



الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية
République Algérienne Démocratique et Populaire
وزارة التعليم العالي والبحث العلمي
Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche
Scientifique



جامعة الشهيد حمزة لखضر – الوادي
Université Echahid Hamma Lakhdar – EL OUED

كلية العلوم الدقيقة
قسم الفيزياء
Faculté des Sciences Exactes
Département de physique

Mémoire en vue de l'obtention du diplôme de Master Professionnel en Physique médicale

Spécialité : Physique médicale

Sujet Du Mémoire :

Etude dosimétrique comparative entre les techniques de traitement 3D conformationnelle et VMAT pour les tumeurs du cavum

Présentée Par :

MEFTAH Hana – BESSEI Tourquia

Soutenue le : 26 /06 /2024

Devant le jury composé de :

Mr. MIMOUNI Mourad	Professor Lecturer A Université d'El-Oued	Président
Mr. BOUROUINA Mourad	Physicien médicale CAC de Sidi Bel Abés	Encadreur
Mr. BOUDJEMAA Abdelkarim	Physicien médicale CAC d'El-Oued	Co-Encadreur
Mr. BECER Zobeir	Professor Lecturer B Université d'El-Oued	Examineur
Dr. YASSI AMIR	Docteur en médecine CHU Annaba	Examineur

Dédicaces

Je dédie ce modeste travail à celle qui m'a donné la vie, le symbole de tendresse, qui s'est sacrifiée pour mon bonheur et ma réussite,

à ma mère.

À mon père, qui a été mon ombre durant toutes les années d'étude, et qui, tout au long de ma vie, m'a encouragée, aidée et protégée.

Que Dieu les garde et les protège.

À mes sœurs.

À mes frères.

À toutes les personnes qui m'ont soutenue et qui ont contribué de près ou de loin à l'élaboration de ce mémoire.

" Meftah Hana "

Dédicaces

'وآخر دعوانهم أن الحمد لله رب العالمين'

Louange à Dieu au commencement et à la fin, car aucun chemin n'est terminé, aucun effort n'est achevé, aucune quête n'est accomplie sans Sa grâce.

Le voyage n'a pas été court et il ne devait pas l'être. Le rêve n'était pas proche et le chemin n'était pas parsemé de facilités, mais je l'ai fait et je l'ai atteint.

Je dédie avec tout mon amour mon mémoire de fin d'études :

À moi-même, forte, qui a surmonté tous les obstacles et a persévéré malgré les difficultés...

À celle dont les prières étaient le secret de ma réussite, à celle qui était pour moi une lumière dans mes ténèbres, **ma mère**. Je te dédie cet accomplissement qui n'aurait pas été possible sans tes sacrifices...

À la main invisible qui a ôté les épines de mon chemin, à celui qui m'a soutenue sans limites et donné sans contrepartie, à mon pilier et l'épaule sur laquelle je me repose toujours, **mon père**...

À ceux qui m'ont soutenu avec amour dans mes moments de faiblesse et qui ont écarté toutes les difficultés de mon chemin, semant confiance et espoir en moi, à mon soutien indéfectible, **mes sœurs et mon frère**...

À celle qui m'a comblée d'amour et qui a été un soutien constant dans toutes mes épreuves, **Farha Hadfi**...

À celle qui a cru en moi et en mes capacités, mon amour, mon amie et mon soutien indéfectible, **Amina Selmi**...

Aux plumes qui ne sèchent jamais et à la générosité qui ne tarit pas, aux bienfaiteurs inlassables et patients face à l'adversité, à ceux qui ont porté l'étendard du savoir et de qui nous avons tant appris, **mes chers professeurs**...

Et enfin, au Sceau des prophètes, notre prophète Mohammad, paix et salut sur lui.

" Bessei Tourquia "

Remerciements

Tout d'abord et avant toute chose, nous tenons à exprimer notre gratitude envers Dieu Tout-Puissant, qui nous a donné le courage, la force et la volonté de mener à bien ce modeste travail.

Nous tenons à remercier particulièrement :

Notre superviseur, **M. Fathi LETAIM**, Merci pour votre soutien et votre accompagnement tout au long de la réalisation de ce travail ainsi que durant ces dernières années, et pour vos nombreux conseils qui nous ont été précieux.

Un merci spécial au physicien médical du Centre Anti-Cancéreux d'El Oued, **M. Abdelkarim BOUDJEMAA**, pour sa collaboration, son assistance et ses précieux conseils tout au long de notre stage de formation, et pour sa disponibilité constante pour répondre à nos questions.

Nous souhaitons exprimer notre profonde gratitude à **M. Mourad BOUROUINA**, physicien médical au Centre Anti-Cancéreux de Sidi Bel Abés, notre superviseur. Merci pour votre soutien et votre accompagnement tout au long de ces années malgré la distance.

Nous remercions également **M. Khemisti Mansouri**, chef du département de radiothérapie au Centre Anti-Cancéreux d'El Oued, pour son accueil chaleureux et son hospitalité durant toute notre période de formation.

Nous tenons également à remercier les membres du jury pour l'honneur qu'ils nous ont fait en évaluant notre travail.

Nous remercions nos parents, car ce travail représente le fruit de leurs efforts, et sans eux, nous ne pourrions pas traverser ces longues années d'études et de travail.

Nous exprimons notre profonde gratitude à tous les enseignants qui ont contribué à notre formation, pour leurs conseils, leur encouragement et leur humanité.

Nous exprimons notre gratitude à tous les membres du Centre Anti-Cancéreux, en particulier les médecins et les physiciens médicaux.

Enfin, nous remercions tous ceux qui ont contribué, directement ou indirectement, à la réalisation de ce travail.

Sommaire

Dédicaces	i
Remerciements	iii
Sommaires	iv
LISTE DES FIGURES	vii
LISTE DES TABLEAUX	ix
LISTE DES ABREVIATIONS	x
INTRODUCTION GENERALE	1

Chapitre I Généralité sur la radiothérapie

I.1 La radiothérapie	3
I.2 La radiothérapie externe	3
I.2.1 Accélérateur linéaire	4
I.2.2 Chaîne de traitement en radiothérapie	5
I.2.3 Simulation virtuelle.....	5
I.3 Volumes d'irradiation.....	5
I.4 La radiothérapie conformationnelle 3D	6
I.5 Arc thérapie volumétrique modulée (VMAT)	8
I.6 Les histogrammes dose-volume (DVH).....	10
I.7 Le système de planification de traitement "TPS".....	11
I.8 Le système de planification Monaco	13
I.8.1 Le TPS Monaco 5.11	14
I.9 L'algorithme de Monte Carlo en radiothérapie externe	14
I.9.1 L'algorithme de Monte	14
I.10 Planification et optimisation	15
I.10.1 Planification Directe	15
I.10.1.1 Techniques associées	15
I.10.2 Planification Inverse	16
I.10.2.1 Techniques associées	16
I.11 Conclusion	17

Chapitre II Cancer du Cavum

II.1 Introduction	18
II.2 Définition d'une tumeur	18
II.2.1 Composition d'une tumeur	18
II.2.2 Classification des tumeurs	18
II.2.3 Définition du cancer.....	19
II.3 Cancer du Cavum	19
II.3.1 Définition	19
II.3.2 Rappel anatomique	19
II.3.2.1 Situation topographique et rapports	19

II.3.3 Drainage lymphatique.....	20
II.4 Anatomopathologie	21
II.5 Classification TNM (Tumor Node Metastasis)	21
II.6 Le traitement	23
II.6.1 Contourages des Volume cible en radiothérapie et Prescription des doses aux points ICRU	24
II.6.2 Fractionnement et étalement habituels	25
II.6.3 Détermine les organes à risque (OAR) et leurs contraintes de dose.....	25
II.7 Conclusion	27

PARTIE PRATIQUE

Chapitre III Matériels et Méthodes

III.1 Introduction	28
III.2 Matériels utilisent.....	28
III.2.1 Le système de planification de traitement (TPS Monaco)	28
III.3 Méthodologie de travail.....	29
III.3.1 Parcours d'un patient en Radiothérapie	29
III.3.2 Consultation initiale	29
III.3.3 Simulation	29
III.3.4 Dose et fractionnement	29
III.3.5 Détermination de la balistique et dosimétrie	30
III.4 Plan du traitement <i>RC3D</i>	30
III.5 Le plan de traitement <i>V MAT</i>	32
III.6 Paramètres d'évaluation du plan	35
III.7 Les Cost function utilisé par un plan <i>VMAT</i>	37
III.7.1 Cost function pour la cible	37
III.7.2 Cost function pour les OAR	38
III.8 Analyse dosimétrique	40
III.8.1 Les indices dosimétriques du rapport d'ICRU 83.....	40
III.9 Conclusion.....	43

Chapitre IV Résultats et Discussions

IV.1 Introduction	44
IV.2 Analyses des OARs et des PTV à partir des HDV.....	44
IV.3 Paramètres ICRU 83 : Couverture PTV70 Gy.....	47
IV.3.1 Indice d'homogénéité.....	47
IV.3.2 Indice de couverture de volume tumoral (<i>IC</i>).....	48
IV.3.4 Indice de conformité de volume tumoral pour une isodose 95%	49
IV.3.5 La dose maximale au niveau de PTV 70.....	50
IV.4 Paramètres ICRU 83 : Protection des Volumes sains par la dose 40Gy et 30G...51	

IV.4.1 Protection des Volumes sains par la dose 30Gy.....	51
IV.4.2 Protection des Volumes sains par la dose 40 Gy.....	52
IV.5 Organes à risques <i>OARs</i>	53
IV.5.1 Variance et écart type des organes à risque.....	54
IV.6 Conclusion	72
Conclusion générale	73
ANNEXE	74
REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUE	
RESUME	

LISTE DES FIGURES

Figure I.1 : Accélérateur linéaire ELEKTA.....	3
Figure I.2 : Schéma synoptique de l'accélérateur de particules [1]	4
Figure I.3 : Schéma fonctionnel d'un accélérateur	4
Figure I.4 : Chronologie des étapes d'un traitement par radiothérapie.[4]	5
Figure I.5 : Détermination des volumes cibles par l'ICRU [33].....	6
Figure I.6 : Agencement du MLC	7
Figure I.7 : Systèmes d'immobilisation en radiothérapie externe.[12][11].....	7
Figure I.8 : Exemple de système de repositionnement par immobilisation utilisé pour les patients subissant une radiothérapie pour le cancer de la tête et du cou. [11].....	7
Figure I.9 : (a) Linac; (b) MLC [14]	8
Figure I.10 : Bras de l'accélérateur linéaire en rotation et Position des lames du MLC [15]	9
Figure I.11 : Les points de contrôle aux différents niveaux de résolution multiples. [15].....	9
Figure I.12 : Principe d'obtention de la modulation d'intensité en mode dynamique [16]	10
Figure I.13 : Exemple d'un DVH cumulatif [15].....	11
Figure I.14 : Principe de la planification directe(A), et planification inverse(B).[23]	16
Figure I.15 : Étapes principales de la planification direct/inverse des plans de traitements.[11].....	17
 Figure II.1 : Coupe médiane du nasopharynx.....	20
Figure II.2 : Drainage lymphatique du cou. [28].....	20
Figure II.3 : Exemple de traitement selon le stade de cancer [33]	23
 Figure III.1 : Le système de planification de traitement (TPS) Monaco	28
Figure III.2 : Ouverture du dossier du patient	30
Figure III.3 : Importer les images CT et ajouter un nouveau Plan.	31
Figure III.4 : Sélectionner Template et les autres paramètres.	31
Figure III.5 : Les Cost function utilisé	34
Figure III.6 : La couverture avant d'ajouter les cost fonctions de (OAR).	35
Figure III.7 : Target Penalty Cost Function	37
Figure III.8 : Quadratic Overdose Cost Function	38
Figure III.9 : Maximum Dose Cost Function.....	38
Figure III.10 : Overdose DVH Cost Function	39
Figure III.11 : Serial Cost Function	39
Figure III.12 : Parallel Cost Function	40
 Figure IV.1 : Histogramme de comparaison entre les indices d'homogénéité	47
Figure IV.2 : Histogramme de comparaison entre les indices de couverture des volumes tumoraux (IC)	48
Figure IV.3 : Histogramme de comparaison entre les indices de la conformité du volume tumoral pour une isodose de 95%	49
Figure IV.4 : Histogramme de la dose maximale au niveau de PTV 70	50
Figure IV.5 : Histogramme de comparaison entre les facteurs de surdosages des tissus sains par l'isodose 30 Gy	51
Figure IV.6 : Histogramme de comparaison entre les facteurs de surdosages des tissus sains par l'isodose 40 Gy	53
Figure IV.7 : Histogramme de Dose maximale pour le Chiasma par la technique RC3D et VMAT....	57

Figure IV.8 : Histogramme de Dose maximale pour la Moelle épinière par la technique <i>RC3D</i> et <i>VMAT</i>	57
Figure IV.9 : Histogramme de V60Gy pour le Cerveau par la technique <i>RC3D</i> et <i>VMAT</i>	58
Figure IV.10 : Histogramme de Dose maximale pour la Mandibule par la technique <i>RC3D</i> et <i>VMAT</i> ..	59
Figure IV.11 : Histogramme de Dose moyenne pour la Mandibule par la technique <i>RC3D</i> et <i>VMAT</i> ..	59
Figure IV.12 : Histogramme de Dose maximale pour le Nerf optique Gauche par la technique <i>RC3D</i> et <i>VMAT</i>	60
Figure IV.13 : Histogramme de Dose maximale pour le Nerf optique Droit par la technique <i>RC3D</i> et <i>VMAT</i>	60
Figure IV.14 : Histogramme de Dose maximale pour la Glande parotide Gauche par la technique <i>RC3D</i> et <i>VMAT</i>	61
Figure IV.15 : Histogramme de Dose maximale pour la Glande parotide Droit par la technique <i>RC3D</i> et <i>VMAT</i>	61
Figure IV.16 : Histogramme de V30Gy pour l’Œil Droit par la technique <i>RC3D</i> et <i>VMAT</i>	62
Figure IV.17 : Histogramme de Dose moyenne pour la rétine Gauche par la technique <i>RC3D</i> et <i>VMAT</i>	63
Figure IV.18 : Histogramme de Dose moyenne pour la rétine Droit par la technique <i>RC3D</i> et <i>VMAT</i>	63
Figure IV.19 : Histogramme de Dose maximale pour la Cochlée Gauche par la technique <i>RC3D</i> et <i>VMAT</i>	64
Figure IV.20 : Histogramme de Dose maximale pour la Cochlée Droit par la technique <i>RC3D</i> et <i>VMAT</i>	64
Figure IV.21 : Histogramme de Dose maximale pour la Plexus Brachial par la technique <i>RC3D</i> et <i>VMAT</i>	65
Figure IV.22 : Histogramme de Dose moyenne pour la Thyroïde par la technique <i>RC3D</i> et <i>VMAT</i> ...	66
Figure IV.23 : Histogramme de V50Gy pour la Thyroïde par la technique <i>RC3D</i> et <i>VMAT</i>	66
Figure IV.24 : Histogramme de Dose maximale pour le Tronc Cérébral par la technique <i>RC3D</i> et <i>VMAT</i>	67
Figure IV.25 : Histogramme de Dose maximale pour Larynx par la technique <i>RC3D</i> et <i>VMAT</i>	67
Figure IV.26 : Histogramme de Dose moyenne pour Larynx par la technique <i>RC3D</i> et <i>VMAT</i>	68
Figure IV.27 : Histogramme de Dose maximale pour l’Hypophyse par la technique <i>RC3D</i> et <i>VMAT</i>	68
Figure IV.28 : Histogramme de Dose maximale pour le Cistallin Gauche par la technique <i>RC3D</i> et <i>VMAT</i>	69
Figure IV.29 : Histogramme de Dose maximale pour le Cistallin Droits par la technique <i>RC3D</i> et <i>VMAT</i>	69
Figure IV.30 : Histogramme de Dose maximale pour L’Œsophage par la technique <i>RC3D</i> et <i>VMAT</i>	70
Figure IV.31 : Histogramme de V20Gy pour la Cavité Buccale par la technique <i>RC3D</i> et <i>VMAT</i>	70
Figure IV.32 : Histogramme de V30Gy pour la Cavité Buccale par la technique <i>RC3D</i> et <i>VMAT</i>	71
Figure IV.33 : Histogramme de Dose maximale pour la Articulation Temporo Mandibulaire Gauche par la technique <i>RC3D</i> et <i>VMAT</i>	71
Figure IV.33 : Histogramme de Dose maximale pour la Articulation Temporo Mandibulaire Gauche par la technique <i>RC3D</i> et <i>VMAT</i>	72

LISTE DES TABLEAUX

Tableau I.1 : La planification des traitements en radiothérapie (AAPM 1998 [20])	12
Tableau II.1 : Critères de distinction entre tumeurs bénignes et tumeurs malignes. [25].....	19
Tableau II.2 Classification TNM des tumeurs nasopharyngées.[32].....	22
Tableau II.3 Stadification des tumeurs nasopharyngées.[33].....	22
Tableau III.1 Contraintes de dose utilisées pour créer le plan de traitement.....	36
Tableau IV.1 : Résultats dosimétriques des deux plans de traitement RC3D et VMAT pour le patient 01.....	46
Tableau IV.2 : l'indice dosimétrique de l'homogénéité de la distribution de dose pour les plans de traitement <i>RC3D</i> et <i>VMAT</i>	47
Tableau IV.3 : l'indice dosimétrique de la couverture de volume tumoral obtenu en <i>RC3D</i> et en <i>VMAT</i> pour deux patients traités d'un cancer de Cavum	48
Tableau IV.4 : l'indice dosimétrique de la conformité du volume tumoral pour une isodose de 95% obtenu en <i>RC3D</i> et en <i>VMAT</i> pour deux patients traités d'un cancer de la Cavum de haut risque.....	49
Tableau IV.5 : Tableau Dmax de <i>PTV 70</i>	50
Tableau IV.6 : représentation de facteur de sur dosage de tissu sain (<i>Body</i>) par l'isodose 30 Gy	51
Tableau IV.7 : représentation de facteur de sur dosage de tissu sain (<i>Body</i>) par l'isodose 40Gy	52
Tableau IV.8 : Valeurs moyennes des résultats numériques des DVH des 2 patients	54
Tableau IV.9 : les valeurs de la variance des organes a risque par la technique <i>RC3D</i> et <i>VMAT</i>	55
Tableau IV.10 : les valeurs des écart type des organes a risque par la technique <i>RC3D</i> et <i>VMAT</i>	56
Tableau IV.11 : Résultats dosimétriques des deux plans de traitement RC3D et VMAT pour le patient 02	75

LISTE DES ABREVIATIONS

OMS	Organisation mondiale de la Santé
EB	Epstein-Barr Virus
ORL	Oto-Rhino-Laryngologie
IRM	Imagerie par Résonance Magnétique
TEP	Tomographie par Émission de Positrons
TDM	Tomodensitométrie
TNM	Tumor Node Metastasis
BEC	Bléomycine, Epirubicine, Cisplatine
VC	Volume cible
3D	Radiothérapie conformationnelle
RCMI	Radiothérapie avec modulation d'intensité
VMAT	Thérapie Arc Modulée Volumétrique
MeV	Mega Electron Volt
CT	Computed Tomography
PET-CT	Positron Emission Tomography -Computed Tomography
ICRU	International Commission on Radiation Units and Measurements
Gy	Gray
GTV	Gross Tumor Volume
CTV	Clinical Target Volume
PTV	Planning Target Volume
OAR	Organes à Risque
TV	Volume traité
IV	Volume Irradié
RC3D	La radiothérapie conformationnelle : 3D : CRT
MLC	Multi-Leaf Collimator
Linac	Linear Accelerator

IMRT	Intensity-Modulated Radiation Therapy
CP	Points de contrôle
DVH	Histogrammes dose-volume
TPS	Système de planification de traitement
BEV	Volume des événements bruts
DRR	Digital Reconstructed Radiograph
2D	Deux dimensions
3D	Trois dimensions
R&V	Radiothérapie (RT) et vérification
TEMP	PET : Positron Emission Tomography
AAPM	American Association of Physicists in Medicine
FiF	Field-in-Field
DCAT	Dynamic Conformal Arc Therapy
EGS4	Electron Gamma Shower
MCNP4	Monte Carlo N-Particle
EGSnrc	Amélioration pour la version EGS4
PENELOPE	Penetration and Energy Loss of Positrons and Electrons
OMEGA	Optimisation des Méthodes et Évaluation en Génomique Appliquée
VMC	Voxel Monte Carlo
DPM	Dose Planning Method
MMC	Macro Monte Carlo
UM	Monitor Units
EUD	Equivalent uniform dose
IH	Homogeneity Index
IC	Indice de couverture de volume tumoral
CAC	Centre Anti cancéreux
RTOG	Radiation Therapy Oncology Group
HTOF	High Tumor Over Factor



Introduction général

Introduction générale

Les tumeurs cancéreuses représentent l'un des défis sanitaires les plus importants au niveau mondial, nécessitant des stratégies thérapeutiques multiples pour obtenir les meilleurs résultats possibles pour les patients. La radiothérapie joue un rôle crucial dans le traitement de nombreux types de cancers, y compris le cancer du cavum, qui est relativement rare mais constitue un défi majeur en raison de sa localisation sensible et des symptômes souvent discrets aux premiers stades. [1]

En Afrique du Nord, le cancer du cavum est plus fréquent comparé aux pays occidentaux, avec des taux d'incidence variant entre 5 et 10 cas pour 100 000 habitants. Le Maroc, l'Algérie et la Tunisie sont parmi les pays ayant des taux d'incidence relativement plus élevés, où des facteurs génétiques et environnementaux augmentent le risque de ce type de cancer. Cette augmentation est parfois attribuée aux habitudes alimentaires et à l'exposition à certains virus tels que le virus d'Epstein-Barr (EBV). [1] [2] [3]

Historiquement, les options de traitement pour le cancer du cavum étaient limitées, la chirurgie étant souvent la principale option dans de nombreux cas. Avec le développement des techniques de radiothérapie, cette méthode est devenue une partie essentielle de la stratégie thérapeutique, en particulier aux stades avancés de la maladie. Au fil des décennies, les techniques de radiothérapie ont considérablement évolué, devenant plus précises et efficaces. Parmi ces techniques, la radiothérapie tridimensionnelle (3D CRT) et la radiothérapie à modulation d'intensité avec arc thérapie volumétrique (VMAT) se démarquent. [4]

Ce mémoire vise à réaliser une étude comparative entre la technique de radiothérapie tridimensionnelle (3D CRT) et la radiothérapie à modulation d'intensité avec arc thérapie volumétrique (VMAT) pour le traitement des tumeurs du cavum. Cette étude se basera sur l'analyse des doses de radiation distribuées aux volume cibles et aux tissus sains environnants, et sur l'évaluation de l'efficacité et de l'efficience de chaque technique pour atteindre les objectifs thérapeutiques.

À travers cette étude, nous cherchons à fournir une compréhension plus approfondie des différences fondamentales entre ces deux techniques, et à identifier les avantages et les inconvénients de chacune, contribuant ainsi à améliorer la prise de décision thérapeutique et à développer des protocoles de traitement plus efficaces et plus sûrs pour les patients atteints de cancer du cavum. Des données de patients réels et des résultats de plans de traitement informatisés seront utilisés pour atteindre cet objectif, en mettant l'accent sur les critères de doses de radiation et les normes de sécurité et de qualité adoptées dans la pratique clinique.

Dans le premier chapitre, nous aborderons les informations générales sur la radiothérapie, l'accélérateur linéaire et le parcours du patient dans ce service. Nous découvrirons les deux techniques de radiothérapie qui feront l'objet de la comparaison. Ensuite, nous donnerons des définitions des volumes cibles et des organes à risque. Nous aborderons également le système de planification de traitement (TPS) et les méthodes d'optimisation dans le TPS Monaco version 5.11, en nous concentrant sur l'algorithme utilisé pour le calcul et l'optimisation de la dose. Puis, dans le deuxième chapitre, nous aborderons le concept de tumeur et de cancer en général, puis nous nous concentrerons sur le cancer du cavum (CAVUM) et la structure anatomique de ce dernier. Nous mentionnerons ses différentes classifications et stades. Dans le troisième chapitre, nous nous concentrerons sur les moyens et les logiciels utilisés, en plus de la description détaillée de la méthodologie et des méthodes utilisées pour mettre en œuvre les plans de traitement pour chacune des deux techniques (3D CRT et VMAT). Dans le quatrième chapitre, nous présenterons les résultats de notre travail et comparerons les deux techniques sur la base des critères définis. Nous conclurons en résumant ce travail et ses résultats, en récapitulant les conclusions et recommandations auxquelles nous sommes parvenues sur la base de l'étude comparative que nous avons menée.



Chapitre I

Généralité sur la radiothérapie

I.1 La radiothérapie

La radiothérapie est un traitement qui utilise des rayonnements ionisants pour détruire les cellules cancéreuses à l'intérieur du corps. Son objectif est de guérir la maladie en contrôlant localement la croissance tumorale, en réduisant sa taille ou en l'éliminant complètement. Il est crucial que le rayonnement n'endommage pas les tissus sains environnants autant que possible, afin de minimiser les effets secondaires indésirables du traitement.[5] [6] [7]

Il y a trois types de radiothérapie : la radiothérapie externe, la curiethérapie et la radiothérapie métabolique.

I.2 La radiothérapie externe

La radiothérapie externe utilise des sources de rayonnements ionisants situées à l'extérieur du patient pour cibler de manière précise le volume cible (VC) dans le corps. Les rayonnements utilisés, principalement des photons de rayons X de haute énergie (plusieurs mégavolts), sont produits par des accélérateurs de particules. Ces accélérateurs peuvent tourner à 360 degrés autour du patient, qui est allongé sur une table de traitement, afin d'orienter le faisceau de rayons X de manière optimale. Cette capacité de rotation permet d'administrer des doses précises et ciblées tout en minimisant l'exposition des tissus sains environnants.[8] [9]

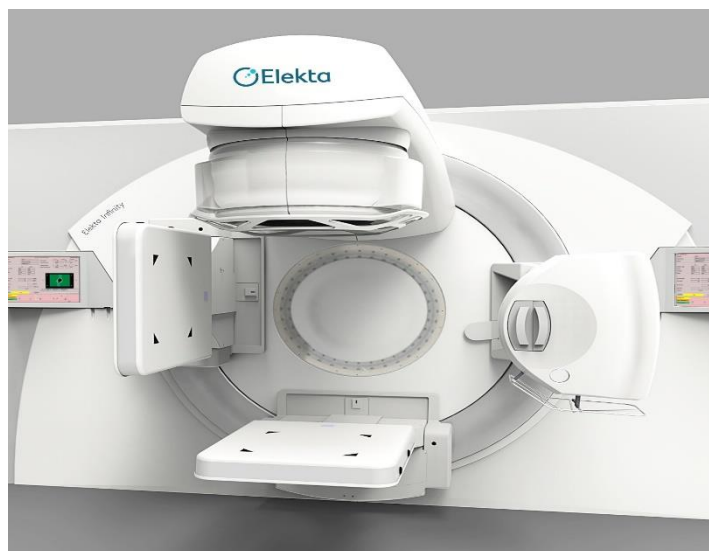


Figure I.1 : Accélérateur linéaire ELEKTA

La radiothérapie externe utilise différentes techniques pour diriger précisément le rayonnement vers la tumeur, notamment : Radiothérapie conformationnelle (3D), Radiothérapie avec modulation d'intensité (RCMI), Tomothérapie, Arc thérapie volumétrique modulée (VMAT).

