois patients.

IC	IC(RC3D)	IC(VMAT)
p1	1	0.999
p2	0.996	1
p3	1	1
moyenne	0.998	0.999
variance	$4 \cdot 10^{-6}$	$6.6 \cdot 10^{-7}$
écart type	$2 \cdot 10^{-3}$	$8.1 \cdot 10^{-4}$

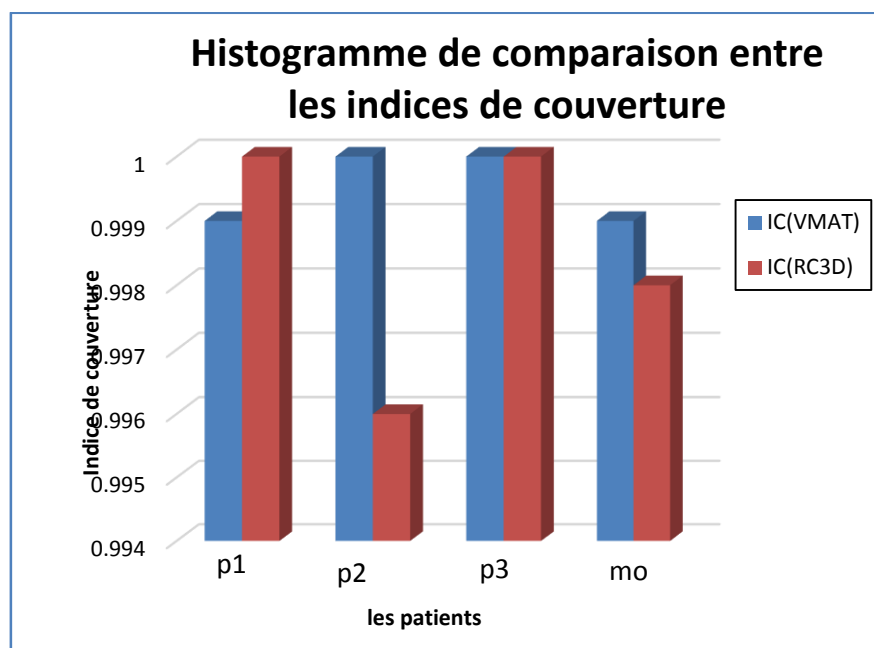


Figure IV-4 : Histogramme de comparaison entre les indices de couverture des volumes tumoraux (IC)

Discussion :

Sur la base du tableau ci-dessus et de la figure précédente, nous avons observé que l'indice de couverture du volume tumoral était presque identique entre les deux techniques pour les premiers et deuxièmes patients, malgré l'utilisation de la même dose pour leur traitement. De plus, nous avons constaté que l'indice de couverture pour le troisième patient était similaire entre les deux techniques, bien que la dose ait été plus élevée avec la technique VMAT. Cela suggère que la technique VMAT offre une meilleure couverture. Nous avons également remarqué que les moyennes des indices étaient comprises entre 0.9 et 1 dans les deux plans, indiquant ainsi une légère variation dans la couverture.

IV-3-3- Indice de conformité de volume tumoral pour une isodose 95% :

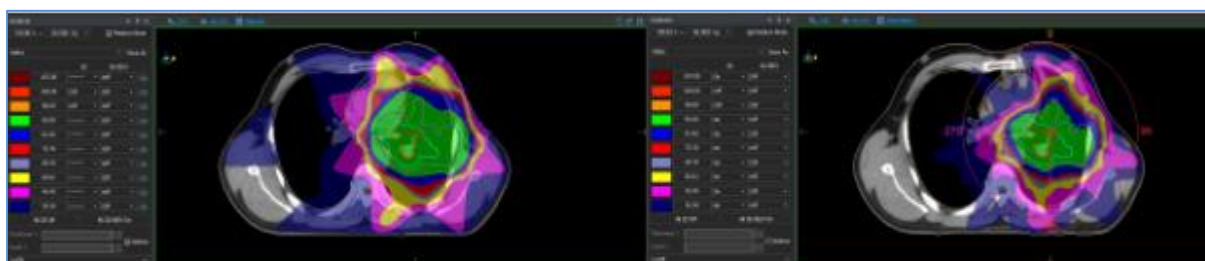


Figure IV-5: Comparaison de la conformité du volume tumoral pour l'isodose de 95% (représenté en vert) entre RC3D à gauche et VMAT à droite pour le premier patient

