

MINISTÈRE DE L'ENSEIGNEMENT SUPÉRIEUR ET DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE



UNIVERSITÉ MOULOUD MAMMERRI DE TIZI-OUZOU
FACULTÉ DES SCIENCES
DÉPARTEMENT DE PHYSIQUE
HÔPITAL CHAHIDS MAHMOUDI



MÉMOIRE DE MASTER

Filière : Physique

Spécialité : Physique Médicale

Présenté par :

MATLAMA Mpho Hilda

*Comparaison dosimétrique entre le traitement séquentiel
et le boost intégré dans le traitement du cancer du cavum*

Membres de Jury d'examen :

Mr H. BOUZAR	Professeur	U.M.M.T.O.	Président
Mr A. TOUTAOUI	Docteur	H.C.M. Tizi-Ouzou	Examineur
Mme K. BENZIDANE	Radiothérapeute	C.L.C.C. Tizi-Ouzou	Examinatrice
Mme S. AIT CHIKH	Physicien Médicale	H.C.M. Tizi-Ouzou	Encadrant

Soutenu publiquement le : 08/07/2024

Dédicaces

A mes précieux soutiens et sources d'inspiration, je dédie ce travail avec tout mon amour et ma reconnaissance :

À ma chère mère Matsepo Matlama (Limumzo) , ainsi qu'à mes chères tantes Limoko et Auma, et à mes chers cousins Keke, Leopa, Khaala, Thato, Itu et Mapole, je souhaite exprimer toute ma gratitude pour être mes piliers inébranlables. Votre soutien constant et votre amour inconditionnel ont été la source de ma force et de mon inspiration. Vous m'avez encouragé à viser toujours plus haut, à croire en moi et à poursuivre avec détermination mes rêves les plus chers. Votre confiance en moi est un trésor précieux qui illumine mon chemin. À travers votre présence bienveillante et vos encouragements, vous avez façonné la personne que je suis aujourd'hui, et pour cela, je vous suis infiniment reconnaissant. Que nos liens familiaux restent toujours solides et empreints de tendresse. Merci du fond du cœur pour tout ce que vous êtes et tout ce que vous faites.

À mes chères amies Violet, Masehle (Sessy), Itunaiya, Bridget et Nthati, mes précieux anges gardiens qui ont illuminé mes jours sombres et ont partagé mes joies, je vous adresse toute ma reconnaissance pour votre présence inestimable dans ma vie. Votre amitié sincère et votre soutien indéfectible ont été des bouées de sauvetage dans les moments de doute et de difficulté. Vos paroles réconfortantes, vos épaules sur lesquelles pleurer et vos encouragements constants ont été des rayons de lumière qui ont dissipé les ténèbres. Merci du fond du cœur pour votre affection désintéressée, votre empathie sans faille et votre présence réconfortante. Que notre amitié continue de s'épanouir et de rayonner, car vous êtes des trésors inestimables dans ma vie..

MATLAMA Mpho Hilda

Remerciements

Ce travail a été réalisé à l'hôpital Chahids Mahmoudi de Tizi-Ouzou.

Grâce à Dieu tout-puissant, j'ai réalisé ce mémoire. Il est l'aboutissement de plusieurs années d'études qui m'ont permis d'améliorer constamment mes connaissances.

Je tiens tout d'abord à exprimer ma gratitude à Madame AIT CHIKH Sounya, mon encadrante. Je tiens à la remercier particulièrement pour ses explications, ses encouragements, sa gentillesse, son inspiration, sa patience, sa disponibilité et surtout ses précieux conseils, qui ont contribué à nourrir ma réflexion.

Je tiens à témoigner toute ma reconnaissance au Professeur BOUZAR Hamid d'avoir accepté de présider ce jury, ainsi qu'au Dr BENZIDANNE pour avoir accepté d'examiner ce travail.

Je tiens à remercier sincèrement le Dr TOUTAOUI Abdelkader, directeur de la physique médicale et de la radioprotection à l'hôpital Chahids Mahmoudi, pour avoir accepté d'examiner ce travail.

Je remercie vivement Dr MAHMOUDI pour son accueil chaleureux pendant mon stage de fin d'études à l'HCM.

Un merci tout particulier à l'équipe de physique de l'HCM. Ce travail n'aurait pas été possible sans le temps, le soutien et le dévouement de Mr METCHAT, Mr BENCHIKH, Mme LOUEH et Mme BOUMAZA. Je vous remercie pour votre grande implication et votre total engagement. J'ai beaucoup apprécié vos conseils et l'attention que vous m'avez accordée.

Merci à Dr. Drif qui m'a accordée un peu de son temps pour discuter autour de ce sujet de ce mémoire.

Je tiens à remercier tout le personnel du service de radiothérapie de l'hôpital Chahids Mahmoudi.

En outre, j'adresse mes sincères remerciements à toute l'équipe du CLCC Draa Ben Khedda, et plus spécialement aux physiciens médicaux, pour leur gentillesse, leurs conseils et leurs échanges appréciables. Enfin, je ne cesserai de remercier toutes les personnes qui ont fait ma réussite pendant mon cursus universitaire.

Table des matières

Table des matières	ii
Table des figures	iii
Liste des tableaux	v
Introduction générale	1
1 Revue des différents protocoles de la radiothérapie pour le cancer du cavum	2
1.1 Introduction	2
1.2 Anatomie de la sphère ORL	2
1.3 Traitement du cancer de la tête et du cou	3
1.4 Définition des volumes cibles	3
1.4.1 Définition des volumes cibles et des marges de sécurité par l'ICRU 50 et 62	3
1.4.2 ICRU 62 : Deux marges élémentaires	4
1.4.3 Les organes à risque (OAR)	4
1.5 La radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité (RCMI ou IMRT)	4
1.6 La thérapie d'arc modulé volumétrique VMAT dans le traitement de cancer de la tête et du cou	6
1.7 La technique de traitement en boost intégré simultané et le traitement séquentiel	6
1.7.1 La technique de traitement séquentiel	6
1.7.2 La technique de traitement en boost intégré simultané	7
1.8 Étude comparative entre le traitement séquentiel et le boost intégré simultané dans les différents pays	7
1.8.1 Introduction	7
1.8.2 Analyse des données par article	9
1.8.3 Conclusion	12
2 Matériels et methodes	13
2.1 Introduction	13
2.2 Sélection des patients et acquisition des données des patients	13
2.3 Simulation et contourage des volumes cibles et des organes à risque	14
2.4 La planification de traitement boost séquentiel	16
2.5 La planification de traitement boost intégré	16
2.5.1 Création de structures pour la planification du traitement :	18
2.5.2 Arrangement des arcs	24
2.5.3 Début de la pondération et des doses d'optimisation	25
2.6 Tolérance de dose	29
2.6.1 Contraintes des doses pour les volumes cible	29
2.6.2 Contraintes des doses pour des organes a risque	29
2.7 Evaluation dosimétrique	29
2.7.1 Indice de conformité	30
2.7.2 Indice d'homogénéité	30

3 Resultats et Discussions	31
3.1 Introduction	31
3.2 Analyse des PTVs et des OARs à partir des DVH (Dose-Volume Histograms).	31
3.2.1 Analyses pour le plan SEQ pour le PTV 50.4	31
3.2.2 Analyses pour le plan SEQ pour le PTV 66.6	33
3.2.3 Analyses pour le plan SEQ pour le PTV 70,2	34
3.2.4 Analyses pour le plan SIB pour le PTVs	35
3.2.5 Parametres ICRU 83 pour la couverture de PTV1	35
3.2.6 Parametres ICRU 83 pour la couverture de PTV2	36
3.2.7 Parametres ICRU 83 pour la couverture de PTV3	37
3.2.8 Organes à risque	38
3.2.9 Inconvénients de la technique SIB	45
Conclusion générale	48
Annexe	49
Bibliographie	65

Table des figures

1.1	Illustration de la tête et du cou.	2
1.2	Représentation anatomique 3D des OAR dans la sphère ORL	4
1.3	Plan de traitement VMAT	6
2.1	Un scanner simulateur CT580 Optima de GE,	14
2.2	Masque à 5 points	15
2.3	Plaqué ORL et calotte crânienne	15
2.4	Illustration de la correction du contour corporelle et PTV.	17
2.5	Illustration de la création des structures : zPTV_Opti_(max) de chaque PTV .	20
2.6	Illustration des structure : z_PTV_Opti_Ring 1	20
2.7	Illustration des structure : z_Ring 30Gy	21
2.8	"z_PTV_Opti_Rind" pour chaque PTV	22
2.9	Illustration de structures de planification des chevauchements entre le parotide et le PTV56 (rouge)	23
2.10	La moelle épinière segmentée en trois parties (gauche)et z_prv_chiama+nerfs optiques (droite)	24
2.11	contour des Artifact	24
2.12	Montage de l'arrangement des arcs	25
2.13	montage de la template d'optimisation	27
2.14	Montage du recalage de CT1 avec CT2	28
2.15	(a)muavais PTV 56 et (b)PTV 56 correct	28
3.1	Distribution de dose en color wash et le DVH pour le PTV 50.4 Gy	32
3.2	Distribution de dose en color wash et le DVH pour le PTV 66,6Gy	33
3.3	Distribution de dose en color wash et le DVH pour le PTV 70,2	34
3.4	Distribution de dose en color wash dans le plan SIB pour le PTV 56 , PTV 63et PTV 70)	35
3.5	Résumé des résultats dosimétriques concernant le volume cible (PTV 3)	37
3.6	Comparaison dosimétrique des OARs	39
3.7	Dose reçue par la moelle épinière pour les patients de stade T1	40
3.8	Dose reçue par la moelle épinière pour les patients de stade T2	41
3.9	Dose reçue par la moelle épinière pour les patients de stade T3	41
3.10	Dose reçue par la moelle épinière pour les patients de stade T4	42
3.11	Illustration de la proximité du tronc cérébrale (bleu) avec PTV HR(vert) dans la stade T1	44
3.12	Illustration de la proximité du tronc cérébrale (bleu) avec PTV HR(vert) dans la stade T4	44
3.13	Comparaison dosimétrique des OARs dans le cas de recentrage	46

Liste des tableaux

1.1	Résumé des études cliniques publiées de 2003 à 2023, comparant SIB-IMRT et SEQ-IMRT dans le cancer de la tête et du cou	8
1.2	Comparaison dosimétrique des 2 stratégies d'IMRT dans l'étude de Chen	9
1.3	Calcul de BED (Biological Equivalent Dose) pour la traitement sequentielle et SIB dans l'étude de Chen	10
2.1	17 patients tous atteintes d'un cancer du cavum	14
2.2	Prescription de la dose	16
2.3	BED de la prescription SEQ et SIB	16
3.1	Parametres ICRU 83 pour la volume cible PTV 50,4	32
3.2	Parametres ICRU 83 pour la volume cible PTV 66,6	33
3.3	Parametres ICRU 83 pour la volume cible PTV 70,2	34
3.4	Parametres ICRU 83 pour le plan SIB	35
3.5	Comparaison dosimetrique pour la volume cible PTV 1	36
3.6	Comparaison dosimetrique pour la volume cible PTV 2	36
3.7	Comparaison dosimetrique pour la volume cible PTV 3	37
3.8	Comparaison dosimetrique des OARs	38
3.9	Dose reçu par la moelle épinière pour les patients de stade T1	40
3.10	Dose reçu par la moelle épinière pour les patients de stade T2	40
3.11	Dose reçu par la moelle épinière pour les patients de stade T3	41
3.12	Dose reçu par la moelle épinière pour les patients de stade T4	42
3.13	Résumé dosimetrique du tronc cérébral pour les différentes stades de la tumeur	43
3.14	Difference de volume apres la re-simulation	45
3.15	Comparaison dosimetrique des OARs dans le cas de recentrage pour SEQ et SIB	46
3.16	Stadification TNM du carcinome ORL	49
3.17	Les valeurs de parametres dosimetrique de PTV-LR pour la traitement Sequentiel	50
3.18	Les valeurs de parametres dosimetrique de PTV-LR pour la traitement Sequentiel	50
3.19	Les valeurs de parametres dosimetrique de PTV-HR pour la traitement Sequentiel	51
3.20	Les valeurs de parametres dosimetrique de PTV-LR pour la traitement de Boost integre	51
3.21	Les valeurs de parametres dosimetrique de PTV-IR pour la traitement de Boost integre	52
3.22	Les valeurs de parametres dosimetrique de PTV-HR pour la traitement de Boost integre	52
3.23	La distribution dosimétrique de dose aux organes à risque pour le Patient 1	53
3.24	La distribution dosimétrique de dose aux organes à risque pour le Patient 2	53
3.25	La distribution dosimétrique de dose aux organes à risque pour le Patient 3	54
3.26	La distribution dosimétrique de dose aux organes à risque pour le Patient 4	55
3.27	La distribution dosimétrique de dose aux organes à risque pour le Patient 5	56
3.28	La distribution dosimétrique de dose aux organes à risque pour le Patient 6	56

3.29	La distribution dosimétrique de dose aux organes à risque pour le Patient 7 . . .	57
3.30	La distribution dosimétrique de dose aux organes à risque pour le Patient 8 . . .	58
3.31	La distribution dosimétrique de dose aux organes à risque pour le Patient 9 . . .	59
3.32	La distribution dosimétrique de dose aux organes à risque pour le Patient 10 . .	59
3.33	La distribution dosimétrique de dose aux organes à risque pour le Patient 11 . .	60
3.34	La distribution dosimétrique de dose aux organes à risque pour le Patient 12 . .	60
3.35	La distribution dosimétrique de dose aux organes à risque pour le Patient 13 . .	61
3.36	La distribution dosimétrique de dose aux organes à risque pour le Patient 14 . .	61
3.37	La distribution dosimétrique de dose aux organes à risque pour le Patient 15 . .	62
3.38	La distribution dosimétrique de dose aux organes à risque pour le Patient 16 . .	63
3.39	La distribution dosimétrique de dose aux organes à risque pour le Patient 17 . .	64

Introduction générale

Les cancers de la sphère ORL sont un problème de santé majeur dans de nombreux pays, avec un impact significatif sur la qualité de vie des patients. Ils sont un ensemble de tumeurs malignes atteignant les voies aérodigestives supérieures et parmi eux il y a le cancer du cavum qui est le plus répandu de ces cancers. Il se caractérise par sa distribution géographique mondiale très hétérogène permettant de distinguer selon son incidence, deux zones d'endémicité variable avec une incidence élevée en Asie du Sud-Est et dans les pays du Maghreb, avec un taux supérieur à 1,5/100 000 habitants, alors qu'il est peu fréquent en Europe et dans le reste du monde (incidence inférieure à 1/100 000) [1] [2].

Le traitement de cancer VADS est complexe et nécessite une approche précise pour assurer des résultats optimaux. Cette étude se concentrera sur la comparaison dosimétrique entre le traitement séquentiel et le boost intégré dans le but d'évaluer l'efficacité et la toxicité de chaque approche. Une compréhension approfondie de ces deux méthodes de traitement peut permettre d'optimiser les protocoles de traitement pour les patients atteints de cancer de la sphère ORL, ce qui pourrait potentiellement améliorer les résultats cliniques et la qualité de vie. En utilisant une méthodologie rigoureuse, nous analyserons les doses délivrées aux tissus sains, aux tumeurs et les effets secondaires observés.

Dans le premier chapitre, nous allons présenter tout d'abord un petit résumé basé sur l'anatomie de la tête et du cou, puis nous fournirons une compréhension sur les deux techniques couramment utilisées : le traitement séquentiel et le boost intégré, ces deux techniques seront expliquées. On va aussi examiner les différentes publications existantes sur la comparaison dosimétrique entre le traitement séquentiel et le boost intégré dans le traitement des tumeurs de la tête et du cou dans les différents pays. À partir de ces publications, on va comparer les doses délivrées aux tissus sains, à la tumeur et les effets secondaires observés qui vont jouer un rôle essentiel dans cette analyse. On va aussi identifier les avantages et limites de ces deux différentes approches d'irradiation conformationnelle avec modulation d'intensité (RCMI).

Dans le chapitre 2, on va établir les plans de traitement VMAT-SIB pour un échantillon de 17 patients atteints de cancer du cavum, en suivant le protocole de CHAO. Ensuite, une comparaison des histogrammes dose-volume (DVH) sera réalisée pour évaluer les doses reçues par les organes à risques, en tenant compte du fractionnement. De plus, l'impact sur les plans de traitement suite au recentrage des patients en raison de la perte de poids sera également étudié.

Dans le troisième chapitre, les résultats obtenus nous permettront de déterminer les avantages et les inconvénients de chaque approche de traitement. Ces informations seront utiles pour les cliniciens et les patients dans le choix du traitement le plus adapté. De plus, cette étude pourra servir de base pour de futures recherches dans ce domaine. À travers cette comparaison dosimétrique, nous espérons contribuer à l'amélioration des résultats thérapeutiques et de la qualité de vie des patients atteints de cancers VADS.

Chapitre 1

Revue des différents protocoles de la radiothérapie pour le cancer du cavum

1.1 Introduction

La généralisation de la radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité volumétrique (VMAT) a conduit à une amélioration de la précision du traitement sur les zones cibles, permettant ainsi une meilleure préservation des tissus sains. Ces approches se révèlent très prometteuses, notamment dans le traitement des tumeurs de la sphère ORL (tête et cou).

1.2 Anatomie de la sphère ORL

Un cancer de la sphère ORL (oto-rhino-laryngée), aussi nommé cancer de la tête et du cou, est un groupe hétérogène de cancers situés entre la base du crâne et les clavicules, il se développe dans l'un des organes formant les voies aérodigestives supérieures (VADS), cela inclut les cancers de la bouche (comprenant les lèvres et la langue), les sinus, les cavités de l'oreille moyenne, du nasopharynx (rhinopharynx), de l'oropharynx, de l'hypopharynx (qui composent le pharynx) couramment appelé la gorge, du larynx et la trachée. De ce fait, les cancers de la sphère ORL affectent essentiellement les organes responsables de la déglutition, de la phonation et de la respiration [3]. Voir la figure 1.1.

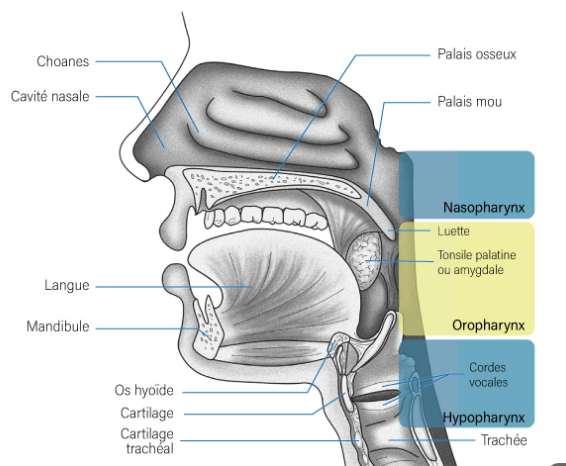


FIGURE 1.1 – Illustration de la tête et du cou.

1.3 Traitement du cancer de la tête et du cou

Pour traiter un cancer de la sphère ORL, différentes options thérapeutiques peuvent être envisagées. Il revient à l'équipe médicale de déterminer le protocole de traitement le plus adapté en fonction du type de cancer diagnostiqué et des caractéristiques du patient (âge, état de santé, antécédents, etc.) [4].

La chirurgie, la chimiothérapie et la radiothérapie sont les traitements standards, utilisés à des fins curatives ou palliatives. Bien que l'immunothérapie puisse également être une option, ce traitement prometteur est encore en phase d'essais cliniques.

Tous ces moyens ont pu améliorer la survie globale, toutefois les échecs locorégionaux et surtout à distance restent fréquents. La décision thérapeutique se prend au cours d'une réunion de concertation pluridisciplinaire comportant un médecin ORL, un radiothérapeute, un oncologue et un radiologue[5].

Traditionnellement, la radiothérapie externe constitue un traitement de première ligne dans la lutte contre la plupart des cancers. Ce traitement consiste à irradier les sites tumoraux pour détruire l'ADN des cellules – saines et malades – qui s'y trouvent, ce qui les empêche de se répliquer.

Bien que la médecine progresse sans cesse pour mettre au point des traitements par radiothérapie toujours plus ciblés, afin d'épargner le maximum de tissus sains, une détérioration de certaines cellules saines demeure inévitable. La radiothérapie pour les cancers de la tête et du cou peut être difficile en raison de l'anatomie complexe et de ces tumeurs souvent situées à proximité de structures critiques comme la moelle épinière et le tronc cérébrale, qui peuvent limiter la dose de radiation.

1.4 Définition des volumes cibles

C'est la définition des volumes cibles et des organes à risque par le médecin radiothérapeute en charge du patient. Ce travail minutieux se fait sur le système de planification de traitement (TPS) et selon les recommandations de l'ICRU.

1.4.1 Définition des volumes cibles et des marges de sécurité par l'ICRU 50 et 62

-Volume tumorale macroscopique (Gross Tumor Volume, GTV) représente la tumeur macroscopique mesurable, visible par l'imagerie ou palpable par des examens cliniques.

-Volume cible clinique (Clinical Target Volume, CTV) représente le volume de tumeur le GTV plus une marge tenant compte des extensions microscopiques.

-Volume cible prévisionnel (Planning Target Volume, PTV) c'est un concept géométrique. Il est défini pour un bon choix de la distribution des faisceaux, et prendre en considération l'effet net de toutes les variations géométriques possibles, pour assurer l'absorption de dose prescrite par le CTV [6] [7].

1.4.2 ICRU 62 : Deux marges élémentaires

-Internal margin ITV : Mouvement physiologiques des organes dans le patient ; mouvements respiratoires, remplissage de la vessie ou du rectum, des battements cardiaques, ou de la déglutition.

-PRV Set up margin : marge ajouter aux organes à risque pour inclure l'Incertitudes due au positionnement. [6] [7]

1.4.3 Les organes à risque (OAR)

Les OARs sont des tissus normaux dont la sensibilité aux radiations pourrait souffrir d'une morbidité importante et pourrait donc influencer de manière significative sur la planification de traitement.

Organe
Cavité Buccale
Mandibule
Œil droit/gauche
Cristallin droit/gauche
Nerf optique droit/gauche
Tronc Cérébral
Parotides droit/gauche
Moelle épinière
Larynx
Cochlée droit/gauche
Lobe temporal droit/gauche
Conduit auditif droit/gauche
Thyroïde
Hypophyse
Cerveau
Poumon droit/gauche
Articulation temporo-mandibulaire droite/gauche
Œsophage
Levres



FIGURE 1.2 – Représentation anatomique 3D des OAR dans la sphère ORL

1.5 La radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité (RCMI ou IMRT)

Afin de limiter la toxicité induite sur les tissus et organes sains avoisinants la tumeur, la technique utilisée est la radiothérapie conformationnelle par modulation d'intensité (RCMI), technique désormais de référence lors du traitement des cancers ORL.

L'IMRT a été conceptualisée pour la première fois dans les années 1960. Cependant, ce n'est qu'au cours des années 1980 et 1990 que la capacité de calcul nécessaire pour les algorithmes complexes de planification inverse est devenue disponible commercialement. En 1994, le système

NOMOS Peacock a été introduit en tant que première unité de délivrance d'IMRT commerciale [8].

IMRT ou Radiothérapie conformationnelle par Modulation d'Intensité (RCMI), est une technique avancée de traitement par rayonnement utilisant un accélérateur linéaire. Cette méthode permet de moduler les faisceaux de radiation de manière précise afin de générer des distributions de dose extrêmement conformes.

L'objectif principal de l'IMRT est de minimiser la dose reçue par les tissus sains environnants pour préserver leur fonction, tout en assurant une administration complète de la dose aux tumeurs ciblées. Cette technique peut être mise en œuvre à l'aide de champs statiques modulés de manière séquentielle. Pendant l'administration du traitement, des sous-sections spécifiques de chaque champ, désignées sous le nom de faisceaux, sont délivrées à des intensités variables pour créer une distribution de dose hautement conforme, notamment autour de formes irrégulières[9].