I.2.1 Accélérateur linéaire

L'accélérateur linéaire est un dispositif essentiel parmi les machines de traitement par radiothérapie, utilisé pour accélérer les électrons afin de produire des rayons X de haute énergie ou un faisceau d'électrons pour le traitement. Il représente une technologie moderne et efficace dans la lutte contre les tumeurs cancéreuses, tout en minimisant les effets secondaires. Les électrons générés ont une énergie variable comprise entre 4 et 25 MeV, et l'énergie des rayons X produits varie également entre 4 et 25 MeV, en fonction des réglages de traitement.[10]

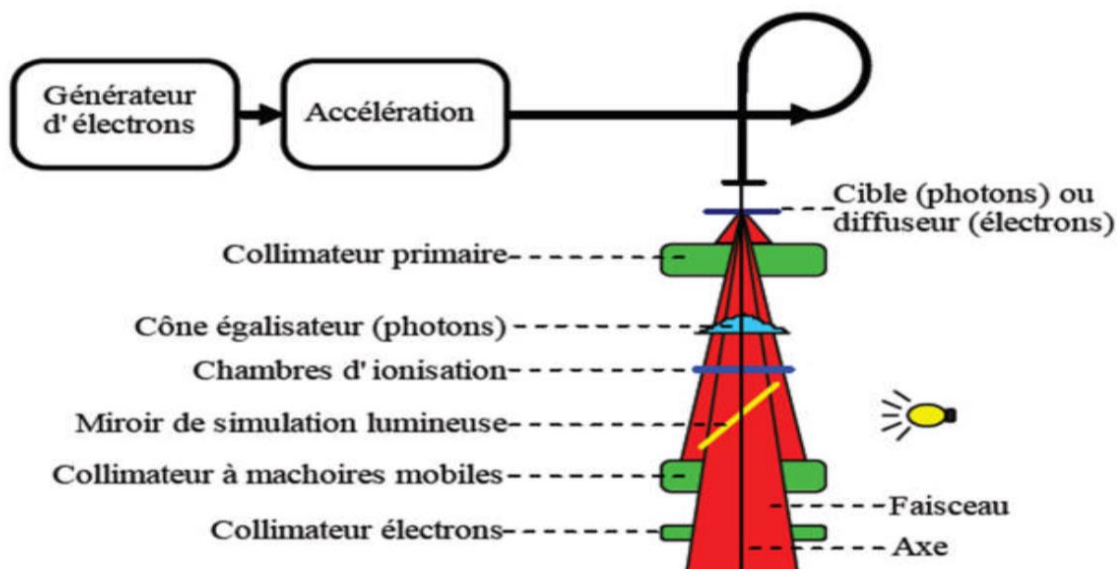


Figure I.2 : Schéma synoptique de l'accélérateur de particules [5]

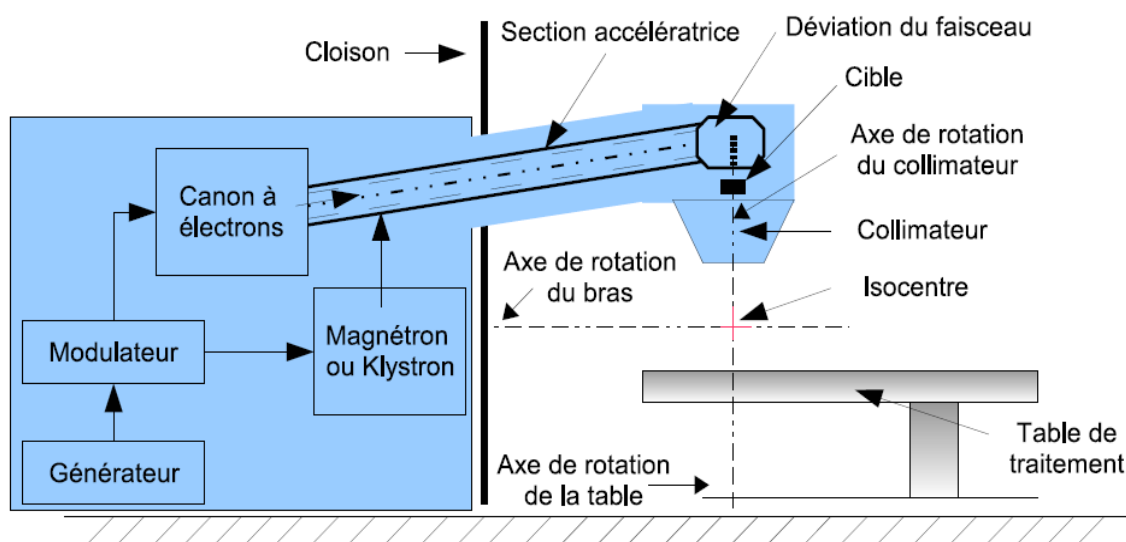


Figure I.3 : Schéma fonctionnel d'un accélérateur

I.2.2 Chaîne de traitement en radiothérapie

Pour mener à bien le traitement dans son ensemble, plusieurs étapes sont nécessaires et indispensables.

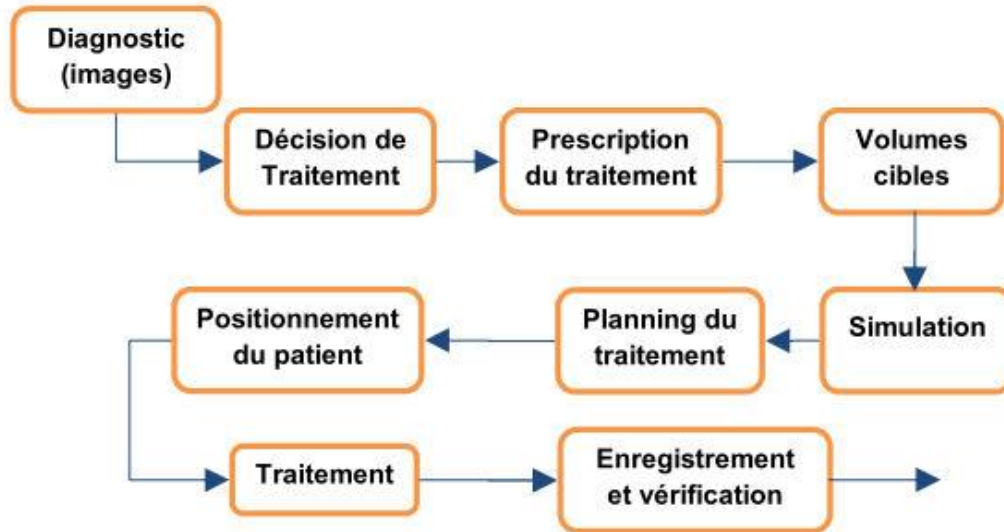


Figure I.4 : Chronologie des étapes d'un traitement par radiothérapie.[8]

I.2.3 Simulation virtuelle

En radiothérapie, le terme "simulation" désigne l'étape où l'on détermine la position et les limites de la zone à traiter sur le corps du patient. Plusieurs images en trois dimensions de haute précision sont capturées pour la zone cible du traitement à l'aide d'appareils spécialisés tels que les simulateurs, les scanners CT et les scanners PET-CT, ce qui aide les médecins et les thérapeutes à définir avec précision les emplacements des rayonnements sur le corps du patient. Au cours de ce processus, des marques ou des lignes sont tracées sur le corps du patient pour délimiter les zones de traitement et leurs limites. Il est également important de maintenir la même position de l'imagerie pendant le traitement pour garantir une précision dans le guidage du rayonnement et éviter les déformations indésirables. Cette étape joue un rôle crucial dans la précision et le succès de la radiothérapie, tout en réduisant les effets secondaires indésirables.

I.3 Volumes d'irradiation

Avant de discuter des techniques de radiothérapie, il est important de comprendre les volumes cibles et les organes à risque définis par l'ICRU¹ :

¹ International Commission on Radiation Units and Measurements

- **GTV** (Gross Tumor Volume) : la masse tumorale palpable ou visible.
- **CTV** (Clinical Target Volume) : le GTV plus une extension microscopique de la maladie.
- **PTV** (Planning Target Volume) : le volume englobant le CTV et tenant compte des incertitudes liées au patient.
- **OAR** (Organes à Risque) : les tissus normaux dont la sensibilité à l'irradiation peut influencer le plan de traitement.
- Ensuite, le **TV** représente le volume traité recevant la dose planifiée, tandis que le **IV** est le volume des tissus recevant une dose significative par rapport à leur tolérance.[5][11]

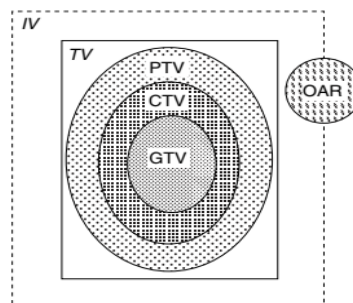


Figure I.5 : Détermination des volumes cibles par l'ICRU [12]

I.4 La radiothérapie conformationnelle 3D

La radiothérapie conformationnelle 3D (RC3D) est une technique importante dans le domaine de la radiothérapie qui permet une précision accrue dans le ciblage du faisceau et une réduction de l'exposition des tissus sains. Cette technique a été développée dans les années 1990-2000 grâce aux avancées en imagerie médicale et en informatique. Elle repose sur l'utilisation de scanners CT et la représentation tridimensionnelle de la distribution de dose pour optimiser l'ajustement des champs d'irradiation avec la tumeur tout en préservant les organes critiques.[8][13][14]

En RC3D, le MLC (Multi-Leaf Collimator) est utilisé pour modéliser précisément le faisceau d'irradiation selon la forme spécifique de la tumeur visée. Composé d'un ensemble de lames métalliques fines contrôlées individuellement, cela permet d'ajuster la distribution de la dose afin de correspondre avec précision à la géométrie de la tumeur. Cette approche permet d'administrer une dose de rayonnement optimisée à la tumeur tout en préservant au maximum les tissus sains environnants.

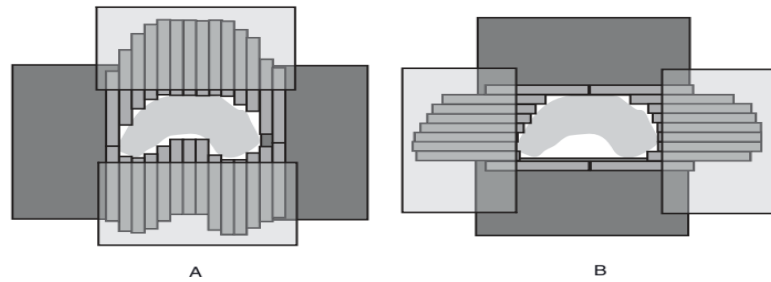


Figure I.6 : Agencement du MLC

Dans la radiothérapie, les systèmes d'immobilisation sont des outils et des dispositifs utilisés pour assurer la stabilité de la position du patient pendant les séances de traitement et éviter tout mouvement pendant la procédure. [15]



Figure I.7 : Systèmes d'immobilisation en radiothérapie externe.[16][15]

Ces systèmes sont particulièrement utilisés dans les régions nécessitant une précision élevée dans le ciblage de la tumeur, telles que les traitements des tumeurs de la tête, du cou, du cerveau et d'autres tumeurs chirurgicales nécessitant un ciblage précis. [15]



Figure I.8 : Exemple de système de repositionnement par immobilisation utilisé pour les patients subissant une radiothérapie pour le cancer de la tête et du cou. [15]

I.5 Arc thérapie volumétrique modulée (VMAT)

VMAT, ou Arc Thérapie Volumétrique Modulée, est une technique avancée de radiothérapie qui repose sur le mouvement continu du bras de l'accélérateur. Elle a été développée pour améliorer la distribution de la dose et l'efficacité du traitement. Elle permet la délivrance précise et efficace de la dose en un seul arc, ce qui réduit le temps de traitement et le nombre d'unités de contrôle. En utilisant la rotation du bras de l'accélérateur sur 360 degrés et le mouvement des lames du MLC, elle génère des faisceaux modulés qui permettent une délivrance précise de la dose. Cette technologie distingue VMAT par sa capacité à modifier la vitesse du bras et le débit de dose, rendant la planification inverse beaucoup plus complexe que pour d'autres techniques telles que l'IMRT.[17][13]

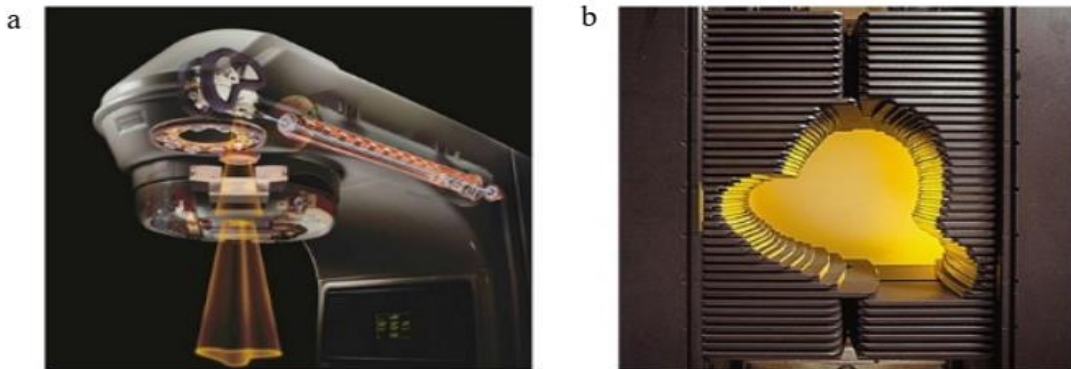


Figure I.9 : (a) Linac; (b) MLC [18]

Fondamentalement, la technique VMAT repose sur le même principe que la technique IMRT, qui consiste à ajuster l'intensité du faisceau pour obtenir une distribution précise de la dose dans les volumes cibles. La principale différence entre les deux réside dans la manière dont le faisceau modulé est produit. Avec VMAT, le bras de l'accélérateur linéaire décrit un arc ou plusieurs arcs autour du patient pendant la production du faisceau. Le débit de dose varie pendant ce mouvement en fonction de la zone cible, avec une augmentation du débit de dose dans les zones où le volume de la tumeur est important et où les tissus sains sont peu nombreux, et réciproquement. Le collimateur à lames multiples est programmé pour façonner dynamiquement le faisceau de manière variable et complexe pendant ce mouvement continu du bras. [19]

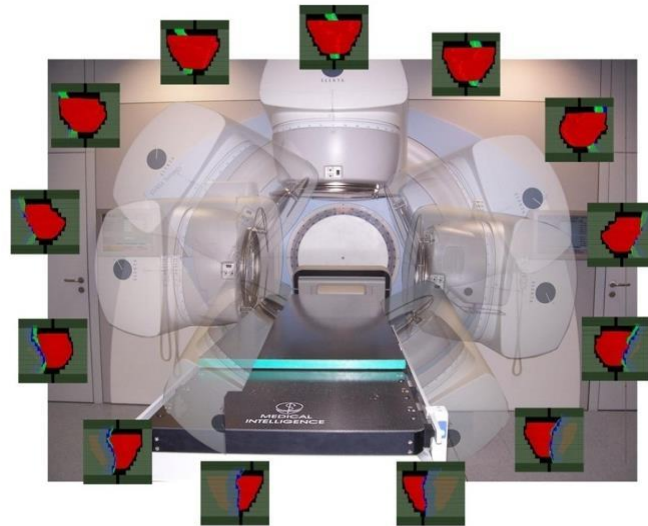


Figure I.10 : Bras de l'accélérateur linéaire en rotation et position des lames du MLC [19]

Les points de contrôle (CP) sont des points définis le long du trajet de l'arc thérapeutique et utilisés pour déterminer la répartition de la dose de radiation. L'arc est divisé en une série de points de contrôle, où chaque CP l'intensité et la distribution du flux de chaque faisceau. La forme du faisceau dépend de la position des lames du MLC, qui sont ajustées avec précision pour obtenir la distribution souhaitée de la dose dans les tissus cibles. Les CP représentent les éléments fondamentaux pour ajuster et améliorer le processus de distribution de la dose de radiation dans la radiothérapie. [20]

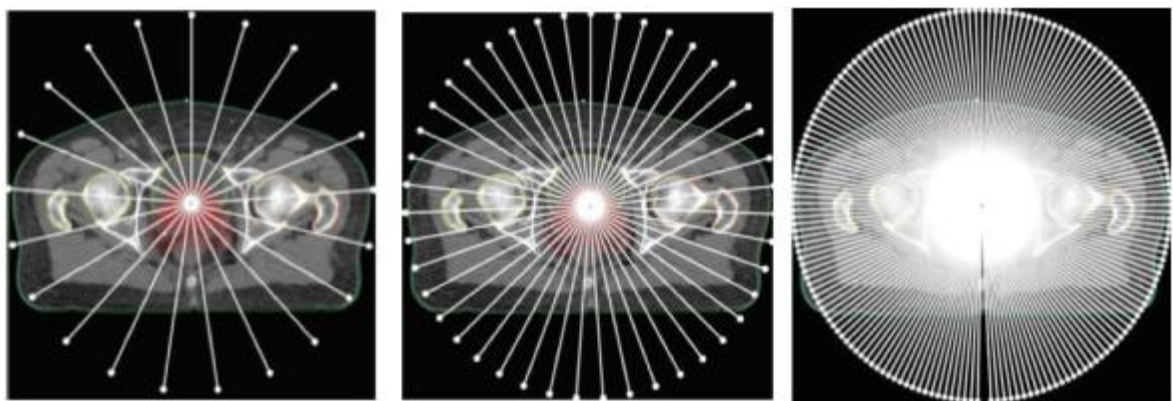


Figure I.11 : Les points de contrôle aux différents niveaux de résolution multiples. [19]

Pendant le traitement en VMAT, la partie mobile du collimateur (MLC) se déplace synchroniquement vers la droite et vers la gauche le long des côtés du champ d'irradiation. Le traitement commence généralement avec toutes les lames MLC fermées du côté d'un seul champ d'irradiation (par exemple, le côté gauche). Ensuite, les lames situées du côté opposé

(côté droit) s'ouvrent synchroniquement et à une vitesse variable, permettant au faisceau d'irradiation de se déplacer de la zone ouverte vers la zone fermée.

Ce mouvement synchrone permet à la partie mobile du MLC de contrôler précisément la forme du faisceau d'irradiation, facilitant ainsi le guidage précis du faisceau et une distribution optimale de la dose à l'intérieur de la cible, tout en protégeant les tissus sains environnants.

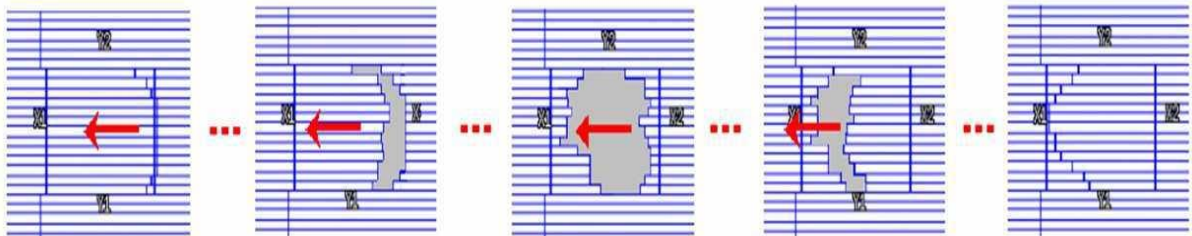


Figure I.12 : Principe d'obtention de la modulation d'intensité en mode dynamique [20]

I.6 Les histogrammes dose-volume (DVH)

Les histogrammes dose-volume (DVH) sont des représentations graphiques qui résument les informations et montrent la distribution de la dose de radiation sur un volume spécifique de tissu pendant le traitement par radiothérapie. La dose est représentée sur l'axe des abscisses (l'axe horizontal), tandis que le volume des tissus est représenté sur l'axe des ordonnées (l'axe vertical). La valeur sur l'axe des abscisses représente la dose de radiation reçue par une unité spécifique, tandis que la valeur sur l'axe des ordonnées représente le volume des tissus recevant cette dose.

Les (DVH) sont un outil important pour les radiothérapeutes, car ils fournissent des informations détaillées sur la distribution de la dose de radiation dans les différents tissus cibles. Ils permettent aux spécialistes d'évaluer la dose reçue par les tissus sensibles et les cibles thérapeutiques avec précision, et ces informations peuvent être utilisées pour améliorer la planification du traitement et réduire les effets secondaires indésirables. [21]

Il existe deux types d'histogrammes dose-volume : l'histogramme dose-volume différentiel et l'histogramme dose-volume cumulatif. Les DVH différentiels sont similaires à un histogramme classique, montrant le volume des tissus (relatifs ou absolus) dans une plage de doses. En revanche, l'histogramme dose-volume cumulatif montre le pourcentage de volume recevant une dose égale ou supérieure à cette dose. Pour des applications cliniques, l'histogramme dose-volume cumulatif est plus utile. [19]

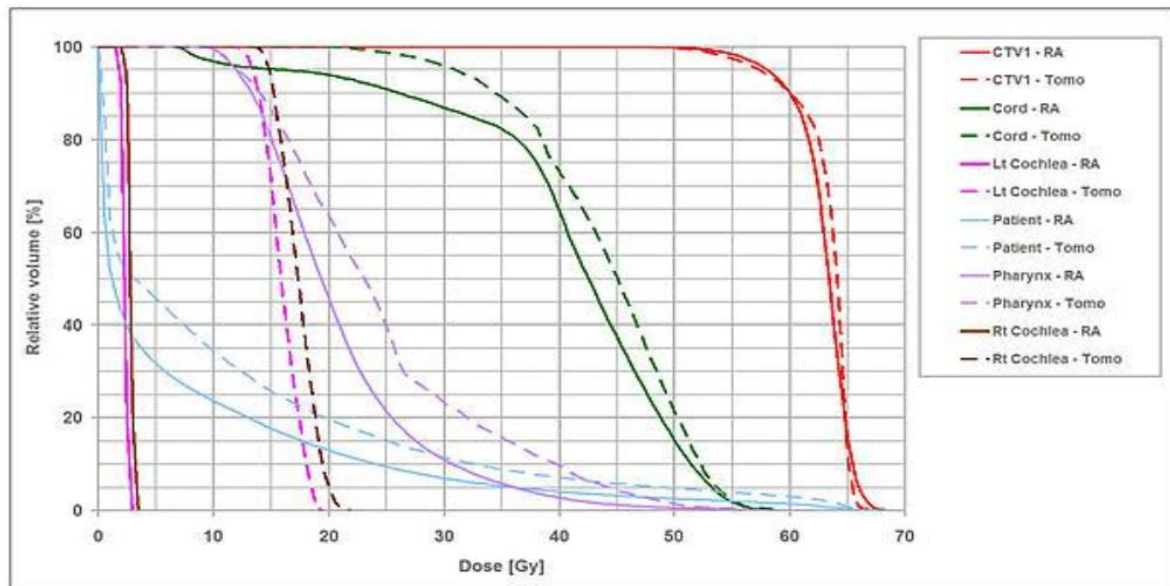


Figure I.13 : Exemple d'un DVH cumulatif [19]

I.7 Le système de planification de traitement "TPS"

Le TPS est crucial dans le traitement des tumeurs cancéreuses par radiothérapie, visant à déterminer la dose appropriée et à diriger le rayonnement précisément vers la tumeur tout en préservant les tissus sains environnants. Ses composantes comprennent l'imagerie médicale pour localiser la tumeur, la modélisation 3D pour déterminer sa taille, la planification clinique pour définir la dose et les zones cibles, la programmation du traitement pour préciser les angles et les directions du rayonnement, la surveillance de la dose pour garantir une administration précise et l'optimisation du traitement pour améliorer les plans futurs. Ces techniques améliorent l'efficacité de la radiothérapie et réduisent les effets secondaires. Avant utilisation, le TPS doit être testé minutieusement avec des données physiques et dosimétriques pour garantir sa précision. [22] [23]

Une analyse quantitative et qualitative de la répartition des doses autour du volume tumoral a été réalisée lors des étapes 5 à 7 de la planification du traitement pour garantir la précision des doses (comme indiqué dans le tableau 1). Les distributions de dose en trois dimensions autour du volume tumoral et les temps d'irradiation nécessaires pour administrer la dose prescrite sont calculées.

1. Alignement et positionnement du patient pour le traitement

- 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.

2. Acquisition des données anatomiques

- Acquisition et transfert des images vers le TPS.
- Recalage éventuel des données (TEMP, TEP, IRM ...) sur les images TDM de référence réalisée en position de traitement.

3. Définitions anatomiques

- 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 contourage 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.

4. Définitions des faisceaux

- 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.

5. Calcul de la dose

- 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.

Tableau I.1 : La planification des traitements en radiothérapie (AAPM 1998 [24])

I.8 Le système de planification Monaco

Monaco a été conçu pour répondre aux principaux défis de planification du traitement dans les cliniques modernes d'oncologie radiothérapique. Alors que les traitements de radiothérapie deviennent plus rapides et plus complexes, avec des doses de plus en plus élevées, des schémas de fractionnement plus courts et des marges cibles plus petites, les systèmes de planification du traitement doivent être plus précis, de plus en plus automatisés, plus sensibles à la biologie du patient et intégrés à la machine de traitement. Pour relever ces défis, Monaco combine la précision de calcul de l'algorithme de Monte Carlo avec une variété d'outils pour simuler la dose réellement délivrée au patient, tout en assurant la création cohérente et efficace de plans de traitement de qualité pouvant être délivrés de manière transparente. Monaco offre également toutes les fonctionnalités pour une gamme complète de modalités de radiothérapie, y compris la planification tridimensionnelle (3D) et le traitement dans le champ (FiF) 'Cette technique consiste à diviser le champ de rayonnement principal en plusieurs champs plus petits pour diriger le rayonnement avec une plus grande précision.'; la radiothérapie modulée en intensité dynamique et par étapes; les techniques de thérapie en arc, y compris la thérapie en arc modulé volumétrique (VMAT) et la thérapie en arc dynamique conforme (DCAT); la stéréotaxie basée sur le collimateur conique et le collimateur à feuilles multiples (MLC); et la planification du traitement basée sur l'imagerie par résonance magnétique (IRM).[1]

I.8.1 Le TPS Monaco 5.11 permet

- La planification de plusieurs patients simultanément avec une planification directe ou inverse.
- L'optimisation rapide des plans avec un seul calcul, quatre fois plus rapide que dans les versions précédentes de Monaco, et la possibilité de modifier les contraintes en temps réel.
- L'utilisation de la planification directe pour obtenir une meilleure uniformité de dose que ce qui peut être obtenu avec un faisceau 3D.
- L'utilisation de modèles pour créer rapidement et facilement des plans de traitement.
- L'importation et l'exportation faciles des plans de traitement, facilitant ainsi le partage entre les départements et les organisations.

- La réponse aux besoins de chaque patient grâce à l'amélioration du partage de données, ce qui crée des opportunités supplémentaires pour optimiser les plans de traitement individuels.

I.9 L'algorithme de Monte Carlo en radiothérapie externe

Actuellement, dans le domaine de la radiothérapie, la méthode Monte Carlo est largement reconnue comme l'une des méthodes les plus précises pour calculer la dose délivrée. Cette précision est attribuée à une meilleure connaissance des sections efficaces d'interaction des particules avec la matière, ainsi qu'à l'augmentation significative de la puissance de calcul. Cela a favorisé l'utilisation répandue des codes Monte Carlo tels que EGS4, EGSnrc, MCNP4 et PENELOPE, qui continuent à être améliorés pour répondre aux exigences croissantes de la dosimétrie.[25]

I.9.1 L'algorithme de Monte Carlo

Plusieurs études suggèrent l'utilisation de la méthode Monte Carlo pour le calcul de la dose en radiothérapie, en raison de sa haute précision et de sa capacité à analyser avec précision les réactions radiatives. Parmi ces études :

- **Projet OMEGA** : Développé pour créer un système de calcul tridimensionnel de la dose, améliorant ainsi la précision du calcul de la dose et la planification du traitement. Ce système fournit des estimations précises de la dose ciblée et garantit la sécurité du patient.
- **Le code VMC** : Il représente les dernières avancées dans le domaine du calcul informatique, offrant une vitesse et une précision élevées par rapport aux codes précédents. Ce code utilise des techniques avancées pour réduire les écarts et améliorer la précision du calcul de la dose.
- **Le code DPM** : Il offre une grande précision dans le calcul des distributions tridimensionnelles de la dose et peut calculer les effets précis des rayonnements électroniques. Ce code repose sur des algorithmes analytiques avancés pour fournir des estimations précises de la dose dans les tissus cibles.
- **Le code MMC** : Utilisé dans le système de planification de traitement de Varian, il fournit des solutions précises et fiables pour améliorer les processus de traitement par

radiothérapie. Ce code est essentiel pour fournir des prévisions précises de la dose et garantir la sécurité des patients pendant le traitement.[25]

I.10 Planification et optimisation

I.10.1 Planification directe

I.10.1.1 Techniques associées

- **Radiothérapie Conformée 3D (3D-CRT) :** Technique de radiothérapie utilisant des collimateurs spéciaux, tels que les (MLC), pour sculpter les faisceaux de rayonnement en conformité avec la forme de la tumeur.

La planification directe implique la définition manuelle des paramètres du traitement, tels que les angles de faisceau et les formes des champs, basée sur l'expertise du planificateur de traitement. Les faisceaux de rayonnement sont dirigés vers la tumeur depuis différents angles pour optimiser la dose à la tumeur tout en réduisant la dose aux tissus sains environnants. Les équipements tels que les (MLC) sont utilisés pour façonner les faisceaux de rayonnement conformément à la tumeur.

I.10.2 Planification inverse

I.10.2.1 Techniques associées

- **Radiothérapie Conformationnelle avec Modulation d'Intensité (IMRT) :** Technique de planification inverse où les objectifs de traitement sont définis en premier, suivis de l'optimisation automatique de la distribution de dose à l'aide d'un algorithme informatique.
- **Thérapie Arc Modulée Volumétrique (VMAT) :** Technique de radiothérapie où le faisceau de rayonnement se déplace en arc autour du patient pendant le traitement, avec modulation en temps réel de l'intensité du faisceau et de la forme du champ.