CHAPITRE IV : Résultats et Discussion

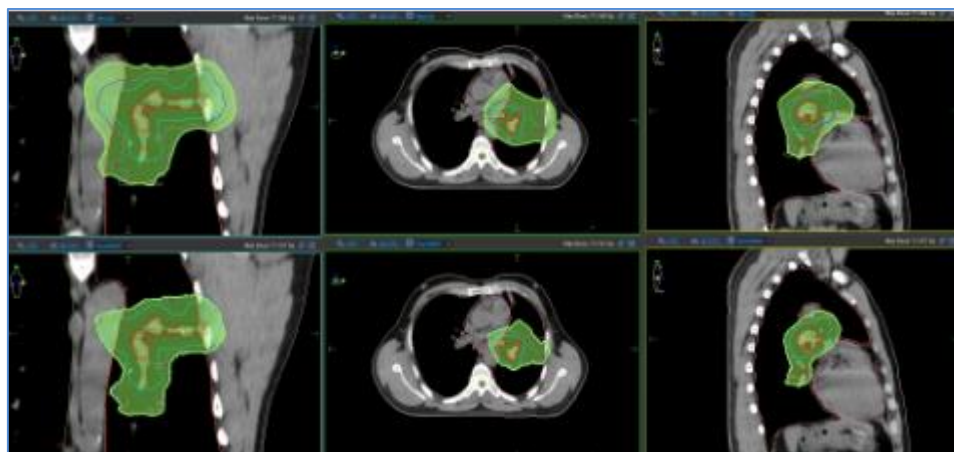


Figure IV-6: Comparaison de la conformité du volume tumoral pour l'isodose de 95% (représenté en vert) sur trois plans (transversal, coronal, sagittal) entre RC3D en haut et VMAT en bas pour le premier patient.

Tableau IV-6: l'indice dosimétrique de la conformité du volume tumoral pour une isodose de 95% obtenu en RC3D et en V MAT pour trois patients

ICptv	ICptv(RC3D)	ICptv(VMAT)
p1	0.986	0.983
p2	0.98	0.981
p3	0.98	0.985
moyenne	0.982	0.983
variance	7.66×10^{-6}	2.66×10^{-6}
écart type	2.76×10^{-3}	1.6×10^{-3}

Discussion :

Sur la base de la première image, nous constatons que la distribution des doses faibles dans la technique RC3D est dispersée, commençant à partir des ports d'entrée des rayons. En revanche, dans la technique VMAT, la distribution des doses faibles est concentrée sur les extrémités du volume cible, ce qui indique que les organes à risque sont mieux protégés avec VMAT et exposés à une faible radiation.

D'après la deuxième image,, il semble que la distribution de la dose (isodose 95%) pour le volume tumoral dans la technique RC3D ne soit pas conforme au volume cible, avec une augmentation notable aux extrémités. De plus, certains organes à risque comme le cœur sont inclus dans cette distribution pour le volume cible. En revanche, dans la technique VMAT, nous avons observé que la distribution de la dose (isodose 95%) pour le volume tumoral est conforme au volume cible, et tous les organes à risque ont été exclus de cette distribution, ce qui indique que VMAT est plus efficace.

Selon le tableau ci-dessus et la figure précédente, nous observons que l'indice de conformité du volume tumoral par l'isodose 95% dans le plan RC3D était de 0,986 pour le premier patient, tandis qu'il était de 0,98 pour le deuxième. En revanche, dans le plan VMAT, cet indice a diminué de 0,003 pour le premier patient et augmenté de 0,001 pour le deuxième. Pour le troisième patient,

CHAPITRE IV : Résultats et Discussion

cet indice a augmenté de 0,005 avec la technique VMAT, sachant que la dose prescrite varie entre les deux techniques.

Lorsque nous parlons de leurs moyennes dans les deux plans, les deux techniques représentent presque le même taux de conformité du PTV par l'isodose 95%, avec une différence de 0,001, et elles sont proches de la valeur idéale. Ainsi, nous pouvons dire que les deux plans de traitement ont une bonne qualité.