La planification de l'IMRT diffère fondamentalement de celle de la radiothérapie conventionnelle. Dans le cas de la planification classique pour la tête et le cou, les faisceaux sont ajustés en se basant sur des radiographies antéropostérieures et latérales. Une marge de PTV est prévue pour compenser les variations de positionnement et les caractéristiques du faisceau. La dose de radiation et son profil sont ensuite calculés à l'aide de faisceaux larges et simples dans un processus appelé planification directe. En revanche, la planification de l'IMRT nécessite une identification préalable des cibles spécifiques (tumeur principale, zones ganglionnaires électives) ainsi que des structures à épargner (moelle épinière, tronc cérébrale, glandes salivaires, appareil optique, etc.). Les doses prescrites sont ensuite définies pour chaque cible et structure à épargner. Le logiciel de planification crée ensuite une série d'angles de faisceau avec des motifs de modulation afin d'atteindre les objectifs de prescription du médecin. Ce processus est connu sous le nom de planification inverse[10].

Un plan IMRT standard nécessite souvent de multiples faisceaux de rayonnement à angle fixe, ce qui peut augmenter le temps de délivrance du traitement. Cela peut avoir un impact sur le confort du patient sur la table de traitement, la reproductibilité de la position de traitement et le mouvement intra-fraction. Il existe également des préoccupations selon lesquelles l'augmentation du temps de traitement pourrait avoir des implications radio-biologiques en raison de la possibilité d'une réparation et d'une repopulation accrues des cellules tumorales pendant le temps supplémentaire nécessaire pour délivrer le traitement[11].

Les plans IMRT utilisent un plus grand nombre d'unités de moniteur (MU) par rapport aux plans de radiothérapie conventionnels, ce qui entraîne une augmentation de la quantité de radiation à faible dose pour le reste du corps. Le nombre d'UM utilisées dans l'IMRT à champ fixe dépend, dans une certaine mesure, de la technique d'IMRT ; généralement, plus d'UM sont nécessaires dans la technique d'IMRT à fenêtre coulissante ou dynamique. Dans cette technique, chaque faisceau de rayonnement est modulé en déplaçant continuellement les collimateurs multilames (MLC).

Plutôt, il y a eu un certain intérêt pour les thérapies basées sur l'arc ou rotationnelles dans le but de surmonter certaines des limitations associées à l'IMRT à champ fixe. Le concept de base de la thérapie par arc est la délivrance de rayonnement à partir d'une rotation continue de la source de rayonnement et permet au patient d'être traité à partir d'un angle de faisceau complet de 360 degrés[11].

1.6 La thérapie d'arc modulé volumétrique VMAT dans le traitement de cancer de la tête et du cou

La thérapie d'arc modulé volumétrique (VMAT) est une version de l'IMRT qui a été développée et initialement introduit en 2007, dans laquelle au lieu d'utiliser de multiples champs fixes, le rayonnement est délivré dans un arc continu alors que l'accélérateur linéaire tourne autour du patient [12].

Il permet aussi la variation simultanée de trois paramètres pendant la délivrance du traitement, la vitesse de rotation du gantry, la vitesse des lames MLC et le débit de dose. Cela se traduit par une amélioration supplémentaire de la conformité du volume cible et de la préservation des organes à risque. La technique VMAT permet d'obtenir des distributions de dose conformes et de délivrer le traitement plus rapidement, ce qui aide à administrer en toute sécurité des régimes à haute dose par fraction avec un risque négligeable d'erreurs de mouvement intra-fractionnelles et un meilleur confort pour le patient [11].

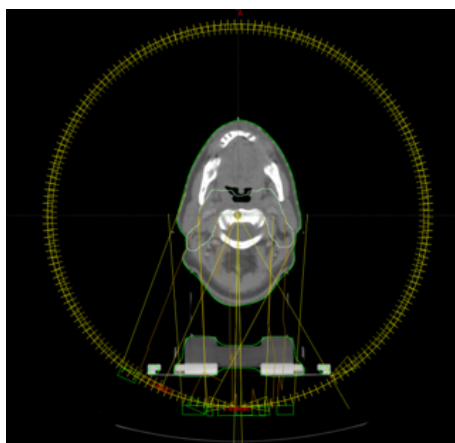


FIGURE 1.3 – Plan de traitement VMAT

1.7 La technique de traitement en boost intégré simultané et le traitement séquentiel

La Radiothérapie par Modulation d'Arc Volumétrique (VMAT) et IMRT dans le traitement du cancer de la tête et du cou peut être administrée par deux techniques de traitement : le traitement Séquentiel (SEQ) et le Boost Intégré Simultané (SIB). Il existe encore peu de données comparant ces deux techniques.

1.7.1 La technique de traitement séquentiel

Ce traitement consiste à l'administration d'une seule fraction de 2 Gy par jour, 5 jours par semaine, pendant 7 semaines en général, traitant différents volumes cibles avec différents niveaux de dose. La procédure du "shrinking field" implique l'irradiation initiale de l'ensemble du volume planifié incluant celui électif suivi de l'irradiation ultérieure uniquement des volumes cibles à plus haut risque de récurrence (PTV haut risque)[13].

Un régime standard consiste en une séquence en trois phases avec une dose totale de 70 Gy en 35 fractions quotidiennes délivrées sur le volume cible tumorale, une dose totale de 60 à 66 Gy en 30 à 33 fractions quotidiennes délivrées aux ganglions lymphatiques présentant un risque élevé d'invasion tumorale et une dose de 50 à 56 Gy en 25 à 28 fractions quotidiennes pour les volumes cibles à risque plus faible [14].

1.7.2 La technique de traitement en boost intégré simultané

Un autre schéma de fractionnement a été introduit sous forme de fractionnement accéléré, appelé Radiothérapie par Modulation d'Intensité à Boost Intégré Simultané (SIB-IMRT), offrant la possibilité de traiter à la fois les cibles primaires et secondaires simultanément à des doses différentes. Comparé au traitement séquentiel, le SIB-IMRT utilise juste un seul plan de traitement[13].

Initialement, la traitement SIB a été testée en pratique clinique il y a plus de 15 ans et était basée sur le protocole RTOG H-0022. Les schémas de fractionnement proposés utilisaient des doses fractionnées de 2 Gy, 2,2 Gy et 2,11 Gy jusqu'à 60 à 70 Gy, 66 à 68,2 Gy et respectivement 69 Gy. En délivrant une dose de radiation plus faible dans le même nombre de fractions au volume cible électif, la dose par fraction pourrait diminuer à 1,6 - 1,8 Gy par fraction [14].

1.8 Étude comparative entre le traitement séquentiel et le boost intégré simultané dans les différents pays

1.8.1 Introduction

Plusieurs études cliniques comparant SIB-IMRT et SEQ-IMRT dans le cancer de la tête et du cou ont été publiées. Elles incluent souvent des séries hétérogènes en ce qui concerne le nombre de patients, les sites et stades de tumeurs, les différents protocoles utilisées pour chaque technique et le cadre de la radiothérapie, c'est-à-dire définitif, postopératoire ou de ré-irradiation.

Dans cette partie, nous passons en revue les études les plus significatives des différents pays publiés de 2003 à 2023. Les caractéristiques des études comme les détails des auteurs, pays, année, nombre de patients, sites des tumeurs et protocoles utilisés pour chaque étude sont résumées dans la table 1.1 suivante :

TABLE 1.1 – Résumé des études cliniques publiées de 2003 à 2023, comparant SIB-IMRT et SEQ-IMRT dans le cancer de la tête et du cou

Auteur, pays, année	Nombre des patients	Sites des tumeurs	Protocole Utilisé		
			PTV 1	PTV 2	PTV 3
Chao K.S.C, USA,2003 [15]	126	Larynx, Hypopharynx, Oropharynx	SIB : 56 Gy (1.6 Gy × 35fr)	SIB : 63 Gy (1,8 Gy × 35fr)	SIB : 70 Gy (2 Gy × 35fr)
Chen S-W, China, 2005 [16]	14	Nasopharynx	SIB : 56.1 Gy (1.65 Gy × 34fr) SEQ : 54.0 Gy (1.8 Gy × 30fr)	SIB : 69.7 Gy (2.05 Gy × 34fr) SEQ : 70.2 Gy (1.8 Gy × 39fr)	N/A
Lamers kuijper, Netherlands, 2011 [17]	50	Nasopharynx Oropharynx Larynx	SIB : 57.75 Gy (35fr × 1.65 Gy) SEQ : 46 Gy (23fr × 2 Gy)	SIB : 70 Gy (35fr × 2 Gy) SEQ : 70 Gy (35fr × 2 Gy)	N/A
Vlacich G, USA,2017 [18]	209 (141 SEQ et 68 SIB)	Hypopharynx, Oropharynx, Nasopharynx, Larynx, Oral cavity, Paranasal sinus	SIB : 56.1 Gy (33fr × 1.7 Gy) SEQ : 50.4 Gy (24fr × 2.1 Gy)	SIB : 69.3 Gy (33 fr × 2.1 Gy) SEQ : 69.3 Gy (33 fr × 2.1 Gy)	N/A
Abhishek Arora, India, 2022 [19]	52 (26 SEQ et 26 SIB)	Oropharynx, Larynx, Hypopharynx, Paranasal sinus	SIB : 48 Gy (30fr × 1.6 Gy) SEQ : 46 Gy (23fr × 2 Gy)	SIB : 60 Gy (30 fr × 2 Gy) SEQ : 60 Gy (30fr × 2 Gy)	SIB : 66 Gy (30fr × 2,2 Gy) SEQ : 70 Gy (35fr × 2 Gy)
Avni Kwachhwaha, India, 2023 [20]	54	Oropharynx	SIB : 54 Gy (1.8 Gy/fr) SEQ : 54 à 50 Gy (2Gy/fr)	SIB : 60 Gy (2 Gy/fr) SEQ : 60 Gy (2Gy/fr)	SIB : 66 Gy (2,2 Gy/fr) SEQ : 66 à 70 Gy (2Gy/fr)
Stromberger C, Germany, 2015 [21]	10	Oropharynx Hypopharynx Oral cavity	SIB : 54.4 Gy SEQ : 49.6 Gy	SIB : 60.8 Gy SEQ : 59.4 Gy	SIB : 70,4 Gy SEQ : 72 Gy
Songthong AP, Thailand, 2015 [13]	122 (68 SIB et 54 SEQ)	Nasopharynx	SIB : 56 Gy (33fr × 1.7 Gy) SEQ : 50 Gy (25fr × 2 Gy)	SIB : 70 Gy (33fr × 2.12 Gy) SEQ : 70 Gy (35fr × 2 Gy)	N/A
Rashmi Shivananjappa, India, 2023 [22]	50 (25 SIB et 25 SEQ)	Oropharynx Hypopharynx Larynx	SIB : 54 Gy (30fr × 1.8 Gy) SEQ : 50 Gy (25fr × 2 Gy)	SIB : 66 Gy (30 fr × 2.2 Gy) SEQ : 70 Gy (35fr × 2 Gy)	N/A
Ester Orlandi, Italy, 2009 [23]	N/A	N/A	SIB : 54 Gy (30 × 1.8 Gy) SEQ : 50 Gy (25fr × 2Gy)	SIB : 60 Gy (30 × 2 Gy) SEQ : 60 Gy (30fr × 2 Gy)	SIB : 66 Gy (30 × 2,2 Gy) SEQ : 70 Gy (35fr × 2Gy)
Mirestean CC, Romania, 2023 [14]	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A

N/A (Non applicable) : des informations ne sont pas disponible dans l'article.

1.8.2 Analyse des données par article

L'études sur les différentes techniques de boost ont montré que la traitement SIB était supérieure en termes de conformité et d'épargne des OARs par rapport à la traitement séquentielle. Parmi elles l'étude par Chen (table 1.2) , qui a rapporté que la SIB permet une meilleure distribution dans la zone ganglionnaire élective, tandis que la traitement séquentielle pourrait entraîner des doses beaucoup plus élevées aux OARs concernant la glande parotide et l'oreille interne [16]. Voir Table 1.2.

TABLE 1.2 – Comparaison dosimétrique des 2 stratégies d'IMRT dans l'étude de Chen

Cible/organe à risque	SIB	Séquentiel	Valeur P
Dose moyenne de PTV1 (% de la dose prescrite)	101,7 + 2,4%	102,3 + 3,1%	0,1900
Dose moyenne de PTV2 (% de la dose prescrite)	109,8 + 4,7%	112,6 + 6,0%	0,0200
Dose maximale à la moelle épinière (Gy)	44,89 + 4,95 Gy	35,47 + 7,67 Gy	0,001
Dose maximale au tronc cérébral (Gy)	52,84 + 5,51 Gy	48,34 + 3,88 Gy	0,001
Dose moyenne à la glande parotide droite (Gy)	28,65 + 3,20 Gy	35,67 + 5,34 Gy	0,001
Dose moyenne à la glande parotide gauche (Gy)	29,03 + 4,29 Gy	34,76 + 4,89 Gy	0,001
Dose moyenne à l'appareil oreille droite (Gy)	47,33 + 5,99 Gy	54,88 + 7,84 Gy	0,001
Dose moyenne à l'appareil oreille gauche (Gy)	50,88 + 4,04 Gy	58,63 + 5,61 Gy	0,001

La SIB-IMRT ne nécessite qu'un seul plan de traitement, ce qui est plus pratique et plus efficace que la SEQ-IMRT. D'un point de vue socio-économique, un nombre moindre de fractions de traitement (par exemple : 33 fractions en SIB-IMRT par rapport à 35 fractions en SEQ-IMRT) permet également des économies de temps (ce qui est une solution privilégiée dans les centres de radiothérapie avec des listes d'attente plus longues) et de coûts, tout en réduisant la charge de travail des personnels [13].

De plus, du point de vue radio-biologique, la réduction du temps total de traitement est censée de réduire le risque de reprise des clonogènes tumorales lors de la phase tardive du traitement par radiation et probablement améliorer la probabilité de contrôle de la tumeur. [13]

Voir tableau 1.3.

TABLE 1.3 – Calcul de BED (Biological Equivalent Dose) pour la traitement séquentielle et SIB dans l'étude de Chen

Technique	BED(tumeur)	BED (late)
Tecnique SIB (monophasée)		
PTV HR = 69,7 Gy	83,98 Gy ₁₀	117,3 Gy ₃
PTV LR= 56,1 Gy	65,35 Gy ₁₀	87,0 Gy ₃
Technique séquentielle (2 phases)		
PTV HR = 70,2 Gy	82,80 Gy ₁₀	112,3 Gy ₃
PTV LR= 54,0 Gy	63,70 Gy ₁₀	86,4 Gy ₃

Remarque : Le calcul des BED est basé sur le modèle linéaire-quadratique pour la destruction cellulaire avec un α/β de 10 pour les tumeurs et un α/β de 3 pour les tissus normaux à réponse tardive.

$$\text{BED} = nd \left[1 + \frac{d}{(\alpha/\beta)} \right] \quad (1.1)$$

Où n = numéro des seances de traitement, d = taille de la fraction (Gy)

Dans l'étude menée par Chen (table1.3, la BED du PTV-HR était légèrement plus élevée en SIB-IMRT qu'en SEQ-IMRT, respectivement 83,98 Gy et 82,80 Gy. La taille de fraction plus élevée dans le bras de SIB pourrait avoir un effet sur la mort cellulaire et la régénération des tissus normaux répondant de manière aiguë entourant les volumes cibles.[16].

La différence entre les traitements SEQ et SIB était que les PTV-LR et PTV-HR pour le plan SEQ étaient optimisés séparément dans deux plans tandis que les PTV-LR et PTV-HR pour le plan SIB étaient réalisés dans un seul plan. L'addition des plans SEQ a affecté les distributions de dose. Par conséquent, la distribution de dose du SIB était plus homogène que celle du SEQ en raison de l'effet de l'addition des plans dans la technique SEQ.[13]

La technique SIB a également démontré la capacité de délivrer la dose de radiation avec une homogénéité accrue dans le PTV haut risque, mais a délivré une dose de radiation relativement hétérogène dans le volume traité de manière élective (PTV risque intermédiaire et PTV bas risque). SIB est également considéré comme réalisable grâce à la capacité de limiter la dose à la moelle épinière à <38 Gy dans l'équivalent dose du régime standard de 2 Gy (EQD2).[14]

Dans le traitement de SIB, les glandes parotides pourraient être épargnées, mais la capacité du SIB à réduire la dose reçue par elles dépend de leur degré d'inclusion des glandes parotides dans le volume cible de planification (PTV). Dans la publication de Lamers-Kuijper, ils ont découvert que la traitement délivrée séquentiellement entraîne une dose moindre aux glandes parotides pour la plupart des patients par rapport à la traitement de boost intégrée simultanée si la région à dose élevée est à plus de 1 cm de la glande parotide.[17]

La SIB-IMRT est plus bénéfique pour les patients qui ont une grande proportion de tissus normaux inclus dans des tumeurs microscopiques. Cependant, étant donné que les organes critiques proches du volume de boost peuvent recevoir des doses plus élevées avec la SIB-IMRT, une attention particulière doit être portée à cet aspect de son application. Avec la SIB, le temps

de traitement global devient plus long pour la zone ganglionnaire élective (de 23 pour SEQ à 35 fractions pour SIB). [13]

Malgré les résultats prometteurs de la SIB, l'utilisation d'une dose élevée par fraction sur la cible peut entraîner une dose plus élevée par fraction aux tissus normaux adjacents, ce qui peut conduire à des toxicités plus aiguës ou tardives. Il a également été noté que les organes critiques proches du PTV-HR, comme le tronc cérébral et la moelle épinière ainsi que les nerfs optiques et les yeux notamment dans les cas de la stade T4, pourraient recevoir des doses plus élevées lors de l'application de la technique SIB en raison de la dose prescrite plus élevée en SIB. La distance des OAR peut être très proche (ou adjacente) à la zone tumorale, il était donc difficile de réduire la dose à certaines zones des OAR. [21]

Le traitement de boost séquentielle peut être plus bénéfique pour les cas où les tissus normaux inclus dans la région cible (PTV-HR) peuvent être à risque. Par exemple : dans l'étude de Stromberger C, Germany, 2015 ; la technique SEQ a donné une Dmax significativement plus faible à la moelle épinière et au tronc cérébral, ce qui est bénéfique dans le cas d'une ré-irradiation. [21]

L'étude menée par Stromberger C. montre que ; la technique SIB a été présentée comme un risque potentiel d'effets secondaires tardifs accrus dans le PTV1 en raison d'un léger hypofractionnement. Cela a conduit leur centre à abandonner la SIB pour le cancer du larynx/hypopharynx dans leur institut, en particulier pour les maladies à volume élevé. [21]

Dans une étude interventionnelle prospective qui a inclus 52 patients d'Inde [19], les auteurs ont évalué la radio-chimiothérapie comparative en utilisant le traitement de boost séquentiel et la technique de boost intégré avec des critères d'inclusion et des données dosimétriques similaires. De plus, les taux de toxicité aiguë (dermatite, mucosité et dysphagie) étaient plus élevés dans le groupe SIB-VMAT avec des taux de contrôle local similaires (65,4 % dans le groupe SIB contre 53,85 % dans le groupe VMAT de boost séquentiel). Les auteurs ont souligné les résultats comparables entre les deux groupes, mentionnant également un avantage technique possible du boost séquentiel VMAT concernant la facilité de re-planification du traitement.

Une étude randomisée récente en provenance de Thaïlande [13] a exploré les toxicités et les résultats dans une petite cohorte de patients atteints de carcinome nasopharyngé (NPC) et n'a montré aucune différence dans les taux de toxicité aiguë ou les résultats précoces entre les deux techniques d'IMRT.

Une analyse de cohorte rétrospective incluant des patients atteints de HNC localement avancé traités par chimio-radiothérapie définitive avec des doses de 69,3 Gy en 33 fractions a comparé la technique de boost séquentiel et la technique de boost intégré. L'étude, qui incluait 68 cas dans le groupe traité par un régime de boost séquentiel et 141 cas traités par IMRT SIB, a identifié un bénéfice de survie à 4 ans en faveur du SIB (76,8 pourcentage contre 69 pourcentage). Même si la dépendance à la gastrostomie et la perte de poids étaient similaires dans les deux groupes de patients, les taux de dysphagie et de dermatite étaient respectivement plus élevés de 27 pourcentage et 22 pourcentage dans le groupe SIB. [18]

Songthong AP. dans son étude, a commenté sur les changements anatomiques significatifs pendant la radiothérapie, y compris le rétrécissement (shrinkage) de la tumeur et les changements dans le contour du corps dus à la perte de poids, ces facteurs peuvent affecter la distribution de dose dans le volume cible et les tissus normaux, ce qui peut entraîner une couverture insuffisante

du volume cible ou des toxicités accrues. [13]

Il a également été noté que les organes critiques proches du PTV-HR, comme le tronc cérébral et la moelle épinière ainsi que les nerfs optiques et les yeux notamment dans les cas de la stade T4, pourraient recevoir des doses plus élevées lors de l'application de la technique SIB en raison de la dose prescrite plus élevée en SIB. La distance des OAR peut être très proche (ou adjacente) à la zone tumorale, il était donc difficile de réduire la dose à certaines zones des OARs.

La technique de boost séquentielle peut être plus bénéfique pour les cas où les tissus normaux inclus dans la région cible (PTV-HR) peuvent être à risque. Par exemple : dans l'étude de Stromberger C, Germany, 2015 ; la technique SEQ a donné une Dmax significativement plus faible à la moelle épinière et au tronc cérébral, ce qui est bénéfique dans le cas d'une ré-irradiation. [21]

Dans l'étude en Thaïlande, menée par Songthong AP, après un suivi médian de 16,8 mois, une récurrence locorégionale a été observée chez un seul patient et des métastases à distance sont survenues chez neuf patients en SIB-IMRT. Le taux de métastases à distance plus élevé en SIB-IMRT pourrait s'expliquer par une proportion plus élevée de stades T4, N3 et IV malgré une différence insignifiante entre les deux approches de traitement. [13]

1.8.3 Conclusion

A partir de ces études on peut conclure que :

Les analyses dosimétriques montrent que la couverture de la cible est similaire entre la technique séquentiel et la technique SIB, mais que la technique SIB offre une meilleure distribution de dose à la zone nodale élective et une meilleure préservation des organes à risque comme des glandes parotides et des structures de l'oreille interne. Malgré les résultats prometteurs de la SIB, l'utilisation d'une dose élevée par fraction sur la cible peut entraîner une exposition accrue des tissus normaux adjacents, ce qui peut entraîner des effets toxiques plus importants, qu'ils soient aigus ou tardifs.

En résumé, les comparaisons entre la technique SIB et la technique SEQ en radiothérapie ont révélé des avantages et des inconvénients propres à chacune. Le choix entre les deux dépendra des caractéristiques du cas clinique, des objectifs thérapeutiques et des préférences du praticien, en tenant compte des avantages potentiels en matière de distribution de dose, de conformité au traitement, d'effets secondaires et d'efficacité thérapeutique. Il existe encore peu de données comparant ces deux techniques.

Notre travail, qui sera défini dans les matériaux et méthodes, portera sur la faisabilité et la réalisation des plans de traitement SIB, l'optimisation de la dose reçue par les organes à risque et les PTVs, ainsi que l'étude de 5 cas de recentrage liés à la complexité apportée par la modification morphologique du patient.

Chapitre 2

Materiels et methodes

2.1 Introduction

Dans cette section, nous allons décrire en détail toutes les étapes, la méthodologie ainsi que le matériel que nous avons utilisés dans le cadre de notre étude. Nous allons aussi expliquer les raisons qui nous ont poussés à sélectionner notre échantillon de patients, et ensuite, étape par étape, nous allons expliquer la technique utilisée pour l'optimisation et la planification qui ont été mises en œuvre pour arriver à nos résultats.

2.2 Sélection des patients et acquisition des données des patients

Pour le passage de la technique VMAT séquentielle à la technique VMAT-SIB, nous avons sélectionné un échantillon de 17 patients tous atteints d'un cancer du cavum localisé, traités par la technique VMAT-SEQ au niveau de l'hôpital Chahids Mahmoudi, regroupés dans le tableau suivant [2.1](#), selon leur classification (annexe) avec un échantillon des différents stades T1, T2, T3, T4.