La planification inverse commence par la définition des objectifs de traitement, tels que la dose souhaitée pour la tumeur et les doses limites pour les organes à risque, suivie de l'optimisation automatique de la distribution de dose à l'aide d'un algorithme informatique. Les équipements tels que les (MLC) sont utilisés pour moduler l'intensité et la forme du faisceau de rayonnement pendant le traitement.

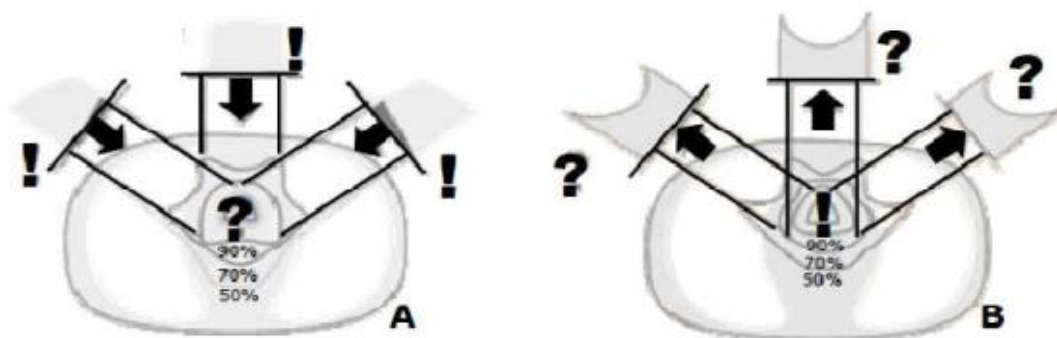


Figure I.14 : Principe de la planification directe(A), et planification inverse(B).[26]

- **A** Irradiation conventionnelle (faisceaux homogènes et profils d'intensité classiques)
Quelle est la dose délivrée à la tumeur avec cette configuration donnée (nombre de faisceaux, angles des faisceaux, caches plombés, nombre d'UM² ...) ?
- **B** Modulation d'intensité : le profil d'intensité de chaque faisceau est adapté afin de mieux conformer l'irradiation au volume tumoral. Quelle doit être la configuration d'irradiation pour obtenir la répartition de dose voulue à la tumeur ?

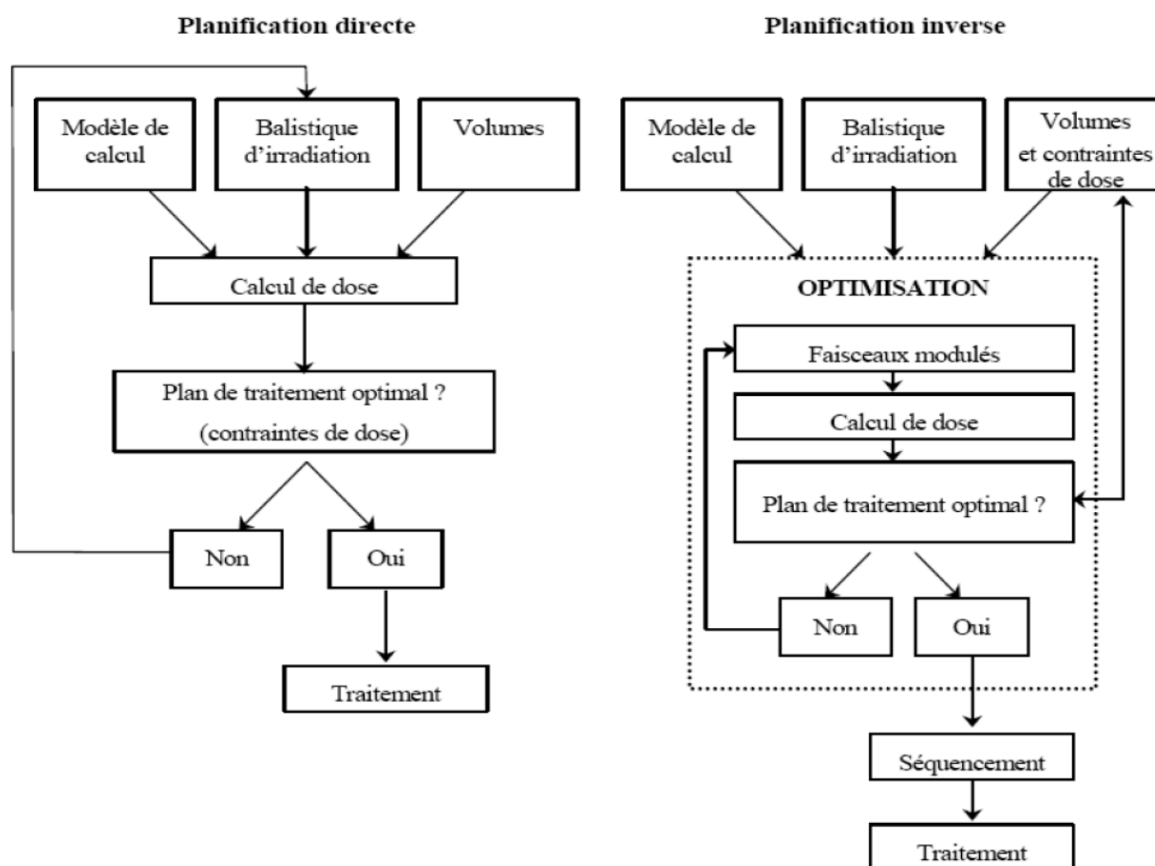


Figure I.15 : Étapes principales de la planification directe/inverse des plans de traitements.[15]

² Unité de Moniteur

I.11 Conclusion

La radiothérapie est essentielle dans le traitement de nombreux types de cancer, visant à réduire la taille de la tumeur et à détruire les cellules cancéreuses avec précision tout en préservant les tissus sains. Le processus d'assurance qualité implique une surveillance minutieuse des doses et une évaluation des effets secondaires. Avec l'utilisation de techniques modernes telles que la radiothérapie à modulation d'intensité, la dose peut être précisément dirigée vers les tumeurs, améliorant ainsi l'efficacité du traitement et la qualité de vie des patients.



Chapitre II

Cancer du Cavum

II.1 Introduction

Le terme "tumeur" désigne une prolifération cellulaire excessive formant une masse tissulaire ressemblant au tissu normal, classée selon l'organe affecté, son type et son degré de malignité. Le diagnostic repose sur l'histologie, complétée par l'immunohistochimie et la cytogénétique. L'examen anatomopathologique vise à identifier le type, le grade et le stade de la tumeur pour évaluer le pronostic et choisir le traitement approprié. La détection de marqueurs moléculaires peut améliorer la précision des prévisions et la réponse au traitement.[27]

II.2 Définition d'une tumeur

La définition actuelle d'une tumeur repose sur un déséquilibre dynamique des tissus, où une augmentation de la prolifération cellulaire ou une diminution de la mort cellulaire entraîne l'accumulation de cellules et la formation d'une tumeur visible à l'œil nu. [27]

II.2.1 Composition d'une tumeur

Le tissu tumoral est constitué :

- De cellules tumorales = cellules prolifératives anormales
- D'un tissu de soutien (=stroma) fait de cellules et de substance extra-cellulaire dans laquelle passe la vascularisation tumorale. Les cellules du stroma ne présentent pas les anomalies génétiques des cellules tumorales.[27]

II.2.2 Classification des tumeurs

Les tumeurs se divisent en deux catégories : **bénignes et malignes**. La principale différence entre elles réside dans la capacité des tumeurs malignes à se propager et à former des tumeurs secondaires à distance du site initial, tandis que les tumeurs bénignes ne le font pas. De plus, les tumeurs malignes ont tendance à être plus agressives localement par rapport aux tumeurs bénignes. [28]

Le tableau suivant présente une comparaison entre les tumeurs bénignes et les tumeurs malignes basée sur plusieurs critères différents, ce qui aide à comprendre les principales différences entre elles.

<i>Tumeurs malignes</i>	<i>Tumeurs bénignes</i>
Mal limitée	Bien limitée
Non encapsulée	Encapsulée
Plus ou moins semblable au tissu d'origine (dédifférenciation, différenciation aberrante)	Histologiquement semblable au tissu d'origine
Cellules irrégulières (cellules cancéreuses)	Cellules régulières
Croissance rapide	Croissance lente
Envahissement des tissus voisins	Croissance lente
Récidive possible après exérèse supposée totale	Pas de récidive locale après exérèse complète
Métastase(s)	Pas de métastase

Tableau II.1 : Critères de distinction entre tumeurs bénignes et tumeurs malignes. [28]

II.2.3 Définition du cancer

Le cancer résulte d'une croissance cellulaire anormale dans le corps, où ces cellules s'accumulent de manière irrégulière pour former des tumeurs cancéreuses, qu'elles soient solides comme le cancer du côlon ou du sein, ou qu'elles s'accumulent dans le sang comme dans le cas des leucémies [29]

II.3 Cancer du Cavum

II.3.1 Définition

Le cancer du cavum est toute tumeur maligne primitive qui se développe dans les muqueuses, les sous-muqueuses et le tissu lymphoïde d'une cavité fermée appelée le rhinopharynx. La grande majorité de ces tumeurs sont des tumeurs malignes, représentant 65 % des cas de carcinomes épidermoïdes indifférenciés. [30]

II.3.2 Rappel anatomique

II.3.2.1 Situation topographique et rapports

Le cavum ou le nasopharynx forme la partie supérieure du pharynx où s'ouvrent les fosses nasales et les trompes d'Eustache. Située en arrière des Choanes, en avant des deux premières vertèbres cervicales, sous la base du crâne et se prolonge en bas avec l'oropharynx. Sa forme approximativement cubique :

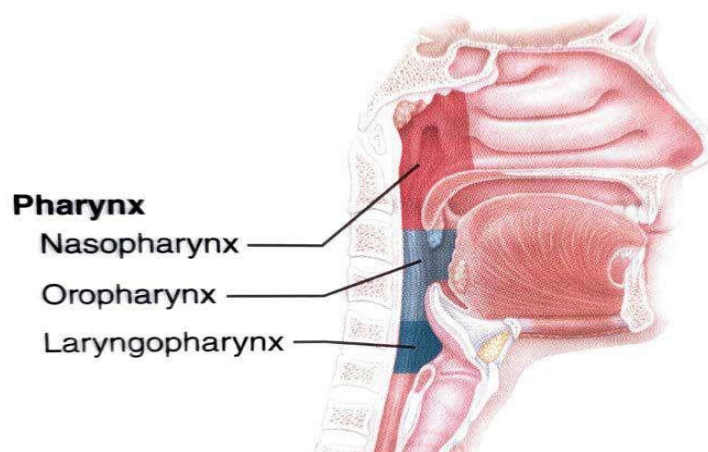


Figure II.1 : Coupe médiane du nasopharynx

II.3.3 Drainage lymphatique

Le tissu lymphatique dense du nasopharynx est souvent une source fréquente de métastases lymphatiques dans les cas de cancer, survenant dans 75 à 90 % des cas, et peut être un motif courant de détection du cancer. En raison de la position médiane du nasopharynx, ces adénopathies sont généralement bilatérales. Le drainage lymphatique s'effectue à différents niveaux du cou, avec un premier relais situé dans l'espace rétropharyngé, près des nerfs crâniens IX, X, XI et XII. Le deuxième drainage se fait au niveau de la confluence du nerf spinal accessoire et de la veine jugulaire, avec une lymphadénopathie spécifique située à la pointe de la mastoïde, caractéristique des tumeurs du nasopharynx. Enfin, le troisième trajet de drainage se dirige vers les ganglions lymphatiques sous-digastriques.[30]

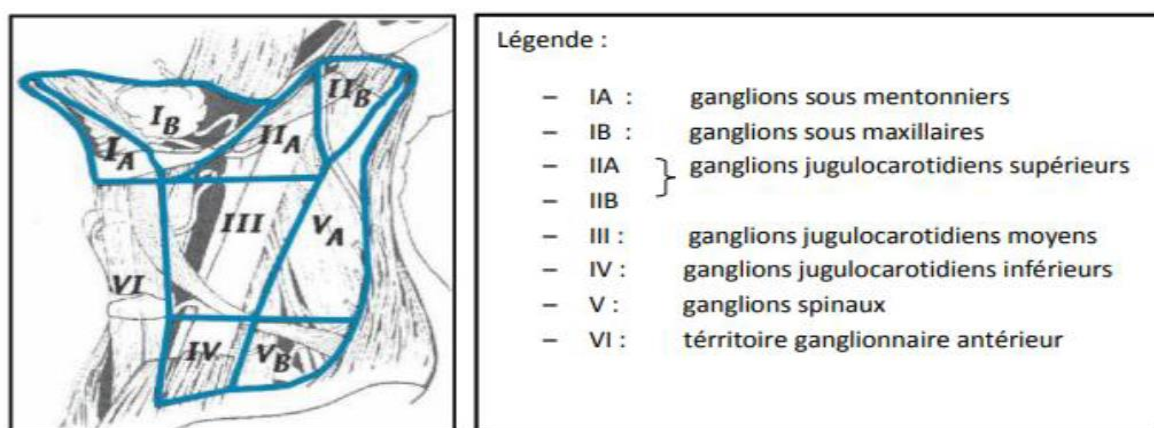


Figure II.2 : Drainage lymphatique du cou. [31]

II.4 Anatomopathologie

La classification de l'OMS divise les cancers du nasopharynx en trois types :

1. OMS I : Carcinome kératinisant bien différencier, rare dans les zones endémiques, et lié à la consommation d'alcool et de tabac.
2. OMS II : Carcinome différencié non kératinisant, sans formation de kératine.
3. OMS III : Carcinome indifférencié de type nasopharyngé, caractérisé par des amas irréguliers de cellules cancéreuses dans la matrice lymphoïde.[32]

II.5 Classification TNM (Tumor Node Metastasis)

La classification TNM (Tumeur, Ganglions, Métastases) est l'un des principaux systèmes de classification utilisés pour évaluer l'extension du cancer. Ce système permet de décrire la progression du cancer en trois points principaux :

- **La taille de la tumeur d'origine (T) :** évalue l'ampleur de l'extension locale du cancer aux tissus voisins.[33]
- **La présence ou l'absence de métastases dans les ganglions lymphatiques (N) :** évalue le nombre et la taille des ganglions lymphatiques qui montrent des signes de malignité.[31]
- **La présence ou l'absence de métastases à distance (M) :** évalue la présence et le nombre de métastases dans d'autres organes (foie, poumons, etc.).[33]

Ces trois points sont évalués pour déterminer le stade du cancer, ce qui permet de classer les patients en groupes comparables et d'orienter les décisions thérapeutiques.

Classification T	Tx T0 pas de preuve d'une tumeur primitive T1 tumeur confinée au nasopharynx T2 tumeur étendue aux tissus mous T2a extension à l'oropharynx et/ou la cavité nasale sans extension parapharyngée T2b extension parapharyngée T3 atteinte des structures osseuses ou des sinus paranasaux T4 extension intracrânienne et/ou atteinte des nerfs crâniens, de la fosse infratemporale, de l'hypopharynx, de l'orbite ou de l'espace masticateur
Classification N	N0 absence d'adénopathie N1 adénopathie(s) unilatérale(s) < 6 cm N2 adénopathie(s) bilatérale(s) < 6 cm N3 adénopathie(s) > 6 cm (N3a) ou sus-claviculaire(s) (N3b)
Classification M	M0 absence de métastase M1 présence de métastases

Tableau II.2 Classification TNM des tumeurs nasopharyngées.[34]

- **Stadification :**

TNM			
Stade 0	Tis	N0	M0
Stade I	T1	N0	M0
Stade II	T1	N1	M0
Stade III	T1, T2	N2	M0
	T3	N0, N1, N2	M0
Stade IV A	T4	N0, N1, N2	M0
Stade IV B	Tous T	N3	M0
Stade IV C	Tous T	Tous N	M1

Tableau II.3 Stadification des tumeurs nasopharyngées.[35]

II.6 Le traitement

Les équipes multidisciplinaires d'experts se réunissent pour discuter des options de traitement et élaborer des stratégies personnalisées pour chaque patient atteint de cancers des voies respiratoires supérieures. Ces réunions réunissent des médecins spécialisés en chirurgie, radiothérapie, oncologie, radiologie, psychologie, pathologie, stomatologie et chirurgie maxillo-faciale.

- **La curiethérapie** : Peu utilisée, elle peut être proposée en complément après une irradiation externe à doses complètes ou en tant qu'intervention de rattrapage.
- **La chimiothérapie** : Fortement recommandée avec le protocole BEC³.
- **La radiothérapie** : Choix principal en raison de la difficulté de la chirurgie dans les zones sensibles.
- **La chirurgie** : Utilisée pour enlever les tumeurs lorsque cela est possible et approprié, elle est considérée comme complémentaire à la radiothérapie dans le traitement du cancer. Dans de nombreux cas, la chirurgie est utilisée pour enlever la tumeur principale, tandis que la radiothérapie est utilisée avant ou après la chirurgie pour réduire la taille de la tumeur ou éliminer les cellules cancéreuses restantes. [10]

³ Bléomycine, Epirubicine, Cisplatine

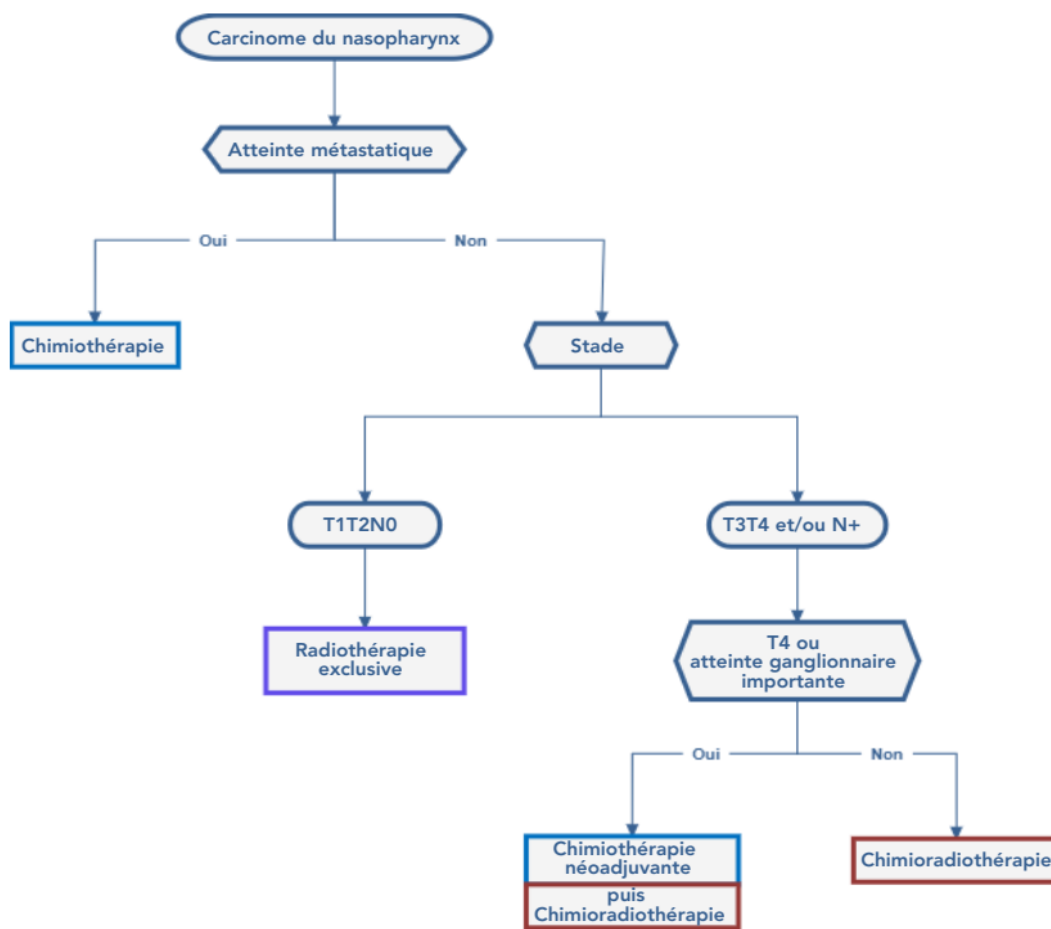


Figure II.3 : Exemple de traitement selon le stade de cancer [35]

II.6.1 Contourages des Volume cible en radiothérapie et Prescription des doses aux points ICRU

La détermination du (GTV) est basée sur les données cliniques et diagnostiques recueillies avant le début du traitement, y compris l'examen clinique du patient, la tomодensitométrie, l'imagerie par résonance magnétique et, si nécessaire, la tomographie par émission de positons. Le GTV comprend le volume de la tumeur elle-même, GTV T (CAVUM), et le volume des tissus lymphatiques atteints, GTV N.

Le (CTV) inclut la tumeur visible et sa propagation microscopique potentielle afin de couvrir toutes les cellules cancéreuses. Sa détermination précise est cruciale pour administrer une radiothérapie efficace tout en minimisant les effets secondaires sur les tissus sains. Il est composé de :

- **CTV-T** : comprend la tumeur primaire visible ainsi que toute propagation microscopique potentielle de la tumeur.

- Tissus adjacents potentiels : (partie supérieure du nasopharynx, base du crâne, en particulier s'il y a un risque d'extension de la tumeur, les tissus mous entourant la tumeur qui pourraient être menacés par la propagation).
- **CTV-N** : comprend les ganglions lymphatiques atteints ou ceux susceptibles d'être atteints par le cancer.
 - Tissus environnants : (zones entourant les ganglions lymphatiques du cou qui pourraient contenir une propagation microscopique de la tumeur, ganglions lymphatiques des sinus, s'il y a des preuves de propagation de la tumeur).

Après la détermination du GTV, le volume cible clinique (CTV) est divisé en volume à haut risque, volume à risque moyen et volume à faible risque, en fonction des sites susceptibles d'être atteints par le cancer.

Le **(PTV)** comprend le volume de la tumeur elle-même, GTV T, et le volume des tissus lymphatiques atteints, PTV N. Le PTV est déterminé après la détermination du CTV et l'ajout d'une marge supplémentaire pour garantir la couverture de tous les tissus ciblés par le traitement. Voici le détail du PTV pour les tissus tumoraux et lymphatiques :

- **PTV T à haut risque** : cette partie est déterminée par l'extension des tissus mous adjacents au GTV T, c'est-à-dire le 'CTV T à haut risque', avec l'ajout d'une marge allant de 3 à 10 mm selon la propagation de la tumeur, les barrières anatomiques et les modalités de propagation en fonction du site d'origine.
- **PTV N à haut risque** : cette partie est déterminée par l'extension des tissus mous adjacents au GTV N, c'est-à-dire le 'CTV N à haut risque', avec l'ajout d'une marge allant de 3 à 10 mm selon la propagation de la tumeur, les barrières anatomiques et les modalités de propagation en fonction du site d'origine.

La dose prescrite pour le PTV à haut risque varie généralement entre 66 et 70 Gray, selon divers facteurs liés à l'état du patient, le type de tumeur et le traitement planifié.

La même chose s'applique aux volumes PTV à risque moyen et PTV à faible risque :

- **PTV à risque moyen est composé de :**
 - ✓ **PTV T** = (CTV T à risque moyen + marge de 3 à 10 mm)
 - ✓ **PTV N** = (CTV N à risque moyen + marge de 3 à 10 mm)

La dose prescrite pour le PTV à risque moyen varie généralement entre 60 et 63 Gray.

- **PTV à faible risque est composé de :**

✓ **PTV T** = (CTV T à faible risque + marge de 3 à 10 mm)

✓ **PTV N** = (CTV N à faible risque + marge de 3 à 10 mm)

La dose prescrite pour le PTV à faible risque varie généralement entre 50 et 56 Gray.

II.6.2 Fractionnement et étalement habituels

- 2 Gy par séance.
- 5 séances par semaine. [36] [37]

II.6.3 Les organes à risque (OAR) et leurs contraintes de dose

La complexité de l'irradiation de la région de la tête et du cou pose de nombreux défis en raison de la présence de plusieurs organes sensibles exposés aux risques dans cette zone, notamment la moelle épinière, le tronc cérébral, les nerfs optiques, le chiasma optique, qui sont des organes consécutifs nécessitant le respect des doses limites pour éviter les complications graves. Le défi est accru lorsque la radiothérapie est administrée simultanément à la chimiothérapie. D'autres organes sensibles sont également exposés aux risques, tels que les glandes salivaires, le larynx, la cochlée, l'oreille interne, l'œil, le cristallin, qui se trouvent également à proximité des zones ciblées. D'autres organes sensibles peuvent être identifiés en fonction des techniques de traitement par rayonnement, telles que le réseau nerveux périphérique.

Doses maximales selon l'article "Délinéation des organes à risque et contraintes dosimétriques" publié en 2016 par Elsevier Masson SAS⁴ pour le compte de (SFRO)⁵ [38] :

- Moelle épinière : dose maximale de 45 Gray
- Nerf optique : dose maximale de 55 Gray
- Chiasma optique : dose maximale de 54 Gray
- Tronc cérébral : dose maximale de 54 Gray
- Œil : V30 Gy inférieur à 50 % et V50 Gy inférieur à 30 %
- Cristallin : dose maximale inférieure à 10 à 15 Gray
- Glandes salivaires du côté opposé : V30 inférieur à 43 à 45%, dose moyenne inférieure à 26 Gray

⁴ Société par Actions Simplifiée

⁵ Société Française de Radiothérapie Oncologique

- Articulation temporo-mandibulaire : dose maximale inférieure à 50 Gray
- Larynx : dose maximale inférieure à 63 à 66 Gray
- Oreille interne : dose maximale de 60 Gray
- Réseau nerveux périphérique : dose maximale de 60 à 66 Gray
- Glande thyroïde : dose moyenne inférieure à 30 Gray
- Hypophyse : dose maximale de 45 à 50 Gray
- Œsophage : dose maximale de 69 Gray
- Cavité buccale : V20Gy inférieur à 80%
- Rétine de l'œil : dose moyenne inférieure à 45 Gray
- Mandibule inférieure : dose maximale inférieure à 65 Gray
- Cerveau : V 60 Gray inférieur à 33%

Ces doses sont données pour diviser le traitement de manière traditionnelle en 5 sessions de 2 Gray par semaine. [37] [38]

II.7 Conclusion

En conclusion, le chapitre sur le cancer du Cavum met en lumière l'importance du diagnostic précoce et de la classification précise selon le système TNM, ainsi que les diverses options thérapeutiques, y compris la radiothérapie, la chimiothérapie et la chirurgie. Il souligne également l'importance de choisir les modalités de traitement en fonction de l'état de la tumeur, ainsi que la nécessité de cibler avec précision les volumes cibles (GTV, CTV, PTV) et les doses prescrites pour chaque volume. Tout en préservant les organes sains en respectant les contraintes de dose pour réduire les effets secondaires.

PARTIE PRATIQUE



Chapitre III

Matériels et Méthodes

III.1 Introduction

Dans les chapitres précédents, nous avons exploré les concepts fondamentaux liés à la technique de radiothérapie conformationnelle 3D (RC3D) et à la technique d'arc thérapie volumétrique modulée (VMAT) ainsi que les principes de fonctionnement de chacune d'elles. Nous avons également expliqué les outils de base nécessaires pour la planification des doses, et présenté une explication simplifiée du cancer du cavum et de sa structure anatomique. Ce chapitre se concentre sur une présentation détaillée des étapes et des procédures d'élaboration du plan de traitement pour les deux techniques, RC3D et VMAT, en utilisant l'accélérateur linéaire VERSAHD d'ELEKTA, ainsi que sur la méthodologie et les critères adoptés dans le cadre de cette comparaison dosimétrique.

Cette étude a été réalisée au sein du département de radiothérapie du Centre Anti-Cancéreux -Rezgui AL-Bachir - à El Oued.

III.2 Matériels utilisés

III.2.1 Le système de planification de traitement (TPS Monaco)

Le système de planification de traitement (TPS) Monaco® version 5.51.10 est utilisé comme outil essentiel dans l'étude dosimétrique comparative entre les techniques de traitement en trois dimensions (3D-CRT) et la radiothérapie à modulation d'intensité volumétrique (VMAT) pour le traitement des tumeurs du cavum au Centre Anti-Cancéreux (CAC) à El Oued.