IV-4-Paramètres ICRU 83 : Protection des Volumes sains par la dose 40Gy et 30Gy

IV-4-1- Protection des Volumes sains par la dose 30Gy :

Tableau IV-7: représentation de facteur de sur dosage de tissu sain (Body) par l'isodose 30 Gy

Body	V30Gy(RC3D)	V30Gy(VMAT)	VT
Patient 1	1040.865	770.48	23784.306
Patient 2	1043.94	1106.91	30893.796
Patient 3	571.699	452.863	14728.203

Body	HTOF(RC3D) (cc)	HTOF(VMAT) (cc)
Patient 1	0.044	0.032
Patient 2	0.033	0.035
Patient 3	0.038	0.03
Moyenne	0.038	0.032
Variance	$2 \cdot 10^{-4}$	$3 \cdot 10^{-4}$
écart type	$1.4 \cdot 10^{-2}$	$1.7 \cdot 10^{-2}$

Discussion :

Selon le tableau ci-dessus, les valeurs du facteur de surdosage pour le corps à une isodose de 30 Gy avec la technique RC3D varient entre 0,038 et 0,044. En revanche, les valeurs pour la technique VMAT sont inférieures à celles-ci. Malgré cette différence, les valeurs dans chaque technique sont proches de la valeur idéale (HTOF = 0), indiquant que le corps n'a pas été exposé à des doses élevées.

Les plans utilisant la technique VMAT se distinguent par un facteur de surdosage moyen de 0.032 ce qui est meilleur que la moyenne de 0.038 obtenue avec les plans RC3D.

CHAPITRE IV : Résultats et Discussion

IV-4-2- Protection des Volumes sains par la dose 40Gy :

Tableau IV-8 : représentation de facteur de sur dosage de tissu sain (Body) par l'isodose 40 Gy

Body	V40Gy(RC3D)	V40Gy(VMAT)	VT
Patient 1	536.555	266.397	23784.306
Patient 2	479.618	402.304	30893.796
Patient 3	282.95	221.268	14728.203

Body	HTOF(RC3D) (cc)	HTOF(VMAT) (cc)
Patient 1	0.022	0.011
Patient 2	0.015	0.013
Patient 3	0.019	0.015
moyenne	0.018	0.013
variance	8.6×10^{-6}	2.6×10^{-6}
écart type	2.9×10^{-3}	1.6×10^{-3}

Discussion :

D'après le tableau ci-dessus, nous constatons que le facteur de surdosage pour le corps à une dose isodose de 40 Gy est très proche de la valeur idéale (HTOF = 0) pour les trois patients, que ce soit avec la technique RC3D ou la technique VMAT. Cela indique que le corps n'a pas été exposé à des doses élevées.

En ce qui concerne la moyenne du facteur de surdosage, nous remarquons que sa valeur était plus faible dans la technique VMAT par rapport à la technique RC3D. Cela signifie que la technique VMAT présente un meilleur facteur de surdosage que la technique RC3D.

IV-5- Les contraintes de doses pour les organes à risques:

Tableau IV-9: Comparaison des résultats numériques de l'analyse des DVH sur OAR entre les deux techniques pour le premier patient.

OAR	Grandeurs	RC3D	VMAT	Tolérance
molle	D max	38.645Gy	25.54	<45%
ps	Dmoy	16.727Gy	15.618	≤ 20 Gy
	V20	31.37%	28.38	$\leq 35-37\%$
	V30	22.27%	5.35	$\leq 100\%$
cœur	V45	8.44%	2.34	$\leq 66\%$
	V60	3.73%	1.19	$\leq 33\%$
Œsophage	Dmax	68.287Gy	65.869	<69Gy

CHAPITRE IV : Résultats et Discussion

Tableau IV-10: Comparaison des résultats numériques de l'analyse des DVH sur OAR entre les deux techniques pour le p deuxième patient.

OAR	Grandeurs	RC3D	VMAT	Tolérance
molle	D max	39.114	25.253	<45%
ps	Dmoy	13.382	16.914	≤ 20 Gy
	V20	25.65	29.57	≤ 35-37%
cœur	V30	22.02	2.07	≤100%
	V45	3.89	0.6	≤66%
	V60	0.37	0.12	≤33%
Esophage	Dmax	56.222	55.529	<69Gy

Tableau IV-11: Comparaison des résultats numériques de l'analyse des DVH sur OAR entre les deux techniques pour le p troisième patient.