TABLE 2.1 – 17 patients tous atteintes d'un cancer du cavum

Patient	T/N/M	PTV 1	PTV 2	PTV 3
Patient 1	T1/N2/M1(os)	50,4	60,6	70,2
Patient 2	T1/N2/M0	50,4	66,6	70,2
Patient 3	T2/N2/M0	50,4	59,4	70,2
Patient 4	T2/N2/M0	50,4	66,6	70,2
Patient 5	T1/N2/M0	50,4	-	70,2
Patient 6	T1/N0/M0	50,4	66,6	70,2
Patient 7	T4/N2/M0	50,4	66,6	70,2
Patient 8	T4/N2/M0	50,4	59,4, 66,6	70,2
Patient 9	T1/N1/M0	50,4	59,8 , 66,6	70,2
Patient 10	T3/N2/M0	50,4	66,6	70,2
Patient 11	T1/N2/M0	50,4	66,6	70,2
Patient 12	T2/N2/M0	50,4	66,6	70,2
Patient 13	T2/N3a/M0	50,4	66,6	70,2
Patient 14	T3/N0/M0	50,4	59,4	70,2
Patient 15	T2/N1/M0	50,4	66,6	70,2
Patient 16	T4/N2/M0	50,4	66,6	70,2
Patient 17	T4/N2/M0	50,4	66,6	70,2

2.3 Simulation et contourage des volumes cibles et des organes à risque

Tous les patients ont allongé en décubitus dorsal, avec les bras le long du corps et ils ont été immobilisés avec un masque thermoplastique à cinq points pour la tête et les épaules afin de subir une simulation de TDM avec une épaisseur de coupe de 2,5 mm sur un simulateur CT580 Optima de GE du service de radiothérapie de l'hôpital Chahids Mahmoudi.



FIGURE 2.1 – Un scanner simulateur CT580 Optima de GE,

• Les dispositifs de contention employés sont les suivants :

- Calotte crânienne : pour garantir un confort apaisant et permettant une hyperextension.
- Masque à 5 points, en raison des zones traitées étant très vastes (allant de la base du cou aux épaules).
- Plaque cervicale(ORL) en fibre de carbone (à faible densité).

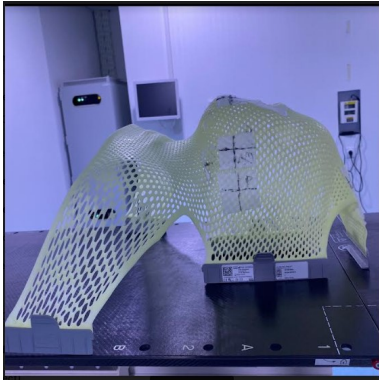


FIGURE 2.2 – Masque à 5 points

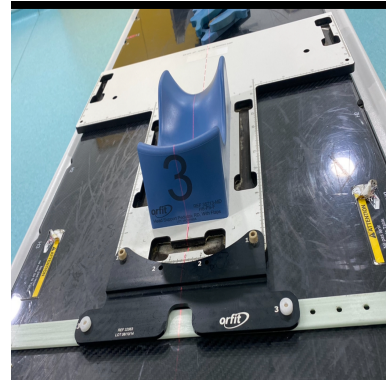


FIGURE 2.3 – Plaque ORL et calotte crânienne

Ce choix des dispositifs de contention vise à assurer une reproductibilité du positionnement tout en privilégiant le confort optimal du patient. Des acquisitions scanner du sommet du crâne jusqu'à au milieu du thorax sont prise. Les images ainsi acquises sont ensuite transférées sur la station de planification de traitement via le réseau.

Les volumes a traité, les volumes anatomiques et les organes a risque sont délinées par l'oncologue radiothérapeute. La délimitation du volume cible a été réalisée selon les directives du Comité international des unités radiologiques (ICRU) 83 et le RTOG pour tenir compte des délimitations des volumes cible et des marges de sécurités appropriées.

Le Volume Cible Tumoral (GTV) a été défini comme l'extension grossière de la tumeur visible par TDM, IRM et TEP, y compris tous les ganglions lymphatiques impliqués (positifs). Sur la base de la taille de la tumeur primaire et du ganglion impliqué, les Volumes Cibles Cliniques à Haut Risque (CTV-HR), à Risque Intermédiaire (CTV-IR) et à Faible Risque (CTV-LR) ont été délimités [24] [25].

Le volume cible clinique (CTV) impliquait des expansions personnalisées en fonction de l'emplacement et des zones à haut risque spécifiques de la maladie potentielle, généralement avec une marge de 1,0 cm autour du GTV. Le volume cible de planification (PTV) est délimité en ajoutant une marge appropriée de 3 mm autour du CTV correspondant dans toutes les directions afin de compenser les incertitudes liées à la mise en place du traitement et aux mouvements du patient [24] [25].

Les régions ganglionnaires étaient délimitées selon les directives consensuelles du Groupe d'Oncologie Radiothérapie, englobant les niveaux ganglionnaires II à IV bilatéraux. Pour les régions ganglionnaires affectées, le niveau spécifié entier était irradié à la dose prescrite pour la tumeur visible. De plus, si impliqués initialement, les ganglions lymphatiques étaient inclus et traités de manière prophylactique en fonction des indications cliniques [24].

Les définitions et expansions des volumes de traitement étaient cohérentes entre les groupes SIB et SEQ. Les structures normales et à éviter ont été délimitées sur la base de leurs définitions anatomiques. Les organes à risque comprenaient : la moelle épinière, le tronc cérébral, les parotides gauche et droite, la thyroïde, le larynx, l'œsophage, la trachée, la mandibule, les constricteurs pharyngiens, la cavité buccale non impliquée, etc. Chaque fois que cela était proche du Volume Cible de Planification (PTV), les globes oculaires, les nerfs optiques et le chiasma optique ont été délimités.

Pour les techniques séquentielles (SEQ) et de boost intégrée simultanée (SIB), La dose a été prescrite au PTV en utilisant la ligne iso-dose à 95 % dans les deux bras. Les contraintes de dose aux Organes à Risque (OAR) ont été prescrites en utilisant CORSAIR 2022 [26].

TABLE 2.2 – Prescription de la dose

-	PTV 1	PTV 2	PTV3
Volume	Tumeur cavaire avec extension tumorale + Volume tumoral à risque intermédiaire + aires ganglionnaires retro pharyngées, sus clavicules, cervicales et spinales	Tumeur cavaire avec extension tumorale + volume tumoral à risque intermédiaire + aires ganglionnaires Retro pharyngées	Tumeur cavaire avec extension tumorale
Prescription SEQ	50,4 Gy	59,4 - 66,6 Gy	70,2 Gy
Prescription SIB	56 Gy	63 Gy	70 Gy

TABLE 2.3 – BED de la prescription SEQ et SIB

Target volume	SEQ	BED tumor	BED late	SIB	BED Tumor2	BED late2
PTV 1	50.4	59.42	80.64	56	64.96	85.86
PTV2	66.6	78.59	106.56	63	74.34	100.80
PTV 3	70.2	82.84	112.32	70	84	116.67

2.4 La planification de traitement boost séquentiel

La dose totale qui a été prescrite au PTV 3 était de 70,2 Gy. Cette dose a été délivrée en 39 fractions de 1,8 Gy par séance (a raison d'une fraction par jour pour 5 fraction par semaine). La dose prescrite au PTV 2 était de 59,4 Gy - 66,6 Gy aussi délivrée en 1,8 Gy par séance et pour PTV 1 était de 50,4 Gy délivrée en 28 fractions de 1,8 Gy par séance. 2.2 Tous les plans ont été déjà créer et optimisées ont été élaborés sous le système de planification de traitement qui est un système de planification de traitement développé par la société VARIAN et qui a été conçu pour la planification de radiothérapie.

2.5 La planification de traitement boost intégré

La planification de traitement a été réalisée sur le système de planification de traitement ECLIPSE version 13.7.21 en utilisant des faisceaux de photons d'énergie 6MV de l'accélérateur linéaire Clinac iX 23. Le protocole pour la prescription de utilisé pour le plan VMAT-SIB a été pris de la prescription de CHAO [15]. La dose totale qui a été prescrite au PTV 3 était de 70 Gy. Cette dose a été délivrée en 35 fractions de 2 Gy par séance (a raison d'une fraction par jour pour 5 fraction par semaine). La dose prescrite au PTV 2 était de 63 Gy aussi délivrée en 1,8 Gy par séance et pour PTV 1 était de 56 Gy délivrée en 28 fractions de 1,6 Gy par séance. 2.2.

Avant de commencer tout plan, nous devons d’abord examiner l’historique médical du patient dans le rapport de consultation pour avoir un contexte pour le plan actuel. Ensuite, pour chaque plan, nous avons vérifié le contour de tous les OARs et PTVs. Des structures cibles précises aident à garantir que l’étendue totale de la tumeur est traitée et des structures d’organes à risque précises aident à garantir que la toxicité des tissus normaux est minimisée.

Dans un cas où le planificateur a reçu un contour du médecin et a remarqué que le PTV est très proche du « contour corporel » ou, dans certains cas, le mauvais contour corporel a été utilisé pour l’expansion du PTV, où le système d’auto-contourage a choisi le masque comme le body. Le contour corporel a été corrigé et le PTV a été régénéré en soustrayant le contour corporel du PTV et en ajoutant une marge de 2 mm entre le PTV et le corps (flash), voir 2.4. .

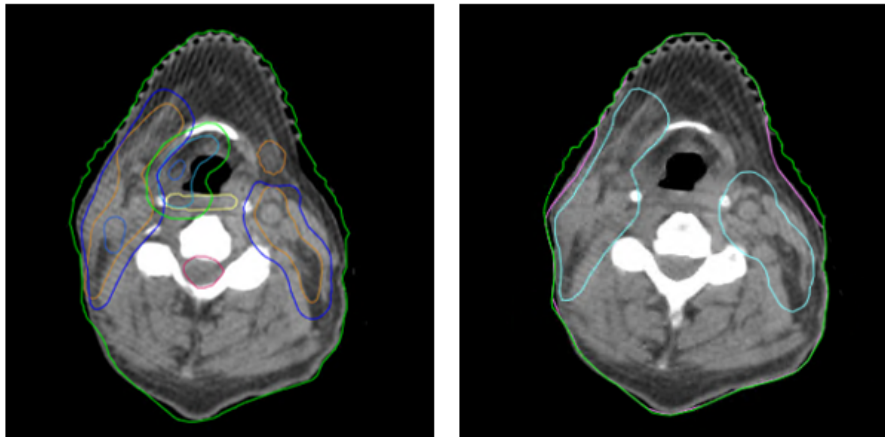


FIGURE 2.4 – Illustration de la correction du contour corporel et PTV.

La méthode d’optimisation VMAT implique :

- Contourage pour Physicien Médical
- Arrangement des arcs
- Processus d’optimisation
- Évaluation du plan

Contours de Physique Médicale : le planificateur doit définir des structures supplémentaires (à l’exception des volumes cibles et des OAR) pour contrôler la distribution de dose pendant l’optimisation. Ces structures d’optimisation uniquement sont l’expansion des OAR et éventuellement la combinaison booléenne de cibles et de tissus normaux. Ce processus est utile dans l’application de différentes doses de prescription, contraintes et dans le contrôle des gradients de dose entre le tissu normal et le volume cible.

Nous avons dû établir une convention de nommage pour les structures d’optimisation afin qu’elles puissent être facilement identifiées comme : z_cerveau_3mm, z_PTV_opt etc. (“Z” recommandé par AAPM TG 263) [27].

Le planificateur devait également être attentif lors de la création des structures d’optimisation. Les structures d’optimisation créées sont :

- zPTV_opti(s)
- zOARs dans PTV
- Anneaux (Rings)
- Bords (Rinds)

En créant ces structures, la dose élevée délivrée uniquement à la région où elle est censée être augmentée peut être limitée. Pour l'optimisation des plans VMAT-SIB, nous avons utilisé la méthode de planification de M. Adam Shulman, physicien médical au Centennial Medical Centre, HCA, USA avec des modifications.

La Méthode de Shulman pour la planification VMAT-SIB : [28] Cette méthode est pour les utilisateurs d'éclipse et montre comment incorporer les principes de décroissance de dose pour développer des plans de radiation de haute qualité. Cette méthode est une manière systématique d'effectuer un traitement inverse pour l'IMRT/VMAT qui permet aux physiciens médicaux de développer des plans de radiation efficaces et de haute qualité.

2.5.1 Création de structures pour la planification du traitement :

A. Création de PTVs \rightarrow zPTVs :

Les zPTVs sont des structures de planification spécialement conçues pour les PTVs qui se chevauchent ou se trouvent à proximité des OAR avec des limites de dose maximale qui nécessitent une épargne au détriment de la couverture du PTV. Pour créer des zPTVs à partir des PTVs originaux, soustrayez le chevauchement + marge de chaque OAR qui doit être épargné du PTV original, selon le principe de 5-10 %mm d'épargne de dose près de ces OAR.

Il n'y avait aucun OAR avec des limites de dose maximale qui nécessitaient une épargne au détriment de la couverture du PTV dans les plans que nous avons créés, donc il n'était pas nécessaire de créer ces structures dans notre cas.

B. Création d'une structure zPTV_Opti_(max) de chaque PTV :

Il est prévu que l'algorithme aura des difficultés à limiter les points chauds plus élevés que souhaités à travers le PTV de dose inférieure si un chevauchement d'un PTV de dose plus élevée existe ou si une marge nulle entre les cibles de dose inférieure et de dose plus élevée est utilisée.

Pour résoudre ce problème, nous avons séparé les PTV de telle manière que les doses maximales dans chacune des structures zPTV_Opti_(max) puissent être prédites et ainsi facilement optimisées, cette structure est également utilisée pour évaluer la couverture de chaque niveau de dose du PTV pendant l'optimisation.

Si un PTV de niveau de dose inférieure inclut un PTV de niveau de dose plus élevée, alors le DVH sera plus facile à passer la contrainte de couverture avec le volume supplémentaire qui reçoit facilement plus que la dose de prescription du PTV de dose inférieure. Pour créer ces structures, une soustraction a été faite du PTV avec une dose plus élevée que celle dans laquelle zPTV_Opti_(max) est en cours de développement.

La marge est calculée selon la méthode de Shulman : [28]

$$Marge(mm) = \frac{\%d\acute{e}croissance\acute{n}ecessaire}{\%d\acute{e}croissanceparmm} = [1 - (\frac{PTV\ DOSE\ FAIBLE}{PTV\ DOSE\ \acute{E}LEV\acute{E}})] \frac{100}{5}$$

Où le dénominateur 5 à la fin de l'équation correspond à une décroissance de dose de 5%/mm.

Nous avons créé ces structures uniquement pour PTV 56Gy et PTV 63Gy

$$\text{La marge entre PTV56 et PTV63 : } Marge(mm) = [1 - \frac{56}{63}](\frac{100}{5}) = 2,22mm$$

La marge entre PTV56 et PTV70 (cela devait être calculé pour les patients avec seulement 2 PTV comme le patient 6 :

$$Marge = [1 - (\frac{56}{70})](\frac{100}{5}) = 4mm$$

$$\text{La marge entre PTV63 et PTV70 : } Marge = [1 - (\frac{63}{70})](\frac{100}{5}) = 2mm$$

Les marges calculées se sont avérées insuffisantes pour minimiser les points chauds entre les PTV comme souhaité, nous avons donc dû apporter une modification à la méthode Shulman où nous avons introduit la méthode de décroissance de dose de 1Gy/mm.

En utilisant cette méthode de décroissance, la marge entre PTV56 et PTV63 = 3,5mm, la marge entre PTV56 et PTV70 = 7mm et la marge entre PTV63 et PTV70 = 3,5mm.

$$z_{PTV_Opti_56} = PTV56 - (PTV63 + 3,5mm)$$

$$z_{PTV_Opti_56} = PTV56 - (PTV70 + 7mm) \text{ pour les cas avec deux PTV}$$

$$z_{PTV_Opti_63} = PTV63 - (PTV70 + 3,5mm)$$

$$z_{PTV_Opti_70} = PTV70 \text{ (aucun ajustement n'était nécessaire)}$$

En utilisant ces structures, nous avons pu limiter les doses élevées à la région où la dose est censée augmenter près du PTV de dose plus élevée. Cela a permis à l'algorithme d'optimisation de contenir les points chauds dans le reste des PTV de dose inférieure sans mettre l'algorithme en difficulté en compétition avec d'autres structures d'optimisation.

C. Création de deux anneaux :

Création de deux anneaux par plan, peu importe le nombre de PTV existants. Les anneaux sont appelés "z_PTV_Opti_Ring (1,2)" et ont été créés comme suit :

z_PTV_Opti_Ring 1 : Pour les plans SIB avec plusieurs niveaux de dose, on a combiné d'abord tous les PTV dans une structure temporaire. Dans ce cas, selon le protocole de CHAO : PTV56 + PTV63 + PTV70 ont été combinés.

Ensuite, un anneau de 1 cm commençant à 3 mm de cette structure temporaire a été créé. Ensuite, [z_PTV de dose moyenne + marge de 4,9 mm] a été soustrait de l'anneau pour s'assurer

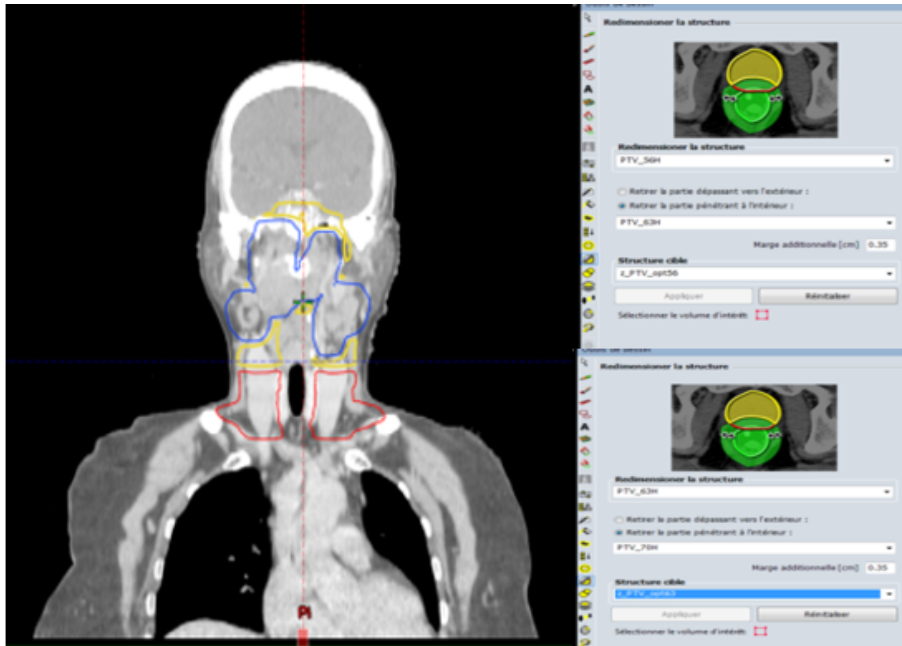


FIGURE 2.5 – Illustration de la creation des structures : zPTV_Opti_(max) de chaque PTV

que l’anneau est à 4,9 mm de la dose moyenne et nous avons également soustrait [zPTV de dose élevée + marge de 6,4 mm] de l’anneau pour garantir que l’anneau est à 6,4 mm de la dose élevée du PTV, voir fig2.6.

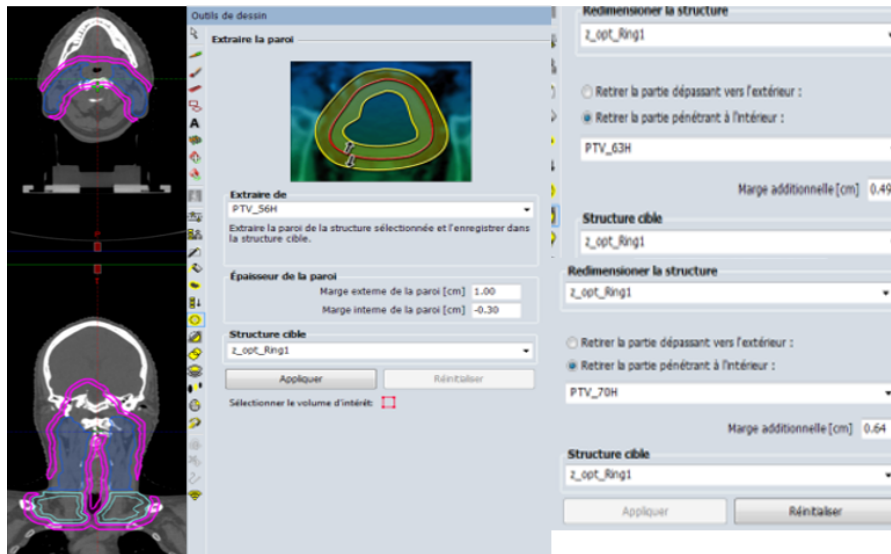


FIGURE 2.6 – Illustration des structure : z_PTV_Opti_Ring 1

Cela permet un espace adéquat entre l'anneau et ces niveaux de dose faible, intermédiaire et élevée en fonction de la règle empirique de la décroissance de dose près des différents niveaux de dose du PTV.

Cet anneau a été nommé et enregistré "z_PTV_Opti_Ring 1". Plus tard, pour le processus d'optimisation, une contrainte maximale de 85 % du PTV qui se trouve à 3 mm de l'anneau a été appliquée.

$$Marge(mm) = \frac{\%dedécroissancenécessaire}{\%dedécroissanceparmm} = [1 - (\frac{(85\%)DOSEPTVFAIBLE}{DOSEPTVÉLEVÉE})](\frac{100}{5})$$

La marge suit également la règle empirique de 5 % par mm de décroissance de dose de chaque PTV.

z_PTV_Opti_Ring 2 : Pour ce deuxième anneau, nous avons choisi de le nommer z_Ring 30Gy car il a été créé pour contrôler la dose de 30 Gy, voir figure 2.9. Cet anneau fait 5 cm d'épaisseur et commence à 2 cm de la structure temporaire créée qui est essentiellement la somme des trois PTV.

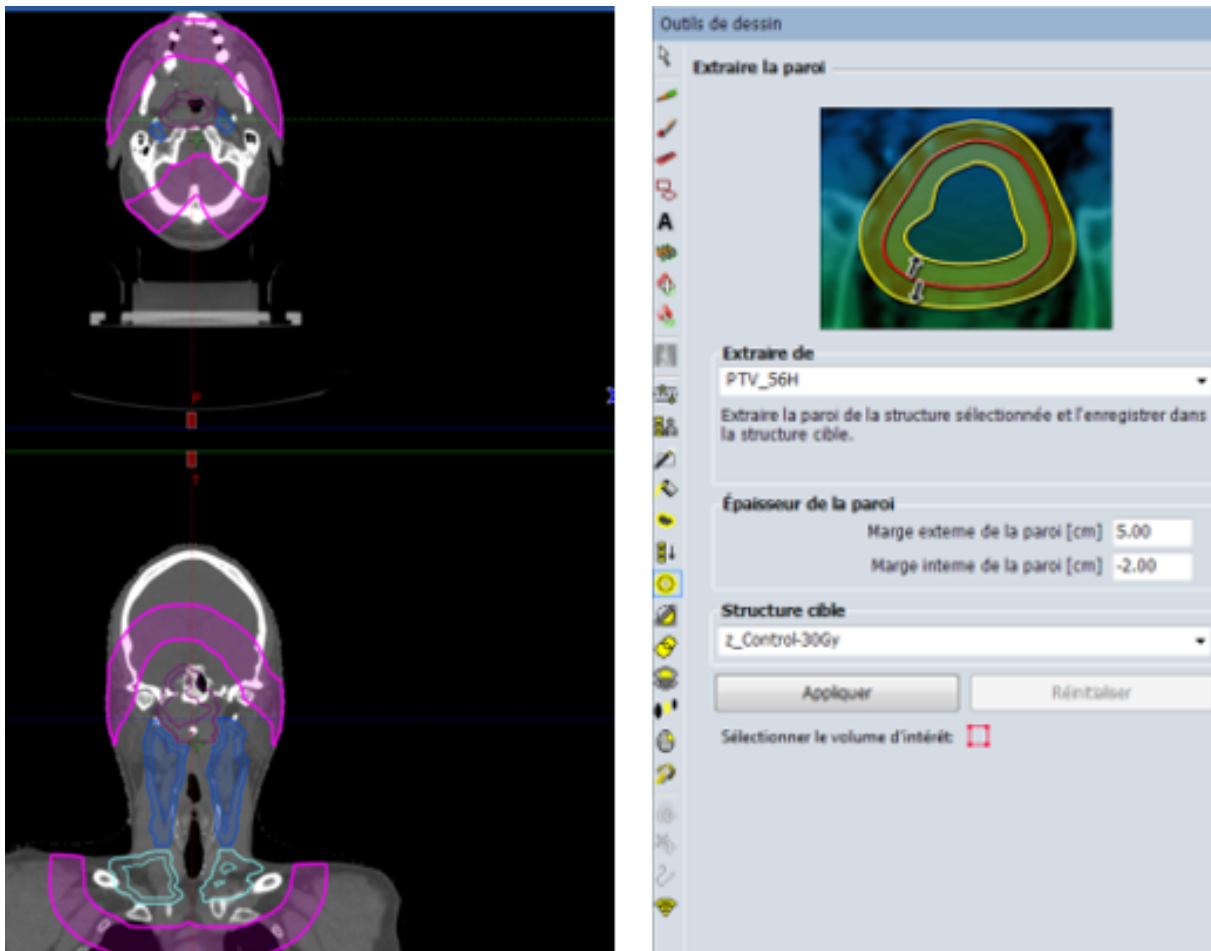


FIGURE 2.7 – Illustration des structure : z_Ring 30Gy

Pour cet anneau, même sans aucune soustraction d'une marge, il a fonctionné efficacement car il est à une distance plus éloignée de tous les PTV.