Figure III.1 : Le système de planification de traitement (TPS) Monaco

III.3 Méthodologie de travail

III.3.1 Parcours d'un patient en Radiothérapie

Le parcours du patient dans le traitement par rayonnement comprend plusieurs étapes différentes qui contribuent à fournir un traitement efficace :

III.3.2 Consultation initiale

Après le diagnostic, le patient rencontre l'oncologue radiothérapeute responsable du traitement par rayonnement, où les détails et les options de traitement disponibles sont discutés. Le médecin établit un plan de traitement pour le patient atteint du cancer du cavum, en se basant sur les classifications et les stades du cancer décrits au 'chapitre II'. Ensuite, les dates des étapes ultérieures du traitement et la date de simulation sont fixées.

III.3.3 Simulation

À cette étape, qui est la première étape du parcours de traitement, une tomодensitométrie est réalisée pour déterminer l'emplacement de la tumeur et définir les angles et les trajets optimaux pour diriger le traitement par rayonnement. Des repères sont placés sur le corps du patient pour assurer une direction précise du rayonnement. Cette procédure a lieu entre 2 et 7 jours avant le début du traitement par rayonnement. Pendant la simulation, le patient est en position allongée sur le dos, et il est important que cette position soit aussi confortable que possible pour être reproduite lors de chaque séance de traitement par rayonnement.

Ces étapes constituent les premières phases du parcours de traitement par rayonnement, qui visent à assurer une planification précise et un traitement efficace pour les patients atteints de cancer du cavum.

III.3.4 Dose et fractionnement

Les deux patients sélectionnés au Centre Anti-Cancéreux (CAC) de EL-OUED souffrant de cancer du cavum seront traités pendant 35 sessions à une dose de 70Gy dans le volume cible primaire (le cavum spécifiquement). Les trois niveaux de doses dans la technique RC3D séquentielle sont répartis comme suit:

- **PTV 70:** 70Gy (Cavum) (2Gy par séance) ; 35 séances
- **PTV 60:** 60Gy (2Gy par séance) ; 30 séances

- **PTV 50:** 50Gy (2Gy par séance) ; 25 séances

Les trois niveaux de doses sont d' définis pour la technique *V MAT* en boost intégrie comme :

- **PTV 70:** 70Gy (Cavum) (2Gy par séance) 35 séances

- **PTV 63:** 63Gy (1,8Gy par séance) 35 séances

- **PTV 56:** 56Gy (1,6Gy par séance) 35 séances

III.3.5 Détermination de la balistique et dosimétrie

Après avoir défini les structures anatomiques précédemment, les plans de traitement ont été préparés en utilisant le (TPS). Les étapes suivies pour la préparation de ces plans en utilisant les deux méthodes sont résumées comme suit :

III.4 Plan du traitement *RC3D*

Ce plan a été réalisé en utilisant le système de planification MONACO version 5.11, en utilisant l'algorithme " Collapsed Cone " pour le calcul de la dose. Les étapes que nous avons suivies se résument comme suit :

1. **Ouverture du dossier patient et importation des images CT :** Dans un premier temps, on ouvre le dossier du patient (**voir le figure III.2**) et on importe les images CT provenant de la simulation. Cela inclut l'entrée de l'identifiant du patient et la sélection de l'option CT (**voir le figure III.3**).

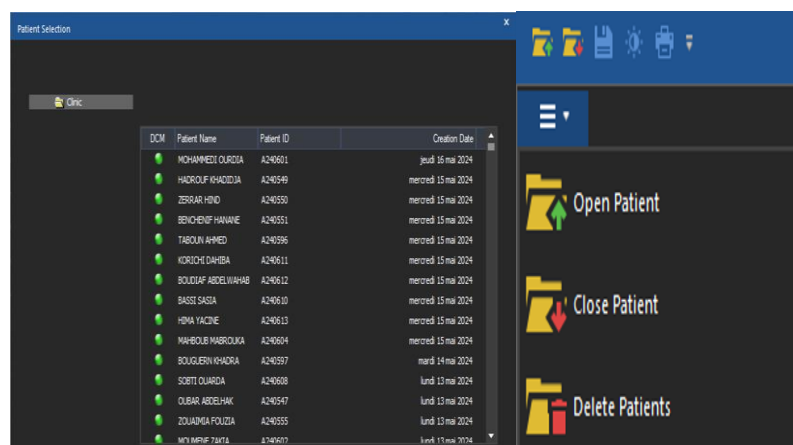


Figure III.2 : Ouverture du dossier du patient

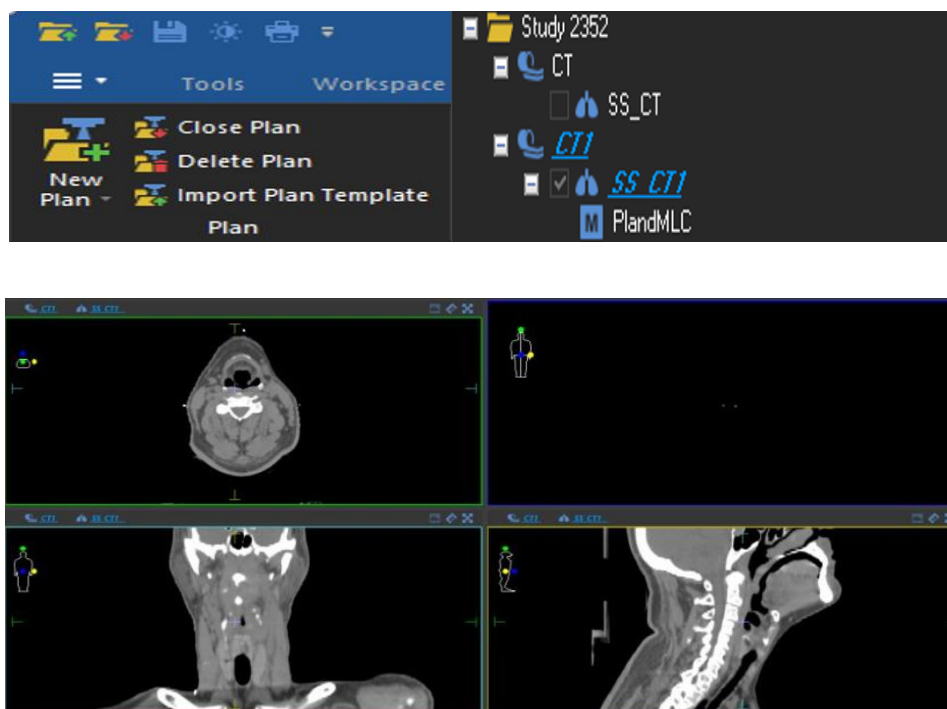


Figure III.3 : Importer les images CT et ajouter un nouveau Plan.

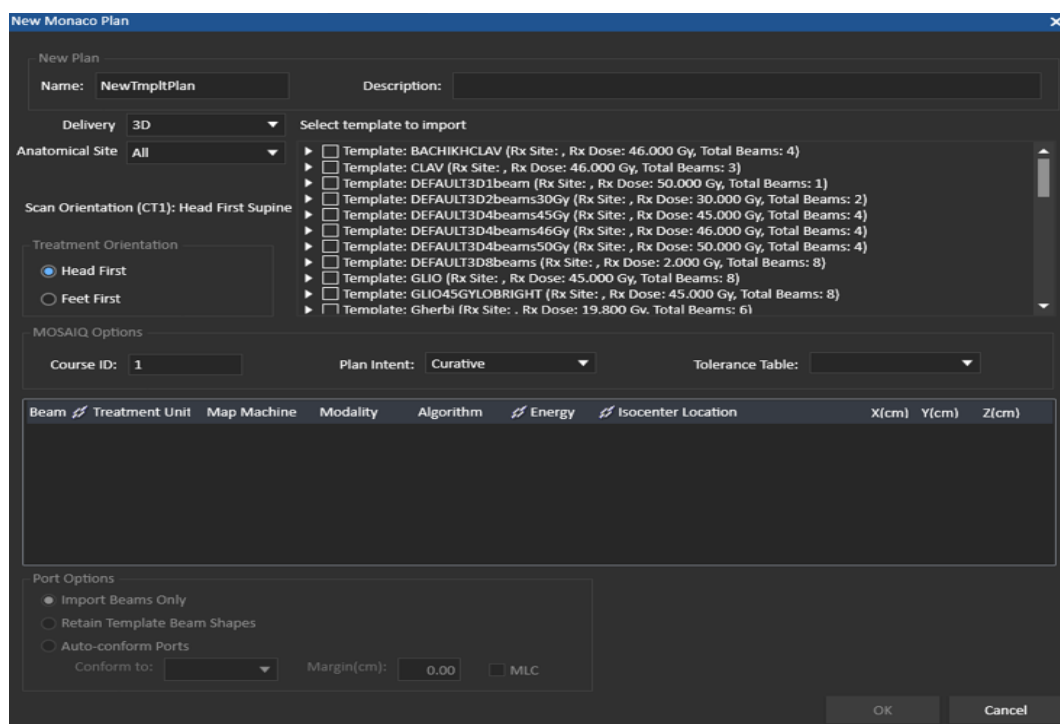
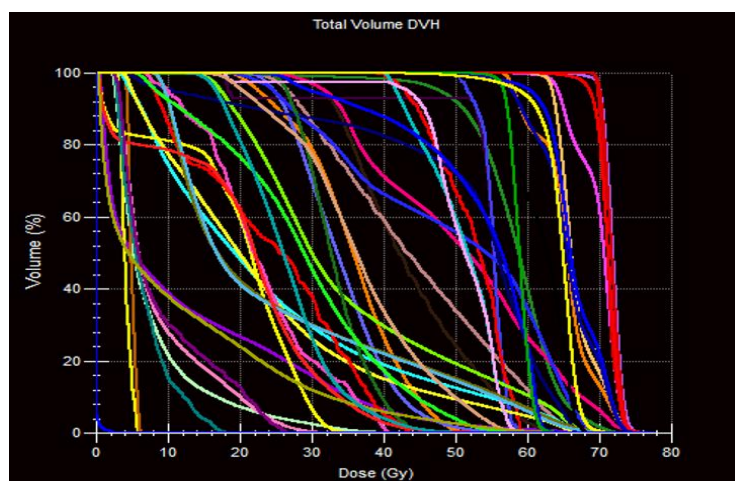


Figure III.4 : Sélectionner Template et les autres paramètres.

2. **Délimitation des contours et des structures** : Après avoir ouvert les images CT, le médecin délimite les contours de la tumeur cible (PTV) et des (OAR) nécessitant une protection.

3. **Création des plans de traitement** : Des plans de traitement différents sont créés pour chaque zone cible PTV (comme PTV 70, PTV 60 et PTV 50). Les champs de radiation sont conçus, leur nombre, leur taille et leurs angles sont déterminés afin d'obtenir la meilleure couverture de la tumeur tout en réduisant la dose aux organes à risque.
4. **Calcul de la distribution de la dose** : En utilisant l'algorithme "Collapsed Cone", la distribution de la dose est calculée pour chaque champ de radiation. Les (DVH) sont analysés pour évaluer la distribution de la dose sur la tumeur et les organes à risque.



5. **Ajustements et vérification** : En se basant sur l'analyse des DVH, les ajustements nécessaires sont effectués sur les champs de radiation pour améliorer la distribution de la dose.

III.5 Le plan de traitement V MAT

Dans le plan VMAT, nous avons également utilisé le système de planification MONACO version 5.11 et l'algorithme "Monte Carlo". Pour traiter le patient, nous avons choisi deux arcs dans des directions opposées (le premier dans le sens des aiguilles d'une montre CW et le second dans le sens inverse des aiguilles d'une montre CCW). Un segment est créé avec un angle d'optimisation du collimateur de 20 degrés pour réduire les fuites entre les MLC et atteindre la distribution de dose souhaitée (voir la figure ci-dessous).

Beams

Delete Parent Beams

General

Geometry

Treatment Aids

Setup Beam

Beam	Description	Field ID	Visible	Delivery	Treatment Unit	Modality	Algorithm	Energy	MU / Fx	SSD (cm)	Isocenter Location	X (cm)	Y (cm)	Z (cm)
1	ARC1	1	☒	VMAT	VERSAHD4166	Photon	Monte Carlo	6.0 MV	682.92	89.35	Interest Point 3	-1.06	0.00	1.80
2	ARC2	2	☒	VMAT	VERSAHD4166	Photon	Monte Carlo	6.0 MV	733.83	89.35	Interest Point 3	-1.06	0.00	1.80

<click to add a new beam>

Beams

Delete Parent Beams

General

Geometry

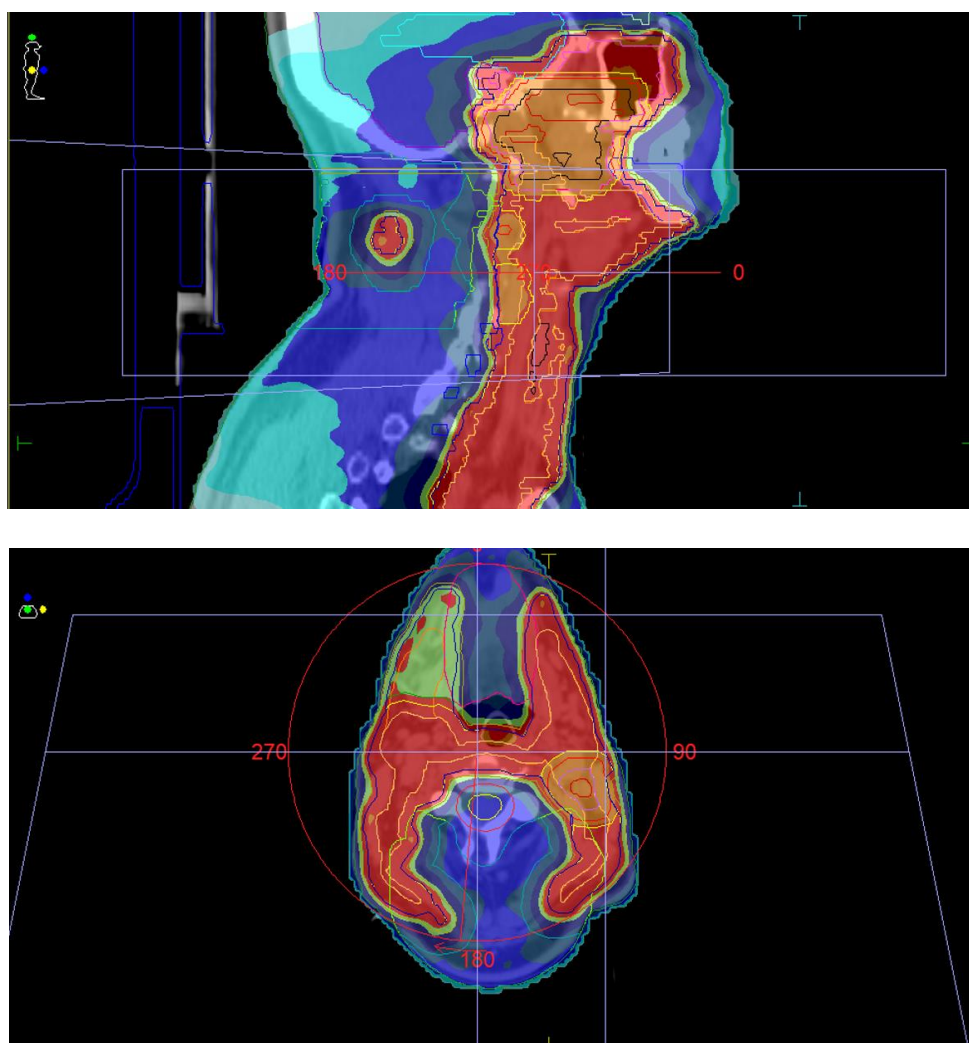
Treatment Aids

Setup Beams

Beam	Description	SSD (cm)	Dir	Gantry Start (deg)	Arc	Inc	Collimator (deg)	Couch (deg)	GD Field	Margin (cm)	Asym	Width1 (cm)	Width2 (cm)	Length1 (cm)	Length2 (cm)
1	ARC1	89.35	CW	180.0	360.0	10.0	20.0	0.0	[Auto]	1.00	☒	X1 20.00 X2 20.00	Y2 20.00	Y1 13.50	Y1 13.50
2	ARC2	89.35	CCW	180.0	360.0	10.0	340.0	0.0	[Auto]	1.00	☒	X1 20.00 X2 20.00	Y2 20.00	Y1 13.50	Y1 13.50
<click to add a new beam>															

L'optimisation de la dose de radiation dans le (TPS) utilisant la technique VMAT a été réalisée pour garantir une distribution optimale de la dose sur la cible tout en réduisant l'exposition aux (OARs). Les étapes peuvent être résumées comme suit : ajuster les paramètres des fonctions de coût biologiques et physiques qui seront utilisées pour obtenir un équilibre optimal entre la couverture de la dose pour la tumeur (PTV) et la réduction de la dose sur (OARs).

Tout d'abord, nous avons appliqué les fonctions de coût nécessaires sur le **PTV(70,63,56)** et le corps (**Body**) (La figure montre le résultat).



Selon les normes internationales imposées par l'ICRU62, il est essentiel de protéger les (OAR) des doses élevées qui pourraient exposer les organes sains à des doses excessives. Par conséquent, nous devons suivre les normes internationales pour les OAR, qui exigent de ne pas dépasser les doses spécifiées pour chaque organe. Comme observé dans l'image précédente, la couverture du tronc cérébral et de la moelle épinière a dépassé les doses maximales imposées (45 Gy et 54 Gy respectivement). Étant donné qu'ils sont considérés comme des organes sériels, aucune partie de ces volumes ne doit dépasser la dose maximale (Dmax). Par conséquent, nous appliquerons des fonctions de coût aux autres (OAR) pour éviter les doses excessives et protéger ces organes.

Cette figure résume les résultats de l'optimisation après son application :

Structure	Cost Function	Delete	Enabled	Status	Manual	Weight	Reference Dose (Gy)	Multicriterial	Power Law Exponent	Shrink Margin (...)	Isoconstraint	Isoeffect
PTV70	Target Penalty	☒	☒	On	☐	1.00					70.000	68.162
	Quadratic Overdose	☒	☒	On	☐	0.01	73.000				0.500	0.229
PTV63	Target Penalty	☒	☒	On	☐	1.00				0.00	63.000	58.731
	Quadratic Overdose	☒	☒	On	☐	0.01	70.200			0.00	0.200	0.155
	Quadratic Overdose	☒	☒	On	☐	10.05	66.000			0.20	1.000	0.995
PTV56	Target Penalty	☒	☒	On	☐	1.00				0.00	56.000	56.208
	Quadratic Overdose	☒	☒	On	☐	0.01	63.200			0.00	0.400	0.174
	Quadratic Overdose	☒	☒	On	☐	1.72	59.000			0.20	1.200	1.153
parotid_gland_rt	Parallel	☒	☒	On	☐	97.75	25.000	☐	4.00		40.00	38.88
parotid_gland_lt	Parallel	☒	☒	On	☐	103.11	25.000	☐	4.00		40.00	38.75
brainstem	Maximum Dose	☒	☒	On	☐	1.45					53.000	53.415
moelle ep	Maximum Dose	☒	☒	On	☐	0.01					42.000	36.571
	Quadratic Overdose	☒	☒	On	☐	0.19	35.000	☐			0.050	0.033
mandibule	Quadratic Overdose	☒	☒	On	☐	0.03	70.000	☐			0.050	0.038
larynx	Serial	☒	☒	On	☐	0.01		☐	15.00		64.000	42.303
	Quadratic Overdose	☒	☒	On	☐	5.97	43.000	☐		0.00	0.500	0.486
z-muscle_cou	Overdose DVH	☒	☒	On	☐	9.31	35.000	☐		0.00	10.00	9.59
cochle lf	Serial	☒	☒	On	☐	0.01		☐	12.00	0.00	59.900	41.745
cochle rt	Serial	☒	☒	On	☐	0.01		☐	12.00	0.00	59.900	51.883
lens_lt	Maximum Dose	☒	☒	On	☐	0.01					6.000	5.586
lens_rt	Maximum Dose	☒	☒	On	☐	0.05					6.000	5.960
optic_nerve_lt	Maximum Dose	☒	☒	On	☐	0.01					52.000	39.144
optic_nerve_rt	Maximum Dose	☒	☒	On	☐	0.01					52.000	40.882
optic_chiasm	Maximum Dose	☒	☒	On	☐	0.01					50.000	45.983
	Overdose DVH	☒	☒	On	☐	0.02	44.000	☐			1.00	0.66
hypophyse	Quadratic Overdose	☒	☒	On	☐	0.01	58.000	☐			0.030	0.020
ATM gh	Overdose DVH	☒	☒	On	☐	0.01	65.000	☐			30.00	0.87

Figure III.5 : Les Cost function utilisé

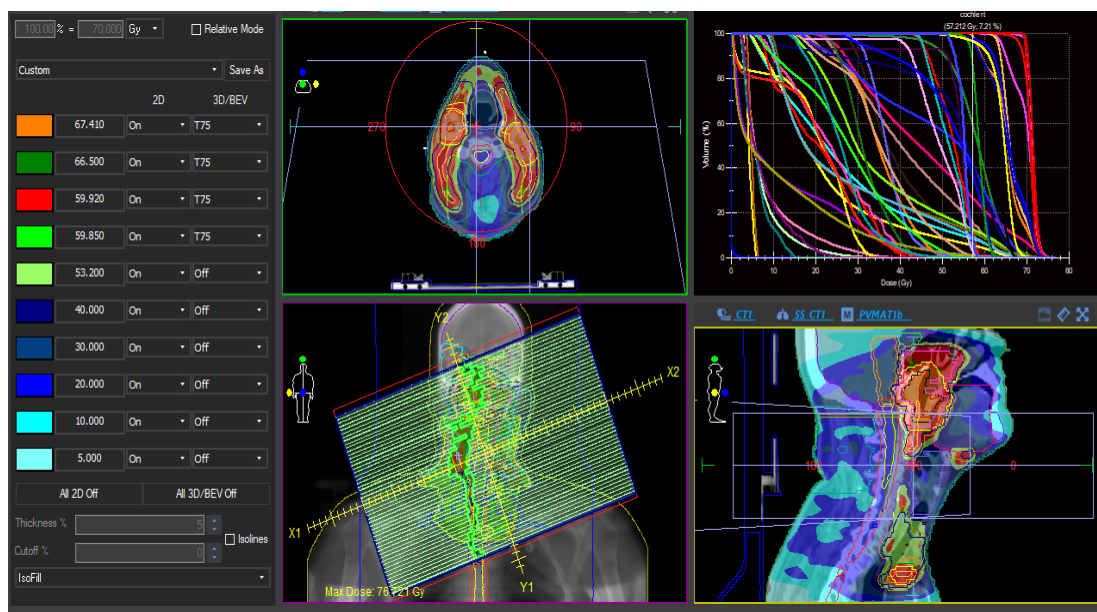


Figure III.6 : La couverture avant d'ajouter les cost fonctions de (OAR).

III.6 Paramètres d'évaluation du plan :

Une dose totale de 70 Gy a été administrée pour le PTV boost (haut risque), 63 Gy pour le PTV intermédiaire (risque intermédiaire), et 50 Gy pour le PTV faible (faible risque) sur une période de 35 séances. L'objectif des plans était de couvrir au moins 95% du PTV avec la dose prescrite, tout en maintenant la dose maximale ponctuelle en dessous de 107% de la dose prescrite à chaque niveau de dose. Les plans ont été normalisés à 100% (70 Gy) de la dose. Pour les organes sains entourant la tumeur, la dose maximale pour le tronc cérébral et la moelle épinière devait être maintenue en dessous de 54 Gy et 45 Gy respectivement. Pour les glandes salivaires parotides, l'objectif était de limiter la dose moyenne à moins de 26 Gy. Un DVH a été créé pour couvrir le PTV, les glandes salivaires parotides, la moelle épinière et le cerveau. La couverture du PTV a été calculée en utilisant le ratio du volume cible couvert par la ligne de dose prescrite à 95% sur le volume du PTV. Les doses minimales et maximales à l'intérieur du PTV, ainsi que les valeurs D98%, D2% et D50% (la dose reçue par 98%, 2% et 50% du volume du PTV) ont été enregistrées. Conformément à la commission ICRU 83, l'indice d'homogénéité (IH) a été calculé. L'indice de conformité (IC) (IC95%) a été défini.

Les objectifs qui seront pris en compte lors de l'élaboration du plan de traitement dans le TPS sont énumérés dans le tableau suivant

Organe	Indice dose-volume	Objective
PTV	D95%	V95%
	Dmax	<108%
Moelle épinière	Dmax	≤ 45 Gy
Cerveau	V 60 Gy	< 33 %
Mandibule	Dmax	< 65 Gy
	Dmoyenne	< 60 Gy
Nerf optique	Dmax	55Gy
	D25 %	< 60 Gy
	V <50–60 Gy	5–30 %
Glande parotide (2 parotides)	Dmoyenne	≤ 26 Gy
	V30 Gy	< 43–45 %
Yeux	V30 Gy	< 50 %
	V50 Gy	< 30 %
Rétine	Dmoyenne	≤ 45 Gy
Cochlée	Dmax	<60 Gy
Plexus brachial	Dmax	< 60–66 Gy
Thyroïde	Dmoyenne	< 30 Gy
	V50 Gy	< 30 %
Tronc cérébral	Dmax	54 Gy
Larynx	Dmax	< 63–66 Gy
	Dmoyenne	< 43,5 Gy
Hypophyse	Dmax	45–50 Gy
Cistallin	Dmax	< 10–15 Gy
Œsophage	Dmax	< 69 Gy
Chiasma	Dmax	54 Gy
Cavité buccale	V20 Gy	< 80 %
	V30 Gy	< 46 %
Articulation Temporomandibulaire	Dmax	50 Gy

Tableau III.1 Contraintes de dose utilisées pour créer le plan de traitement.

III.7 Les Cost function utilisé par un plan VMAT :

III.7.1 Cost function pour la cible :

Target Penalty :

Target Penalty Cost Function en radiothérapie est un moyen de garantir que la dose de rayonnement dirigée vers la cible (comme une tumeur) reste dans des limites spécifiques. Si la

dose est inférieure au seuil minimal défini, la fonction de coût impose une pénalité quadratique sur ces doses insuffisantes, encourageant ainsi l'ajustement du plan de traitement pour augmenter la dose au niveau requis. L'objectif de cette fonction est d'obtenir une distribution de dose plus uniforme et plus précise sur la cible pour assurer l'efficacité du traitement et réduire les effets secondaires.

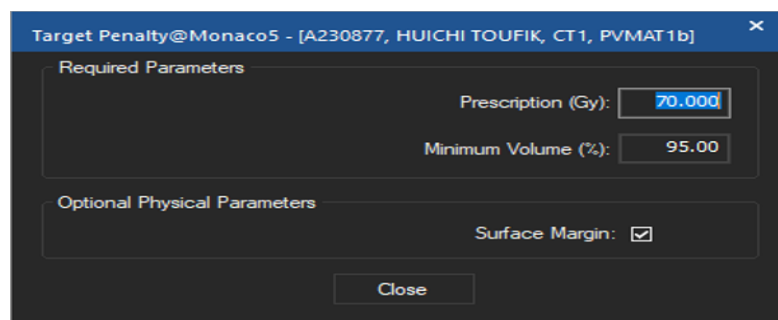


Figure III.7 : Target Penalty Cost Function

Quadratic Overdose :

Cette fonction de coût physique est une contrainte que vous pouvez utiliser avec des cibles ou des OAR (organes à risque) pour limiter les doses élevées dans la structure à laquelle elle est appliquée. Elle est le plus souvent utilisée en conjonction avec l'objectif EUD de cible pour limiter les points chauds dans la cible. La raison pour laquelle vous utilisez cette fonction de coût est que, parfois, une limitation de dose maximale ne doit pas être appliquée strictement, tandis qu'un petit point chaud contrôlé est admissible. En général, pénaliser les points chauds en IMRT peut causer des problèmes avec les points froids associés dans un volume cible, de sorte qu'une certaine violation de la limitation de dose maximale semble acceptable.

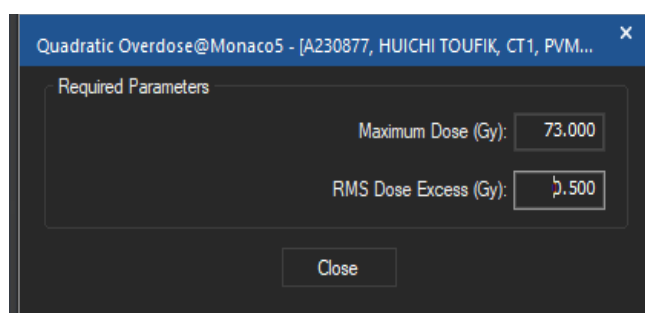


Figure III.8 : Quadratic Overdose Cost Function

Maximum Dose :

Maximum Dose Cost Function en radiothérapie est un moyen de déterminer la dose maximale qu'une cible ou un organe sensible (OARs) peut recevoir. Cette fonction agit comme une barrière stricte en imposant une pénalité immédiate lorsque les valeurs de dose dépassent le seuil maximal défini, garantissant ainsi que la dose autorisée n'est pas dépassée pour maintenir l'intégrité des tissus cibles et sensibles.