OAR	Grandeurs	RC3D	VMAT	Tolérance
molle	D max	36.545	25.451	<45%
ps	Dmoy	18.467	16.944	≤ 20 Gy
	V20	35.53	32.2	≤ 35-37%
cœur	V30	45.85	14.28	≤100%
	V45	24.12	9.8	≤66%
	V60	11.77	5.52	≤33%
Esophage	Dmax	63.707	66.558	<69Gy

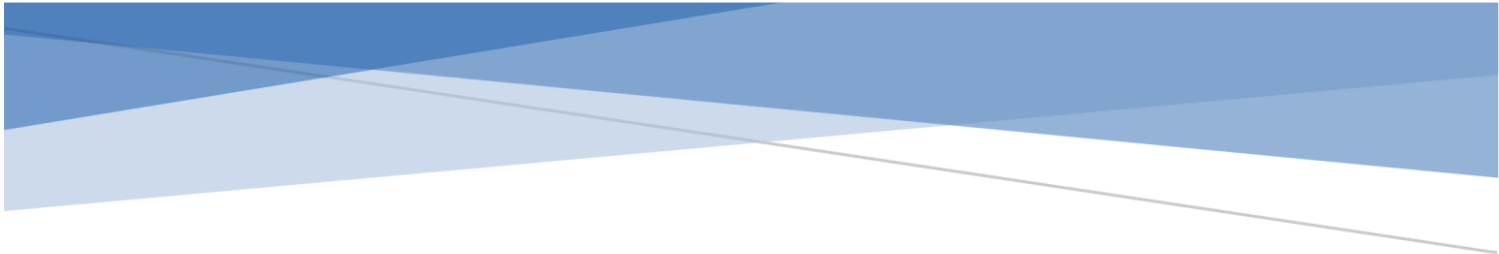
Discussion :

Selon les tables 1 et 2, les deux techniques n'ont pas dépassé les limites spécifiées pour les organes à risque. Cependant, il est apparu que la technique VMAT était meilleure car elle a permis de réduire la dose au minimum par rapport à la technique RC3D, notamment pour le cœur et la moelle épinière. Pour le troisième patient, les observations ont été similaires, bien que la dose soit plus élevée avec VMAT par rapport à RC3D. Cela indique que la technique VMAT était la meilleure.

IV-6- Conclusion:

Pendant notre étude, nous avons observé que les deux techniques, VMAT et RC3D, ont montré des résultats dosimétriques acceptables, que ce soit en termes de couverture volumétrique du tumoral, de la dose reçue par les organes sensibles ou de la conformité du volume tumoral avec l'isodose 95%. Cependant, les résultats de VMAT étaient meilleurs.

Ceci nous a permis de dire que V MAT est la technique la plus utile en traitement de cancer cancer du poumon à cellules non petites



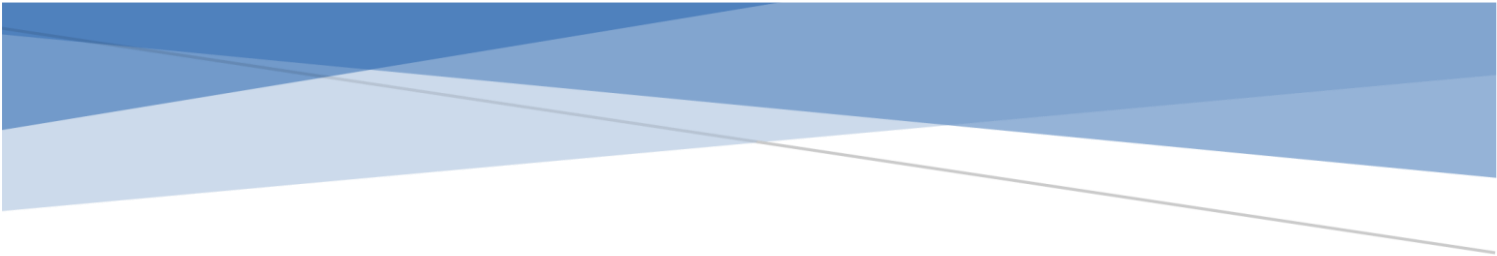
CONCLUSION GÉNÉRALE

Conclusion Générale:

Dans cette étude, nous avons comparé les doses entre deux techniques, RC3D et VMAT, pour le traitement du cancer du poumon au Centre de Lutte contre le Cancer de la Wilaya d' el-Oued. Nous avons préparé et optimisé des plans de traitement pour trois patients en utilisant le système de planification Monaco® version 5.51.10. Les plans de traitement ont été évalués selon les critères définis par l'ICRU (Union Internationale de Radiothérapie) et en calculant différentes indices dosimétriques reconnus par l'ICRU83

Cette évaluation dosimétrique a permis de comparer précisément les performances des deux techniques en termes de conformité du volume cible et de préservation des organes à risque. Les résultats obtenus ont montré que la technique VMAT présente des avantages significatifs par rapport à la technique RC3D dans ces aspects critiques du traitement.

Cette recherche contribue à enrichir les connaissances sur les meilleures pratiques de traitement du cancer du poumon en identifiant les bénéfices dosimétriques spécifiques de la VMAT, ce qui pourrait influencer les décisions cliniques et améliorer les résultats thérapeutiques pour les patients



BIBLIOGRAPHIE

Références Bibliographiques

- [1] <https://www.who.int/fr/news-room/fact-sheets/detail/cancer> (visité le 25/04/2024)
- [2] <https://www.cancer.org.au/cancer-information/types-of-cancer/lung-cancer>(visité le 26/04/2024)
- [3] O, Piron. (2019). *Mise en place d'une méthode de radiothérapie adaptative à l'aide de l'imageur portal* (Doctoral dissertation, Université Laval)
- [4] J, Leste. (2020). *Mise en œuvre et apports cliniques d'un modèle Monte-Carlo d'un accélérateur linéaire de radiothérapie externe* (Doctoral dissertation, Université Paul Sabatier-Toulouse III)
- [5] Pr. A. KAHOUl.(2023).. "Interaction rayonnement matière". Université Mohamed El Bachir El Ibrahimi de Bordj Bou Arréridj Faculté des sciences et de la technologie Département des Sciences de la Matière.
- [6] INTERACTION DES PARTICULES AVEC LA MATIERE. [Online], [cité : mai, 2011] <http://www.medecineweb.com/2011/05/interaction-des-particules-avec-la.html> (visité le 15/05/2024)
- [7] Dr. MEGHELLI. "Interactions entre les rayonnements ionisants et la matière ",Biophysique-Médicale. Service Médecine Nucléaire, CHU Tlemcen
- [8]https://www.chuv.ch/fileadmin/sites/ira/Cours/ira_cours_doc_experts_chap_10_radiobiologie_2018 (visité le 07/05/2024)
- [9] <https://www.uoanbar.edu.iq/eStoreImages/Bank/10302.pdf> (visité le 07/05/2024)
- [10] Dr Sonia Roux-Palobart. Nouvelles techniques en radiothérapie. Service de Cancérologie, Polyclinique de Limoges, France, 2015.
- [11] Age Froma, Mirjam Mast, Hans Welleweerd, (2017)
- [12] <https://radiotherapie-hegp.fr/images/rt6.png> (visité le 14/05/2024)
- [13] O. Piron. "Mise en place d'une méthode de radiothérapie adaptative à l'aide de l'imageur portal".
- [14] C, Lafond. (2013). *Analyse et optimisation des performances de la technique VMAT pour son utilisation en radiothérapie* (Doctoral dissertation, Rennes 1).
- [15] https://encrypted-tbn0.gstatic.com/images?q=tbn:ANd9GcSDoi9jaJRwxHWcYWvN5kb0R18gm3qYojCd8bPG8ToWOYHDDot4wsEDUqEj_EXRB6J5D0VQ&usqp=CAU (visité le 01/06/2024)
- [16]https://www.google.com/url?sa=i&url=https%3A%2F%2Fjourneeoncologie.com%2Fpdf%2Fconference__3_nouveaux_types_de_traitements_radiooncologiques__mfc__octobre_2017.pdf

&psig=AOvVaw2mCWPH7ZGJM_UE2p4aBeZH&ust=1718052059218000&source=images&cd=vfe&opi=89978449&ved=0CBIQjRxqFwoTCLCSzvGwz4YDFQAAAAAdAAAAABA_ (visité le 01/06/2024)