D. Création des contours des bords ; "z_PTV_Opti_Rind" pour chaque PTV :

Il est prévu que l'algorithme aura des difficultés à la fin des bords de chaque PTV car c'est là que la dose est poussée plus bas aux OAR ainsi qu'à l'objectif du tissu normal (NTO). Pour résoudre cela, nous avons ajouté une plus petite portion du volume du PTV afin que l'algorithme puisse se concentrer plus efficacement sur cette zone.

Pour créer cette structure, nous avons créé un Rind de 5 mm au bord de chaque z_PTV_Opti_(max) pour obtenir z_PTV_Opti_Rind. Nous avons utilisé l'outil "extract wall" et appliqué : paroi extérieure = 0 mm, paroi intérieure = +0,5 mm, voir figure 2.8.

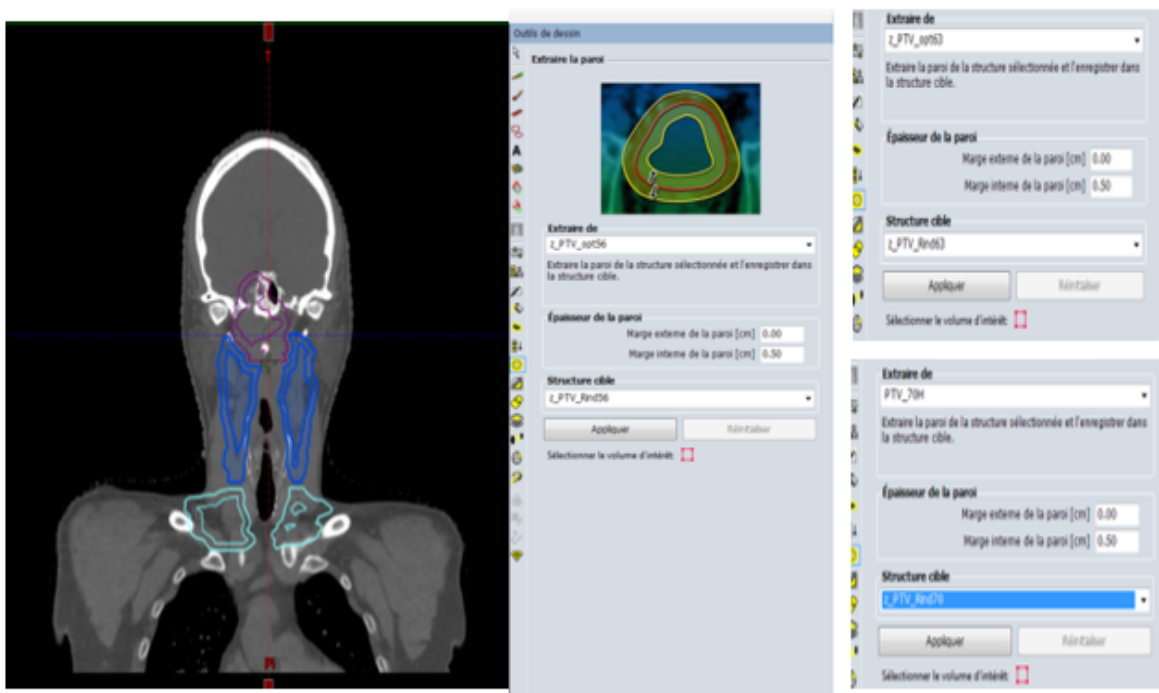


FIGURE 2.8 – "z_PTV_Opti_Rind" pour chaque PTV

E. Création des structures de planification des chevauchements des OAR :

Le médecin peut souhaiter qu'une dose moyenne critique pour un OAR spécifique (par exemple : parotide ou thyroïde) soit atteinte au détriment du PTV. Cela peut être difficile, car il est difficile de visualiser ou de mesurer la quantité de volume qui peut être atteinte lors de la planification. Dans un tel cas, il existe une astuce supplémentaire pour soustraire une marge pour des OAR particuliers où la dose moyenne est la dose de tolérance. Pour créer des structures superposées, nous avons effectué une superposition booléenne du PTV56 et des OAR, voir figure 2.9.

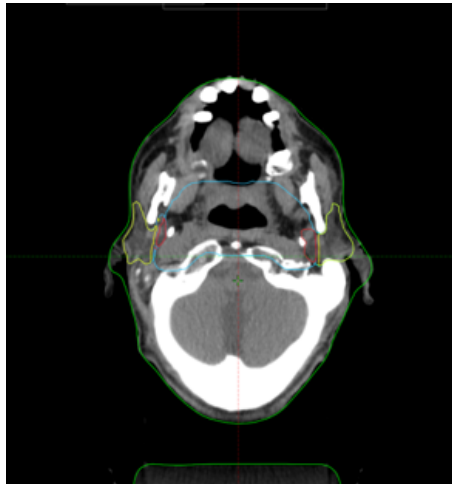


FIGURE 2.9 – Illustration de structures de planification des chevauchements entre le parotide et le PTV56 (rouge)

F. Création d'autres structures de planification si nécessaire :

La moelle épinière a été segmentée en trois parties en fonction de la proximité de chaque niveau de dose : la moelle épinière cervicale supérieure pour la moelle épinière à proximité du PTV à haut risque, la moelle épinière cervicale moyenne qui est à proximité du PTV à risque intermédiaire ainsi que la moelle épinière thoracique inférieure qui est à côté du PTV à faible risque. Il est étudié que la moelle épinière cervicale est plus radiosensible par rapport à la partie lombaire ou thoracique[29]. Nous avons dû segmenter la moelle épinière afin d'optimiser chaque partie séparément. 2.10.

Volumes d'organes à risque de planification des OAR (z_OARs_PRVs) : pour certains OAR, lors du contourage, une marge est ajoutée pour garantir qu'il n'y a pas de dose élevée adjacente à eux. Par exemple ; nerfs optiques, chiasma, tronc cérébral, cristallin, cochlée : marge uniforme de 2 mm pour les PRVs.

Dans nos cas, pour certains plans, nous avons ajouté une marge uniforme de 2 mm pour les nerfs optiques et le chiasma, puis nous avons combiné les structures créées car elles ont la même contrainte de dose et nous avons nommé la structure : $z_prv_chiasma+nerfs$ optiques. On a créé cette structure surtout pour les plans des patients avec un stade T4, où le PTV haut risque est en étroite proximité avec les nerfs optiques et le chiasma.

On a aussi créé les contours pour correction de densité (par exemple : pour les artefacts métalliques dans le champ de traitement)



FIGURE 2.10 – La moelle épinière segmentée en trois parties (gauche) et z_prv_chiama+nerfs optiques (droite)

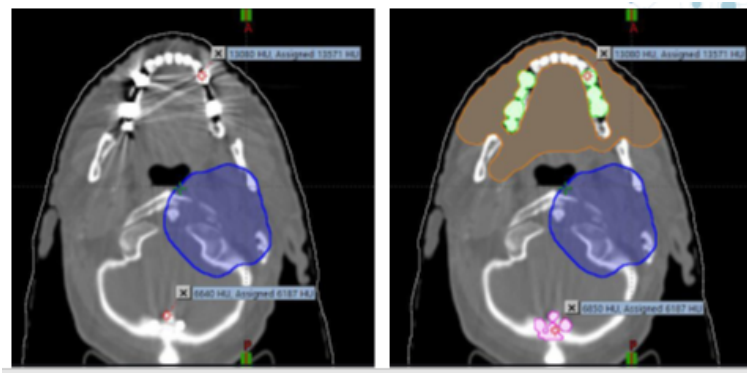


FIGURE 2.11 – contour des Artifact

Maintenant que toutes les structures d'optimisation ont été créées, passons à l'étape suivante :

2.5.2 Arrangement des arcs

Pour commencer ce processus, un nouveau plan a d'abord été inséré et un point de référence a ensuite été créé selon la prescription du PTV à haut risque étant de 70 Gy délivrés à 2 Gy par fraction.

Deux champs conformes au PTV qui est la sommation de tous les niveaux du PTV, une marge de 0,5 cm, avec 1 isocentre-2 rotations complètes ont été ajoutés à un angle de collimateur de 15 degrés.

La taille du champ a atteint environ 18 cm et plus dans la direction X et si elle n'est pas ajustée ; le plan commencera à se dégrader de manière notable. Les mâchoires X doivent alors être ajustées à 15 cm ou moins tandis que l'outil de géométrie d'arc est toujours actif, cela montrera la couverture de la cible en couleurs qui notifie la faisabilité. Assurez-vous que les bords supérieur et inférieur des cibles sont complètement couverts avec la mâchoire Y. Le

troisième champ a ensuite été ajouté à l'angle de collimateur de 0 degré, l'angulation du gantry a ensuite été ajustée pour une meilleure préservation de la moelle épinière et du tronc cérébral.

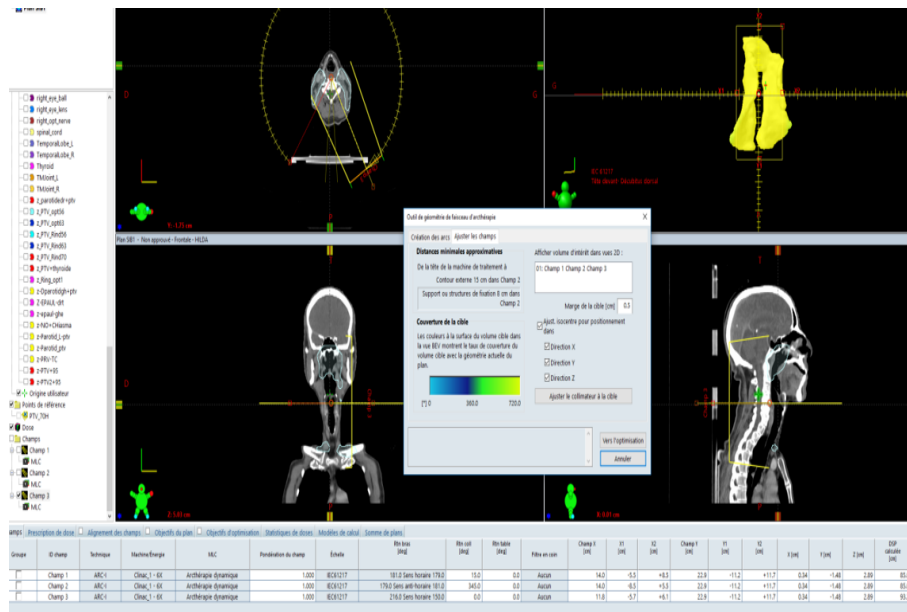


FIGURE 2.12 – Montage de l'arrangement des arcs

2.5.3 Début de la pondération et des doses d'optimisation

A. Entrée des limites de dose inférieure du PTV, des limites de dose supérieure du PTV, de la limite de dose maximale de l'anneau, des limites de dose supérieure et inférieure des OAR et de l'objectif des tissus normaux (NTO)

Limites de dose inférieure du PTV :

- 100% de zPTV_Opti_(max) reçoit 98% de la dose prescrite. Cela a été créé pour chaque niveau de prescription.
- 100% de zPTV_Opti_Rind reçoit 98% de la dose prescrite.
- Si l'on utilise le zOAR_in PTV, 100% de celui-ci reçoit également 98% de la dose prescrite.
- Pondération 120 pour tout ce qui précède.

Limites de dose supérieure du PTV :

- 0% de zPTV_Opti_(max) reçoit 105% de la dose prescrite. Cela a été créé pour chaque niveau de prescription.
- 0% de zPTV_Opti_Rind reçoit 105% de la dose prescrite.
- Si l'on utilise le zOAR_in PTV, 0% de celui-ci reçoit 101% de la dose prescrite.
- Pondération 120 pour tout ce qui précède.

- Pour zPTV_Opti_Ring1 : 0% reçoit 85% de la dose prescrite pour le PTV à faible risque. Pondération : 80 - z_Ring 30Gy : 0% reçoit 30 Gy. Pondération : 80

Limites de dose moyenne du PTV :

Pour zPTV_Opti_(max) et zPTV_Opti_Rind, des limites de dose moyenne ont été ajoutées à 100% de la dose prescrite. OAR :

- Objectifs supérieurs pour tous les OAR avec contrainte de dose maximale : Priorité 80
- Objectifs moyens pour tous les OAR : dose moyenne fixée à la pleine dose prescrite ; Priorité 0

Objectif des tissus normaux (NTO)

- Dose de départ : 100%
- Dose finale : 40%
- Distance jusqu'à la diminution de la dose : 1 mm
- Facteur exponentiel : 0,2
- Priorité : 100

B. Exécution de l'optimisation avec ces entrées de départ

L'optimisation a été démarrée avec seulement ces objectifs sur les PTV, les NTO, les anneaux, les OAR. L'apparence du DVH a été prise en compte une fois l'optimisation stabilisée. Les formes des courbes pour le PTV et les anneaux devraient avoir l'air identiques à la fin de l'étape 1.

Dès que nous sommes arrivés à l'étape 2, nous avons dû faire une pause et commencer à ajuster les objectifs de dose moyenne pour chaque OAR, un par un (en commençant par une priorité de 80-100 pour chacun en fonction de l'importance de la couverture relative). En ajustant ces objectifs moyens, nous devons nous assurer que la couverture du PTV était toujours maintenue.

Pour chaque petit et grand pas dans le processus d'optimisation, nous faisons une pause dans l'algorithme. Nous devons ensuite ajouter l'optimisation pour les OAR avec des contraintes de dose maximale, un par un.

Une fois à l'étape 3 de l'optimisation :

- Nous devons peaufiner la couverture en augmentant de manière itérative la priorité à 10-21 des objectifs inférieurs jusqu'à ce qu'ils soient atteints.

- Nous avons également légèrement ajouté les valeurs de dose moyenne pour les objectifs OAR plus coûteux. Une fois arrivés à l'étape 4, aucune pause spécifique n'était nécessaire mais

nous nous sommes assurés de surveiller les objectifs. Le poids peut être augmenté jusqu'à 900, la dose maximale peut être réduite, ou des contraintes supplémentaires peuvent également être ajoutées jusqu'à ce que chacune des contraintes de dose maximale soit atteinte.

Idéalement, la méthode Shulman devrait être parfaite du premier coup, sans nécessité d'une deuxième itération. Pour certains plans, l'optimisation a dû être répétée et certains ajustements ont dû être effectués afin que les OAR soient mieux optimisés avec une dose beaucoup plus faible et que le PTV atteigne la couverture optimale.

Un "template d'optimisation standard a été créé en utilisant la méthode de Shulman et des ajustements ont été faits pour chaque patient en fonction de leur stadification TDM ainsi que de la forme de la tumeur et des OARs à proximité.

ID	Type	Volume	Vol [%]	Dose [Gy]	Dose relative [%]	Priority	gEUD a
PTV_T04	PTV	239.7					
	Supérieur(s)	0.0	0.0	72.00		120	x
	Inférieur(s)	239.7	100.0	68.80		120	x
	Moyen			70.00		120	x
z_PTV_spt66	PTV	183.6					
	Supérieur(s)	0.0	0.0	58.80		120	x
	Inférieur(s)	183.6	100.0	54.88		120	x
	Moyen			56.00		120	x
z_PTV_spt63	PTV	234.1					
	Supérieur(s)	0.0	0.0	66.15		120	x
	Inférieur(s)	234.1	100.0	61.74		120	x
	Moyen			63.00		120	x
z_PTV_pandide1	PTV	0.8					
	Supérieur(s)	0.0	0.0	64.00		120	x
	Inférieur(s)	0.8	100.0	61.74		120	x
z_PTV_pandow1	PTV	0.9					
	Supérieur(s)	0.0	0.0	64.00		120	x
	Inférieur(s)	0.9	100.0	61.74		120	x
z_PTV_Rand66	PTV	103.0					
	Supérieur(s)	0.0	0.0	68.80		120	x
	Inférieur(s)	103.0	100.0	54.88		120	x
	Moyen			66.00		120	x
z_PTV_Rand63	PTV	148.8					
	Supérieur(s)	0.0	0.0	66.15		120	x
	Inférieur(s)	148.8	100.0	61.74		120	x
	Moyen			63.00		120	x
z_PTV_Rand70	PTV	108.8					
	Supérieur(s)	0.0	0.0	72.00		120	x
z_PTV_Trynede	PTV	3.5					
	Supérieur(s)	0.0	0.0	62.00		120	x
	Inférieur(s)	3.5	100.0	61.74		120	x
Brainstem	OAR	24.9					
	Supérieur(s)	0.0	0.0	28.00		80	x
	Moyen			22.00		80	x
Eye Left	OAR	7.7					
	Supérieur(s)	0.0	0.0	28.00		80	x
	Moyen			10.00		80	x
Eye Right	OAR	8.6					
	Supérieur(s)	0.0	0.0	45.00		80	x
	Moyen			15.00		80	x
Larynx	OAR	11.9					
	Supérieur(s)	0.0	0.0	60.00		80	x
	Moyen			38.00		80	x
Lens Left	OAR	0.3					
	Supérieur(s)	0.0	0.0	5.00		80	x
Lens Right	OAR	0.2					
	Supérieur(s)	0.0	0.0	5.00		80	x
Parotid_L	OAR	12.9					
	Supérieur(s)	0.0	0.0	64.00		80	x
	Moyen			25.00		80	x
Parotid_R	OAR	15.0					
	Supérieur(s)	0.0	0.0	64.00		80	x
	Moyen			25.00		80	x
Thyroid	OAR	10.0					
	Supérieur(s)	0.0	0.0	62.00		80	x
	Moyen			27.00		100	x
z_Control300y	PTV	2901.3					

FIGURE 2.13 – montage de la template d'optimisation

Une fois le processus d'optimisation par le PO 13721 terminé, le calcul des plans a été effectué à l'aide de l'algorithme : AcurosXB 13721 et le plan a été normalisé : 100% de la dose doit couvrir 50% du volume.

Pour les 4 plans (2 en stade T4, 1 en stade T3 et 1 en stade T2), en raison de la perte de poids et du rétrécissement de la tumeur, ainsi que pour 1 plan en stade T2 en raison de l'inflammation, les patients ont dû être re-simulés. Les volumes cibles ainsi que les organes à risque ont dû être recontournés. Les images tomодensitométriques re-simulées doivent donc être superposées aux images de la première simulation pour permettre le recalage des deux. Cela permet de redéfinir précisément le contour des PTV.

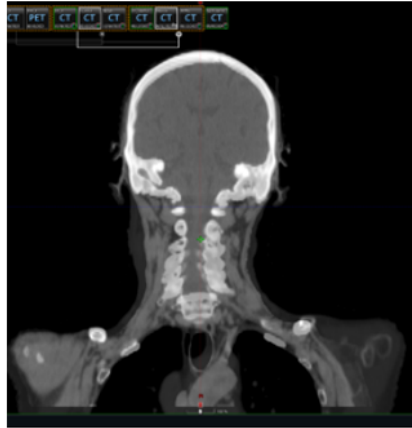


FIGURE 2.14 – Montage du recalage de CT1 avec CT2

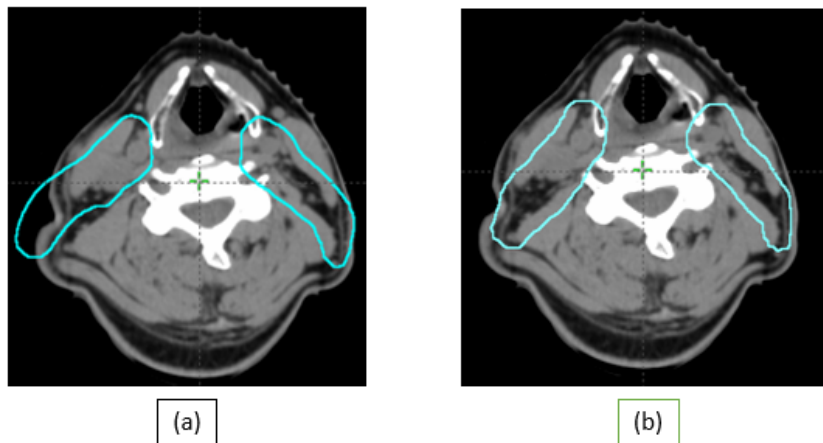


FIGURE 2.15 – (a)muavais PTV 56 et (b)PTV 56 correct

Une fois les contours des volumes cibles et des OAR définis, le même processus est répété : le physicien doit créer des structures d'optimisation de la même manière, répéter le même processus d'optimisation, calculer le plan et puis modifier la prescription du premier plan avant re-simulation à 56 Gy et le plan après le re-simulation à 14 Gy. Pour évaluer la dose reçue par les OARs (Organes à Risque) et les volumes cibles, nous avons donc fait la sommation de ces deux plans.

2.6 Tolérance de dose

Il s'agit de limites spécifiques concernant la quantité de la dose que les tissus normaux adjacents à une tumeur peuvent recevoir lors d'un traitement par radiothérapie. Ces limites sont définies pour réduire au minimum les dommages aux tissus sains tout en garantissant une dose optimale au volume cible.

2.6.1 Contraintes des doses pour les volumes cible

PTV	DOSE (%)
D98%	90%
D95%	95%
D50%	100%
D2%	107%

Avec :

- $D_{2\%}$: la dose maximale reçue par le PTV, ou la dose qui couvre 2% du volume cible.
- $D_{98\%}$: la dose qui couvre 98% du volume cible.
- $D_{95\%}$: , la dose qui couvre 95% du volume cible.
- $D_{50\%}$: la dose qui couvre 50% du volume cible. [7]

2.6.2 Contraintes des doses pour des organes a risque

OAR	Contraintes de dose
Œil droit	Dmax < 50 Gy
Œil droit (lentille)	Dmax < 10 Gy
Œil gauche	Dmax < 50 Gy
Œil gauche (lentille)	Dmax < 10 Gy
Nerf optique droit	Dmax < 55 Gy
Nerf optique gauche	Dmax < 55 Gy
Chiasma	Dmax < 55 Gy
Thyroïde	Dmean < 45 Gy
[26],[30] Hypophyse (Pituitaire)	Dmean < 40 Gy
Tronc cérébral (Brainstem)	Dmax < 55 Gy
Moelle épinière (Spinal cord)	Dmax < 50 Gy
Parotide G	Dmean < 25 Gy ; V20 Gy < 50%
Parotide D (Parotid R)	Dmean < 25 Gy ; V20 Gy < 50%
Cochlée D (Cochlea R)	Dmean < 40 Gy
Cochlée G (Cochlea L)	Dmean < 40 Gy
Larynx	Dmean < 45 Gy
Mâchoire (Mandible)	Dmax < 70 Gy
Os temporal (Temporal bone)	V65 Gy < 10%

2.7 Evaluation dosimétrique

L'évaluation du plan de traitement repose sur l'utilisation des Histogrammes Dose-Volume, qui fournissent des informations sur la distribution de la dose administrée au volume cible et aux organes à risque. Les paramètres couramment évalués comprennent : la dose maximale (Dmax), la dose minimale (Dmin), la dose moyenne (Dmoy) ainsi que le volume de tissu. Leur acquisition

se fait à partir des données de planification de traitements ou de calcul de dose. Conformément au rapport 50 de l'ICRU, une uniformité de dose au volume cible est recommandée, avec une marge de +7% à -5% par rapport à la dose administrée au volume à traiter.