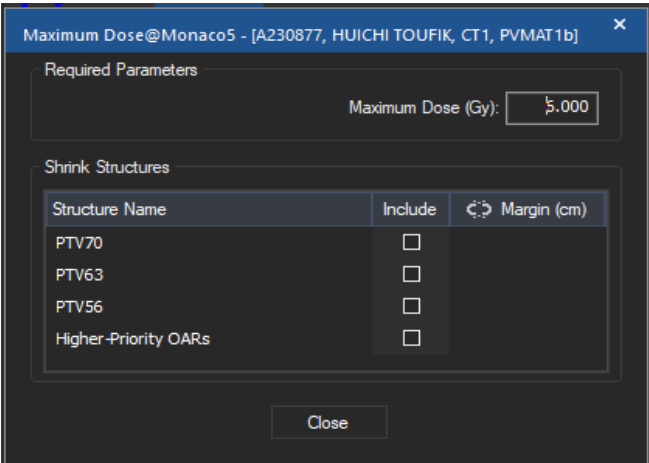


Figure III.9 : Maximum Dose Cost Function

III.7.2 Cost function pour les OARs :

Overdose DVH :

Cette fonction de coût physique équivaut à une contrainte DVH pour un OAR. Lorsque vous ajoutez plus d'une contrainte DVH à une structure, les valeurs de dose et de volume en pourcentage (%) doivent être consécutives de manière à créer une seule courbe continue.

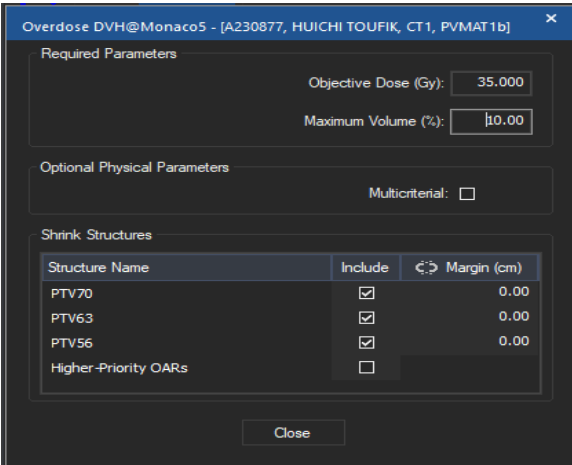


Figure III.10 : Overdose DVH Cost Function

Serial :

Cette fonction de coût biologique est utilisée pour les OARs sériels comme la moelle épinière et les intestins. Les doses élevées sont nocives même pour de petits volumes dans ces organes. Elle applique le modèle de volume critique, où l'organe est vu comme une chaîne qui se casse si un maillon se casse. Cela impose de fortes pénalités pour les points chauds, même petits.

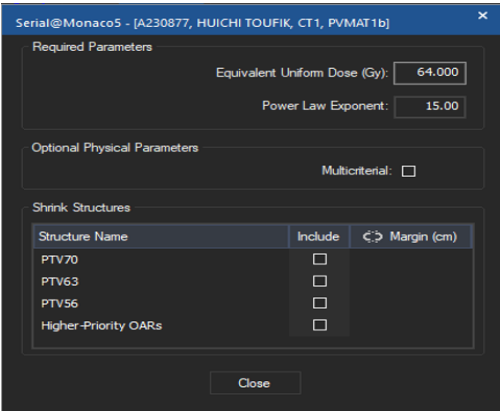


Figure III.11 : Serial Cost Function

Parallel :

Cette fonction de coût biologique est utilisée pour les OARs parallèles comme les poumons, les parotides, les reins et le foie. Ces organes tolèrent des doses élevées dans de petits sous-volumes si le reste de l'organe est épargné. Le modèle voit l'organe comme une corde qui se casse lorsqu'un certain nombre de brins se rompent, appliquant ainsi le modèle de volume critique des complications des tissus normaux.

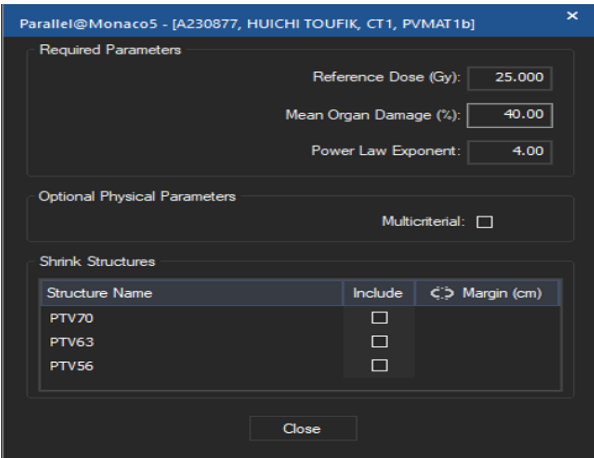


Figure III.12 : Parallel Cost Function

Quadratic over dose :

Nous utilisons la dose supplémentaire quadratique dans les organes sensibles pour :

- Guider les doses avec précision.
- Protéger les tissus sains.
- Réduire les effets secondaires et déterminer la dose maximale autorisée.

III.8 Analyse dosimétrique :

III.8.1 Les indices dosimétriques du rapport d'ICRU 83 :

Le rapport d'ICRU 83 (La Commission internationale des unités de radiation) qui fournit une série d'indices dosimétriques pour évaluer la distribution de dose en radiothérapie. Ces indices visent à déterminer comment la dose de radiation est distribuée dans les tissus cibles et les tissus sains environnants. Dans notre étude, nous nous intéresserons à l'indice d'homogénéité, à l'indice de couverture et à l'indice de couverture de l'isodose à 95%.

Indice d'homogénéité (IH) :

L'indice d'homogénéité (Homogeneity Index - IH) est un indicateur utilisé en planification de la radiothérapie pour évaluer l'homogénéité de la distribution de la dose à l'intérieur du volume cible planifié (PTV). L'objectif principal du IH est de s'assurer que la dose distribuée à la tumeur est aussi homogène que possible afin de minimiser les doses élevées ou faibles non désirées.

L'indice d'homogénéité est calculé à l'aide de la formule suivante :

$$IH = \frac{D_{2\%} - D_{98\%}}{D_{50\%}}$$

Où :

- D2%: représente la dose administrée à 2% du volume cible (généralement considérée comme la dose maximale).

- D98% : représente la dose administrée à 98% du volume cible (généralement considérée comme la dose minimale).
- D50% : représente la dose administrée à 50% du volume cible (dose médiane).

Une valeur de HI proche de 0 signifie que la distribution de la dose à l'intérieur du volume cible est très homogène, c'est-à-dire que les différences entre les doses maximales et minimales sont faibles. Une valeur plus élevée de HI indique une plus grande variabilité dans la distribution de la dose.

En pratique, l'objectif en planification de la radiothérapie est de réaliser un HI aussi bas que possible pour garantir que la dose est uniformément distribuée à l'intérieur de la tumeur, ce qui augmente l'efficacité du traitement et réduit les dommages potentiels aux tissus sains environnants.

Indice de couverture de volume tumoral (IC) :

L'indice de couverture de volume tumoral (IC) est une mesure utilisée en planification de la radiothérapie pour évaluer la couverture de la dose calculée pour le volume tumoral cible (PTV). Il vise à garantir que la dose de radiation couvre suffisamment le volume tumoral pour atteindre l'efficacité du traitement.

L'indice de couverture est calculé selon la formule suivante :

$$IC = \frac{D_{98\%}}{D_R}$$

Où :

D_R : la dose de référence requise.

D98% : la dose administrée à 98% du volume tumoral cible.

Nous acceptons un plan de traitement si 95% de la dose couvre le volume tumoral.

Interprétation des valeurs :

- Une valeur de IC égale à 1 : couverture idéale de la dose.
- Une valeur de IC entre 0.9 et 1 : bonne couverture mais pas idéale.
- Une valeur de IC inférieure à 0.8 : couverture insuffisante.

Indice de conformité de volume tumoral (IC_{PTV}):

L'indice de Conformité du Volume Tumoral (IC_{PTV}) représente la proportion du volume tumoral couvert par la dose prescrite (l'isodose de référence) par rapport au volume total du tumor. Cette mesure évalue le degré de conformité de la distribution de la dose de radiation au volume tumoral cible (PTV). La formule pour calculer l' IC_{PTV} est :

$$IC_{PTV} = \frac{V_{TIR}}{V_T}$$

Où :

V_{TIR} est le volume du tumor couvert par l'isodose de référence (IR).

V_T est le volume total du tumor.

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

La Commission Internationale des Unités de Mesure et des Rayonnements (ICRU) recommande que l'isodose de référence soit à 95% de la dose prescrite ($V_{95\%}$). Donc :

$$IC_{PTV} = \frac{V_{T95\%}}{V_T}$$

La valeur de cet indice varie entre 0 et 1, où une valeur de 1 représente une conformité idéale, indiquant que tout le volume tumoral est irradié par la dose prescrite, tandis qu'une valeur de 0 signifie qu'aucune conformité n'est atteinte.

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

Est un indicateur mesurant la portion des tissus sains exposée à des doses excessives résultant de l'isodose de référence pour la tumeur. Il représente le rapport des tissus sains exposés aux doses excessives par rapport au volume total des tissus sains :

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

Où :

- HTV_{RI} est le volume des tissus sains recouvert par l'isodose de référence.
- LV est le volume total des tissus sains.

Il est préférable que sa valeur soit proche de zéro pour indiquer que les tissus sains ne sont pas exposés à des doses excessives.

III.9 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté une vue d'ensemble des outils et des techniques utilisés dans l'étude. Nous avons utilisé le système de planification de traitement (TPS) Monaco® version 5.51.10 pour préparer les plans de traitement et analyser les doses de rayonnement. De plus, nous avons utilisé les techniques de radiothérapie conformationnelle 3D (RC3D) et la radiothérapie à modulation d'intensité volumétrique (VMAT) pour traiter les tumeurs du cavum. Nous avons également examiné le parcours du patient dans la radiothérapie, en expliquant le processus de préparation des plans de traitement et l'ajustement de la cost fonction pour obtenir la meilleure distribution de dose de rayonnement.



Chapitre IV

Résultats et Discussions

IV.1 Introduction

Dans ce chapitre, nous présenterons les résultats obtenus après l'application des plans de traitement utilisant les techniques VMAT et RC3D. Tout d'abord, nous comparerons les valeurs dosimétriques numériques des courbes DVH, puis nous comparerons la couverture du PTV70 ainsi que la protection des OAR en fonction des critères liés à la distribution de la dose, à l'efficacité du traitement et à la qualité de la délivrance des plans. Nous utiliserons les résultats numériques des courbes DVH et des indices dosimétriques du rapport ICRU83.

IV.2 Analyses des OARs et des PTV à partir des HDV

Dans le tableau ci-dessous, nous présenterons les valeurs numériques des courbes DVH pour chaque volume cible (PTV70, PTV60, PTV50) pour la technique 3D, et (PTV70, PTV63, PTV56) pour la technique VMAT. Ensuite, nous présenterons les valeurs des contraintes de planification habituelles pour les OAR selon les recommandations de l'ICRU83 pour le premier patient, et celles du deuxième patient seront présentées en annexe.

	RC3D	VMAT
Grandeurs	PTV 70	PTV 70
Dmax	74.1	74.334
Dmoyenne	71.3	70.642
V95%	35.31	98.7
D50%	72	71.09
D2%	73.4	73.59
D98%	67	67.152

	RC3D	VMAT
Grandeurs	PTV 60	PTV 63
V95%	95.7	97
D50%	66.4	65.98
D2%	72.7	72.8

	RC3D	VMAT
Grandeurs	PTV 50	PTV 56
V95%	95,2	99,05
D50%	63,2	65,4
D2%	73	72,7

Volumes	Grandeurs	RC3D	VMAT
Moelle épinière	Dmax	44,6	36,88
Cerveau	V 60Gy	1,02	0,8
Mandibule	Dmax	72,01	70,72
	Dmoyenne	51,2	48,14
Nerf optique G	Dmax	54	41,51
Nerf optique D	Dmax	53,2	42,98
Glande parotide G	Dmoyenne	42	25,3
Glande parotide D	Dmoyenne	43	25,9
Œil G	V 30Gy	0	0
	V 50Gy	0	0
Œil D	V 30Gy	3,08	2,5
	V 50Gy	0	0
Yeux-rétine G	Dmoyenne	6,3	6,1
Yeux-rétine D	Dmoyenne	7,5	7,6
Cochlée G	Dmax	59,9	59
Cochlée D	Dmax	59,7	58,4
Plexus brachial	Dmax	74,1	65,6
Thyroïde	Dmoyenne	68	60
	V50 Gy	100	90
Tronc cérébral	Dmax	53,9	52,4
Larynx	Dmax	64	59,75
	Dmoyenne	42	37
Hypophyse	Dmax	60	59
Cistallin G	Dmax	6,3	5,9
Cistallin D	Dmax	7,3	6,4

Œsophage	Dmax	72	67,9
Chiasma	Dmax	53	45
Cavité buccale	V20 Gy	100	99
	V30 Gy	100	81
ATM G	Dmax	72,3	66,1
ATM D	Dmax	67,3	61,9

Tableau IV.1 : Résultats dosimétriques des deux plans de traitement RC3D et VMAT pour le patient 01

Interprétation des résultats

Pour la technique RC3D, on remarque que 95 % du PTV 70 ont reçu une dose de 66,4 Gy et que la dose maximale était de 74,1 Gy. Cela respecte les contraintes qui exigent que la dose du PTV soit comprise entre 95 % et 107 % de la dose prescrite, soit entre 66,5 Gy et 74,9 Gy. En ce qui concerne les organes à risque (OARs), les contraintes de dose sont respectées à l'exception de la mandibule, des glandes parotides gauche (G) et droite (D), des cochlées gauche (G) et droite (D), du plexus brachial, de la thyroïde, de l'hypophyse, de l'œsophage, de la cavité buccale et des ATM gauche (G) et droite (D).

Pour la technique VMAT, la couverture est améliorée de 0,1 % par rapport à celle du RC3D. 95 % du PTV ont reçu environ 66,5 Gy, ce qui correspond aux critères de validation, et là encore, la dose ne dépasse pas les 107 %. En ce qui concerne les organes à risque (OARs), les doses étaient largement éloignées des contraintes et même de façon meilleure par comparaison à celle du RC3D, à l'exception de la mandibule, des cochlées gauche et droite, de la thyroïde, de l'hypophyse, de la cavité buccale et des ATM gauche et droite. Le problème lié à l'œsophage, au plexus brachial et aux glandes parotides gauche et droite, que l'on rencontrait toujours en RC3D, est résolu par cette technique. Ainsi, cette dosimétrie est plus efficace.

IV.3 Paramètres ICRU 83 : Couverture PTV70 Gy

IV.3.1 Indice d'homogénéité

IH	RC3D	VMAT
Patient 1	0,088888889	0,09056126
Patient 2	0,11747851	0,108369906
Moyenne	0,103183699	0,099465583
Variance	0,000408683	0,000158574
Écart Type	0,020215915	0,012592614

Tableau IV.2 : l'indice dosimétrique de l'homogénéité de la distribution de dose pour les plans de traitement *RC3D* et *VMAT*

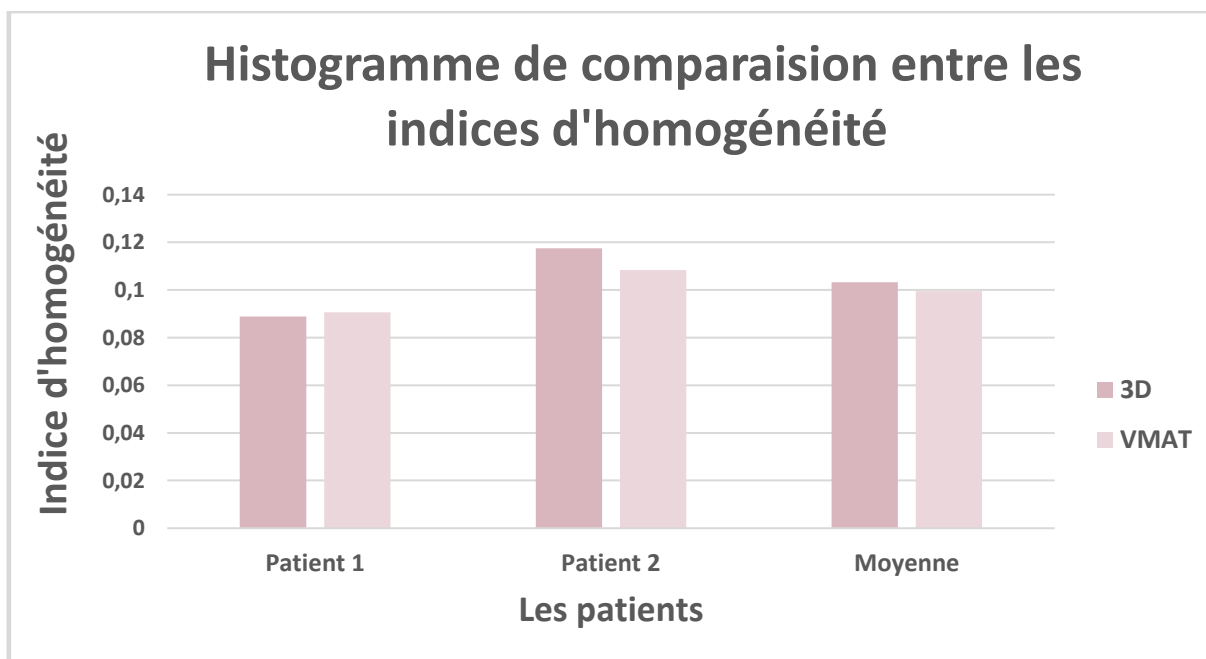


Figure IV.1 : Histogramme de comparaison entre les indices d'homogénéité

Interprétation des résultats

Selon le tableau ci-dessus et la figure précédente, nous constatons que l'indice d'homogénéité pour le PTV 70 dans le plan RC3D est en moyenne de 0,103, ce qui est supérieur à celui du plan VMAT qui est de 0,099. Ces valeurs sont acceptables pour les deux techniques. Ces indices sont tous proches de la valeur idéale ($HI = 0$) avec la technique VMAT ainsi qu'avec la technique RC3D, ce qui offre une distribution de dose meilleure et plus homogène.

IV.3.2 Indice de couverture de volume tumoral (IC)

IC	RC3D	VMAT
Patient 1	0,957142857	0,959314286
Patient 2	0,928571429	0,937242857
Moyenne	0,942857143	0,948278571
Variance	0,000408163	0,000243574
Écart Type	0,020203051	0,015606857

Tableau IV.3 : l'indice dosimétrique de la couverture de volume tumoral obtenu en *RC3D* et en *VMAT* pour deux patients traités d'un cancer de Cavum

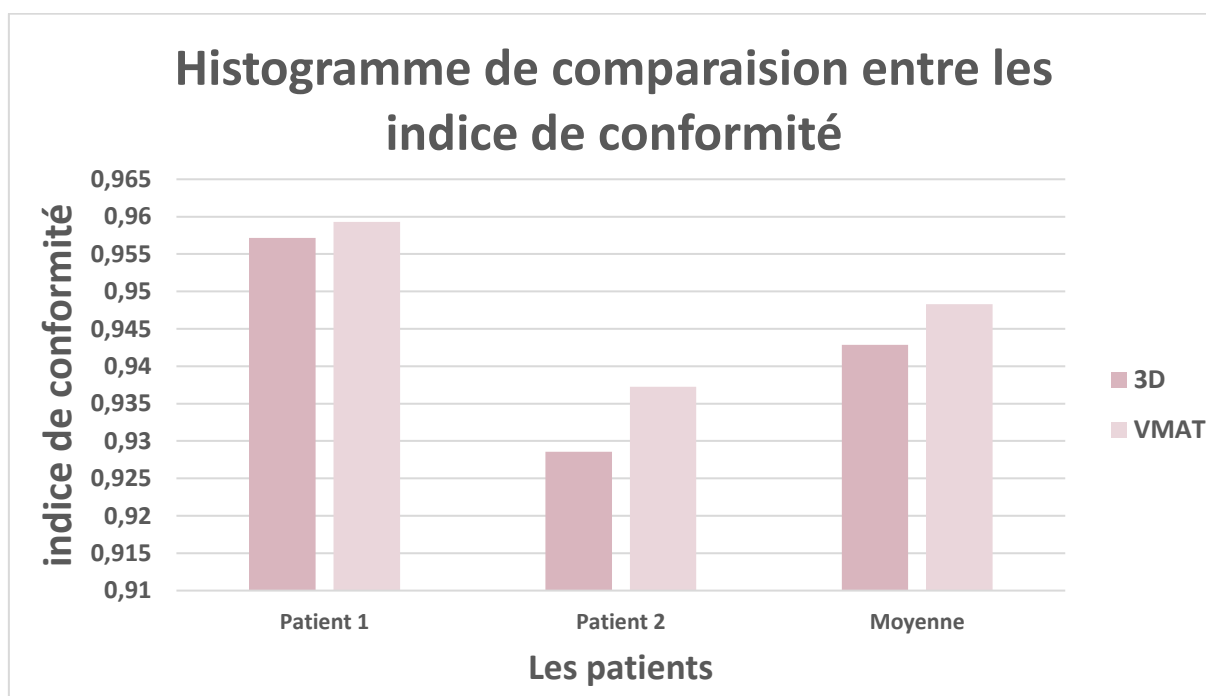


Figure IV.2 : Histogramme de comparaison entre les indices de couverture des volumes tumoraux (IC)

Interprétation des résultats

Selon le tableau ci-dessus et la figure précédente, nous constatons que l'indice de couverture du volume tumoral dans le plan RC3D se situe entre 0,928 et 0,957. Dans le plan VMAT, nous remarquons également que l'indice de couverture du volume tumoral se situe entre 0,937 et 0,959.

En parlant des moyennes dans les deux plans, les deux techniques représentent une couverture presque identique avec une différence de 0,6 %. Par conséquent, le plan VMAT maintient une meilleure couverture.

IV.3.4 Indice de conformité de volume tumoral pour une isodose 95%

IC PTV	RC3D	VMAT
Patient 1	0,353089392	0,986996772
Patient 2	0,146451156	0,149549102
Moyenne	0,249770274	0,568272937
Variance	0,02134968	0,350659299
Écart Type	0,146115297	0,592164926

Tableau IV.4 : l'indice dosimétrique de la conformité du volume tumoral pour une isodose de 95% obtenu en *RC3D* et en *VMAT* pour deux patients traités d'un cancer de la Cavum de haut risque

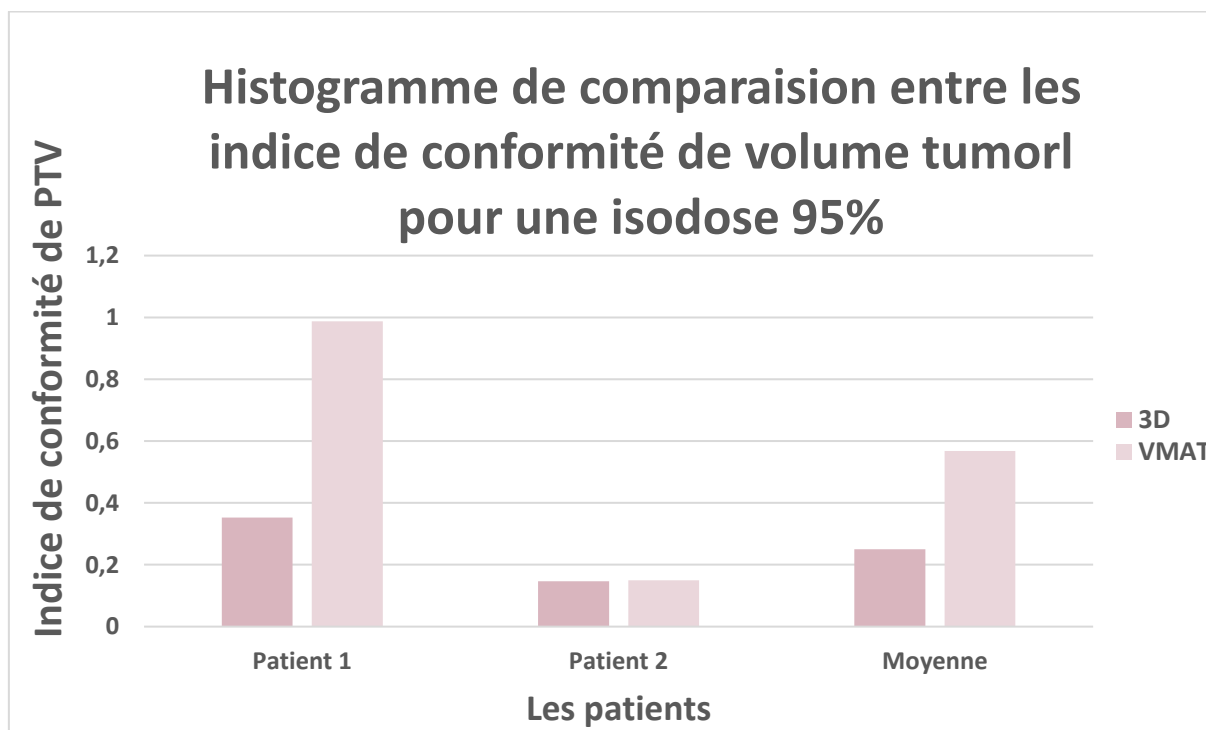


Figure IV.3 : Histogramme de comparaison entre les indices de la conformité du volume tumoral pour une isodose de 95%

Interprétation des résultats

Selon le tableau ci-dessus et la figure précédente, nous constatons que l'indice de conformité du volume tumoral par l'isodose 95% dans le plan RC3D se situe entre 0,146 et 0,353. Dans le plan VMAT, nous remarquons également que l'indice de conformité du volume tumoral se situe entre 0,149 et 0,986.

En parlant des moyennes dans les deux plans, la technique VMAT représente une conformité du PTV par l'isodose 95% avec une différence de 0,319 par rapport à la technique RC3D, ce qui est proche de la valeur idéale (IC = 1). Par conséquent, on peut dire que le plan de traitement VMAT a une meilleure qualité comparée à la technique RC3D.

IV.3.5 La dose maximale au niveau de PTV 70

	Dmax (3D)	Dmax (VMAT)
Patient 1	74,1	74,334
Patient 2	74.3	77,45

Tableau IV.5: Tableau Dmax de PTV 70

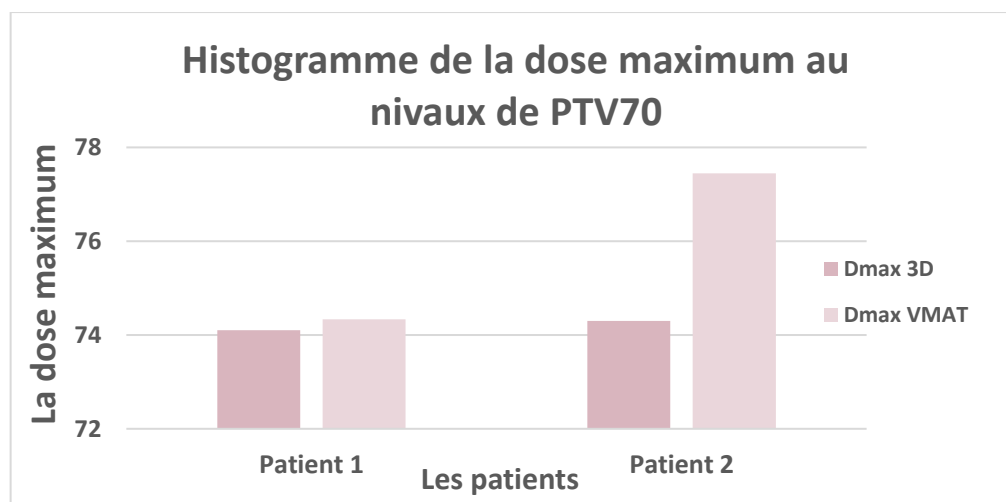


Figure IV.4 : Histogramme de la dose maximale au niveau de PTV 70

Interprétation des résultats

Le tableau et la figure ci-dessus montrent que la dose maximale reçue par le PTV 70 n'a pas dépassé 107 % que ce soit en utilisant la technique VMAT ou via RC3D, à l'exception du

patient 2 en VMAT où le dépassement était de 2,55. En termes moyens, la technique RC3D présente une réduction significative par rapport à celle de VMAT.

