



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

MÉMOIRE DE MASTER
UNIVERSITÉ D' EL-OUED

مذكرة ماستر
جامعة الوادي

Faculté des Sciences Exactes
Département de Physique

كلية العلوم الدقيقة
قسم الفيزياء

La Technique VMAT pour le Traitement de la Prostate

Soutenue par

Lassoued Radhia

Le 27 September 2023

Domaine de formation

Professionnel

Spécialité

Physique Medical

Préparée au

Centre-Anti-Cancer CAC EI OUED

Composition du jury :

Dr Mebrouk Ghougali
Univ El-Oued *Président du jury*
Examineur

Dr Zoubir BECER
Univ El-Oued *Rapporteur*

Mr Mourad BOURUINA
CAC-Sidi BelAbbès *Co-Encadreur*

Dr Rachid AHMIM
Univ El-Oued *Examineur*

Dr Zoubir BECER
Univ El-Oued *Directeur de mémoire*

République Algérienne Démocratique et Populaire

Ministère De l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique

N° de classement :

N° de série :

Université *Echahid* Hamma Lakhdar EL-Oued



Faculté Des Sciences Exacts

Département De Physique

Mémoire présenté pour l'obtention

Du diplôme de

Master Professionnel

Option : Physique Médicale



Réalisé par :

Lassoued Radhia

**La Technique VMAT pour le Traitement de
la Prostate**

Soutenu le : 27/09/2023

Devant le jury composé de :

Dr Mebrouk Ghougali	Universite HammaLakhdar EL-oued	Président
Dr Rachid Ahmim	Universite HammaLakhdar EL-oued	Examinateur
Dr Zoubir Becer	Universite HammaLakhdar EL-oued	Encadreur
Mr Mourad Bouruina	CAC – Sidi Bel Abbes	Co-Encadreur

Année universitaire :2023/2024

Remerciements

Merci au Noble Allah Dieu le Tout-Puissant qui m'a donné le courage et la patience pour réaliser ce travail.

Merci beaucoup à mon encadreur Dr. Fouber Becker pour son suivi, son aide, sa patience, nous vous présentons l'expression de votre profonde gratitude.

A tous les gens qui servent la bonne cause..

Remerciement spécial aux physiciens la Phys. Benyamina naffissa de C.A.C-Sidi Bel Abbès et le Phys Bencherif Islam de CLCC El Oued et le Phys. Bourouina Mourad de CLCC-Mostagnem.

Nous remercions également les membres de jury d'avoir Accepter de juger notre travail..

La liste serait encore longue à énumérer et devant l'évidence d'un oubli, nous tenons à remercier tous ceux qui nous ont encouragés..

Dédicace

Merci au Noble Allah Dieu le Tout-Puissant qui m'a donné le courage et la patience pour réaliser ce travail.

La liste serait encore longue à énumérer et devant l'évidence d'un oubli, nous tenons à remercier tous ceux qui nous ont encouragés.

À mon exemple et ma fierté, à mon soutien dans les moments d'échec; mon père, je prie dieu de le bénir en bonne santé en lui accordant une longue vie.

À mes frères, l'exemple de fraternité et d'amitié que dieu les bénisse et les protègeais que leur petite famille de tout mal, à tous les gens qui servent la bonne cause.

Aux bienveillantes, après l'absence de ma mère; mes surs, je demande à dieu de les bénir et nous garder toujours unies.

À ma grand-mère ma source de bonheur la brise de senteur de ma mère et aussi mes tantes.

À tout ce qui m'ont soutenu de près ou de loin.

Physicienne Radhia Lassoued.

Résumé

La radiothérapie conformationnelle 3D (RTC-3D) est la technique d'irradiation la plus courante dans le cadre des traitements du cancer de prostate . Elle comprend l'utilisation des techniques d'imageries pour créer des images 3D de la tumeur de la prostate et des tissus adjacents. La radiothérapie s'est développée de manière significative avec l'émergence de nouvelles techniques telles que le VMAT et plusieurs autres techniques. Notre travail se concentre sur la comparaison entre la technique de RTC-3D avec la VMAT pour mettre en évidence les avantages et les inconvénients des deux techniques et mettre en avant la meilleure pour le traitement du cancer de prostate. Trois patients atteints d'un cancer de la prostate ont été testés au centre d'oncologie d'El Oued , d'où des plans de traitement ont été effectués pour eux à l'aide des techniques VMAT et 3D RTC qui ont été comparées en termes de V70 , V60 et Dmax . Sur les plans de traitement de patients atteints de cancer de la prostate , le VMAT a montré une meilleure distribution de dose par rapport au 3D RTC. D'après les résultats obtenus on constate que les résultats de la technique VMAT offre une couverture parfaite disant idéale aux tailles ciblées pour étude ainsi que l'organe étudié (prostate) tout en épargnant mieux les autres organes à risque , chose dont la technique 3D RTC ne l'offre pas.