[17] ICRU, « Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy, ICRU Report 62 », Journal of the International Commission on Radiation Units and Measurements, Volume 32, Issue 1, 1 November 1999

[18] ICRU, « Prescribing, Recording, and Reporting Photon-Beam Intensity- Modulated Radiation Therapy (IMRT), ICRU Report 83 », Journal of the International Commission on Radiation Units and Measurements, Volume 10, Issue 1, 1 April 2010

[19] C. Hennequin and C. Coujou. Les volumes-cibles en radiothérapie. La Lettre du Cancérologue, VII (5) :56–60, 1998

[20] R. Koffeing., & Sterpin, E. Étude comparative des toxicités induites par la protonthérapie et la radiothérapie adaptatives en ligne en fonction de la vitesse d'adaptation pour les cancers du poumon

[21] Cecile Le Pechoux et al. “ESTRO ACROP guidelines for target volume definition in the thoracic radiation treatment of small cell lung cancer”. en. In : Radiotherapy and Oncology 152 (nov. 2020), p. 89-95. issn : 01678140. doi: 10. 1016 / j. radonc.2020.07.012.url: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0167814020304059> (visité le 18/06/2024).

[22] Y. B. Hdech. (2011). *Contrôle de qualité dosimétrique des systèmes de planification des traitements par radiothérapie externe à l'aide d'Objets-Tests Numériques calculés par simulations Monte-Carlo PENELOPE* (Doctoral dissertation, Université de Nantes)

[23] <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/29573922/> (visité le 29/04/2024)

[24] F. M. Khan., Sperduto, P. W., & Gibbons, J. P. (2021). Khan's Treatment Planning in Radiation Oncology.. Lippincott Williams & Wilkins.

[25] B. I. CHIBANE. Evolution des modèles de calcul de dose 3d en radiothérapie externe. Laboratoire de Physique Mathématique et Subatomique, Université des frères Mentouri Constantine 1. ATHENA Medical Center, 27 Février 2017(visité le 29/04/2024)

[26] Edmond Sterpin. “3160_2_dose_calculation”. en. In(visité le 29/04/2024)

[27] Barbara Vanderstraeten et al. “Accuracy of patient dose calculation for lung IMRT: A comparison of Monte Carlo, convolution/superposition, and pencil beam computations: Accuracy of patient dose calculation for lung IMRT”. en. In: Medical Physics 33.9 (août 2006), p. 3149-3158. issn : 00942405. doi: 10.1118/1.2241992. url: <http://doi.wiley.com/10.1118/1.2241992> (visité le 19/06/2024).

[28] <https://cancer.ca/fr/cancer-information/cancer-types/lung> (visité le 19/04/2024)

[29] <https://www.ramsaysante.fr/vous-etes-patient-en-savoir-plus-sur-ma-pathologie/cancer-du-poumon> (visité le 19/06/2024)

Références Bibliographiques

- [30] <https://ahmedmostafa.us/author/ahmedmmostafahotmail-com/> (visité le 30/04/2024)
- [31] <https://www.chuv.ch/fr/transplantation/cto-home/patients-et-familles/poumon/anatomie-et-physiologie> (visité le 30/04/2024)
- [32] <https://www.who.int/fr/news-room/fact-sheets/detail/lung-cancer> (visité le 19/06/2024)
- [33] Collège des Enseignants de Pneumologie - 2021 Item 309 (ex-item 306)
Tumeurs du poumon, primitives et secondaires
- [34] Dr. RYMA OUARS. (2019). "Cours de pneumologie, d'anatomie pathologique et de radiologie"
- [35] R. Koffing. (2023). "Étude comparative des toxicités induites par la protonthérapie et la radiothérapie adaptatives en ligne en fonction de la vitesse d'adaptation pour les cancers du poumon ".Mémoire Master Université CATHOLIQUE DE LOUVAIN
- [36] Société Française de Radiothérapie Oncologique, Guide des Procédures de Radiothérapie Externe, Haute autorité de santé ,société française de physique médicale ,institut national du cancer ,autorité de sécurité nucléaire, 2007.
- [37] C, Durdux., J.-E, Bibault., & F, Jaffré. (2018). Principes et techniques de la radiothérapie thoracique des carcinomes bronchiques non à petites cellules (CBNPC). Revue Des Maladies Respiratoires Actualités
- [38] D. Sara. 2019 ."Calculs dosimétriques des faisceaux de rayons X dans une radiothérapie externe". Mémoire Master Centre Universitaire Belhadj Bouchaib d'Ain-Temouchent
- [39] G. Noel. d'élaboration des organes à risque et contraintes dosimétrique, cancer radiothérapie, record : chapitre 6, cancer/radiothérapie. Technical report, 20S, S36-S60, 2016.
- [40] <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0360301685901233>(visité le 19/05/2024)
- [41] J. Viaud. Monaco : Prescription et optimisation. Technical report, ELEKTA, 2011
- [42] Journal of ICRRU. ICRU report. Oxford University Press, April 2010. 83.
- [43] J-J Mazon L. Feuvret, G. Noel and P. Bey. Conformity index : a review. J. Radiation
- [44] https://ressources-aura.fr/wp-content/uploads/2018/12/CBNPC_2019_VDEF.pdf (visité le 15/06/2024)
- [45] https://www.oncomel.org/files/5_Les_enjeux_de_la_radiothérapie_thoracique_en_2014_Dr_Dewas_V2.pdf(visité le 02/06/2024)