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

IV.4.1 Protection des Volumes sains par la dose 30Gy

Body	V30Gy (3D)	V30Gy (VMAT)	VT
Patient 1	4532	2297,583	18137
Patient 2	4191	2147,645	15400

Les Patients	HTOF (3D)	HTOF (VMAT)
Patient 1	0,249875944	0,12667933
Patient 2	0,272142857	0,139457468
Moyenne	0,261009401	0,133068399
Variance	0,000247908	8,16404E-05
Écart Type	0,015745085	0,009035508

Tableau IV.6 : représentation de facteur de sur dosage de tissu sain (*Body*) par l'isodose 30 Gy

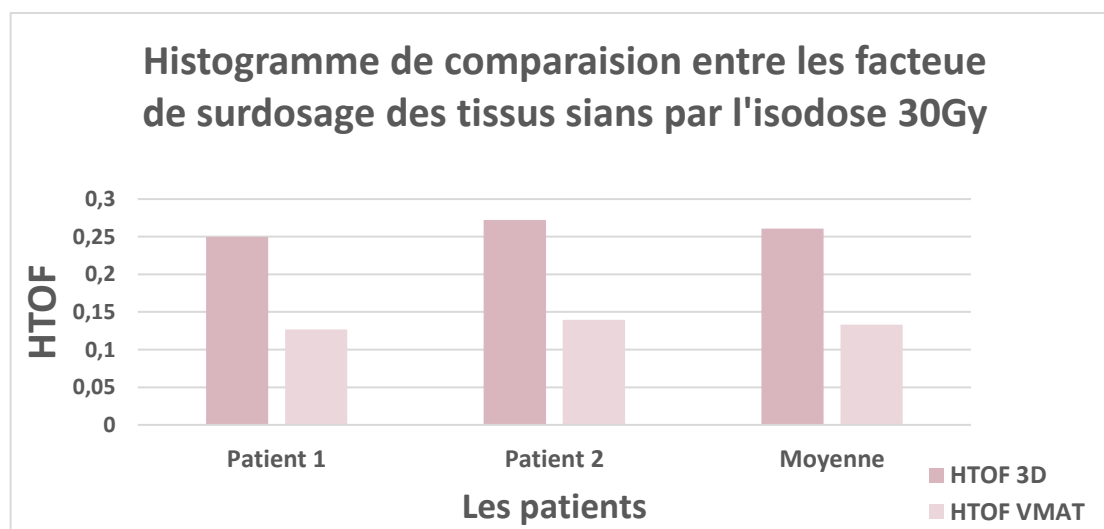


Figure IV.5 : Histogramme de comparaison entre les facteurs de surdosages des tissus sains par l'isodose 30 Gy

Interprétation des résultats

Selon le tableau ci-dessus et la figure précédente, nous remarquons que les valeurs du facteur de surdosage du corps par l'isodose 30 Gy pour la technique VMAT sont comprises entre 0.126 et 0.139, toujours inférieures aux valeurs des plans RC3D qui varient entre 0.249 et 0.272. Ces valeurs sont proches de la valeur idéale (HTOF = 0), ce qui indique que le corps n'a pas reçu de dose élevée.

En regardant leurs moyennes (voir figure 4), la technique VMAT offre un meilleur facteur de surdosage que la technique RC3D.

IV.4.2 Protection des Volumes sains par la dose 40 Gy

Body	V40Gy (3D)	V40Gy (VMAT)	VT
Patient 1	3449	1271,601	18137
Patient 2	2449	1271,601	15400

Les Patients	HTOF (3D)	HTOF (VMAT)
Patient 1	0,190163754	0,070110878
Patient 2	0,159025974	0,082571494
Moyenne	0,174594864	0,076341186
Variance	0,000484781	7,76335E-05
Écart Type	0,022017735	0,008810985

Tableau IV.7 : Représentation de facteur de sur dosage de tissu sain (*Body*) par l'isodose 40Gy

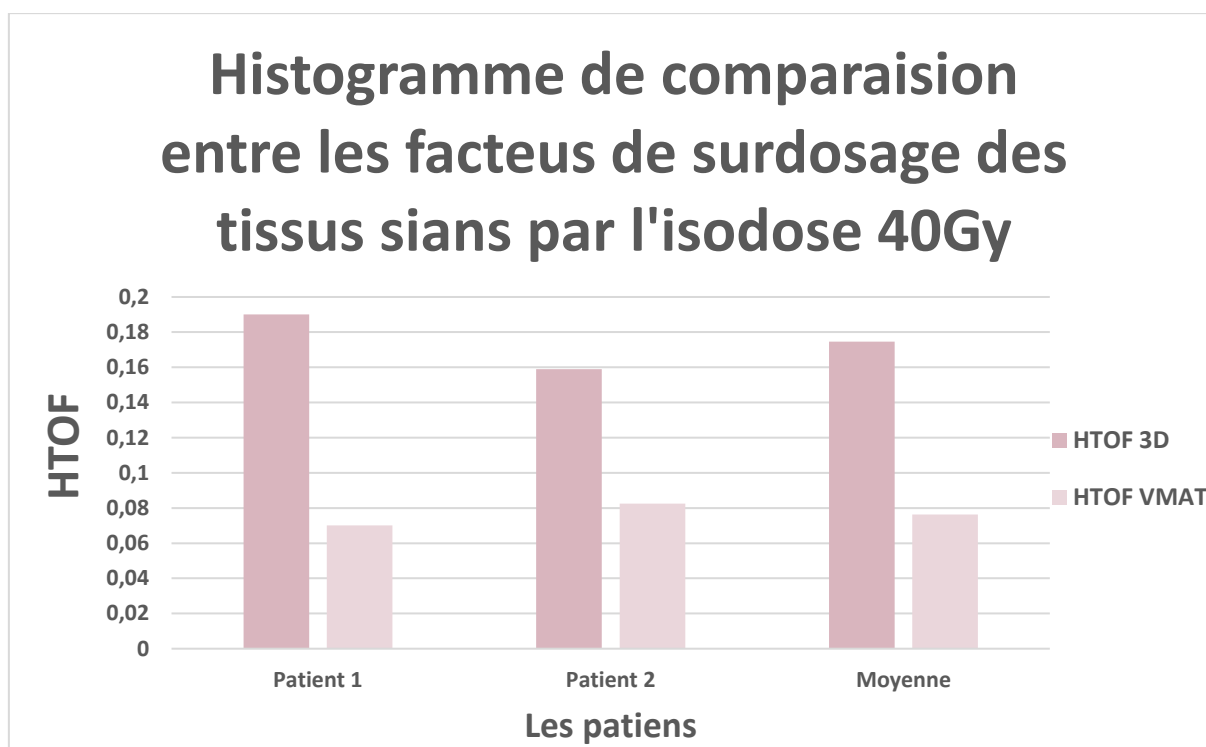


Figure IV.6 : Histogramme de comparaison entre les facteurs de surdosages des tissus sains par l'isodose 40 Gy

Interprétation des résultats

Selon le tableau ci-dessus et la figure précédente, nous remarquons que le facteur de surdosage du corps par l'isodose 40 Gy est très proche de la valeur idéale ($HTOF = 0$) pour les patients, que ce soit avec la technique RC3D ou la technique VMAT. Cela indique que le corps n'a pas reçu de doses élevées.

Les plans VMAT ont un facteur de surdosage avec une moyenne de 0,076, ce qui est meilleur que celui obtenu avec le plan RC3D dont la moyenne est de 0,174.

IV.5 Organes à risques OARs

On a utilisé le diagramme dose-volume (DVH) pour analyser et évaluer la distribution de la dose de radiation dans les plans de traitement de deux patients. Les résultats ont été présentés sous forme de données numériques afin de comprendre l'impact de la dose sur les organes à risque (OARs) et d'assurer l'efficacité et la sécurité du traitement.

Les OARs	Grandeurs	RC3D	VMAT
Moelle épinière	Dmax	44,55	37,115
Cerveau	V 60Gy	1,54	1,225
Mandibule	Dmax	73,105	72,5425
	Dmoyenne	53,6	50,578
Nerf optique G	Dmax	54,05	46,555
Nerf optique D	Dmax	52,9	43,84
Glande parotide G	Dmoyenne	45,5	26,515
Glande parotide D	Dmoyenne	47,5	36,75
Œil G	V 30Gy	1,95	1,7
	V 50Gy	0	0
Œil D	V 30Gy	4,69	3,29
	V 50Gy	0	0
Yeux-rétine G	Dmoyenne	6,3	5,91
Yeux-rétine D	Dmoyenne	8,05	8,0665
Cochlée G	Dmax	61,6	59,535
Cochlée D	Dmax	58,95	57,605
Plexus brachial	Dmax	74,15	69,6045
Thyroïde	Dmoyenne	65,6	60,035
	V50 Gy	100	74,45
Tronc cérébral	Dmax	53,9	51,2135
Larynx	Dmax	69,05	68,505
	Dmoyenne	43,15	39,785
Hypophyse	Dmax	59,65	58,14
Cistallin G	Dmax	5,75	5,1525
Cistallin D	Dmax	7,3	5,94
Œsophage	Dmax	72,5	65,41
Chiasma	Dmax	53,5	48,6765
Cavité buccale	V20 Gy	100	99,5
	V30 Gy	100	90,5
ATM G	Dmax	72,85	67,53
ATM D	Dmax	70,65	67,43

Tableau IV.8 : Valeurs moyennes des résultats numériques des DVH des 2 patients

IV.5.1 Variance et écart type des organes à risque

Variance

Les OARs	Grandeurs	RC3D	VMAT
Moelle épinière	Dmax	0,005	0,11045
Cerveau	V 60Gy	0,5408	0,36125
Mandibule	Dmax	2,39805	6,6430125
	Dmoyenne	11,52	11,887688
Nerf optique G	Dmax	0,005	50,90405
Nerf optique D	Dmax	0,18	1,4792
Glande parotide G	Dmoyenne	24,5	2,95245
Glande parotide D	Dmoyenne	40,5	235,445
Œil G	V 30Gy	7,605	5,78
	V 50Gy	0	0
Œil D	V 30Gy	5,1842	1,2482
	V 50Gy	0	0
Yeux-rétine G	Dmoyenne	0,005	0,0722
Yeux-rétine D	Dmoyenne	0,605	0,4352445
Cochlée G	Dmax	5,78	0,57245
Cochlée D	Dmax	1,125	1,26405
Plexus brachial	Dmax	0,005	32,0720405
Thyroïde	Dmoyenne	11,52	0,00245
	V50 Gy	0	483,605
Tronc cérébral	Dmax	0	2,8155645
Larynx	Dmax	51,005	153,30005
	Dmoyenne	2,645	15,51245
Hypophyse	Dmax	0,245	1,4792
Cistallin G	Dmax	0,605	1,1175125
Cistallin D	Dmax	0	0,4232
Œsophage	Dmax	0,5	12,4002
Chiasma	Dmax	0,5	27,0333045
Cavité buccale	V20 Gy	0	0,5
	V30 Gy	0	180,5
ATM G	Dmax	0,605	4,0898
ATM D	Dmax	22,445	61,1618

Tableau IV.9 : les valeurs de la variance des organes a risque par la technique RC3D et VMAT

Écart type

Les OARs	Grandeurs	RC3D	VMAT
Moelle épinière	Dmax	0,070710678	0,332340187
Cerveau	V 60Gy	0,735391052	0,601040764
Mandibule	Dmax	1,548563851	2,577404217
	Dmoyenne	3,39411255	3,447852665
Nerf optique G	Dmax	0,070710678	7,134707422
Nerf optique D	Dmax	0,424264069	1,216223664
Glande parotide G	Dmoyenne	4,949747468	1,718269478
Glande parotide D	Dmoyenne	6,363961031	15,34421715
Œil G	V 30Gy	2,757716447	2,404163056
	V 50Gy	0	0
Œil D	V 30Gy	2,276883835	1,117228714
	V 50Gy	0	0
Yeux-rétine G	Dmoyenne	0,070710678	0,268700577
Yeux-rétine D	Dmoyenne	0,777817459	0,659730627
Cochlée G	Dmax	2,404163056	0,756604256
Cochlée D	Dmax	1,060660172	1,124299782
Plexus brachial	Dmax	0,070710678	5,663218211
Thyroïde	Dmoyenne	3,39411255	0,049497475
	V50 Gy	0	21,99102089
Tronc cérébral	Dmax	0	1,677964392
Larynx	Dmax	7,14177849	12,38143974
	Dmoyenne	1,626345597	3,938584771
Hypophyse	Dmax	0,494974747	1,216223664
Cistallin G	Dmax	0,777817459	1,057124638
Cistallin D	Dmax	0	0,650538239
Œsophage	Dmax	0,707106781	3,52139177
Chiasma	Dmax	0,707106781	5,199356162
Cavité buccale	V20 Gy	0	0,707106781
	V30 Gy	0	13,43502884
ATM G	Dmax	0,777817459	2,022325394
ATM D	Dmax	4,737615434	7,820601

Tableau IV.10 : les valeurs des écart type des organes à risque par la technique RC3D et VMAT

Le Chiasma

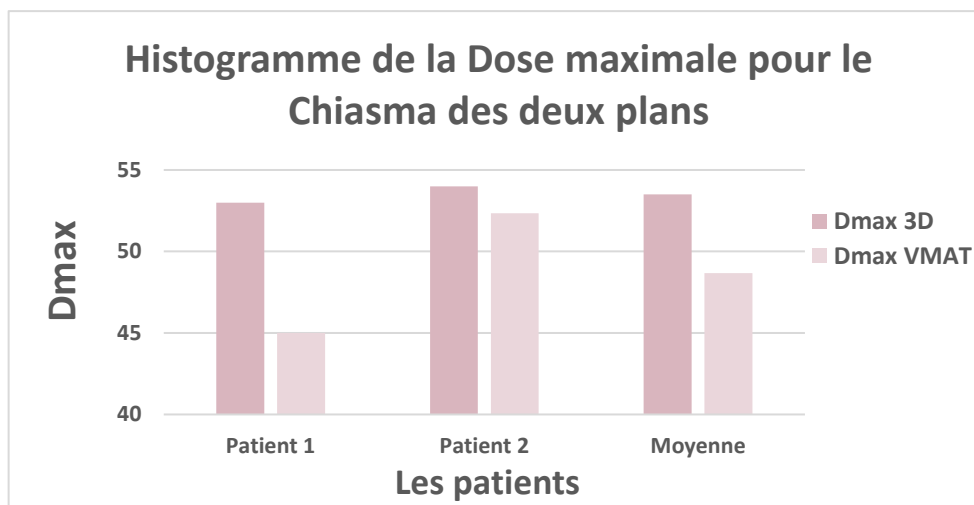


Figure IV.7 : Histogramme de Dose maximale pour le Chiasma par la technique *RC3D* et *VMAT*

Interprétation des résultats

Selon le tableau IV.8 et la figure précédente, nous remarquons que la dose maximale reçue par le chiasma en moyenne n'a pas dépassé la limite de dose de 54 Gy avec la technique VMAT, mais elle a atteint cette limite chez le patient 2 avec la technique RC3D. Ainsi, nous trouvons que la technique VMAT a montré de meilleurs résultats comparativement à la technique RC3D.

La Moelle épinière

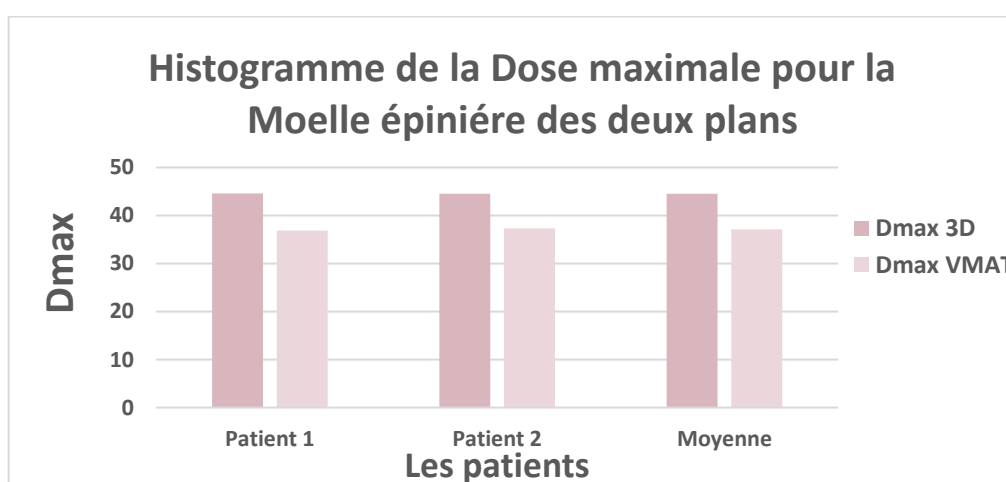


Figure IV.8 : Histogramme de Dose maximale pour la Moelle épinière par la technique *RC3D* et *VMAT*

Interprétation des résultats

Selon le tableau IV.8 et la figure précédente, nous remarquons que la dose maximale reçue par la moelle épinière en moyenne n'a pas dépassé la limite de dose de 45 Gy que ce soit avec la technique RC3D ou la technique VMAT. Cependant, la technique VMAT a montré de meilleurs résultats comparativement à la technique RC3D.

Le Cerveau

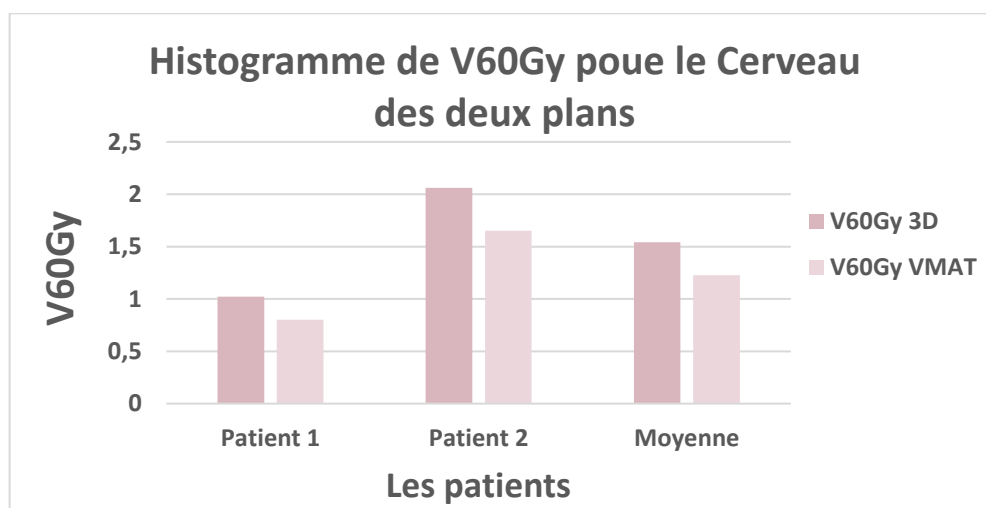


Figure IV.9 : Histogramme de V60Gy pour le Cerveau par la technique RC3D et VMAT

Interprétation des résultats

Selon le tableau IV.8 et la figure précédente, nous constatons que tant dans la technique RC3D que dans la technique VMAT, nous avons réussi à respecter la valeur de la dose autorisée pour V60, qui doit être inférieure à 33 % pour le cerveau. Les deux techniques ont donné d'excellents résultats, mais la technique VMAT s'est avérée plus précise et a permis une meilleure protection du cerveau par rapport à la technique RC3D.

La mandibule

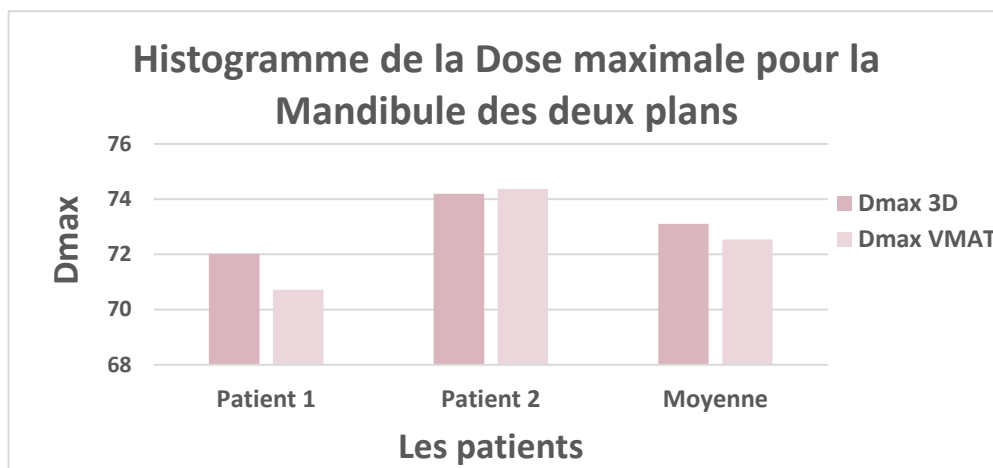


Figure IV.10 : Histogramme de Dose maximale pour la Mandibule par la technique *RC3D* et *VMAT*

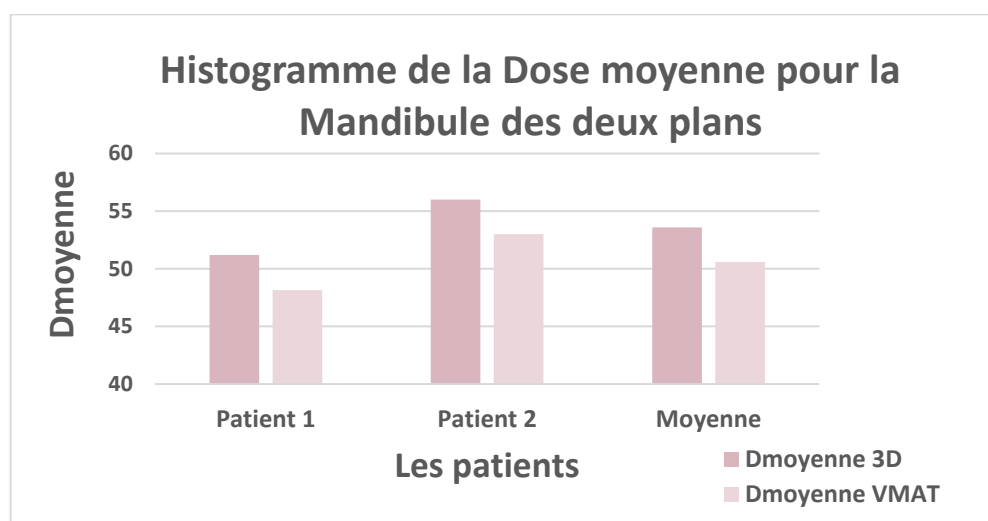


Figure IV.11 : Histogramme de Dose moyenne pour la Mandibule par la technique *RC3D* et *VMAT*

Interprétation des résultats

Selon le tableau IV.8 et les deux figures précédentes, nous remarquons que la dose maximale reçue par la mandibule en moyenne a dépassé la limite de dose de 65 Gy que ce soit en RC3D ou en VMAT. Cependant, la technique VMAT a montré de meilleurs résultats que la technique RC3D.

En ce qui concerne la dose moyenne, nous remarquons qu'une réduction plus importante a été observée pour tous les patients avec la technique VMAT. Ainsi, la technique VMAT a permis une meilleure protection de la mandibule par rapport à la technique RC3D.

Les Nerf optique Gauche et Droit

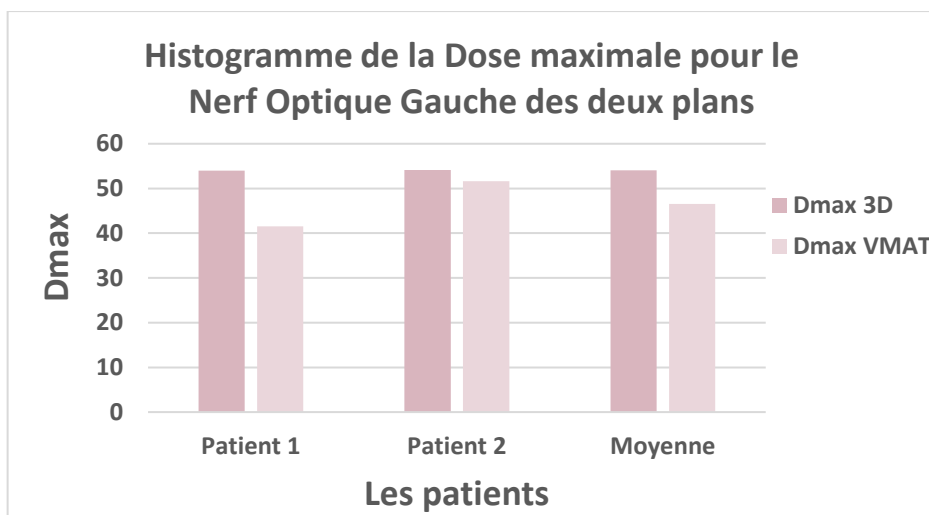


Figure IV.12 : Histogramme de Dose maximale pour le Nerf optique Gauche par la technique RC3D et VMAT

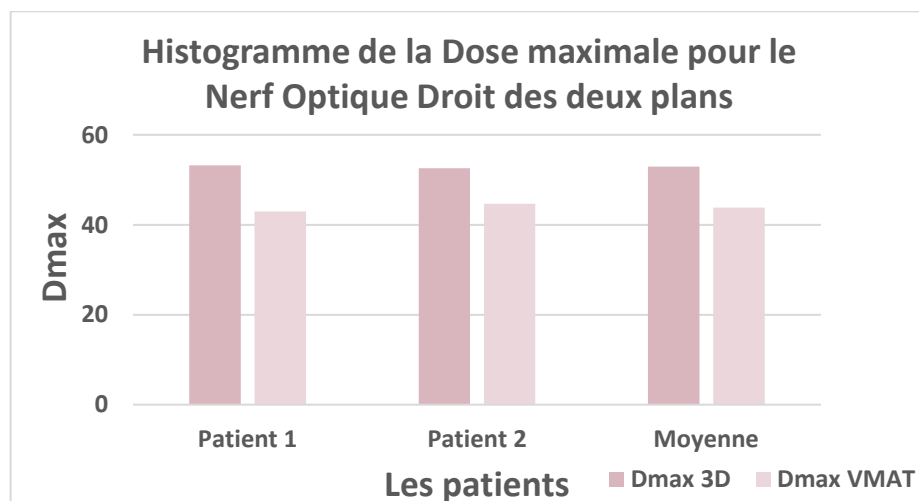


Figure IV.13 : Histogramme de Dose maximale pour le Nerf optique Droit par la technique RC3D et VMAT

Interprétation des résultats

Selon le tableau IV.8 et les deux figures précédentes, nous constatons que la dose maximale reçue par le nerf optique gauche en moyenne n'a pas dépassé la limite de dose de 60 Gy que ce

soit en RC3D ou en VMAT. Cependant, la technique VMAT a montré de meilleurs résultats que la technique RC3D.

En ce qui concerne la dose moyenne, nous remarquons que la dose moyenne reçue par le nerf optique droit n'a pas dépassé la limite de dose de 60 Gy que ce soit en RC3D ou en VMAT. Cependant, la technique VMAT a montré de meilleurs résultats que la technique RC3D. Ainsi, la technique VMAT a permis une meilleure protection du nerf optique droit comparée à la technique RC3D.