Dans notre étude, les outils d'évaluation que nous avons utilisés sont : la D98%, la D95%, la D50%, la D2%, l'indice d'homogénéité (IH) et l'indice de conformité (IC).

2.7.1 Indice de conformité

L'indice de conformité a été proposé en 1993 par le Radiation Therapy Oncology Group (RTOG) pour évaluer le degré de conformation de dose au volume tumoral. Cet indice est défini par la relation suivante[7] :

$$IC = \frac{V_{IR}}{V_T}$$

Avec :

- V_{IR} est le volume de l'isodose de référence.
- V_T est le volume tumoral.

L'isodose de référence (RI) est définie par le RTOG comme l'isodose de prescription. Le rapport 50 de l'ICRU recommande que l'isodose de référence soit à 95% de la dose prescrite, donc :

$$IC = \frac{V_{95\%}}{V_T}$$

- Si $IC = 1$: Une conformation idéale. Tout le volume tumoral sera irradié par la dose prescrite.
- Si $IC > 1$: Le volume irradié est supérieur au volume cible et comprend les tissus sains.
- Si $IC < 1$: Le volume cible est partiellement irradié.

2.7.2 Indice d'homogénéité

L'homogénéité de la dose caractérise l'uniformité de la distribution de la dose absorbée dans le volume cible. Cet indice est défini par plusieurs définitions dans la littérature par différents auteurs et organisations.

L'IH de RTOG est donné par l'équation suivante [7] :

$$IH = \frac{I_{\max}}{IR}$$

Avec :

- I_{\max} est l'isodose maximale dans la tumeur.
- IR est l'isodose de référence.

Après plusieurs recherches et développements des équations d'indice d'homogénéité, une autre définition apportée par Wu et al. en 2004 citée dans le rapport 83 de l'ICRU est donnée par l'équation suivante (utilisée pour l'IMRT et V-MAT) :

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

Avec :

- $D_{2\%}$: la dose maximale reçue par le PTV, ou la dose qui couvre 2% du volume cible.
- $D_{98\%}$: la dose minimale reçue par le PTV, ou la dose qui couvre 98% du volume cible.
- $D_{50\%}$: la dose qui couvre 50% du volume cible. Un résultat proche de zéro signifie que la dose délivrée au PTV est homogène.

Chapitre 3

Resultats et Discussions

3.1 Introduction

Dans ce chapitre, nous allons présenter les résultats de la comparaison entre le traitement séquentiel et le boost intégré, tout en évaluant la dose au PTV : la D98%, la D95%, la D2%, et aux OARs : moelle épinière segmentée en trois parties, tronc cérébral, parotides, nerfs optiques, chiasm, etc, ainsi les indices dosimétriques. Ces résultats obtenus nous permettront de déterminer les avantages et les inconvénients de chaque approche de traitement : séquentiel et le boost intégré.

3.2 Analyse des PTVs et des OARs à partir des DVH (Dose-Volume Histograms).

Les résultats relatifs aux paramètres étudiées de volume cible sont représentés dans les tableaux suivants regroupent les moyennes sur les 17 patients.

3.2.1 Analyses pour le plan SEQ pour le PTV 50.4

L'évaluation a été effectuée à partir des plans calculé du PTV 50,4, en tenant compte du PTV 66,6 et du PTV 70,2 comme dans le figure 3.1 et table 3.1 dans le traitement séquentiel.

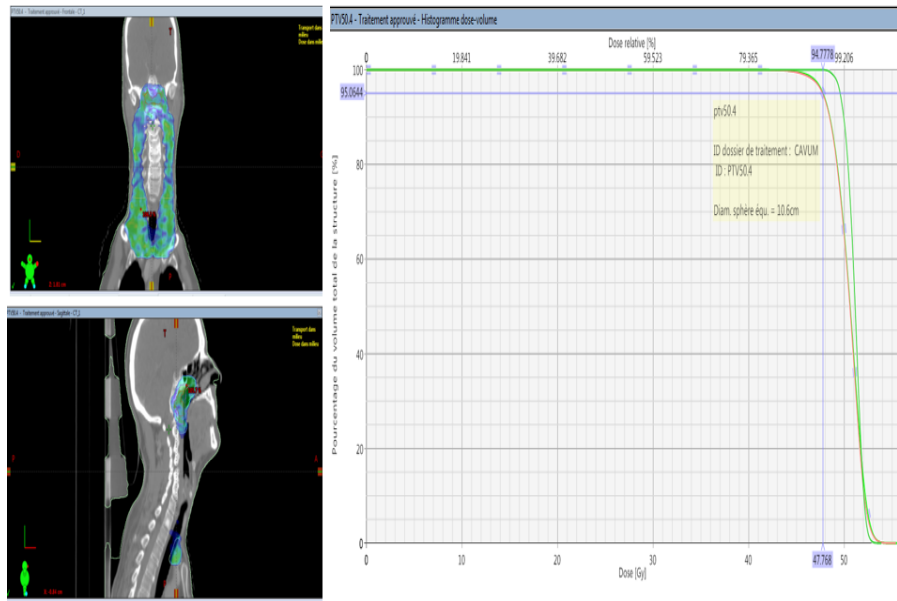


FIGURE 3.1 – Distribution de dose en color wash et le DVH pour le PTV 50.4 Gy

TABLE 3.1 – Parametres ICRU 83 pour la volume cible PTV 50,4

Volume cible	MOYENNE	Ecart types (SD)
PTV50,4		
D98%	95,37 %	0,008
D95%	93,57%	0,014
D50%	100,51%	0,006
D2%	105,37%	0,006
PTV66,6		
D98%	93,93%	0,0233
D95%	95,69 %	0,0154
D50%	100,82%	0,026
D2%	104,54%	0,054
PTV 70,2		
D98%	95,45%	0,0184
D95%	96,65 %	0,0128
D50%	101,28%	0,0038
D2%	104,79%	0,0114

Commentaires

À partir du tableau 3.1, on peut remarquer que le traitement SEQ a respecté la recommandation de l'ICRU 83 en termes de couverture des PTVs, sauf que le D98% est un peu inférieur à 95% pour le PTV 50,4. Même si le PTV est légèrement sous-dosé, ce qui est plus important, c'est que le PTVHR (PTV70,2) est dans la tolérance, donc il y a moins de chances de récurrence. En regardant la figure 3.1, on peut voir que qualitativement, les trois PTVs ont été couverts dans le plan 50,4. On a pris des statistiques de ces trois PTVs dans le plan de PTV 50,4 pour s'assurer que nous avons bien couvert tous ces PTV avec ce niveau de dose.

3.2.2 Analyses pour le plan SEQ pour le PTV 66.6

L'évaluation de la PTV 66,6 a été effectuée en tenant compte du PTV 70,2 comme dans le figure 3.2 et table 3.2 dans le traitement séquentiel.

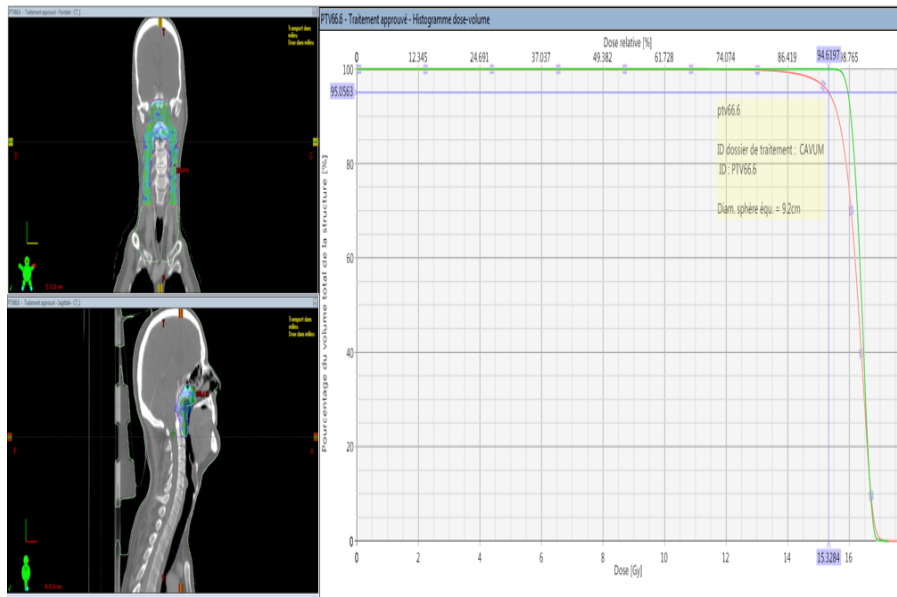


FIGURE 3.2 – Distribution de dose en color wash et le DVH pour le PTV 66,6Gy

TABLE 3.2 – Parametres ICRU 83 pour la volume cible PTV 66,6

Volume cible	MOYENNE	Ecart types (SD)
PTV66,6		
D98%	95,10%	0,013
D95%	92,73%	0,024
D50%	100,64%	0,005
D2%	105,65 %	0,010
PTV 70,2		
D98%	94,56%	0,0238
D95%	96,49 %	0,017
D50%	101,29%	0,025
D2%	105,65 %	0,015

Commentaires À partir du tableau 3.2, on peut remarquer que le traitement SEQ a respecté la recommandation en termes de couverture des PTVs, mais le D95%(dose reçue par 95% du volume) n'est pas dans la tolérance selon la recommandation de l'ICRU 83 car la couverture est de 92,73%. En regardant la figure 3.2, on peut voir que qualitativement, les deux PTVs ont été couverts dans le plan 66,6. On a pris des statistiques du PTV 70,2 dans le plan de PTV 66,6 pour s'assurer que nous avons bien couvert le PTV-HR avec ce niveau de dose.

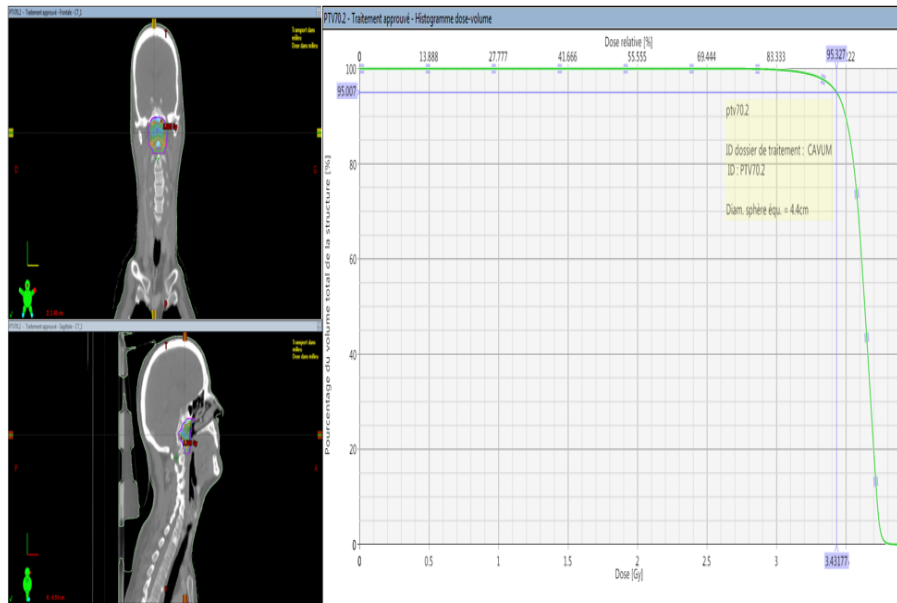


FIGURE 3.3 – Distribution de dose en color wash et le DVH pour le PTV 70,2

3.2.3 Analyses pour le plan SEQ pour le PTV 70,2

TABLE 3.3 – Parametres ICRU 83 pour la volume cible PTV 70,2

PTV1	MOYENNE	Ecart types (SD)
D98%	96,12 %	0,015
D95%	93,94%	0,032
D50%	100,52%	0,0142
D2%	104,77%	0,0172

Commentaires Dans le cadre de cette étude, une analyse des paramètres dosimétriques pour la volume cible PTV 3 a été effectuée en se basant sur les recommandations de l'ICRU. Les critères établis par l'ICRU 83 stipulent que les valeurs idéales devraient être les suivantes :

- D98% : 90%
- D95% : 95%
- D50% : 100%
- D2% : 107%

En examinant les résultats du tableau 3.3 pour le traitement séquentiel VMAT des plans du PTV 70,2, on observe que la valeur de D98% est supérieure à la limite recommandée de 90%, ce qui est positif. Cependant, la valeur de D95% est en dessous de la limite de 95%, indiquant un léger sous-dosage. Pour le D50%, la valeur est proche de l'idéal à 100%, ce qui est favorable. Enfin, le D2% est également en dessous de la limite de 107%, montrant une dose élevée dans une petite partie du volume cible qui est acceptable comme il ne dépasse pas 107%.

3.2.4 Analyses pour le plan SIB pour le PTVs

TABLE 3.4 – Parametres ICRU 83 pour le plan SIB

Parametre	PTV1		PTV2		PTV3	
	MOY	SD	MOY	SD	MOY	SD
D98%	97,79%	0,007	96,68%	0,005	96,82%	0,006
D95%	96,45%	0,008	95,16%	0,007	95,59%	0,006
D50%	100,51%	0,007	101,15 %	0,009	100,00%	0,0003
D2%	108,10 %	0,015	108,25%	0,015	103,48 %	0,0054

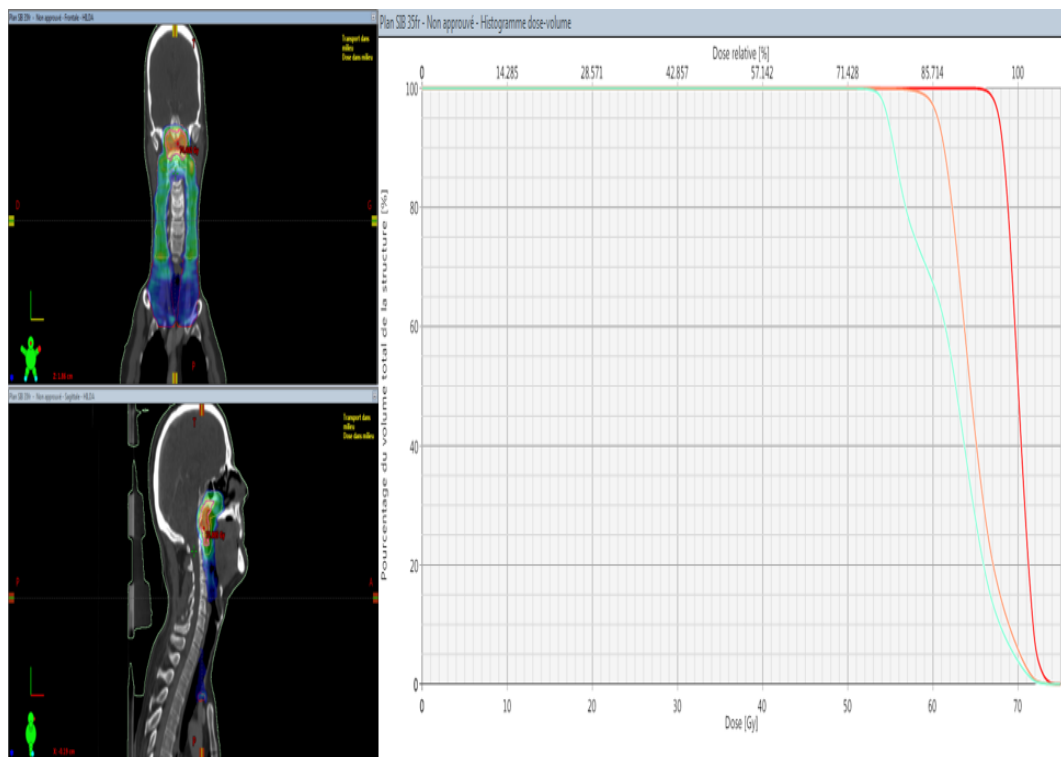


FIGURE 3.4 – Distribution de dose en color wash dans le plan SIB pour le PTV 56 , PTV 63 et PTV 70)

Il est évident à partir du tableau que tous les PTV dans les plans de traitement VMAT-SIB ont respecté les contraintes de dose de l'ICRU, ce qui indique une excellente couverture des volumes cibles.

3.2.5 Parametres ICRU 83 pour la couverture de PTV1

Commentaires En se basant sur les recommandations de l'ICRU, on constate que pour VMAT-SEQ, la valeur de D95% est inférieure au seuil recommandé, indiquant un possible sous-dosage. Pour VMAT-SIB, les valeurs de D98%, D95%, et D50% sont plus proches des idéaux. Nous observons qu'en VMAT-SIB, la couverture est un peu meilleure que la technique VMAT-SEQ. Cependant, le D2% pour le traitement SEQ est dans les seuils recommandés, mais pour le traitement de boost, le D2% dépasse le seuil, ce qui indique un surdosage dans le PTV1.

On constate que l'indice d'homogénéité de PTV1 dans le plan VMAT-SIB est en moyenne de 0,128, ce qui est supérieur à celui du VMAT-SEQ qui est de 0,115. Ces deux valeurs sont

TABLE 3.5 – Comparaison dosimetrique pour la volume cible PTV 1

Parametre	SEQ		SIB	
	MOYENNE	Ecart types (SD)	MOYENNE	Ecart types (SD)
D98%	95,37%	0,008	97,79%	0,006
D95%	93,57%	0,014	96,45%	0,006
D50%	100,51%	0,006	100,51%	0,007
D2%	105,37%	0,006	108,10%	0,015
IC	0,955	0,0239	0,989	0,006
IH	0,115	0,0106	0,128	0,0123

acceptables pour les deux techniques car ces indices sont tous proches de la valeur idéale (IH = 0). On peut conclure que la technique VMAT-SEQ offre une distribution de dose meilleure et plus uniforme en comparaison avec le VMAT-SIB pour les PTV1 (PTV à faible risque). La valeur idéale pour l'indice de conformité est 1 pour ces deux techniques ; SIB est très proche de la valeur idéale plus que SEQ. Cela peut indiquer que la technique SIB maintient également une meilleure conformité avec les limites de prescription de dose.

3.2.6 Parametres ICRU 83 pour la couverture de PTV2

TABLE 3.6 – Comparaison dosimetrique pour la volume cible PTV 2

Parametre	SEQ		SIB	
	MOYENNE	Ecart types (SD)	MOYENNE	Ecart types (SD)
D98%	95,10%	0,013	96,68%	0,005
D95%	92,73%	0,024	95,16%	0,007
D50%	100,64%	0,005	101,15%	0,009
D2%	105,65%	0,010	108,25%	0,015
IC	0,946	0,0062	0,982	0,006
IH	0,121	0,0209	0,127	0,020

Commentaires En se basant sur les recommandations de l'ICRU, on constate que pour VMAT-SEQ, la valeur de D95% est inférieure au seuil recommandé, indiquant un possible sous-dosage. Pour VMAT-SIB, les valeurs de D98%, D95%, et D50% sont plus proches des idéaux. Nous observons qu'en VMAT-SIB, la couverture est un peu meilleure que la technique VMAT-SEQ. Cependant, le D2% pour le traitement SEQ est dans les seuils recommandés, mais pour le traitement de boost, le D2% dépasse le seuil, ce qui indique un surdosage dans le PTV2.

On constate que l'indice d'homogénéité de PTV2 dans le plan VMAT-SIB est en moyenne de 0,127, ce qui est supérieur à celui du VMAT-SEQ qui est de 0,121. Ces deux valeurs sont acceptables pour les deux techniques car ces indices sont tous proches de la valeur idéale (IH = 0). On peut conclure que la technique VMAT-SEQ offre une distribution de dose meilleure et plus uniforme en comparaison avec le VMAT-SIB pour le PTV2 (PTV à risque intermédiaire). La valeur idéale pour l'indice de conformité est 1 pour ces deux techniques ; SIB est plus proche de la valeur idéale que SEQ. Cela peut indiquer que la technique SIB maintient également une meilleure conformité avec les limites de prescription de dose.

3.2.7 Parametres ICRU 83 pour la couverture de PTV3

TABLE 3.7 – Comparaison dosimetrique pour la volume cible PTV 3

Parametre	SEQ		SIB	
	MOYENNE	Ecart types (SD)	MOYENNE	Ecart types (SD)
D98%	96,12%	0,015	96,82%	0,006
D95%	93,94%	0,032	95,59%	0,006
D50%	100,52%	0,0142	100,00%	0,0003
D2%	104,77%	0,0172	103,48%	0,0054
IC	0,9655	0,0285	0,9848	0,0078
IH	0,1101	0,0358	0,0775	0,0206

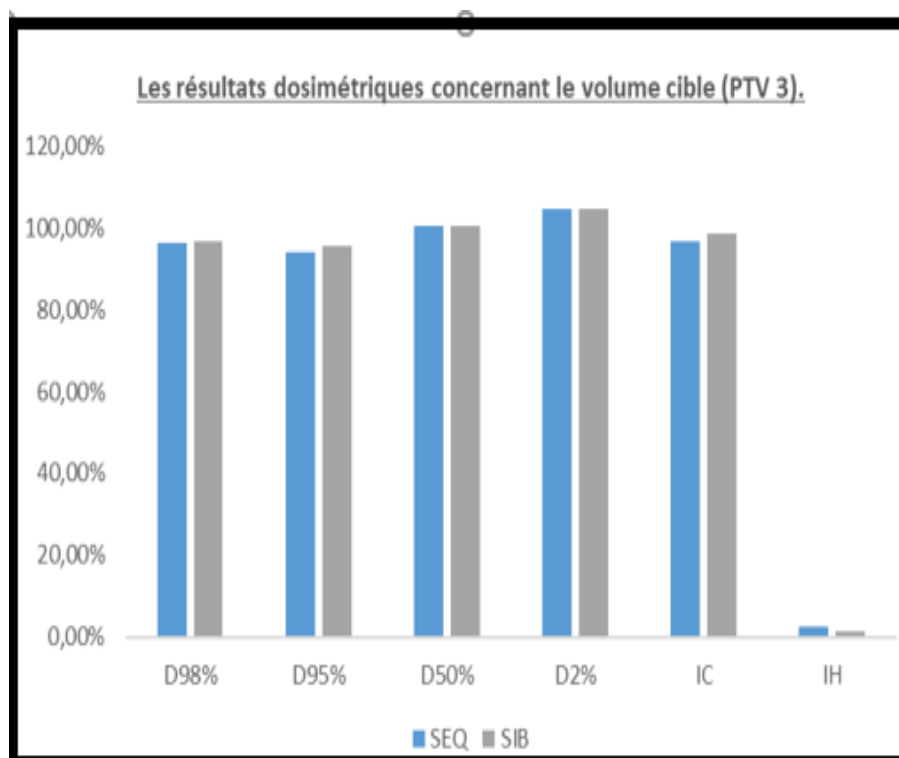


FIGURE 3.5 – Résumé des résultats dosimétriques concernant le volume cible (PTV 3)

Interpretation des results

D'après les résultats obtenus qui sont regroupés dans l'histogramme, qui représente la variation de la couverture en dose, nous observons qu'en VMAT-SIB, la couverture est un peu meilleure que la technique VMAT-SEQ. On a aussi remarqué qu'en VMAT-SIB, la dose maximale reçue était 103,48% et en VMAT-SEQ, la dose maximale reçue était 104,77%, ce qui correspond aux critères de validation pour les deux techniques comme la dose ne dépasse pas la 107%.

On constate que l'indice d'homogénéité de PTV3 en plan VMAT-SEQ est en moyenne de 0,1101, qui est supérieur à celui de VMAT-SIB qui est de 0,0775. Ces deux valeurs sont acceptables pour les deux techniques car ces indices sont tous proches de la valeur idéale de (IH= 0). On peut conclure que la technique VMAT-SIB donne une distribution de dose qui est meilleure et uniforme en comparaison avec VMAT-SEQ.