Résumé

Notre étude vise à utiliser le système de planification de traitement (TPS) comme outil de comparaison entre deux techniques de traitement du cancer du poumon par radiothérapie externe : (VMAT) Et (RC3D). Pour cette étude, nous avons sélectionné trois patients atteints de cancer du poumon à petites cellules de stade III, présents au Centre de Lutte contre le Cancer de la Wilaya d'el-Oued.

Pour chaque technique, une planification optimale a été réalisée basée sur une analyse dosimétrique des distributions de doses et des contraintes de dose pour les organes à risque, ainsi que sur le calcul des indices d'homogénéité, de conformité et de couverture. À travers cette comparaison, il est clair que les deux techniques assurent une couverture adéquate des volumes cibles avec des indicateurs de couverture très similaires. Cependant, la technique VMAT présente un avantage significatif dans la préservation des organes à risque par rapport à la RC3D, notamment pour les tissus sains recevant des doses de 30 Gy et 40 Gy.

Sur la base des résultats obtenus avec VMAT, nous concluons que les traitements par VMAT sont les plus efficaces pour le traitement du cancer du poumon par radiothérapie externe.

Mots clés : cancer du poumon, radiothérapie externe, RC3D, VMAT, OAR , TPS.

ملخص:

تهدف دراستنا إلى استخدام نظام تخطيط العلاج، كأداة للمقارنة بين تقنيتين للعلاج الإشعاعي الخارجي، متمثلتان في العلاج بالتحكم في التعطيم الحجمي والعلاج التشكيلي ثلاثي الأبعاد. ولهذه الدراسة قمنا باختيار ثلاث مرضى يعانون من سرطان الرئة ذو الخلايا الصغيرة في المرحلة الثالثة ومتواجدين في مركز مكافحة السرطان لولاية الوادي

تم إجراء تخطيط أمثل لكل تقنية استنادا إلى تحليل دوز يمترى لتوزيع الجرعات وقيود الجرعات للأعضاء ذات الخطر، بالإضافة إلى حساب مؤشرات التجانس والتكافؤ والتغطية. ومن خلال هذه المقارنة، من الواضح أن كلا التقنيتين توفران تغطية كافية للأحجام المستهدفة مع مؤشرات تغطية مشابهة للغاية، ومع ذلك تظهر تقنية التحكم في التعطيم الحجمي ميزة بارزة في الحفاظ على الأعضاء ذات المخاطر مقارنة بتقنية التشكيلي ثلاثي الأبعاد، وخاصة بالنسبة للأنسجة السليمة التي تلقت جرعات 30 و 40 قراري.

بناء على النتائج المتحصل عليها باستخدام التحكم في التعطيم الحجمي، نستنتج أن العلاجات بهذه التقنية هي الأكثر فعالية لعلاج سرطان الرئة.

الكلمات المفتاحية: سرطان الرئة، العلاج الإشعاعي الخارجي، التحكم في التعطيم الحجمي، التشكيلي ثلاثي الأبعاد، الأعضاء ذات الخطر، نظام تخطيط العلاج