Les Glande parotide Gauche et Droit

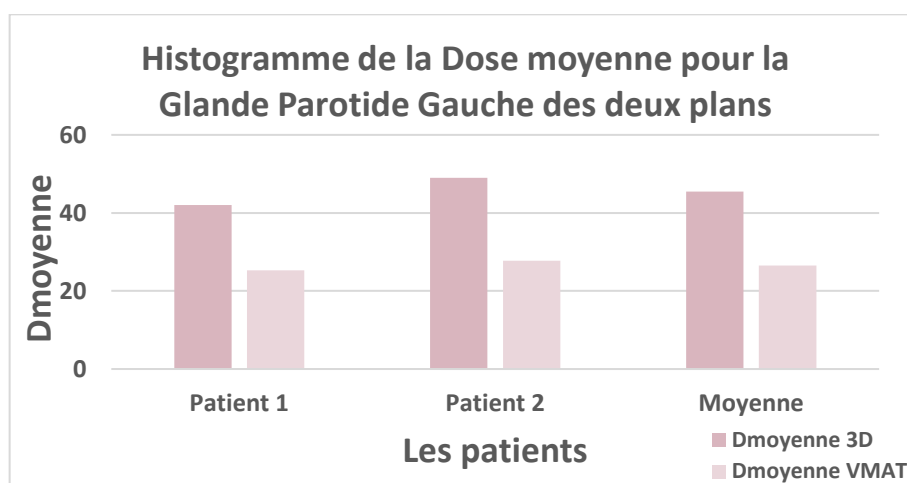


Figure IV.14 : Histogramme de Dose maximale pour la Glande parotide Gauche par la technique *RC3D* et *VMAT*

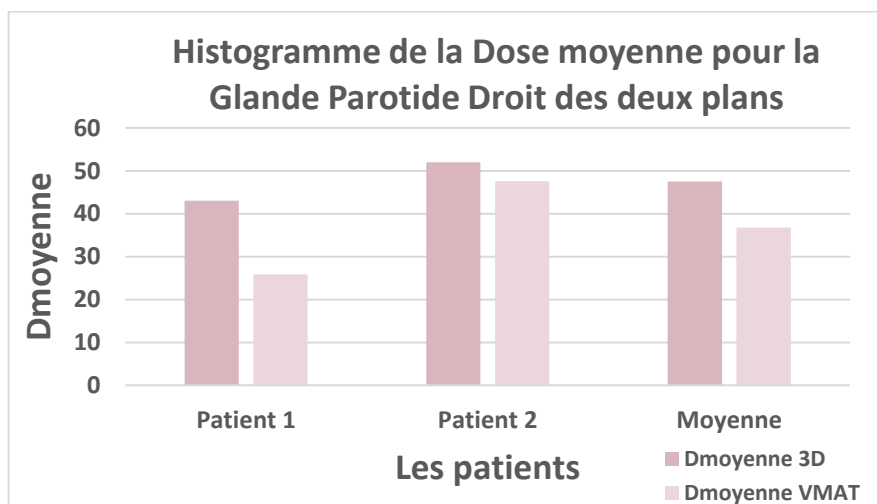


Figure IV.15 : Histogramme de Dose maximale pour la Glande parotide Droit par la technique *RC3D* et *VMAT*

Interprétation des résultats

Selon le tableau IV.8 et les deux figures précédentes, nous remarquons que la dose moyenne reçue par la glande parotide gauche a largement dépassé la limite de dose de 26 gray dans la technique RC3D. Cependant, la technique VMAT a montré de meilleurs résultats que la technique RC3D. Ainsi, la technique VMAT a permis une meilleure protection de la glande parotide gauche par rapport à la technique RC3D.

En ce qui concerne la dose moyenne reçue par la glande parotide droite, elle a également largement dépassé la limite de dose de 26 Gy dans la technique RC3D, ainsi que chez le patient 2 dans la technique VMAT. Cependant, la technique VMAT a montré de meilleurs résultats que la technique RC3D. Par conséquent, la technique VMAT a permis une protection légèrement meilleure de la glande parotide droite par rapport à la technique RC3D.

Les Œil Gauche et Droit

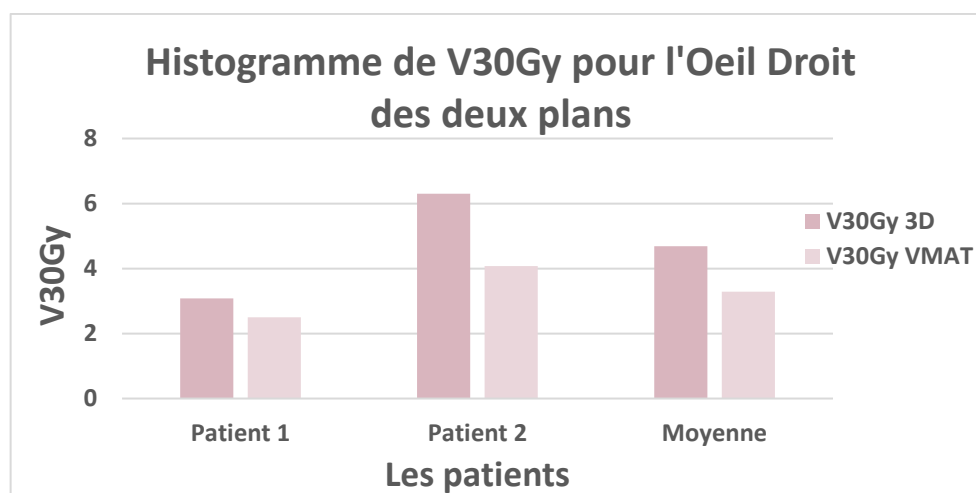


Figure IV.16 : Histogramme de V30Gy pour l'Œil Droit par la technique RC3D et VMAT

Interprétation des résultats

Le tableau IV.8 et la figure précédente montrent que le pourcentage de volume de l'œil droit qui a reçu une dose de 30 Gy dépasse la limite spécifiée, en particulier dans la technique RC3D pour le patient 2. Cependant, avec la technique VMAT, nous avons réussi à réduire le pourcentage de volume qui a reçu cette dose (30 Gy), respectant ainsi largement la contrainte de dose.

En ce qui concerne le pourcentage de volume de l'œil droit et gauche qui a reçu une dose de 50 Gy ainsi que le pourcentage de volume de l'œil gauche qui a reçu une dose de 30 Gy, ils sont tous deux de 0 dans les deux cas. Cela est dû au fait que la tumeur est située près de l'œil droit, qui a reçu un faible pourcentage de la dose de 30 Gy

Les rétines Gauche et Droit

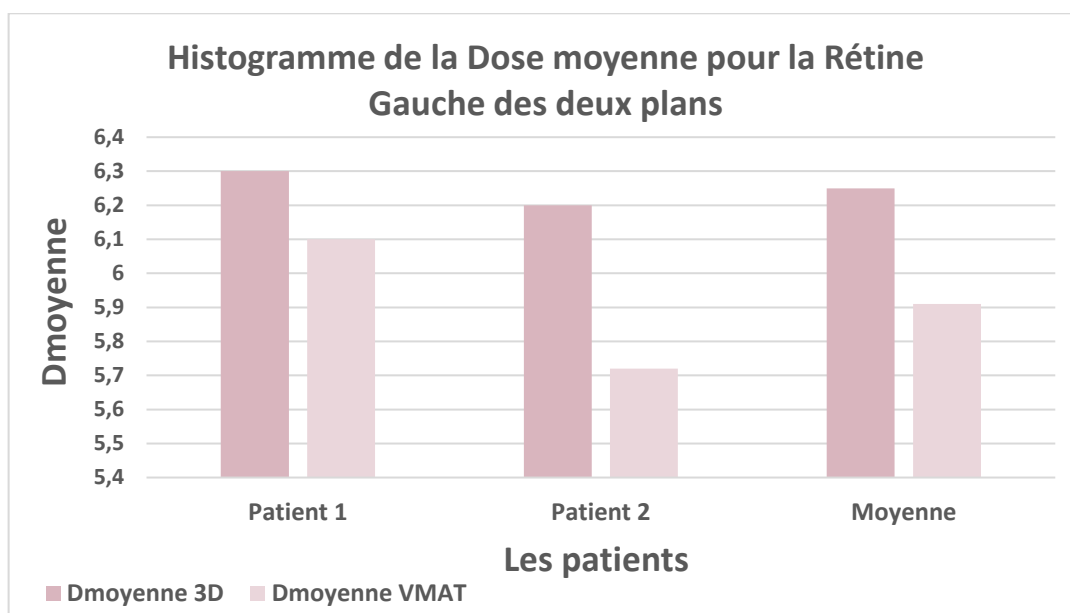


Figure IV.17 : Histogramme de Dose moyenne pour la rétine Gauche par la technique *RC3D* et *VMAT*

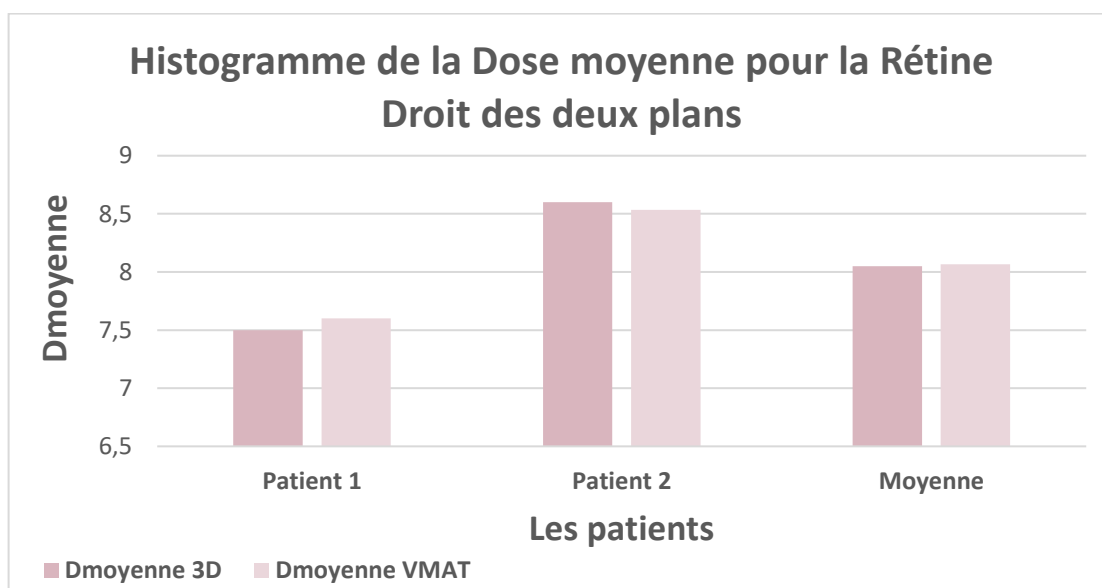


Figure IV.18 : Histogramme de Dose moyenne pour la rétine Droit par la technique *RC3D* et *VMAT*

Interprétation des résultats

D'après le tableau IV.8 et les deux figures précédentes, nous remarquons que la dose moyenne reçue par les Yeux-rétine Gauche et Droit n'a pas dépassé la limite de dose de 45 Gy, que ce soit en technique RC3D ou en technique VMAT. Cependant, la technique VMAT a montré un résultat meilleur que la technique RC3D.

Ainsi, nous pouvons dire que la technique VMAT a permis une meilleure protection des Yeux-rétine Gauche et Droit comparée à la technique RC3D.

Les Cochlée Gauche et Droit

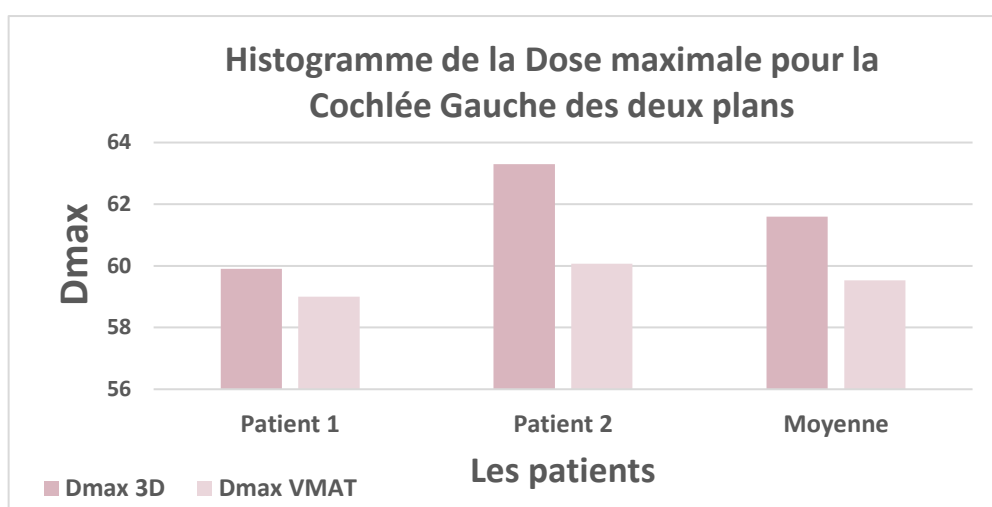


Figure IV.19 : Histogramme de Dose maximale pour la Cochlée Gauche par la technique *RC3D* et *VMAT*

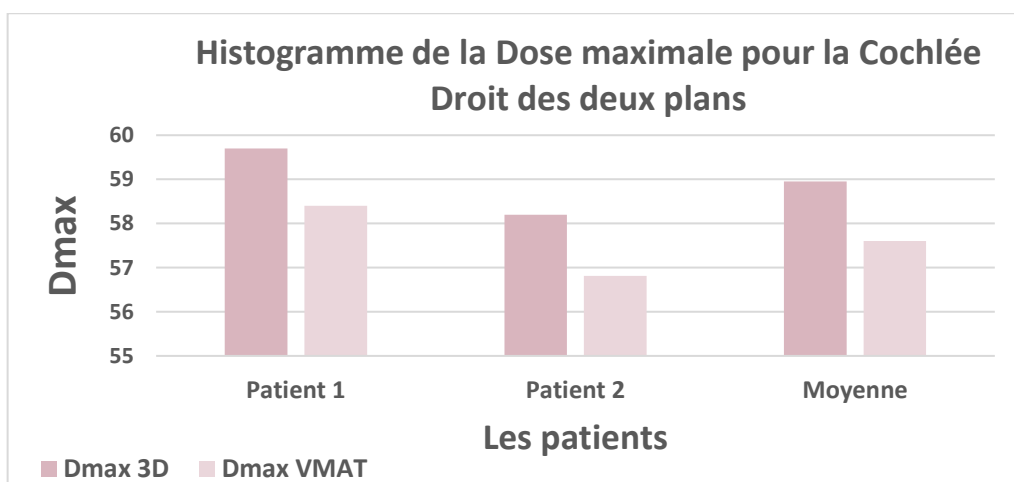


Figure IV.20 : Histogramme de Dose maximale pour la Cochlée Droit par la technique *RC3D* et *VMAT*

Interprétation des résultats

D'après le tableau IV.8 et les deux figures précédentes, nous remarquons que la dose maximale reçue par les Cochlée Gauche et Droit a dépassé la limite de dose de 54 Gy en moyenne, que ce soit en technique RC3D ou en technique VMAT. Cependant, la technique VMAT a montré un résultat légèrement meilleur que la technique RC3D, avec un dépassement de la limite de dose un peu moins important que celui observé avec la technique RC3D

La Plexus brachial

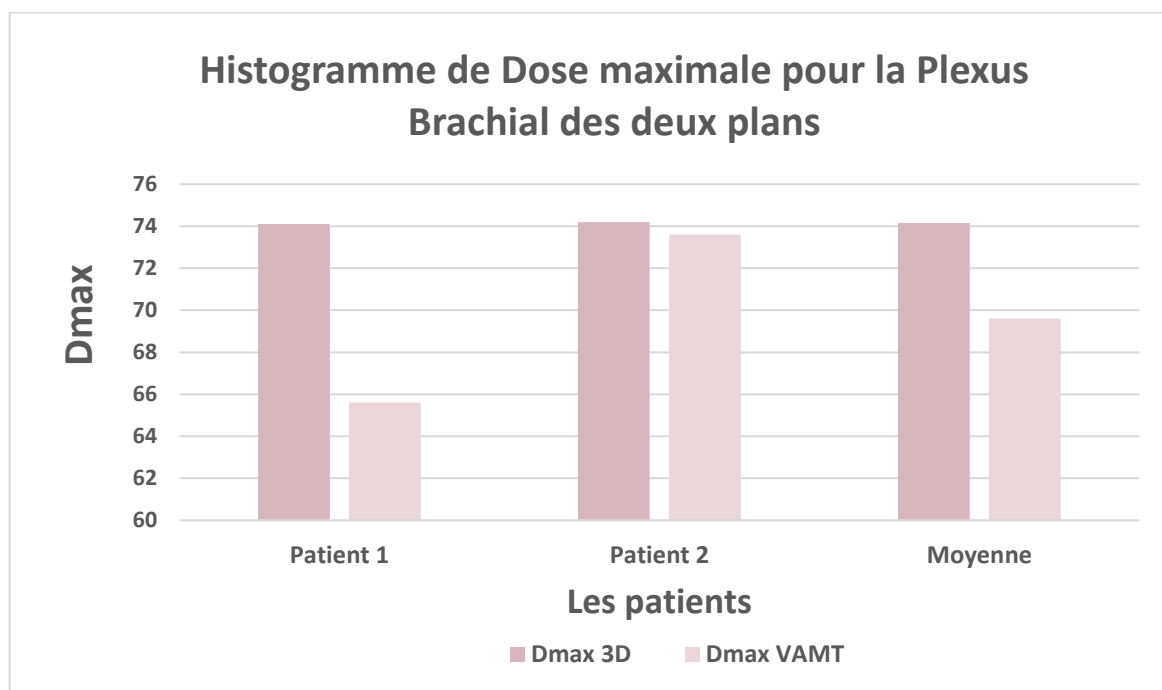


Figure IV.21 : Histogramme de Dose maximale pour la Plexus Brachial par la technique RC3D et VMAT

Interprétation des résultats

D'après le tableau IV.8 et la figure précédente, nous remarquons que la dose maximale reçue par le Plexus Brachial a dépassé la limite de dose de 66 Gy en moyenne, que ce soit en technique RC3D ou en technique VMAT. Cependant, la technique VMAT a montré un résultat légèrement meilleur que la technique RC3D, avec un dépassement de la limite de dose un peu moins important que celui observé avec la technique RC3D.

La Thyroïde

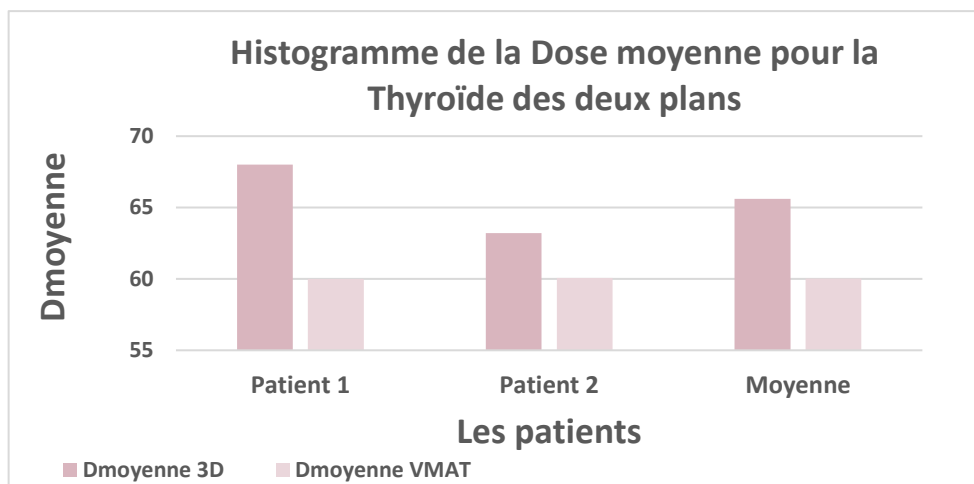


Figure IV.22 : Histogramme de Dose moyenne pour la Thyroïde par la technique *RC3D* et *VMAT*

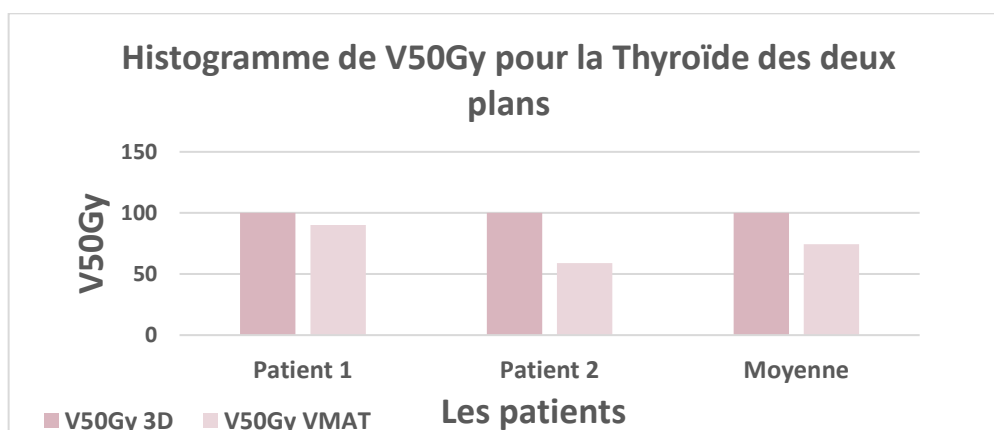


Figure IV.23 : Histogramme de V50Gy pour la Thyroïde par la technique *RC3D* et *VMAT*

Interprétation des résultats

Selon le tableau IV.8 et les deux figures précédentes, nous constatons qu'avec la technique *RC3D*, nous n'avons pas pu respecter la contrainte de dose pour V50, qui doit être inférieure à 30%. En revanche, nous observons que la contrainte de dose pour V50 était plus basse avec la technique *VMAT*.

En ce qui concerne la dose moyenne, nous notons qu'une réduction plus importante a été obtenue pour tous les patients avec la technique *VMAT*. La dose moyenne est passée de 65.8 Gy en *RC3D* à 60 Gy en *VMAT*. Ainsi, le plan *VMAT* a permis de mieux protéger la thyroïde par rapport à la technique *RC3D*.

Le Tronc cérébral

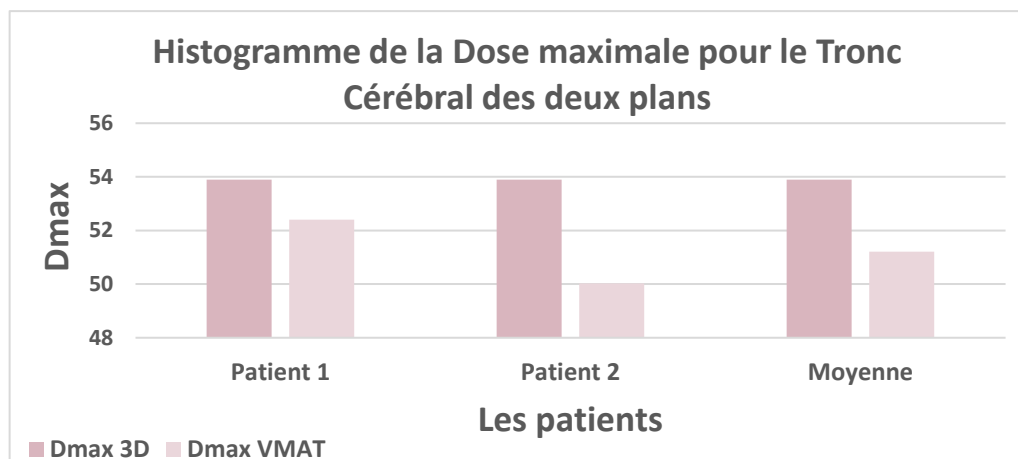


Figure IV.24 : Histogramme de Dose maximale pour le Tronc Cérébral par la technique *RC3D* et *VMAT*

Interprétation des résultats

D'après le tableau IV.8 et la figure précédente, nous constatons que la dose maximale reçue par le tronc cérébral en moyenne n'a pas dépassé la limite de dose de 54 Gy, que ce soit en technique RC3D ou en technique VMAT. Cependant, la technique VMAT a montré un résultat bien meilleur que la technique RC3D, car la dose maximale moyenne en RC3D était proche de 54 Gy, tandis que sa valeur en VMAT n'était que d'environ 51,2 Gy.

Larynx

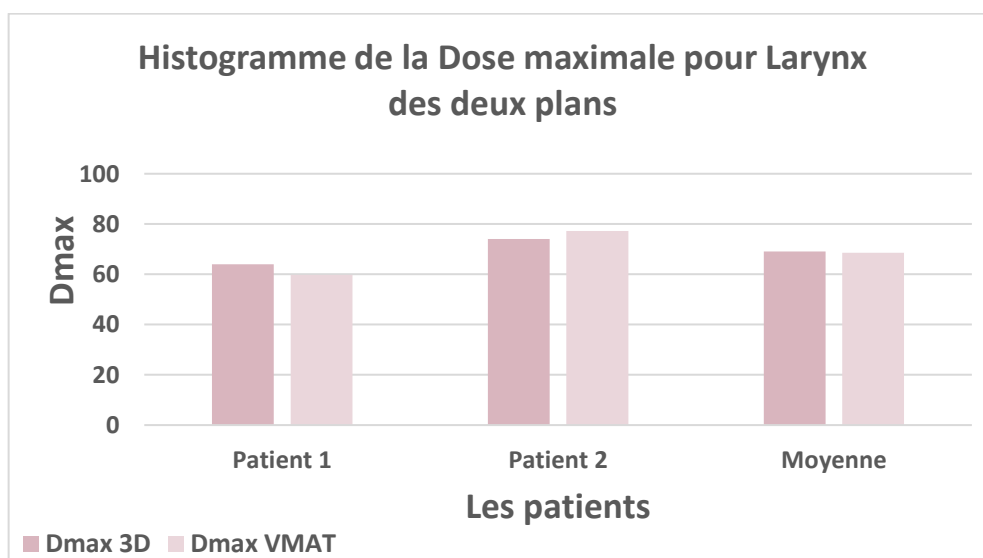


Figure IV.25 : Histogramme de Dose maximale pour Larynx par la technique *RC3D* et *VMAT*

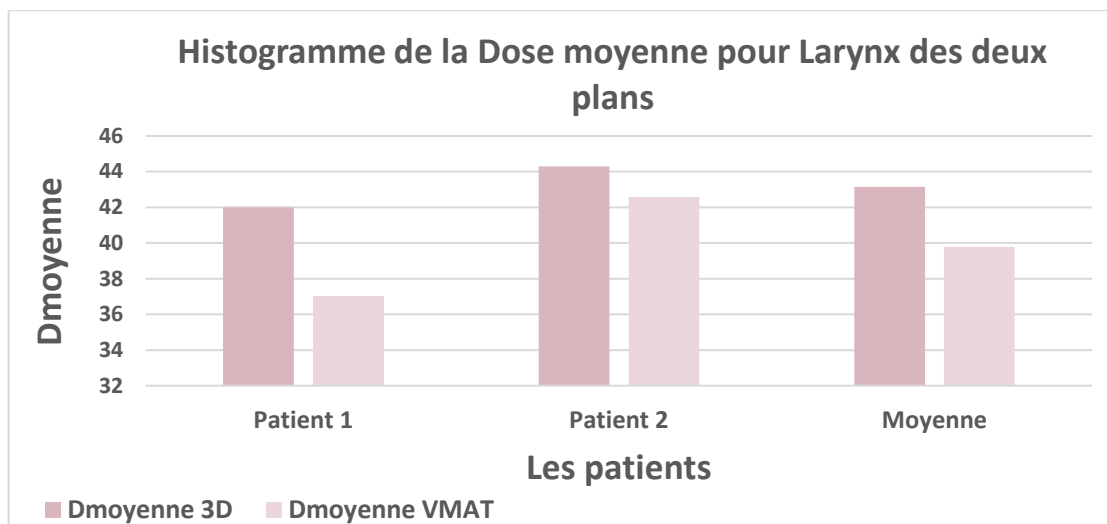


Figure IV.26 : Histogramme de Dose moyenne pour Larynx par la technique RC3D et VMAT

Interprétation des résultats

D'après le tableau IV.8 et les deux figures précédentes, nous constatons que la dose maximale reçue par le larynx en moyenne a dépassé la limite de dose de 65 Gy, que ce soit en technique RC3D ou en technique VMAT.

En ce qui concerne la dose moyenne, nous remarquons qu'une réduction plus importante a été observée pour les patients utilisant la technique VMAT. Ainsi, la technique VMAT a permis une meilleure protection du larynx par rapport à la technique RC3D.

L'Hypophyse

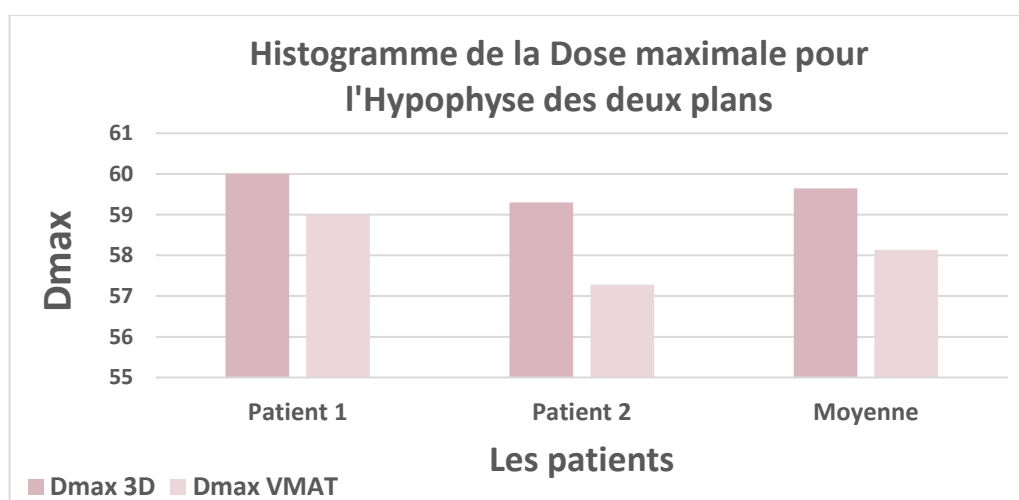


Figure IV.27 : Histogramme de Dose maximale pour l'Hypophyse par la technique RC3D et VMAT

Interprétation des résultats

D'après le tableau IV.8 et la figure précédente, on constate que la dose maximale reçue par l'hypophyse en moyenne a dépassé la limite de 50 Gray, que ce soit en technique RC3D ou en technique VMAT.