La valeur idéale pour l'indice de conformité est 1, pour ces deux techniques; SIB est très proche de la valeur idéale plus que SEQ. Cela peut indiquer que la technique SIB maintient également une meilleure conformité avec les limites de prescription de dose.

3.2.8 Organes à risque

Tous les plans ont été évalués à l'aide de l'histogramme de volume-dose (DVH) sous formes numériques, des résultats des organes à risque sont résumés dans le tableau

Structure	SEQ	SD	SIB	SD
Dose max Œil droit	18,63	14,91	16,98	12,93
Dose max Cristallin droit	7,22	9,89	4,68	2,27
Dose max Œil gauche	18,51	11,24	15,35	8,39
Dose max Cristallin gauche	6,83	7,68	4,77	2,35
Dose max Nerf optique droit	26,24	19,21	19,56	14,35
Dose max Nerf optique gauche	24,9	19,48	19,63	16,66
Dose max Chiasma	20,86	18,44	19,89	18,99
Dose moy Thyroïde	51,04	7,04	44,58	5,12
Dose moy Hypophyse (Pituitaire)	34	20,3	29,29	18,57
Dose max Tronc cérébral (Brainstem)	53,7	7,01	43,15	4,98
Dose max Moelle épinière (Spinal cord)	44,76	7,06	35,29	4,56
Dose moy Parotide G	42,99	8,8	32,14	4,02
Dose moy Parotide D (Parotid R)	43,25	8,84	33,58	4,22
Dose moy Cochlée D (Cochlea R)	40,21	7,21	38,89	7,96
Dose moy Cochlée G (Cochlea L)	41,3	6,41	39,81	8,06
Dose moy Larynx	45,28	7,16	39,16	3,8
Dose max Mandibule (Mandible)	44,1	4,01	37,87	3,91
Dose moy Lobe temporal G (Temporal lobe L)	19,78	10,41	15,23	3,88
Dose moy Lobe temporal D (Temporal lobe R)	18,42	10,07	13,8	3,17

TABLE 3.8 – Comparaison dosimétrique des OARs

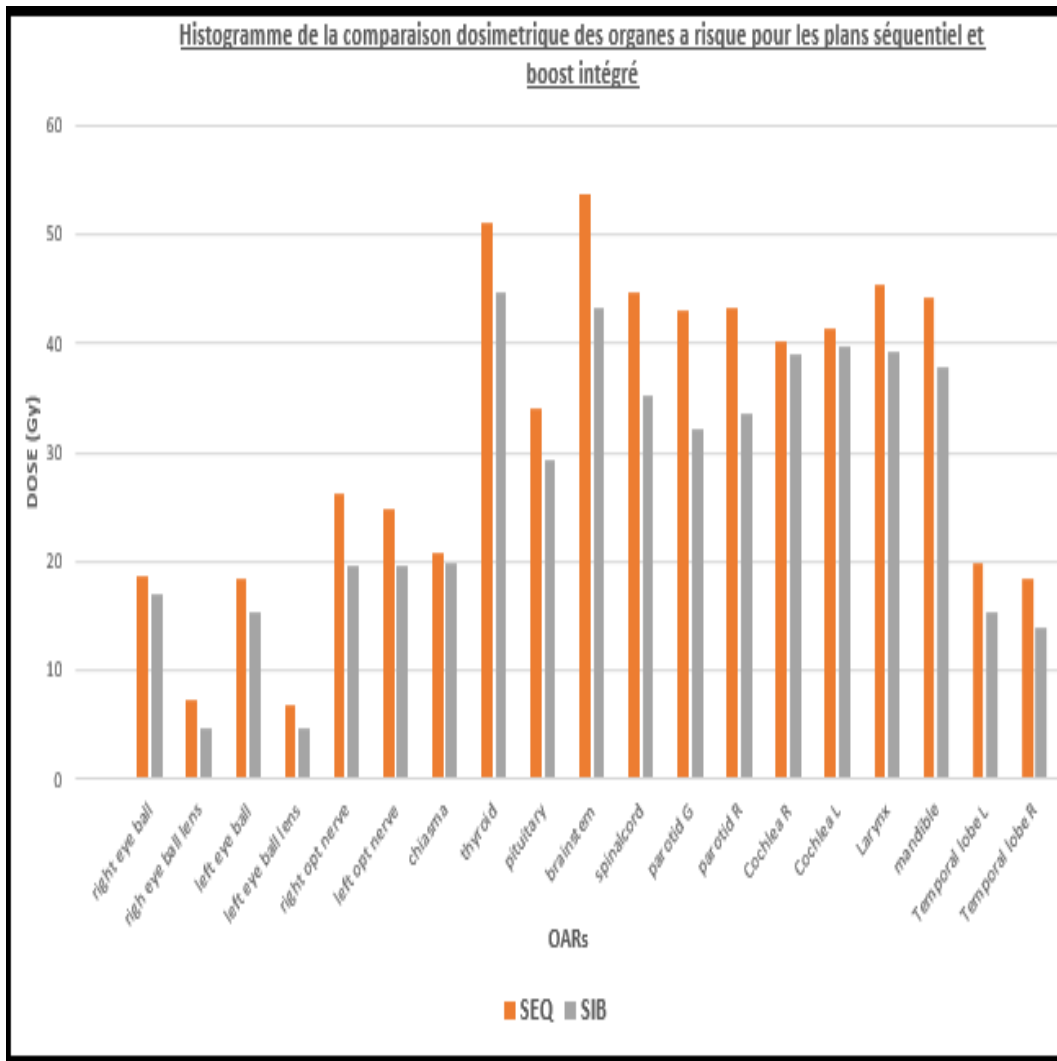


FIGURE 3.6 – Comparaison dosimétrique des OARs

Interpretation des results

Selon le tableau 3.8 et le histogramme 3.6, on remarque que :

Pour les organes suivante : Chiasma, Tronc cérébral, Plexus brachial droit et gauche, Œil droit et gauche, cristallin de l'œil droit et de l'œil gauche, nerf optique gauche et droit, Mandibule , tous les organes dans les deux techniques de traitement respectent les contraintes de dose spécifiées pour leurs doses maximales respectives.

Pour les organes suivante : Lobe temporal gauche et droit, Cochlée gauche et droit, Larynx, thyroïde, Hypophyse et Parotide gauche et droite, on remarque que tous les organes dans les deux techniques de traitement respectent les contraintes de dose spécifiées pour leurs doses moyennes respectives.

Nous pouvons également constater que la technique de Boost Intégré Simultané (SIB) respecte généralement mieux les contraintes de dose par rapport à la technique Séquentielle (SEQ). Cela pourrait être dû à la délivrance simultanée de doses accrues au volume cible tout en préservant plus efficacement les organes à risque dans la technique SIB.

Evaluation de la moelle épinière

Comme il est déjà mentionné que la moelle épinière a été segmentée en trois parties en fonction de la proximité de chaque niveau de dose, on va évaluer la dose maximale reçue dans chaque segment.

TABLE 3.9 – Dose reçue par la moelle épinière pour les patients de stade T1

	SEQ			SIB		
M.E	Dmax(<i>Gy</i>)	BED(<i>Gy</i> _{1,5})	EQD2(<i>Gy</i>)	Dmax(<i>Gy</i>)	BED(<i>Gy</i> _{1,5})	EQD2(<i>Gy</i>)
sup	40,89	69,47	31,17	34,39	56,92	24,39
med	35,05	56,05	25,05	35,10	58,57	25,10
inf	46,59	83,69	37,69	29,9	46,92	20,11

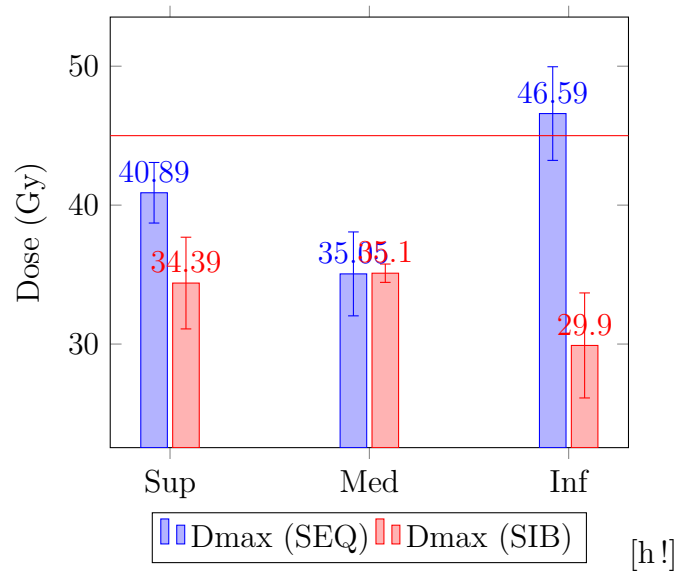


FIGURE 3.7 – Dose reçue par la moelle épinière pour les patients de stade T1

TABLE 3.10 – Dose reçue par la moelle épinière pour les patients de stade T2

	SEQ			SIB		
M.E	Dmax(<i>Gy</i>)	BED(<i>Gy</i> _{1,5})	EQD2(<i>Gy</i>)	Dmax(<i>Gy</i>)	BED(<i>Gy</i> _{1,5})	EQD2(<i>Gy</i>)
sup	42,86	74,26	33,36	37,04	63,17	27,07
med	36,43	59,11	26,44	32,36	53,31	22,41
inf	33,08	51,78	23,11	30,76	48,78	20,9

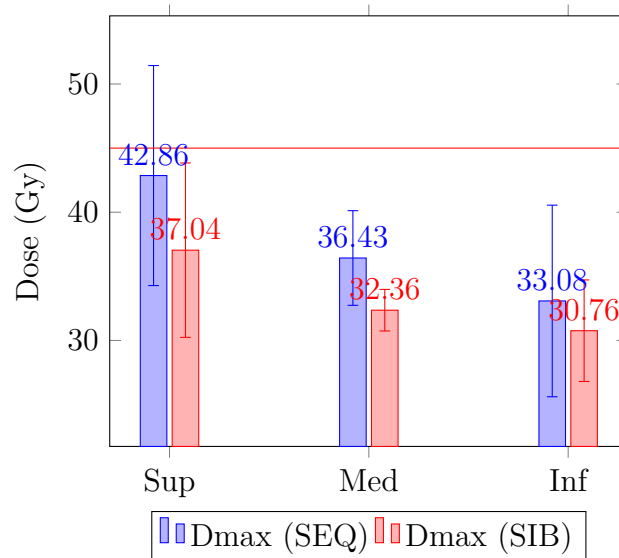


FIGURE 3.8 – Dose reçue par la moelle épinière pour les patients de stade T2

TABLE 3.11 – Dose reçu par la moelle épinière pour les patients de stade T3

M.E	SEQ			SIB		
	Dmax(<i>Gy</i>)	BED(<i>Gy</i> _{1,5})	EQD2(<i>Gy</i>)	Dmax(<i>Gy</i>)	BED(<i>Gy</i> _{1,5})	EQD2(<i>Gy</i>)
sup	42,01	72,18	32,41	31,93	51,34	22,01
med	40,46	68,44	30,70	34,89	58,07	24,89
inf	35,64	57,35	25,64	30,41	48,02	20,58

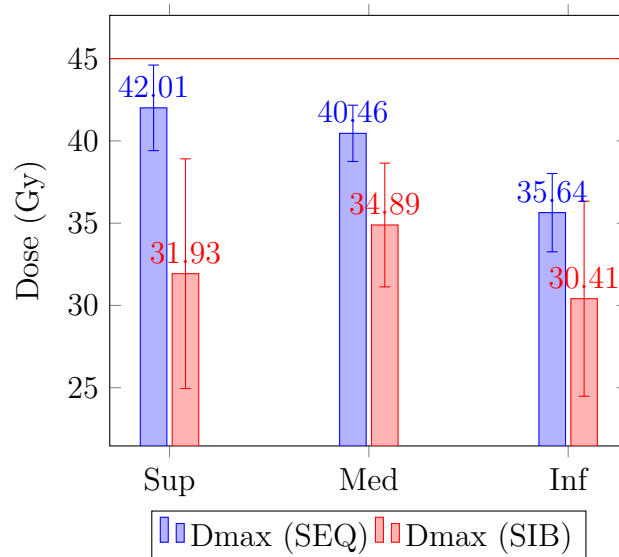


FIGURE 3.9 – Dose reçue par la moelle épinière pour les patients de stade T3

TABLE 3.12 – Dose reçu par la moelle épinière pour les patients de stade T4

	SEQ			SIB		
M.E	Dmax(Gy)	BED($Gy_{1,5}$)	EQD2(Gy)	Dmax(Gy)	BED($Gy_{1,5}$)	EQD2(Gy)
sup	43,43	75,67	34,01	31,79	51,03	21,87
med	47,76	86,75	39,09	31,66	50,75	21,75
inf	41,73	71,49	32,10	27,48	41,86	17,94

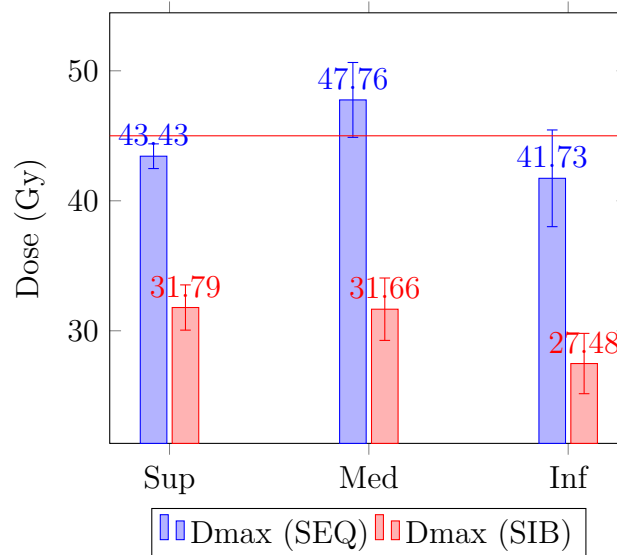


FIGURE 3.10 – Dose reçue par la moelle épinière pour les patients de stade T4

Lors de l'évaluation de la dose à la moelle épinière sur l'histogramme de volume de dose (DVH), un élément crucial à considérer est souvent la dose ponctuelle (dans un volume allant de 0,1 cc à 1 cc), la dose maximale. Cela s'explique par le fait que la moelle épinière est un organe sériel et particulièrement sensible aux petits volumes, ce qui peut provoquer une myélopathie induite par la radiation (RM)[31]

À partir de l'histogramme, nous pouvons remarquer que les doses maximales reçues par la moelle épinière pour tous les plans SIB dans tous les stades, pour chaque segment, sont beaucoup plus faibles que dans tous les plans SEQ.

Nous pouvons également observer que le VMAT-SIB a respecté la contrainte de dose maximale à la moelle épinière $D_{max} < 45$ Gy pour les quatre stades de tumeur lors de chaque segmentation de la moelle épinière. Cela est attribué au processus d'optimisation appliqué, où chaque segment a été optimisé individuellement en fonction de sa proximité avec un niveau de dose spécifique.

En revanche, la technique VMAT-SIB a respecté la contrainte de dose pour les plans des stades de tumeur T2 et T3 pour chaque segment de la moelle épinière, ainsi que pour les plans du stade de tumeur T4 pour le segment supérieur et inférieur, et les plans du stade T1 pour le segment supérieur et médian. Cependant, pour les plans du stade T1, le segment inférieur et le segment médian du stade T4, la technique VMAT-SIB n'a pas respecté la contrainte de dose car elle l'a légèrement dépassée.

Traditionnellement, les cliniciens ont considéré la tolérance de la moelle épinière pour la technique SIB, avec une dose maximale de $D_{max} < 45$ Gy ($EQD2 = 35,9$ Gy)[32], de manière similaire aux techniques standard. Si l'on considère le fait que pour le VMAT-SIB, le PTV1 était prescrit à une dose de 1,6 Gy par fraction, ce qui n'est plus dans le schéma conventionnel

de 1,8 à 2 Gy par séance, la contrainte de dose pour la moelle épinière doit être plus élevée étant donné que la moelle épinière peut recevoir une dose physique de 45 Gy, avec une dose par fraction beaucoup plus faible que 2 Gy par fraction.

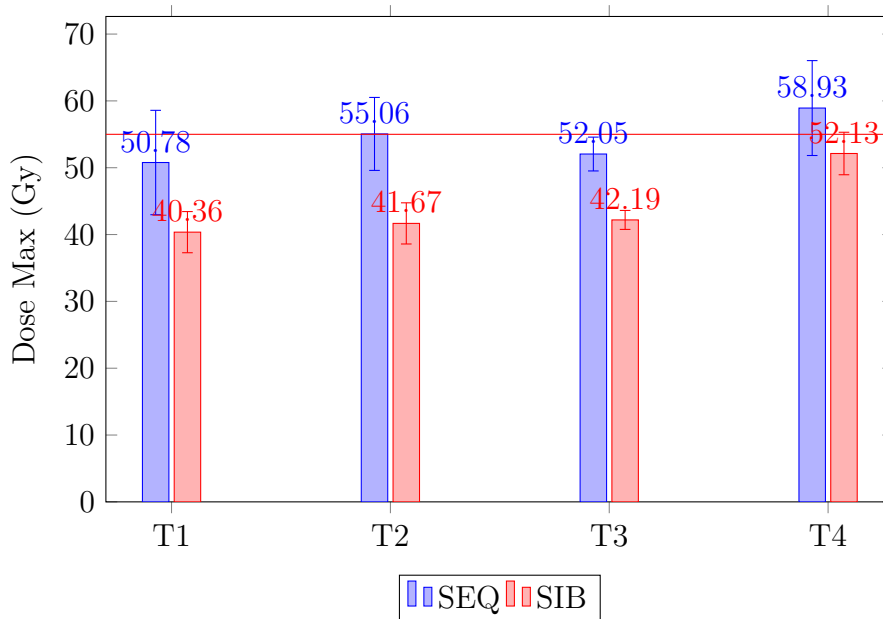
Ainsi, lorsque la dose de la moelle épinière est répartie tout au long du traitement, la limite de dose de tolérance de la dose physique peut être considérée comme plus élevée que les limites de dose conventionnelles habituelles, elle est dite : $D_{max} < 52,50$ Gy. [32]

Même si l'on peut clairement remarquer que la technique SIB a mieux respecté la contrainte de dose que la technique SEQ, en tenant compte de la conclusion faite ci-dessus, il existe une "Fenêtre d'Opportunité (WoO)" dans la technique SIB pour l'augmentation de la dose de tolérance de la moelle épinière inférieure. Dans un cas de récurrence, il y aura encore suffisamment de marge pour ré-irradier le patient.

Evaluation du Tronc cerebrale

TABLE 3.13 – Résumé dosimetrique du tronc cérébral pour les différentes stades de la tumeur

Stade	SEQ	SIB
T1	50.78 ± 7.81	40.36 ± 3.08
T2	55.06 ± 5.46	41.67 ± 3.08
T3	52.05 ± 2.53	42.19 ± 1.42
T4	58.93 ± 7.1	52.13 ± 3.18



À partir de tableaux 3.9 on peut remarquer que : Pour la technique VMAT-SEQ, les valeurs de D_{max} pour T3 respectent la contrainte avec des valeurs inférieures ou égale à 55 Gy. Cependant, pour T1 et T2 la valeur de D_{max} dépasse légèrement la contrainte de dose et pour T4, la valeur de D_{max} est $58,93 \pm 7.1$ et il dépasse la contrainte de dose du tronc cérébral fixée à $D_{max} < 55$ Gy.

Pour la technique VMAT-SIB, la valeur de D_{max} pour T1, T2 et T3 est inférieure à 55 Gy et respecte la contrainte. La valeur de D_{max} pour T4 est également inférieure à 55 Gy.

Il est important de noter que pour la technique VMAT-SEQ, la valeur de D_{max} pour T1, T2 et T4 dépasse la contrainte de dose du tronc cérébral, tandis que pour la technique VMAT-SIB,

les valeurs de Dmax pour T1,T2,T3 et T4 respectent la contrainte.

Dans la stade T4, il est observé que la dose est trop élevée en raison de la taille de PTV-HR et de sa proximité avec le tronc cérébral. Cela se reflète dans la valeur de Dmax élevée de 58,93 Gy pour la technique VMAT-SEQ, ce qui dépasse la contrainte de dose du tronc cérébral fixée à $D_{max} < 55$ Gy. Cette situation souligne la nécessité d'une planification précise du traitement pour garantir que la dose délivrée aux tissus critiques, tels que le tronc cérébral, reste dans des limites acceptables pour éviter les effets secondaires sur les patients.

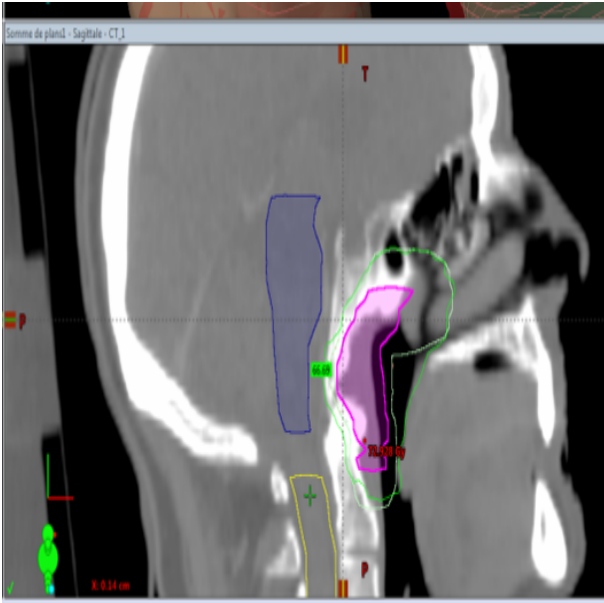


FIGURE 3.11 – Illustration de la proximité du tronc cerebrale (bleu) avec PTV HR(vert) dans la stade T1



FIGURE 3.12 – Illustration de la proximité du tronc cerebrale (bleu) avec PTV HR(vert) dans la stade T4

Il est à noter que la technique SIB a pu obtenir une valeur de Dmax plus basse, de 52,13 Gy pour la stade T4, qui est conforme à la contrainte de dose de $D_{max} < 55$ Gy pour le tronc cérébral. Cela indique que la technique SIB a été plus efficace pour délivrer la dose prescrite tout en maintenant la dose à la structure critique (tronc cérébral) dans des limites acceptables, par rapport à la technique VMAT-SEQ . Cela démontre l'efficacité de la technique SIB dans l'optimisation de la délivrance de dose aux structures critiques tout en maintenant l'efficacité du traitement (la controle tumorale).

3.2.9 Inconvénients de la technique SIB

Un des principaux inconvénients de la technique SIB réside dans les cas où il y a des changements anatomiques significatifs pendant la radiothérapie, notamment le rétrécissement de la tumeur et les changements de contour corporel dus à une perte de poids ou à une inflammation, les patients doivent subir une nouvelle simulation.

Pour la technique SIB, les 3 PTV doivent être recontournés et recalculés, tandis que pour la technique SEQ, le premier PTV n'a pas besoin d'être recontourné car normalement, au moment de la nouvelle simulation, le PTV1 aurait terminé les fractionations d'irradiation prescrite. Dans notre cas, 5 patients ont dû subir une nouvelle simulation et ci-dessous se trouve le tableau montrant la différence de volume avant et après la nouvelle simulation :

TABLE 3.14 – Difference de volume apres la re-simulation

V Structure en cc	T4N2M0		T2N2M0		T4N2M0		T3N2M0		T2N1M0	
	CT1	CT2	CT1	CT2	CT1	CT2	CT1	CT2	CT1	CT2
Parotide D	15	13,5	30,5	30,6	20,7	15,4	23,4	16,3	25,4	18
Parotide G	12,9	13	28,4	31,5	18,0	14,0	25,4	20,2	24,9	17,3
PTV1	683,3	605,8	630,4	773,4	654,1	560,9	717,7	716,2	558,0	489
PTV2	485,0	401,9	468,5	517,5	476,5	374,8	511,0	510,8	449,7	402,5
PTV3	239,7	145,8	200,2	201,6	91,1	91,1	127,6	127,6	76,1	76,1

Peu importe les défis rencontrés, nous avons réussi à recontourner le PTV1 pour les plans SIB et à calculer les plans après la resimulation avec succès. Comme il y avait deux plans : plan 56Gy et plan 14Gy, nous étions censés les sommer et effectuer l'évaluation dosimétrique. L'évaluation de la dose reçue par les organes à risque a été effectuée après le recalage des images CT1 et CT2 de manière séquentielle. Nous avons débuté par le recalage de la partie supérieure des images CT, suivi de l'enregistrement des statistiques des organes supérieurs tels que le tronc cérébral, le chiasma, les nerfs optiques, etc. Ensuite, nous avons procédé à la partie médiane et enfin à la partie inférieure du recalage des images CT1 et CT2.

TABLE 3.15 – Comparaison dosimetrique des OARs dans le cas de recentrage pour SEQ et SIB

OAR	SEQ		SIB	
	Dose (Gy)	Ecart type	Dose (Gy)	Ecart type
right eye ball	28.09	21.47	25.06	19.62
right eye ball lens	14.57	15.84	5.76	3.15
left eye ball	25.50	14.37	19.03	8.81
left eye ball lens	12.98	11.67	6.21	3.41
right opt nerve	44.04	17.83	30.89	19.50
left opt nerve	40.24	16.66	25.85	17.39
chiasma	37.49	17.94	36.92	20.59
thyroid	48.38	3.039	44.96	4.96
pituitary	52.77	15.53	46.35	16.02
brainstem	55.13	4.99	45.46	5.68
spinalcord	47.86	7.15	34.60	7.73
parotid G	42.54	10.40	32.33	5.53
parotid R	43.09	8.98	32.30	2.96
Cochlea R	44.59	6.52	45.51	7.53
Cochlea L	42.63	5.05	43.73	5.16
Larynx	43.80	5.00	40.05	4.07
mandible	61.67	5.78	60.05	3.12

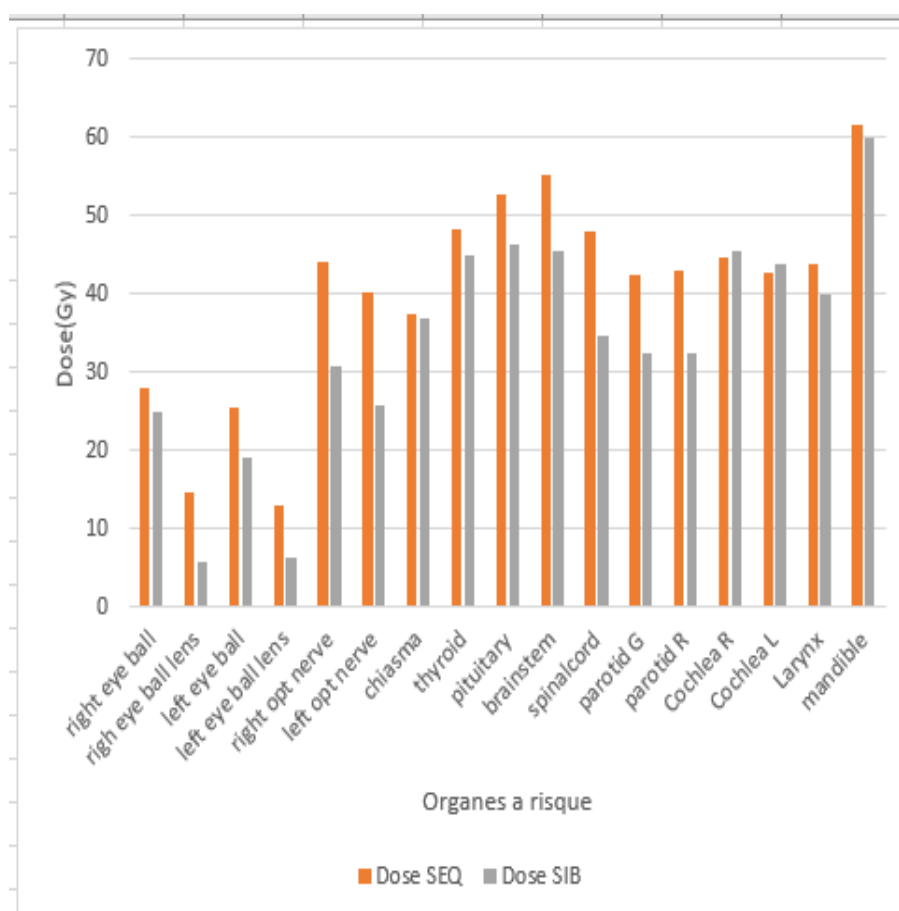


FIGURE 3.13 – Comparaison dosimetrique des OARs dans le cas de recentrage

commentaires : Pour les 5 patients qui ont dû être re-simulés, bien que les plans SEQ aient présenté moins de complications, étant donné que le premier PTV n'est pas inclus dans les plans

recalculés, nous avons tout de même réussi à optimiser davantage les OAR, comme illustré sur le graphique 3.13. Seules les doses reçues par les cochlées gauche et droite étaient plus élevées dans les plans SIB par rapport aux plans séquentiels. Les OAR ont également respecté les contraintes de dose conformément à CORSAIR 2022 [26]

Conclusion générale

Le travail de ce mémoire s'inscrit dans le cadre d'une comparaison dosimétrique entre traitement séquentiel et le boost intégré dans le traitement du cancer de la sphère ORL. Ce travail a été réalisé à l'hôpital CHAHID MAHMOUDI à Tizi-Ouzou, en élaborant des plans de traitement VMAT-SIB pour 17 patients (traités avec le traitement VMAT séquentiel) à l'aide du système de planification de traitement Eclipse version 13.7.21.

Suite à cette étude, nous avons constaté que la technique VMAT-SIB offre une meilleure conformité et une protection accrue des organes à risque (OAR) voisins par rapport à la technique VMAT-SEQ. D'un point de vue radiobiologique, le protocole de prescription du SIB utilisé dans cette étude permet un meilleur contrôle tumoral du volume cible à haut risque (PTV) tout en étant moins toxique pour les tissus sains. De plus, la fractionation du SIB, qui est plus courte que celle du traitement séquentiel (35 fractions contre 39 fractions), représente une solution avantageuse pour les centres de traitement du cancer ayant une liste d'attente longue. Ces découvertes correspondent aux conclusions d'autres études mentionnées dans le chapitre 1.

Pour l'un des organes critiques, la moelle épinière, nous avons remarqué que dans les plans SIB, cet organe est exposé à trois niveaux de dose différents, ce qui nécessite une segmentation en fonction de la proximité de chaque niveau de dose. Pendant le processus d'optimisation, nous avons optimisé les segments séparément, ce qui a entraîné une dose maximale beaucoup plus faible pour cet organe. En calculant l'EQD2, nous avons découvert que cette dose maximale est encore bien inférieure à ce qui était présumé, constituant ainsi un avantage des plans SIB en cas de récurrence, car la ré-irradiation d'un patient sera moins toxique.

Bien que le SIB présente de nombreux avantages par rapport au SEQ, en cas de perte de poids ou si un patient doit être re-simulé, les plans SEQ deviennent une meilleure option.

Annexe

TABLE 3.16 – Stadification TNM du carcinome ORL

[33]

Catégorie	Description
T	<u>Tumeur primitive</u>
T1	Tumeur confinée au nasopharynx, à l'oropharynx ou à la fosse nasale.
T2	Tumeur s'étendant à l'espace parapharyngé.
T3	La tumeur envahit les structures osseuses de la base du crâne ou des sinus paranasaux.
T4	Tumeur avec extension intracrânienne ou atteinte des nerfs crâniens, de l'espace masticateur, de l'orbite ou hypopharynx.
N	<u>Ganglions lymphatiques régionaux</u>
N1	Ganglion lymphatique rétropharyngé unilatéral ou bilatéral.
N2	Métastases unilatérales dans les ganglions lymphatiques, ≤ 6 cm dans leur plus grande dimension, au-dessus de la fosse supraclaviculaire.
N3	Métastases bilatérales dans les ganglions lymphatiques, ≤ 6 cm dans leur plus grande dimension au-dessus de la fosse supraclaviculaire.
M	<u>Métastases à distance</u>
M0	Pas de métastase à distance.
M1	Métastases à distance.

TABLE 3.17 – Les valeurs de parametres dosimetrique de PTV-LR pour la traitement Sequentiel

Patient	D98%	D95%	D50%	D2%
1	92,96%	94,70%	100,42%	105,13%
2	95,70%	96,87%	101,36%	106,62%
3	94,31%	95,45%	100,35%	105,25%
4	93,98%	95,32%	100,75%	105,61%
5	94,64%	96,59%	99,99%	104,30%
6	94,92%	96,59%	102,25%	106,48%
7	93,88%	95,39%	100,00%	105,15%
8	95,05%	96,49%	101,18%	105,62%
9	93,03%	94,83%	100,38%	104,84%
10	92,93%	94,79%	100,00%	105,07%
11	93,58%	95,09%	101,00%	105,36%
12	93,88%	95,39%	100,00%	105,15%
13	93,03%	94,83%	100,38%	104,84%
14	88,87%	93,84%	100,00%	105,20%
15	94,13%	95,85%	100,00%	104,39%
16	92,63%	94,49%	100,00%	106,02%
17	93,14%	94,85%	100,18%	106,30%

TABLE 3.18 – Les valeurs de parametres dosimetrique de PTV-LR pour la traitement Sequentiel

Patient	D98%	D95%	D50%	D2%
1	91,20%	94,60%	100,50%	104,16%
2	94,92%	96,45%	101,07%	106,03%
3	92,38%	94,96%	100,69%	106,66%
4	93,61%	95,68%	101,72%	106,65%
5	93,37%	94,89%	100,24%	104,85%
7	94,05%	95,64%	100,27%	104,91%
8	91,42%	94,94%	100,11%	105,85%
9	90,19%	92,48%	101,01%	107,60%
10	85,87%	93,44%	100,83%	105,44%
11	94,30%	95,75%	100,10%	105,46%
12	94,05%	95,64%	100,27%	104,91%
13	90,57%	94,13%	100,67%	105,36%
14	92,54%	95,05%	100,67%	105,24%
15	94,01%	95,98%	101,95%	107,29%
16	93,88%	95,54%	100,00%	103,81%
17	93,61%	95,23%	100,19%	106,17%

TABLE 3.19 – Les valeurs de parametres dosimetrique de PTV-HR pour la traitement Sequentiel

Patient	D98%	D95%	D50%	D2%
1	92,09%	95,20%	100,90%	104,27%
2	98,65%	100%	103,18%	105,30%
3	94,00%	94,99%	97,95%	101,60%
4	92,98%	95,06%	100,55%	105,74%
5	96,09%	97,03%	99,99%	102,95%
6	96,84%	98,05%	101,82%	107,06%
7	94,09%	95,96%	100,43%	105,58%
8	92,25%	96,49%	101,07%	104,92%
9	93,00%	95,11%	100,89%	104,83%
10	83,47%	92,24%	99,72%	106,41%
11	96,14%	97,20%	100,21%	104,67%
12	94,09%	95,96%	100,43%	105,58%
13	92,00%	95,11%	100,89%	104,83%
14	94,28%	96,19%	101,21%	105,21%
15	95,41%	97,52%	102,68%	106,95%
16	94,87%	96,36%	100,01%	103,48%
17	95,72%	96,94%	100,00%	104,70%

TABLE 3.20 – Les valeurs de parametres dosimetrique de PTV-LR pour la traitement de Boost integre

Patient	D98%	D95%	D50%	D2%
1	96,41%	97,62%	100,33%	108,55%
2	96,74%	98,30%	100,17%	106,87%
3	96,14%	97,50%	100,92%	109,25%
4	95,57%	96,83%	99,23%	107,50%
5	97,01%	98,28%	100,33%	110,02%
6	95,85%	97,01%	101,50%	110,72%
7	95,96%	96,98%	99,28%	105,00%
8	95,86%	97,07%	101,16%	110,02%
9	96,72%	97,64%	100,85%	108,62%
10	97,14%	98,41%	100,78%	109,00%
11	96,94%	98,08%	100,80%	108,58%
12	96,42%	97,46%	99,87%	106,00%
13	97,79%	98,36%	101,02%	107,26%
14	95,68%	97,29%	100,67%	108%
15	97,82%	99,69%	101,66%	110%
16	94,41%	97,58%	100,34%	106,00%
17	97,26%	98,26%	100,56%	108%

TABLE 3.21 – Les valeurs de parametres dosimetrique de PTV-IR pour la traitement de Boost integre

Patient	D98%	D95%	D50%	D2%
1	94,58%	96,11%	102,20%	108,40%
2	96,54%	97,77%	102,68%	109,53%
3	95,09%	96,95%	101,51%	109,65%
4	94,91%	96,24%	101,53%	110,04%
5	95,51%	96,92%	101,90%	110,02%
7	93,14%	96,02%	100,17%	107,14%
8	94,91%	96,69%	102,55%	106,70%
9	95,61%	97,24%	101,22%	107,29%
10	95,77%	96,91%	101,19%	107,30%
11	95,88%	97,06%	101,77%	109,93%
12	95,50%	96,43%	103,37%	106,32%
13	94,14%	96,47%	102,93%	107,34%
14	95,44%	96,69%	100,43%	107,14%
15	95,74%	97,23%	104,44%	11,74%
16	94,69%	95,87%	101,36%	107,19%
17	94,77%	96,44%	102,00%	106,42%

TABLE 3.22 – Les valeurs de parametres dosimetrique de PTV-HR pour la traitement de Boost integre

Patient	D98%	D95%	D50%	D2%
1	95,92%	96,77%	100,00%	105,74%
2	95,25%	96,25%	100,00%	103,48%
3	95,25%	96,31%	100,00%	103,42%
4	94,65%	98,83%	99,99%	104,10%
5	95,02%	96,31%	99,99%	104,19%
6	95,50%	96,68%	100,00%	103,60%
7	94,60%	96,26%	100,00%	102,42%
8	95,56%	97,06%	100,00%	103,04%
9	96,51%	97,22%	100,00%	102,92%
10	96,64%	97,45%	100,00%	103,28%
11	95,88%	96,74%	100,01%	103,95%
12	95,28%	96,37%	100,00%	104,44%
13	95,73%	96,62%	100,54%	106,87%
14	95,02%	96,16%	100,00%	103,54%
15	96,42%	97,14%	100,00%	103,38%
16	96,25%	97,12%	100,00%	102,61%
17	95,61%	96,52%	100,00%	103,24%

TABLE 3.23 – La distribution dosimétrique de dose aux organes à risque pour le Patient 1

Patient 1 OAR	SEQ	SIB
Dmax right eye ball	17.87	16.206
Dmax right eye ball lens	7.33	7.78
Dmax left eye ball	12.728	10.994
Dmax left eye ball lens	4.33	4.396
Dmax right optic nerve	22.267	22.418
Dmax left optic nerve	22.821	23.585
Dmax chiasma	17.817	15.211
Dmean thyroid	51.428	49.504
Dmean pituitary	33.648	30.001
Dmax brainstem	54.246	41.623
Dmax spinal cord	44.248	36.116
Dmax parotid gland	49.757	28.732
Dmax parotid gland (right)	54.626	34.401
Dmean Cochlea (right)	36.874	36.534
Dmean Cochlea (left)	34.541	31.571
Dmean larynx	47.972	39.161
Dmax spinal cord superior	44.248	35.803
Dmax spinal cord medial	44.248	36.116
Dmax spinal cord inferior	35.608	32.029

TABLE 3.24 – La distribution dosimétrique de dose aux organes à risque pour le Patient 2

Parameter	Patient 2	SEQ SIB
Dmax right eye ball	19.233	16.666
Dmax right eye ball lens	4.186	4.758
Dmax left eye ball	17.852	15.31
Dmax left eye ball lens	4.107	4.36
Dmax right optic nerve	11.034	10.894
Dmax left optic nerve	10.074	10.343
Dmax chiasma	10.516	9.236
Dmean thyroid	56.332	46.716
Dmean pituitary	30.254	19.484
Dmax brainstem	37.041	34.979
Dmax spinal cord	39.778	34.354
Dmean parotid gland	30.509	28.678
Dmean parotid gland (right)	32.125	32.138
Dmean Cochlea (right)	37.064	35.239
Dmean Cochlea (left)	34.209	35.422
Dmean larynx	47.246	35.181
Dmax mandible	68.634	60.116
Dmean Temporal lobe (left)	10.207	9.303
Dmean Temporal lobe (right)	13.258	12.088
Dmax spinal cord superior	39.778	31.383
Dmax spinal cord medial	37.775	34.354
Dmax spinal cord inferior	29.311	28.175

TABLE 3.25 – La distribution dosimétrique de dose aux organes à risque pour le Patient 3

Parameter	Patient 2	SEQ SIB
Dmax right eye ball	7,867	5,865
Dmax right eye ball lens	2,859	2,53
Dmax left eye ball	8,752	5,238
Dmax left eye ball lens	3,323	2,829
Dmax right opt nerve	17,933	12,446
Dmax left opt nerve	12,907	9,628
Dmax chiasma	11,92	12,209
Dmoy thyroid	45,563	44,426
Dmax brainstem	58,605	44,841
Dmax spinalcord	37,752	37,97
Dmean parotid G	38,362	36,328
Dmean parotid R	37,702	36,342
Dmean Cochlea R	47,953	42,838
Dmean Cochlea L	48,083	51,66
Dmean Larynx	55,02	42,968
Dmax mandible	70,29	69,73
Dmean Temporal lobe L	17,147	17,447
Dmean Temporal lobe R	18,034	14,399
Dmean Spinalcord Sup	37,752	37,97
Dmean Spinalcord Med	34,711	31,833
Dmean Spinalcord inf	31,048	31,218

TABLE 3.26 – La distribution dosimétrique de dose aux organes à risque pour le Patient 4

Parameter	Patient 2	SEQ SIB
Dmax right eye ball	13,473	22,746
Dmax right eye ball lens	3,77	4,726
Dmax left eye ball	23,437	31,029
Dmax left eye ball lens	4,145	5,67
Dmax right opt nerve	12,066	26,048
Dmax left opt nerve	12,23	26,864
Dmax chiasma	8,063	13,81
Dmoy thyroid	70,122	50,407
Dmoy pituitary	13,851	20,229
Dmax brainstem	52,062	40,854
Dmax spinalcord	33,014	34,552
Dmean parotid G	38,556	32,44
Dmean parotid R	39,425	34,039
Dmean Cochlea R	41,73	42,96
Dmean Cochlea L	45,527	39,655
Dmean Larynx	37,407	38,609
Dmax mandible	69,915	66,86
Dmean Temporal lobe L	12,773	11,684
Dmean Temporal lobe R	12,182	11,366
Dmax Spinalcord Sup	32,913	32,336
Dmax Spinalcord Med	33,014	34,552
Dmax Spinalcord inf	19,907	25,867

TABLE 3.27 – La distribution dosimétrique de dose aux organes à risque pour le Patient 5

Parameter	Patient 2	SEQ SIB
Dmax right eye ball	9,874	8,55
Dmax right eye ball lens	3,098	2,981
Dmax left eye ball	6,758	6,605
Dmax left eye ball lens	2,958	2,759
Dmax right opt nerve	19,742	17,396
Dmax left opt nerve	10,455	10,041
Dmax chiasma	7,174	5,478
Dmoy thyroid	58,764	51,341
Dmoy pituitary	9,743	10,052
Dmax brainstem	53,654	44,136
Dmax spinalcord	62,068	36,993
Dmean parotid G	41,573	36,898
Dmean parotid R	50,16	42,312
Dmean Cochlea R	27,439	36,59
Dmean Cochlea L	27,987	31,168
Dmean Larynx	48,869	45,41
Dmax mandible	68,157	67,482
Dmean Temporal lobe L	8,1	7,918
Dmean Temporal lobe R	9,525	8,829
Dmax Spinalcord Sup	43,25	36,993
Dmax Spinalcord Med	39,465	35,582
Dmax Spinalcord inf	37,32	32,16

TABLE 3.28 – La distribution dosimétrique de dose aux organes à risque pour le Patient 6

Parameter	Patient 2	SEQ SIB
Dmax right eye ball lens	3,198	4,064
Dmax left eye ball	5,164	7,473
Dmax left eye ball lens	3,652	5,792
Dmax right opt nerve	7,089	8,695
Dmax left opt nerve	6,59	8,721
Dmax chiasma	5,36	8,455
Dmoy thyroid	46,111	41,107
Dmoy pituitary	12,294	21,515
Dmax brainstem	59,166	38,838
Dmax spinalcord	40,369	30,85
Dmean parotid G	30,627	28,834
Dmean parotid R	30,805	30,132
Dmean Cochlea R	38,214	26,14
Dmean Cochlea L	45,213	28,353
Dmean Larynx	48,869	35,716
Dmax mandible	49,254	48,872
Dmean Temporal lobe L	10,92	13,694
Dmean Temporal lobe R	8,517	11,123
Dmax Spinalcord Sup	40,369	30,85
Dmax Spinalcord inf	36,697	22,712

TABLE 3.29 – La distribution dosimétrique de dose aux organes à risque pour le Patient 7

Parameter	Patient 2	SEQ SIB
Dmax right eye ball	54,097	42,611
Dmax right eye ball lens	16,331	7,002
Dmax left eye ball	40,674	27,422
Dmax left eye ball lens	21,111	7,616
Dmax right opt nerve	57,66	38,434
Dmax left opt nerve	57,673	18,67
Dmax chiasma	57,92	59,486
Dmoy thyroid	46,247	37,435
Dmoy pituitary	69,035	69,23
Dmax brainstem	56,535	55,315
Dmax spinalcord	54,38	33,303
Dmean parotid G	56,661	31,633
Dmean parotid R	54,945	32,108
Dmean Cochlea R	46,888	48,443
Dmean Cochlea L	42,165	49,319
Dmean Larynx	47,547	41,239
Dmax mandible	66,754	60,439
Dmean Temporal lobe L	28,292	18,772
Dmean Temporal lobe R	23,571	17,365
Dmax Spinalcord Sup	42,1	33,093
Dmax Spinalcord Med	54,38	33,303
Dmax Spinalcord inf	52,179	30,153

TABLE 3.30 – La distribution dosimétrique de dose aux organes à risque pour le Patient 8

Parameter	Patient 2	SEQ SIB
Patient	SEQ	SIB
Dmax right eye ball	14,842	18,121
Dmax right eye ball lens	7,302	6,78
Dmax left eye ball	26,359	26,178
Dmax left eye ball lens	11,023	6,811
Dmax right opt nerve	49,113	31,254
Dmax left opt nerve	59,632	64,963
Dmax chiasma	57,129	53,901
Dmean thyroid	47,989	40,803
Dmean pituitary	63,82	62,864
Dmax brainstem	68,578	53,303
Dmax spinalcord	46,136	33,421
Dmean parotid G	45,325	32,256
Dmean parotid R	38,689	32,214
Dmean Cochlea R	42,574	40,102
Dmean Cochlea L	51,85	51,769
Dmean Larynx	39,953	36,414
Dmax mandible	63,975	61,546
Dmean Temporal lobe L	21,333	18,028
Dmean Temporal lobe R	22,71	18,639
Dmax Spinalcord Med	46,136	33,421
Dmax Spinalcord inf	33,745	24,483

TABLE 3.31 – La distribution dosimétrique de dose aux organes à risque pour le Patient 9

Parameter	Patient 2	SEQ SIB
Dmax right eye ball	24,032	22,01
Dmax right eye ball lens	4,638	4,656
Dmax left eye ball	20,45	20,357
Dmax left eye ball lens	3,561	5,109
Dmax right opt nerve	14,354	11,708
Dmax left opt nerve	11,06	10,252
Dmax chiasma	12,646	10,048
Dmean thyroid	44,717	35,192
Dmean pituitary	33,23	22,664
Dmax brainstem	56,875	43,317
Dmax spinalcord	43,724	34,544
Dmean parotid G	42,005	27,986
Dmean parotid R	45,468	30,021
Dmean Cochlea R	41,688	35,387
Dmean Cochlea L	41,982	41,799
Dmean Larynx	41,475	32,416
Dmax mandible	54,38	52,362
Dmean Temporal lobe L	45,482	18,329
Dmean Temporal lobe R	45,483	16,986
Dmax Spinalcord Sup	43,724	31,651
Dmax Spinalcord Med	41,402	34,544
Dmax Spinalcord inf	33,147	34,544