Le Cistallin Gauche et Droit

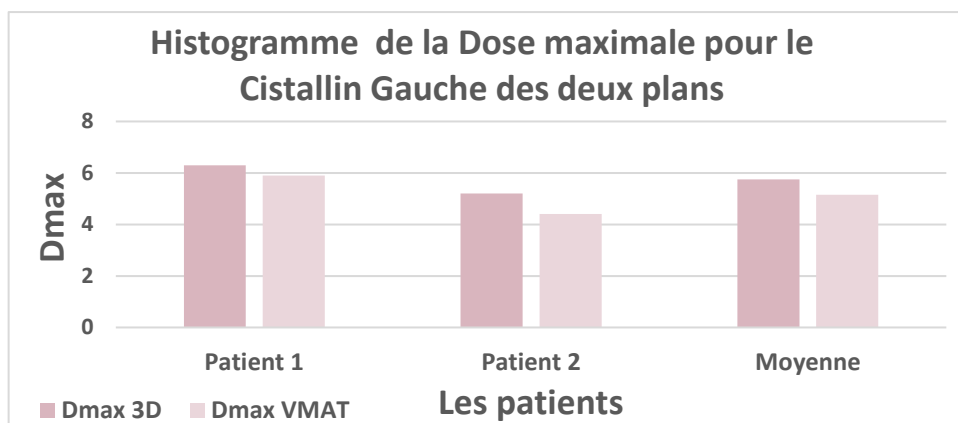


Figure IV.28 : Histogramme de Dose maximale pour le Cistallin Gauche par la technique RC3D et VMAT

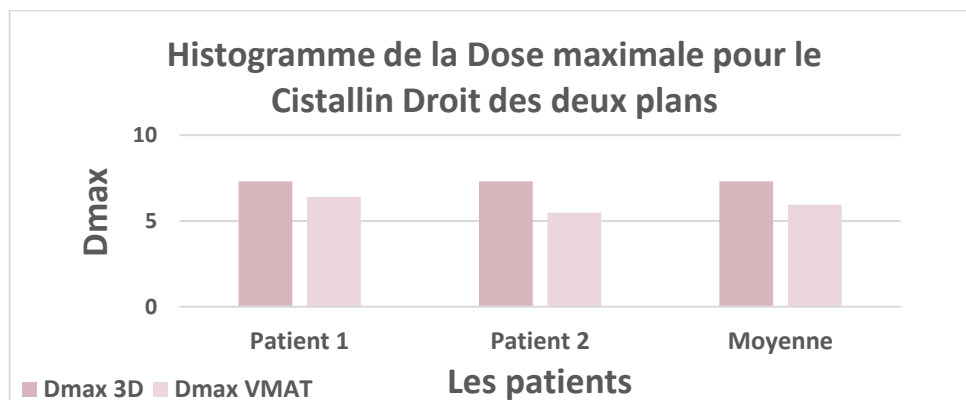


Figure IV.29 : Histogramme de Dose maximale pour le Cistallin Droits par la technique RC3D et VMAT

Interprétation des résultats

Selon le tableau IV.8 et les deux figures précédentes, on constate que la dose maximale reçue en moyenne par le cristallin gauche et droit n'a pas dépassé la limite de 15 Gray, que ce soit en technique RC3D ou en technique VMAT. De plus, on remarque que la technique VMAT a permis une meilleure protection du cristallin gauche et droit par rapport à la technique RC3D.

L'Œsophage

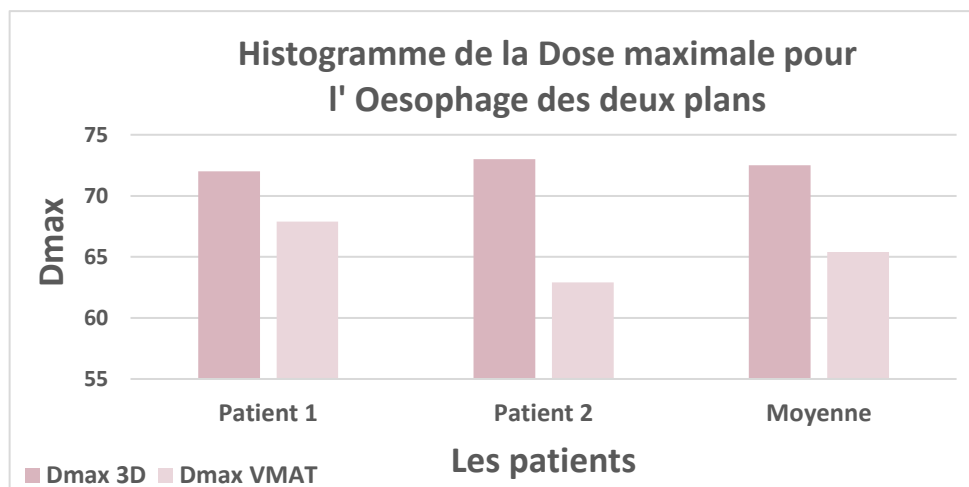


Figure IV.30 : Histogramme de Dose maximale pour L'Œsophage par la technique *RC3D* et *VMAT*

Interprétation des résultats

Selon le tableau IV.8 et le graphique précédent, on observe que la dose maximale moyenne reçue par l'œsophage a dépassé la limite de 69 Gray en technique RC3D, tandis qu'en technique VMAT, une réduction plus importante a été réalisée pour les patients et la dose maximale autorisée n'a pas été dépassée. Ainsi, on peut dire que la technique VMAT a permis une meilleure protection de l'œsophage par rapport à la technique RC3D.

La Cavité buccale

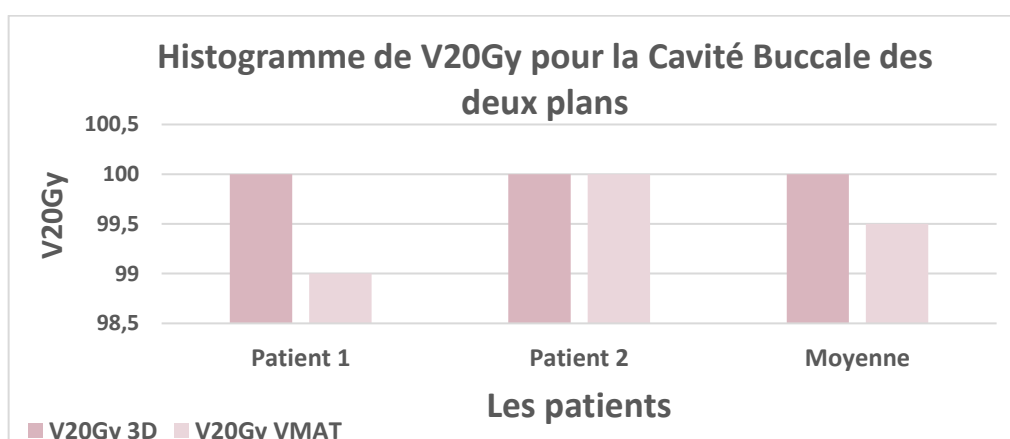


Figure IV.31 : Histogramme de V20Gy pour la Cavité Buccale par la technique *RC3D* et *VMAT*

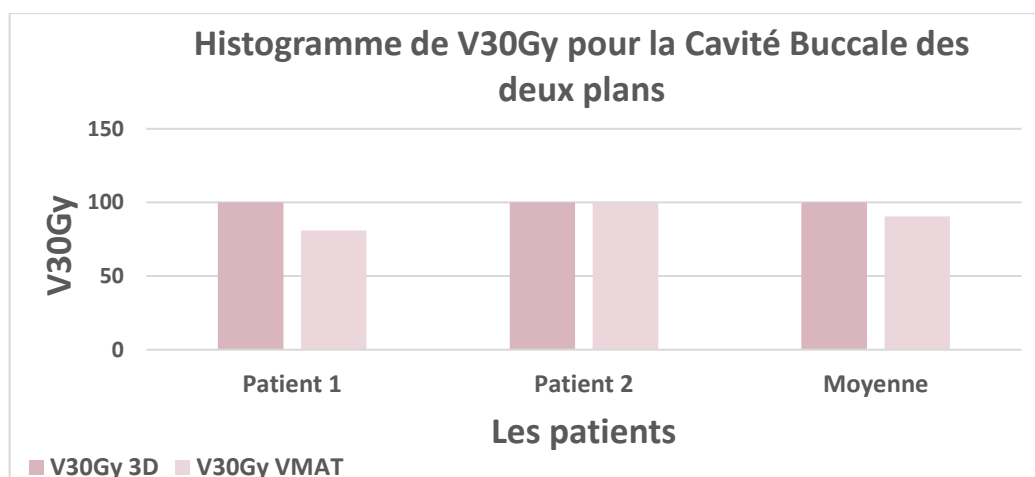


Figure IV.32 : Histogramme de V30Gy pour la Cavité Buccale par la technique *RC3D* et *VMAT*

Interprétation des résultats

Selon le tableau IV.8 et les deux figures précédentes, nous constatons que dans la technique *RC3D*, nous n'avons pas pu respecter la valeur de dose autorisée pour *V20*. Cette valeur doit être inférieure à 80%. De même, dans la technique *VMAT*, nous observons également un non-respect significatif de la valeur de dose autorisée pour *V20*.

Les mêmes résultats sont observés pour *V30*, où nous n'avons pas pu respecter la valeur de dose autorisée, qui doit être inférieure à 46% dans les deux techniques.

L'Articulation temporo Mandibulaire Gauche et Droit

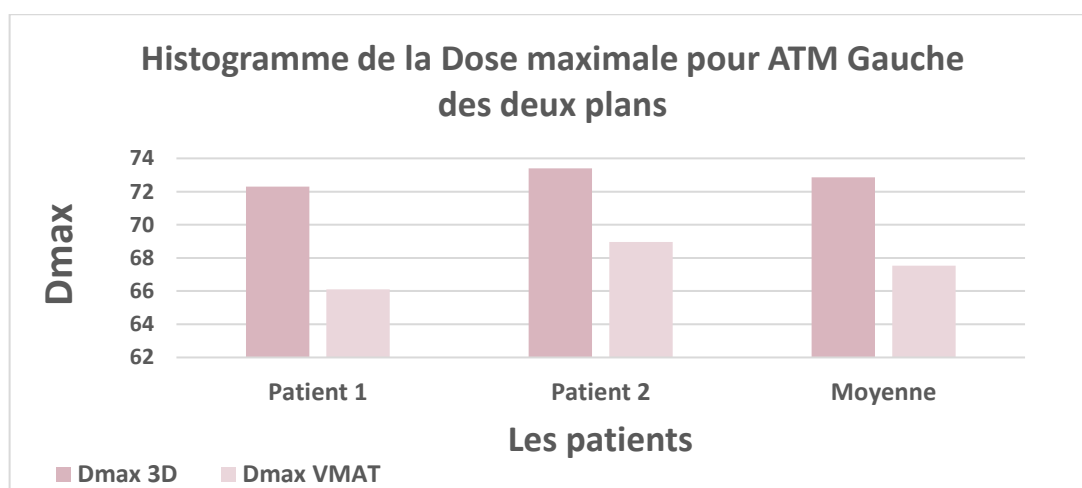


Figure IV.33 : Histogramme de Dose maximale pour la Articulation Temporo Mandibulaire Gauche par la technique *RC3D* et *VMAT*

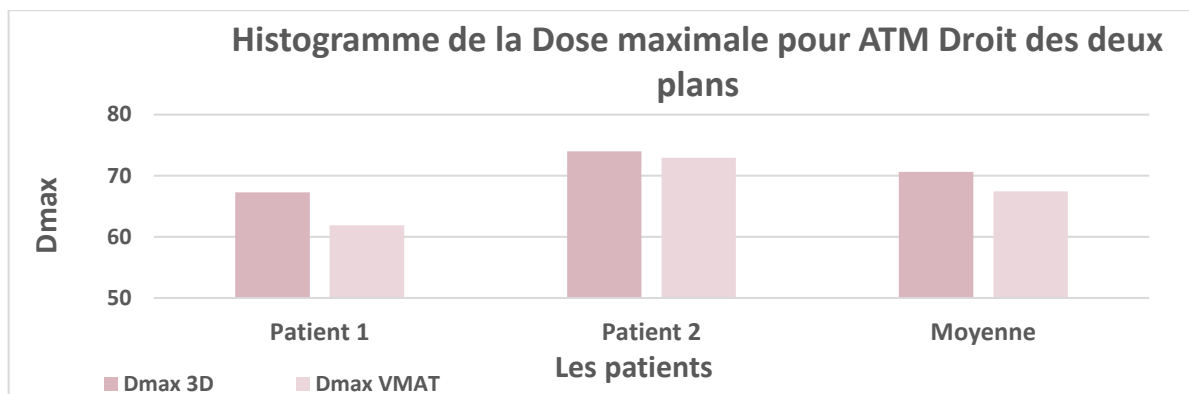


Figure IV.33 : Histogramme de Dose maximale pour la Articulation Temporo Mandibulaire Gauche par la technique RC3D et VMAT

Interprétation des résultats

Selon le tableau IV.8 et les deux figures précédentes, nous constatons que la dose maximale reçue par chaque articulation temporo-mandibulaire gauche et droite, en moyenne, a dépassé la limite de dose autorisée de 50 Gray, que ce soit dans la technique RC3D ou dans la technique VMAT.

IV.6 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons comparé les résultats des doses de la radiothérapie tridimensionnelle (3D-CRT) et de la radiothérapie modulée volumétriquement (VMAT) pour le traitement des tumeurs de la cavité nasale et des sinus paranasaux. Les résultats ont montré que la technique VMAT offre une distribution des doses plus précise et une amélioration de l'homogénéité de la dose par rapport à la 3D-CRT, ce qui contribue à améliorer la couverture tumorale et à réduire la dose reçue par les organes à risque (OARs). La technique VMAT a montré une meilleure homogénéité dans la distribution de la dose, ce qui réduit le risque de points chauds pouvant entraîner des complications. De plus, la VMAT a obtenu une meilleure couverture du volume tumoral de manière plus efficace, les doses atteignant les bords externes de la tumeur, augmentant ainsi la probabilité d'élimination complète des cellules cancéreuses. En outre, la technique VMAT s'est avérée efficace pour réduire les doses reçues par les tissus sains environnants, diminuant ainsi le risque d'effets secondaires indésirables et améliorant la sécurité du traitement. Sur la base de ces résultats, la technique VMAT est considérée comme le choix optimal pour obtenir les meilleurs résultats thérapeutiques et réduire les risques associés à la radiothérapie des tumeurs de la cavité nasale et des sinus paranasaux.



Conclusion générale

Conclusion générale

Dans cette étude, une comparaison dosimétrique a été réalisée entre les techniques de radiothérapie tridimensionnelle conformationnelle (3D Conformationnelle) et la technique VMAT pour le traitement des tumeurs du cavum. L'étude visait à déterminer l'efficacité et la sécurité relatives de chaque technique en termes de distribution des doses de rayonnement et de réduction des effets secondaires sur les tissus sains.

Les résultats ont montré que la technique VMAT (Volumetric Modulated Arc Therapy) offre une meilleure distribution des doses de rayonnement, permettant ainsi de cibler les doses de manière plus précise sur la tumeur et de réduire la dose dirigée vers les OARs. VMAT est plus efficace grâce à sa capacité à délivrer le traitement à travers un arc continu de rayonnement, permettant un ajustement précis de la dose et une distribution homogène du rayonnement. De plus, cette technique permet de réduire la durée du traitement grâce à la dose continue, ce qui a un effet positif sur le confort des patients pendant les séances.

En outre, VMAT contribue à réduire la dose excédentaire aux tissus sains environnants la tumeur, ce qui diminue le risque d'effets secondaires chroniques et aigus. Cette haute précision dans la délivrance des doses aide également à améliorer les résultats thérapeutiques, à augmenter les taux de guérison et à réduire les taux de récurrence.

Bien que la technique 3D Conformationnelle reste efficace dans certains cas, le développement des techniques VMAT a permis des améliorations significatives dans le domaine du traitement des tumeurs. Sur la base de cette étude, il est recommandé d'adopter la technique VMAT comme choix prioritaire pour le traitement des tumeurs du cavum, tout en continuant à évaluer et à améliorer les protocoles de traitement pour garantir les meilleurs résultats possibles pour les patients.

En conclusion, il est souligné l'importance de mener des études futures incluant un plus grand nombre de patients et une durée de suivi plus longue pour confirmer les résultats et élargir les connaissances dans ce domaine crucial. Il est également nécessaire de continuer à développer et à appliquer des techniques modernes pour améliorer les soins de santé et la qualité de vie des patients atteints de tumeurs du cavum.



ANNEXE

	RC3D	VMAT
Grandeurs	PTV 70	PTV 70
Dmax	74.3	77,45
Dmoyenne	71.2	70.24
V95%	95,02	97,03
D50%	69,8	70,407
D2%	73,2	73,237
D98%	65	65,607

	RC3D	VMAT
Grandeurs	PTV 60	PTV 63
V95%	94,1	96,84
D50%	68,9	69,132
D2%	73,1	72,901

	RC3D	VMAT
Grandeurs	PTV 50	PTV 56
V95%	94,1	99.32
D50%	65,3	67,670
D2%	72,9	72.773

Volumes	Grandeurs	RC3D	VMAT
Moelle épinière	Dmax	44,5	37,35
Cerveau	V 60Gy	2,06	1,65
Mandibule	Dmax	74,2	74,365
	Dmoyenne	56	53,016
Nerf optique G	Dmax	54,1	51,6
Nerf optique D	Dmax	52,6	44,7
Glande parotide G	Dmoyenne	49	27,73
Glande parotide D	Dmoyenne	52	47,6
Œil G	V 30Gy	3,9	3,4
	V 50Gy	0	0
Œil D	V 30Gy	6,3	4,08
	V 50Gy	0	0
Yeux-rétine G	Dmoyenne	6,2	5,72
Yeux-rétine D	Dmoyenne	8,6	8,533
Cochlée G	Dmax	63,3	60,07
Cochlée D	Dmax	58,2	56,81
Plexus brachial	Dmax	74,2	73,609
Thyroïde	Dmoyenne	63,2	60,07
	V50 Gy	100	58,9
Tronc cérébral	Dmax	53,9	50,027
Larynx	Dmax	74,1	77,26
	Dmoyenne	44,3	42,57
Hypophyse	Dmax	59,3	57,28
Cistallin G	Dmax	5,2	4,405
Cistallin D	Dmax	7,3	5,48
Œsophage	Dmax	73	62,92
Chiasma	Dmax	54	52,353
Cavité buccale	V20 Gy	100	100
	V30 Gy	100	100
ATM G	Dmax	73,4	68,96
ATM D	Dmax	74	72,96

Tableau IV.11 : Résultats dosimétriques des deux plans de traitement RC3D et VMAT pour le patient 02

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- [1] - Mac Clements et al. Article de Dosimetry Contribution: Monaco treatment planning system tools and optimization processes, 2018
- [2] - Cammoun M, Horner GV, Mourali N. Tumors of the nasopharynx in Tunisia. An anatomic and clinical study based on 143 cases. Cancer 1974 ; 33 : 184-92.
- [3] - Polychronopoulou S, Kostarudou S, Panagiotou JP, Stefanaki K, Papadakis V, Florentin L, et al. Nasopharyngeal carcinoma in childhood and adolescence: a single institution's experience with treatment modalities during the last 15-years. Pediatr Hematol Oncol 2004 ; 21 : 393-402
- [4] - Zheran Liu , Ye Chen, Yonglin Su, Xiaolin Hu and Xingchen Peng ,Nasopharyngeal Carcinoma: Clinical Achievements and Considerations Among Treatment Options November 2021
- [5] - M. BENSENANE Yacine, M. OURAIBA Mohammed Amin. MÉMOIRE De Université Abou Bekr Belkaid Tlemcen, Utilisation de la radiothérapie conformationnelle dans le traitement des néoplasies pulmonaires, le 08 Octobre 2011
- [6] - DAHI el hadj et MEHERCHI Lamia. MÉMOIRE De Université Abou Bekr Belkaid Tlemcen, Système de double calcul dosimétrique, 2011
- [7] - Karine Gerard. Doctorat de Institut National Polytechnique de Lorraine Ecole Doctorale IAE+M Centre de Recherche en Automatique de Nancy Centre Alexis Vautrin , Optimisation automatique des incidences des faisceaux par l'algorithme du simplexe et optimisation des Contrôles qualité par la Maîtrise Statistique des Processus (MSP) en Radiothérapie Conformationnelle par Modulation d'Intensité (RCMI),le 7 novembre 2008
- [8] - Benseddik Med El Amine et Oumansour Med El Amine. Mémoire d'université de TLEMCEM, Contrôle de qualité des accélérateurs linéaires et des scanner simulateur –procédure et application, le 29 septembre 2016
- [9] - LIVRE BLANC DE LA RADIOTHERAPIE EN France, SFRO 2013
- [10] - <https://www.arcagy.org/infocancer/localisations/appareil-respiratoire-oral/cancers-de-la-tete-et-du-cou/le-cancer-du-cavum-rhinopharynx-et-ucnt.html/>
- [11] - MOUSSAOUI HADJER, controle qualité patient en radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité, Master Physique Medicale, Université des sciences et de la technologie Houari Boumediene, 2018
- [12] - P MAYLES et al. Handbook Of Radiotherapy Physics, Theory and Practice, 2007
- [13] - Mr ALLOUCHE Med Zakaria. Mémoire de l'École Militaire Polytechnique, assurance qualité et mise en œuvre d'un algorithme de calcul de dose pour la radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité 24.04.2014
- [14] - BOUBECHAL SARRA KOUNOUZ. Mémoire de l'université des sciences et de la technologie Houari Boumediene, caractérisation dosimétrique bidimensionnelle d'un imageur portal au silicium amorphe pour la dosimétrie in vivo de transmission en RTC-3D, 02.07.2017
- [15] - S. H. Levitt et al. Technical Basis of Radiation Therapy Practical Clinical Applications 4th Revised Edition.
- [16] - Pam Cherry / Angela M. Duxbury. practical radiotherapy physics and equipment 2009.
- [17] - BOUDJEMAA ABDELKARIM. Mémoire d'université des sciences et de la technologie Houari Boumediene, influence de la rotation du bras de l'accélérateur sur le contrôle qualité pretraitement en radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité, 25.06.2018

- [18] - Pinar Dursun. Mathematical models for optimal Volumetric Modulated Arc Therapy (VMAT) treatment planning, Caner Taúkin, Kuban Altinel. 2016
- [19] - HERMA Mouchira et OULAD LAID Abida. MEMOIRE DE UNIVERSITE DE AMAR TELIDJI LAGHOUAT, Assurance qualité patient en radiothérapie avec modulation volumétrique en arc thérapie VMAT, 2019
- [20] - Caroline Lafond. Analyse et optimisation des performances de la technique VMAT pour son utilisation en radiothérapie, 20 Dec 2013
- [21] - S. Samanta et al. Article de Adding another dimension to plan evaluation: visualising the dose–volume histogram band in head and neck radiotherapy and exploring its utility, 2017
- [22] - L. D’Angelo et al. Article de Verification of treatment planning systems for therapeutic irradiations using thermoluminescence dosimeters, (Italy)
- [23] - Mémoire de université de ABOU BAKR BELKAID, Les Tests d’acceptance Du Système De Planification Du Traitement En Radiothérapie Externe Par : KALLOUCHE Hidayet et BOUCHIKHI Asma, le 15/10/2011.
- [24] - Yassine Ben Hdech. 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, 29 Mar 2012
- [25] - SAID DJAROUM. Mémoire d’université des sciences et de la technologie Houari Boumediene, Utilisation de la méthode Monte Carlo pour la vérification des performances des algorithmes de calcul de dose pour les faisceaux d’électrons utilisés en Radiothérapie, le 15/04/2009.
- [26] - Fleur Kubs. Apport de la modulation d’intensité et de l’optimisation pour délivrer une dose adaptée aux hétérogénéités biologiques. 25/10/2007.
- [27] - Dr Mansouri. Cours Généralités sur les tumeurs, 2022
- [28] - S. BENSACI -Dr.MAHDJOUB. Pathologie tumorale - Généralités sur les tumeurs, 2022
- [29] - Jenny Mothoneos. Understanding Radiation Therapy, December 2021
- [30] - I. FERGOUG. Cours Cancers du cavum.
- [31] - Mlle. Saloua BAALLA. MEMOIRE DE UNIVERSITE de CADI AYYAD, Les cancers du cavum: Expérience du service ORL de l’hôpital militaire Avicenne, Marrakech, LE 30/06/2021
- [32] - N. Toumi et al. Article de Les cancers du cavum juvéniles : aspects anatomocliniques, biologiques, thérapeutiques et évolutifs, Arome (Association de radiothérapie et d’oncologie de la Méditerranée) Avril 2010
- [33] - Luc Schiochet. Répercussion de la radiothérapie des voies aérodigestives supérieures dans la prise en charge odontologique, 20 Mar 2018
- [34] - Pauline Jardel et al. Article de Prise en charge des cancers du cavum (rhinopharynx), 5 mai 2014
- [35] - Carcinome du nasopharynx, le 20/06/2023
- [36] - Société Française de Radiothérapie Oncologique. GUIDE DES PROCEDURES DE RADIOTHERAPIE EXTERNE 2007
- [37] - C. Lafond et al. Article de Cancer de l’oropharynx Oropharyngeal Cancer (SFRO) 2010
- [38] - G. Noël et al. Article de Délinéation des organes à risque et contraintes dosimétriques Delineation of organs at risk and dose constraints, 2016

Résumé

Dans cette étude comparative, les doses entre les techniques de radiothérapie tridimensionnelle (3D-CRT) et la radiothérapie à modulation d'intensité par arcs (VMAT) pour le traitement des tumeurs du nasopharynx ont été évaluées. L'étude vise à évaluer l'efficacité et la sécurité de chaque technique en termes de distribution des doses de radiation et de réduction des effets secondaires sur les tissus sains.

Les résultats ont montré que la technique VMAT offre une meilleure distribution des doses de radiation, permettant un ciblage plus précis de la tumeur et réduisant la dose dirigée vers les tissus sains environnants. Par exemple, l'étude a montré que la VMAT réduit de 20 % la dose reçue par les glandes salivaires, de 15 % pour les nerfs optiques et le cerveau, de 18 % pour la moelle épinière, et de 10 % pour les oreilles par rapport à la 3D-CRT.

Sur la base de ces résultats, l'adoption de la VMAT est recommandée comme première option pour le traitement des tumeurs du nasopharynx. Il est crucial de continuer à améliorer les protocoles de traitement pour obtenir les meilleurs résultats possibles tout en protégeant les tissus sains. Cette étude soutient l'utilisation de la VMAT comme une méthode efficace et sûre pour atteindre les objectifs de la radiothérapie contre les tumeurs.

Mots-clés : RC3D, VMAT, Cavum, OARs, Comparaison dosimétrique.

ملخص

في هذه المذكرة، تم إجراء دراسة مقارنة للجرعات بين تقنيات العلاج الإشعاعي الثلاثي الأبعاد 3DCRT وتقنية العلاج الإشعاعي القوسي المعدل حجمياً VMAT لعلاج أورام البلعوم الأنفي. تهدف الدراسة إلى تقييم فعالية وأمان كل تقنية من حيث توزيع جرعات الإشعاع وتقليل الآثار الجانبية على الأنسجة السليمة.

أظهرت النتائج أن تقنية VMAT توفر توزيعاً أفضل لجرعات الإشعاع، مما يسمح باستهداف الورم بدقة أكبر وتقليل الجرعة الموجهة نحو الأنسجة السليمة المحيطة. وجدت الدراسة أن تقنية VMAT قللت الجرعة التي تتلقاها الغدة اللعابية بنسبة 20%، والأعصاب البصرية والدماغ بنسبة 15%، والحبل الشوكي بنسبة 18%، والأذنين بنسبة 10% مقارنةً بتقنية 3D.

بناءً على هذه النتائج، يُوصى بتبني تقنية VMAT كخيار أول لعلاج أورام البلعوم الأنفي، مع الاستمرار في تحسين بروتوكولات العلاج لتحقيق أفضل النتائج الممكنة وحماية الأنسجة السليمة. هذه الدراسة تدعم استخدام VMAT كأداة فعالة وآمنة في تحقيق أهداف العلاج الإشعاعي للأورام.

الكلمات المفتاحية : RC3D، VMAT، البلعوم الأنفي، الأعضاء المعرضة للإشعاع (OARs)، مقارنة الجرعات الإشعاعية.