TABLE 3.32 – La distribution dosimétrique de dose aux organes à risque pour le Patient 10

Parameter	Patient 2	SEQ SIB
Right eye ball	53,082	53,947
Right eye ball lens	44,649	11,119
Left eye ball	44,877	30,686
Left eye ball lens	32,069	12,102
Right opt nerve	56,321	63,557
Left opt nerve	52,851	59,12
Chiasma	52,902	61,231
Thyroid	50,908	44,644
Brainstem	53,575	40,368
Spinalcord	40,759	29,582
Parotid G	46,144	28,752
Parotid R	39,211	29,186
Cochlea R	39,824	38,393
Cochlea L	39,325	41,114
Larynx	50,864	38,905
Spinalcord Sup	38,796	22,112
Spinalcord Med	38,379	29,582
Spinalcord inf	32,951	22,29

TABLE 3.33 – La distribution dosimétrique de dose aux organes à risque pour le Patient 11

Organes	SEQ	SIB
Right eye ball	19,652	15,959
Right eye ball lens	3,536	3,924
Left eye ball	14,960	9,181
Left eye ball lens	3,633	3,030
Right opt nerve	7,117	5,591
Left opt nerve	7,518	5,899
Chiasma	7,071	5,140
Thyroid	45,239	44,385
Pituitary	11,371	9,092
Brainstem	43,729	39,280
Spinalcord	43,928	35,323
Parotid G	39,824	29,387
Parotid R	37,824	29,952
Cochlea R	25,996	20,472
Cochlea L	34,229	22,604
Larynx	42,329	37,221
Spinalcord Sup	43,742	39,654
Spinalcord Med	41,576	34,949
Spinalcord inf	38,204	29,806

TABLE 3.34 – La distribution dosimétrique de dose aux organes à risque pour le Patient 12

Organes	SEQ	SIB
Right eye ball	7,929	7,043
Right eye ball lens	2,978	2,901
Left eye ball	18,058	16,592
Left eye ball lens	3,370	3,473
Right opt nerve	46,321	14,948
Left opt nerve	42,551	18,838
Chiasma	38,166	26,716
Thyroid	43,414	52,317
Pituitary	48,949	36,481
Brainstem	49,777	39,922
Spinalcord	41,894	31,000
Parotid G	33,962	28,983
Parotid R	46,635	31,944
Cochlea R	43,884	40,855
Cochlea L	44,401	44,093
Larynx	47,356	39,964
Spinalcord Sup	41,894	31,000
Spinalcord Med	41,562	30,701
Spinalcord inf	36,207	27,497

TABLE 3.35 – La distribution dosimétrique de dose aux organes à risque pour le Patient 13

Organes	SEQ	SIB
Right eye ball	33,312	17,882
Right eye ball lens	4,168	3,086
Left eye ball	31,416	11,418
Left eye ball lens	4,282	3,151
Right opt nerve	48,535	11,812
Left opt nerve	50,041	11,314
Chiasma	16,330	7,462
Thyroid	58,628	44,601
Pituitary	43,319	12,753
Brainstem	50,788	38,823
Spinalcord	43,344	37,247
Parotid G	53,068	36,350
Parotid R	46,725	31,894
Cochlea R	41,806	40,047
Cochlea L	36,614	38,785
Larynx	43,895	40,851
Spinalcord Sup	43,344	34,089
Spinalcord inf	42,215	37,247

TABLE 3.36 – La distribution dosimétrique de dose aux organes à risque pour le Patient 14

Organes	SEQ	SIB
Right eye ball	8,213	7,543
Right eye ball lens	2,643	2,591
Left eye ball	10,342	12,221
Left eye ball lens	2,730	2,776
Right opt nerve	8,745	13,094
Left opt nerve	8,985	13,960
Chiasma	6,305	6,249
Thyroid	42,894	35,595
Brainstem	48,485	42,383
Spinalcord	42,084	37,687
Parotid G	51,980	32,659
Parotid R	44,084	31,497
Cochlea R	32,131	37,772
Cochlea L	42,353	43,689
Larynx	37,609	38,268
Spinalcord Sup	42,084	37,687
Spinalcord Med	40,446	37,203
Spinalcord inf	35,228	32,657

TABLE 3.37 – La distribution dosimétrique de dose aux organes à risque pour le Patient 15

Organes	SEQ	SIB
Right eye ball	4,847	5,565
Right eye ball lens	2,522	2,429
Left eye ball	10,335	6,917
Left eye ball lens	2,683	2,582
Right opt nerve	9,324	8,030
Left opt nerve	9,972	8,434
Chiasma	7,218	7,553
Thyroid	50,822	47,673
Pituitary	29,103	27,152
Brainstem	64,079	43,925
Spinalcord	58,413	49,813
Parotid G	48,329	43,195
Parotid R	46,562	37,848
Cochlea R	55,664	58,982
Cochlea L	51,110	48,764
Larynx	43,895	46,425
Mandible	64,055	63,671
Temporal lobe L	19,983	19,016
Temporal lobe R	15,008	13,073
Spinalcord Sup	58,413	49,813
Spinalcord inf	36,021	31,998

TABLE 3.38 – La distribution dosimétrique de dose aux organes à risque pour le Patient 16

Organes	SEQ	SIB
Right eye ball	20,517	16,182
Right eye ball lens	6,374	5,378
Left eye ball	13,589	13,567
Left eye ball lens	5,704	5,279
Right opt nerve	50,603	29,518
Left opt nerve	38,154	24,202
Chiasma	31,249	29,618
Thyroid	50,534	42,743
Pituitary	64,011	52,541
Brainstem	51,690	47,780
Spinalcord	43,870	29,324
Parotid G	27,648	29,091
Parotid R	28,145	30,456
Cochlea R	36,738	40,905
Cochlea L	36,176	35,379
Larynx	39,303	33,752
Mandible	51,842	56,043
Temporal lobe L	28,292	18,772
Temporal lobe R	23,571	17,365
Spinalcord Sup	43,870	29,324
Spinalcord Med	42,764	28,269
Spinalcord inf	39,267	27,795

TABLE 3.39 – La distribution dosimétrique de dose aux organes à risque pour le Patient 17

Organes	SEQ	SIB
Right eye ball	2,007	6,049
Right eye ball lens	3,147	2,923
Left eye ball	9,012	9,868
Left eye ball lens	3,516	3,450
Right opt nerve	7,816	6,768
Left opt nerve	9,845	8,900
Chiasma	6,811	6,437
Thyroid	58,020	48,940
Pituitary	13,401	15,974
Brainstem	54,093	43,832
Spinalcord	45,157	37,876
Parotid G	56,434	34,211
Parotid R	62,139	44,421
Cochlea R	47,177	39,507
Cochlea L	46,377	41,670
Larynx	62,577	43,200
Mandible	69,857	66,445
Temporal lobe L	15,054	14,623
Temporal lobe R	10,794	10,598
Spinalcord Sup	45,176	36,004
Spinalcord Med	42,564	37,876
Spinalcord inf	38,748	36,284

Bibliographie

- [1] Chen Y.P., Chan A.T., Lee Q.T., Blanchard P., Sun Y., Ma J., *The Lancet*, Nasopharyngeal carcinoma., **64-80**, (2019). 394(10192)
- [2] Organisation Mondiale de la Santé. Rapport sur le cancer, (21.09.2021)
- [3] E. Binois, *L'institut National du cancer(INCa)*, Les traitements des cancer des voies aéro-digestives supérieures : Guide patients, **10**, (2018).
- [4] Anderson, G. ; Ebadi, M. ; Vo, K. ; Novak, J. ; Govindarajan, A. ; Amini, A. *Cancers*, An Updated Review on Head and Neck Cancer Treatment with Radiation Therapy. (2021) <https://doi.org/10.3390/cancers13194912>
- [5] N. Mach, *Division D'oncologie, Hôpitaux Universitaires de Genève*, *Cancers de la Sphère ORL*, **849**, (2005).
- [6] J. Chavaudra and A. Bridier *Cancer/Radiothérapie*, Définition des volumes en radiothérapie externe : rapports ICRU 50 et 62,**472-478** (2001). doi : [https://doi.org/10.1016/S1278-3218\(01\)00117-2](https://doi.org/10.1016/S1278-3218(01)00117-2)
- [7] Menzel, H. *Journal of the ICRU*, The International Commission on Radiation Units and Measurements, **10 :1-106**, (2010) Doi :10.1093/jicru/ndq001
- [8] D. J. Adelstein, *Cleveland Clinic Foundation*, Squamous Cell Head and Neck Cancers : Recent Clinical Progress and Prospects for the Future, **116**, (2005).
- [9] Kataria T, Rawat S, Sinha SN, Garg C, Bhalla NK, Negi PS. *Radiat Oncol.*, Dose reduction to normal tissues as compared to the gross tumor by using intensity modulated radiotherapy in thoracic malignancies., (2006 Aug) doi : 10.1186/1748-717X-1-31. PMID : 16939650 ; PMCID : PMC1574325.
- [10] Taylor A, Powell ME. *Cancer Imaging.*, Intensity-modulated radiotherapy—what is it ?, (2004 Mar). doi : 10.1102/1470-7330.2004.0003. PMID : 18250011 ; PMCID : PMC1434586.
- [11] Caroline Lafond, F. Jouyaux, J. Bellec, O. Henry, M. Perdrioux, et al. *Cancer/Radiothérapie*, Which IMRT? From "step and shoot" to VMAT : physicist point of view., (2010).pp.539-49. [ff10.1016/j.canrad.2010.06.012](https://doi.org/10.1016/j.canrad.2010.06.012). [ffinserm-00526904f](https://doi.org/10.1016/j.canrad.2010.06.012)
- [12] Otto K. *Med Phys*, Volumetric modulated arc therapy : IMRT in a single gantry arc., (2008 Jan). doi : 10.1118/1.2818738. PMID : 18293586.
- [13] Songthong A. P, Kannarunimit D, Chakkabat C, Lertbutsayanukul C. *Radiat Oncol*, A randomized phase II/III study of adverse events between sequential (SEQ) versus simultaneous integrated boost (SIB) intensity modulated radiation therapy (IMRT) in nasopharyngeal carcinoma ; preliminary result on acute adverse events, (2015). DOI 10.1186/s13014-015-0472-y
- [14] Mirestean C.C. ; Lancu R.I. ; Lancu D.P.T. *J. Clin. Med.*, Simultaneous Integrated Boost (SIB) vs. Sequential Boost in Head and Neck Cancer (HNC) Radiotherapy : A Radiomics-Based Decision Proof of Concept., **2**,(2023). <https://doi.org/10.3390/jcm12062413>
- [15] Chao KS, Ozyigit G, Tran BN, Cengiz M, Dempsey JF, Low DA. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.*, Patterns of failure in patients receiving definitive and postoperative IMRT for head-and-neck cancer, **315**,(2003). doi : 10.1016/s0360-3016(02)03940-8. PMID : 12527043.

- [16] Chen S W, Yang S N, Liang J A, Shiau A C, Lin F J. *Med Dosim.*, Comparative dosimetric study of two strategies of intensity modulated radiotherapy in nasopharyngeal cancer,(2005).
- [17] Lamers-Kuijper E, Heemsbergen W, van Mourik A, Rasch C *Radiother Oncol.*, Sequentially delivered boost plans are superior to simultaneously delivered plans in head and neck cancer when the boost volume is located further away from the parotid glands., **849–852**, (2010. doi : 10.1016/j.radonc.2010.10.024. PMID : 21145606.
- [18] Vlacich G, Stavvas MJ, Pendyala P, Chen SC, Shyr Y, Cmelak AJ. *Radiat Oncol*, A comparative analysis between sequential boost and integrated boost intensity modulated radiation therapy with concurrent chemotherapy for locally advanced head and neck cancer, (2017).
- [19] A. Arora, R. Purohit, K. Chigurupalli, M. Bhandari, A.R. Gupta, S. Peter, *J. Clin. Diag. Res*, Comparison of sequential boost and simultaneous integrated boost volumetric modulated arc therapy in treatment of head and neck carcinoma : a prospective interventional study, **16**,(2022). <https://doi.org/10.7860/JCDR/2022/50041.16076>. Task Group No. 263 - Standardizing Nomenclature for Radiation Therapy
- [20] Kachhwaha A, Tiwari R, Gayen S, Manna S, Solanki A. Devnani B, Pareek P. *Cancer Treatment and Research Communications*, Comparison of sequential versus simultaneous integrated boost of volumetric modulated arc therapy in treatment of oropharyngeal carcinoma, (2023). <https://doi.org/10.1016/j.ctarc.2023.100721>
- [21] C. Stromberger, A. Stsefanenka, G. Kalinauskaite, M. Beck, A. Coordes, S. Zschaeck, et al., *Int. J. Radiat. Oncol.*, Simultaneous integrated boost or sequential boost (chemo) radiation for locally advanced head and neck cancer : the same is the same?, **849–852**, (2020). <https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2020.07.402>.
- [22] Shivananjappa R, Mandal SK, Vishwanathan B, Geeta SN. *J Can Res Ther*, An experience with simultaneous integrated boost-volumetric-modulated arc therapy in the definitive treatment of head and neck cancer : An Indian data., (2023). DOI : 10.4103/jcert.JCRT_1613_20
- [23] Orlandi, E. ; Palazzi, M. ; Pignoli, E. ; Fallai, C. ; Giostra, A. ; Olmi, P. *Crit. Rev. Oncol. Hematol.*, Radiobiological basis and clinical results of the simultaneous integrated boost (SIB) in intensity modulated radiotherapy (IMRT) for head and neck cancer : A review.,(2010).
- [24] Anne W. Lee , Wai Tong Ng, Jian Ji Pan, Sharon S. Poh, Yong Chan Ahn, Hussain AlHussain, June Corry, Cai Grau, Vincent Grégoire, Kevin J. Harrington, Chao Su Hu, Dora L. Kwong, Johannes A. Langendijk, Quynh Thu Le, Nancy Y. Lee, Jin Ching Lin, Tai Xiang Lu, William M. Mendenhall, Brian O’Sullivan, Enis Ozyar, Lester J. Peters, David I. Rosenthal, Yoke Lim Soong, Yungan Tao, Sue S. Yom and Joseph T. Wee. *Radiotherapy and Oncology*, International guideline for the delineation of the clinical target volumes (CTV) for nasopharyngeal carcinoma, **3-24**,(2018). <https://doi.org/10.1016/j.radonc.2017.10.032>
- [25] Vincent Grégoire and Mererid Evans, Quynh-Thu Le, Jean Bourhis, Volker Budach, Amy Chen, Abraham Eisbruch, Mei Feng, Jordi Giralt, Tejal Gupta, Marc Hamoir, Juliana K. Helito, Chaosu Hu, Keith Hunter, Jorgen Johansen, Johannes Kaanders, Sarbani Ghosh Laskar, Anne Lee, Philippe Maingon, Antti Mäkitie, Francesco Micciche’, Piero Nicolai, Brian O’Sullivan, Adela Poitevin, Sandro Porceddu, Krzysztof Skłodowski, Silke Tribius, John Waldron, Joseph Wee, Min Yao, Sue S. Yom, Frank Zimmermann, Cai Grau. *Radiotherapy and Oncology*, Delineation of the primary tumour Clinical Target Volumes (CTV-P) in laryngeal, hypopharyngeal, oropharyngeal and oral cavity squamous cell carcinoma : AIRO, CACA, DAHANCA, EORTC, GEORCC, GORTEC, HKNPCSG, HNCIG, IAG-KHT, LPRHHT, NCIC CTG, NCRI, NRG Oncology, PHNS, SBRT, SOMERA, SRO, SSHNO, TROG consensus guidelines, **25-36**,(2018). <https://doi.org/10.1016/j.radonc.2017.10.016>
- [26] Bisello, S. ; Cilla, S. ; Benini, A. ; Cardano, R. ; Nguyen, N.P. ; Deodato, F. ; Macchia, G. ; Buwenge, M. ; Cammelli, S. ; Wondemagegnehu, T. ; et al. *Cancer Radiother*, Dose–Volume

- Constraints for Organs At risk In Radiotherapy (CORSAIR) : An “All-in-One” Multicenter–Multidisciplinary, Practical Summary.), **10 :1-106**, (2022) <https://doi.org/10.3390/curren-col29100552>
- [27] Mayo, C. S., Moran, J. M., Bosch, W., Xiao, Y., McNutt, T., Popple, R., . . . Fuller, C. D. *International Journal of Radiation Oncology*Biophysics*, American Association of Physicists in Medicine Task Group 263 : Standardizing Nomenclatures in Radiation Oncology, **100(4)**, **1057–1066**. (2018).doi :10.1016/j.ijrobp.2017.12.013
- [28] Shulman, A., Van Schelt, J., Smith, D.L., Fong, N., Toomeh, D., Sponseller, P.A., Brown, D.W., Macomber, M.W., Mayr, N.A., Patel, S., Subrahmanyam, G.V., Govindarajan, K.N. and Ford, E.C.*Med. Phys.*, A ring-based compensator IMRT system optimized for low- and middle-income countries : Design and treatment planning study., **45 : 3275-3286.**, (2018) <https://doi.org/10.1002/mp.12985v>
- [29] Bijl HP, Van Luijk P, Coppes RP, Schippers JM, Konings AWT, VanDer Kogel AJ.*Int J Radiat Oncol Biol Phys*, Regional differences in radiosensitivity across the ratcervical spinal cord., **61 :543–51**, (2005) .<http://dx.doi.org/10.1016/j.ijrobp.2004.10.018>.
- [30] Noël G, et al.*Cancer Radiother*, Délimitation des organes à risque et contraintes dosimétriques. *Cancer Radiother*, **10 :1-106**, (2016) <http://dx.doi.org/10.1016/j.canrad.2016.07.032>
- [31] Kirkpatrick JP, van der Kogel AJ, Schultheiss TE. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, Radiation Dose-Volume Effects in the Spinal Cord., **76 :42–9**, (2010), <http://dx.doi.org/10.1016/j.ijrobp.2009.04.095>.
- [32] Patel G, et al,*Cancer Radiother*, Myths, facts and scope of spinal cord tolerance dose revision in Intensity modulated SIB treatment of locally advanced head and neck cancer : A dosimetical and radiobiological demonstration, (2020),<https://doi.org/10.1016/j.canrad.2020.05.015>
- [33] Razek, Ahmed Abdel Khalek Abdel and King, Ann, *American Journal of Roentgenology*, MRI and CT of Nasopharyngeal Carcinoma, **11-18**, (2012). Doi :10.2214/AJR.11.6954. PMID : 22194474

Résumé

Objectif : De comparer l'efficacité et la qualité du traitement séquentiel et du boost intégré pour le cancer du cavum en analysant les doses administrées aux tissus sains et aux tumeurs (volumes cibles) afin de réduire le risque de récurrence et d'optimiser les protocoles de traitement. L'étude cherche également à résoudre le défi des physiciens face à la gestion des plans SIB difficiles en raison des gradients de dose entre les volumes cibles.

Matériel et méthodes : 17 patients diagnostiqués avec un cancer du cavum et traités avec VMAT-séquentiel ont été re-planifiés avec VMAT-SIB selon le protocole de CHAO. Une comparaison des histogrammes dose-volume (DVH) a été effectuée pour évaluer les doses reçues par les organes à risque, en tenant compte du fractionnement de chaque approche de traitement. Les paramètres d'évaluation des plans de traitement et les données dosimétriques ont été comparés, tels que la D98%, la D95%, la D50%, la D2%, l'indice de conformité (IC), l'indice d'homogénéité (IH), Dmax de la moelle épinière et Dmax du tronc cérébral. L'étude a également examiné l'impact sur les plans de traitement suite au recentrage des patients en raison de la perte de poids.

Résultats : Le traitement SEQ semble offrir une meilleure homogénéité pour les PTV1 avec un IH de 0,115, contre 0,128 pour SIB et PTV2 avec un IH de 0,121 contre 0,127 pour SIB, tandis que l'homogénéité de SIB est supérieure pour le PTV3 avec un IH de 0,0775 contre 0,1101 pour VMAT-SEQ. La technique VMAT-SIB offre une meilleure conformité pour les trois PTVs, la valeur idéale pour l'indice de conformité est 1, SIB est très proche de la valeur idéale plus que SEQ et une protection accrue des organes à risque (OAR) adjacents par rapport à la technique VMAT-SEQ. Le protocole de prescription du SIB utilisé dans cette étude permet un meilleur contrôle tumoral du volume cible à haut risque (PTV) tout en étant moins toxique pour les tissus sains. La fractionation plus courte du SIB (35 fractions contre 39 fractions pour le SEQ) représente une solution avantageuse pour les centres de traitement du cancer ayant une liste d'attente longue. Pour la moelle épinière segmentée en trois parties, les plans SIB présentent une dose maximale beaucoup plus faible, constituant ainsi un avantage en cas de ré-irradiation. En cas de perte de poids ou de re-simulation du patient, les plans SEQ deviennent une meilleure option.

Conclusion : La technique VMAT-SIB semble être la meilleure option pour le traitement du cancer du cavum, offrant une meilleure conformité aux volumes cibles, une protection accrue des organes à risque et une fractionation plus courte. Bien que VMAT-SEQ présente une meilleure homogénéité pour certains volumes, VMAT-SIB est plus proche de l'indice de conformité idéal. Cependant, les plans SEQ peuvent être préférables en cas de changements anatomiques du patient.

Mots clés : Cancer du cavum, Traitement séquentiel, Boost intégré, Organes à risque, Conformité, Homogénéité

Abstract

Objective : Compare the effectiveness and quality of sequential treatment and integrated boost for nasopharyngeal cancer by analysing the doses delivered to healthy tissues and tumours (target volumes) to reduce the risk of recurrence and optimize treatment protocols. The study also aims to address the challenge faced by physicists in managing difficult SIB plans due to dose gradients between target volumes.

Materials and methods : 17 patients diagnosed with nasopharyngeal cancer and treated with sequential VMAT were re-planned with SIB VMAT according to the CHAO protocol. A comparison of dose-volume histograms (DVHs) was performed to evaluate the doses received by organs at risk, taking into account fractionation. Treatment plan evaluation parameters and dosimetric data were compared, such as D98%, D95%, D50%, D2%, conformity index (CI), homogeneity index (HI), maximum dose to the spinal cord (Dmax), and maximum dose to the brainstem (Dmax). The study also examined the impact on treatment plans following patient repositioning due to weight loss.

Results : The SEQ treatment seems to offer better homogeneity for PTV1 with an HI of 0.115, compared to 0.128 for SIB, and PTV2 with an HI of 0.121 compared to 0.127 for SIB, while the homogeneity of SIB is superior for PTV3 with an HI of 0.0775 compared to 0.1101 for VMAT-SEQ. The VMAT-SIB technique offers better conformity for the three PTVs, the ideal value for the conformity index is 1, and SIB is very close to the ideal value more than SEQ, and increased protection of adjacent organs at risk (OAR) compared to the VMAT-SEQ technique. The SIB prescription protocol used in this study allows better tumour control of the high-risk target volume (PTV) while being less toxic to healthy tissues. The shorter fractionation of SIB (35 fractions versus 39 fractions for SEQ) represents an advantageous solution for cancer treatment centers with a long waiting list. For the spinal cord segmented into three parts, the SIB plans have a much lower maximum dose, thus constituting an advantage in case of re-irradiation. In case of weight loss or patient re-simulation, SEQ plans become a better option.

Conclusion : The VMAT-SIB technique appears to be the best option for the treatment of nasopharyngeal cancer, offering better conformity to the target volumes, increased protection of organs at risk, and shorter fractionation. Although VMAT-SEQ presents better homogeneity for some volumes, VMAT-SIB is closer to the ideal conformity index. However, SEQ plans may be preferable in case of patient anatomical changes.

Keywords : Nasopharyngeal cancer, Sequential treatment, Simultaneous Integrated Boost (SIB), Organs at risk, Conformity, Homogeneity