Mots clés : radiothérapie, VMAT, RTC-3D, Cancer de la prostate.

Abstract

3D Conformal Radiotherapy (3D-CRT) is the most common irradiation technique used in the treatment of prostate cancer. It involves the use of imaging techniques to create 3D images of the patient's tumor and surrounding tissues. Radiotherapy has significantly evolved with the emergence of new techniques such as VMAT and several others. Our work focuses on comparing the 3D-CRT technique with VMAT to highlight the advantages and disadvantages of both techniques and determine the most suitable approach for prostate cancer treatment. Three patients with prostate cancer were tested at the El Oued Oncology Center, where treatment plans were developed for them using VMAT and 3D-CRT techniques, which were compared in terms of V70, V60, and Dmax. In the treatment plans for prostate cancer patients, VMAT demonstrated better dose distribution compared to 3D-CRT. Based on the results obtained, it is evident that VMAT provides an ideal coverage of the targeted areas and the studied organ (prostate), while better sparing other organs at risk, a feature that 3D-CRT does not offer.

Keywords : radiotherapy, VMAT, RTC-3D, Prostate Cancer.

ملخص

يعد العلاج الإشعاعي المكثف الثلاثي الأبعاد (3D-CRT) هو أسلوب التشعيع الأكثر شيوعًا المستخدم في علاج سرطان البروستاتا. وهو يتضمن استخدام تقنيات التصوير لإنشاء صور ثلاثية الأبعاد لورم المريض والأنسجة المحيطة به. لقد تطور العلاج الإشعاعي بشكل ملحوظ مع ظهور تقنيات جديدة مثل تقنية العلاج بالقوس الحجمي المعدل VMAT والعديد من التقنيات الأخرى. يركز عملنا على مقارنة تقنية 3D-CRT مع VMAT لتسليط الضوء على مزايا وعيوب كلا التقنيتين وتحديد النهج الأنسب لعلاج سرطان البروستاتا. تم اختبار ثلاثة مرضى مصابين بسرطان البروستاتا بمركز أورام الوادي، حيث تم تطوير خطط علاجية لهم باستخدام تقنيات VMAT و3D-CRT، والتي تمت مقارنتها من حيث V70 وV60 وDmax. في خطط العلاج لمرضى سرطان البروستاتا، أظهر VMAT توزيعًا أفضل للجرعة مقارنة بـ 3D-CRT بناءً على النتائج التي تم الحصول عليها، من الواضح أن VMAT يوفر تغطية مثالية للمناطق المستهدفة والعضو الذي تمت دراسته (البروستاتا)، مع الحفاظ بشكل أفضل على الأعضاء الأخرى المعرضة للخطر، وهي ميزة لا يوفرها 3D-CRT.

كلمات مفتاحية : العلاج بالقوس الحجمي المعدل , سرطان البروستاتا , العلاج الإشعاعي المكثف الثلاثي الأبعاد

Table des matières

Table des matières	VIII
Liste des figures	XII
Liste des tableaux	XIV
Introduction	1
I Cancer de la prostate	2
I.1 Introduction	3
I.2 Épidémiologie	3
I.3 Prostate	4
I.3.1 Anatomie de la prostate	4
I.3.2 Fonction de la prostate	5
I.3.3 Structure de la prostate	6
I.4 Facteurs de risque	6
I.5 Symptômes	8
I.6 Diagnostic	8
I.6.0.1 Toucher rectal	8
I.6.0.2 Antigène spécifique de la prostate	8
I.6.1 Contrôle tumoral et contraintes de dose pour les organes a risque	9
I.6.1.1 Dose de contrôle tumoral	9
I.6.1.2 Dose de tolérance aux organes a risque	10
I.6.2 Expression de la dose de tolérance des OARs	10
I.6.3 Les OARs et leur contraintes de dose	11
I.7 Conclusion	12
II Radiothérapie par accélérateur linéaire des particules	12
II.1 Introduction	13

II.2	Traitement par radiothérapie	13
II.2.1	Définition	13
II.2.2	Types de la radiothérapie	14
II.2.2.1	Radiothérapie externe	14
II.2.2.2	Radiothérapie interne (curiethérapie)	14
II.2.2.3	Radiothérapie métabolique	14
II.2.3	Modalités de traitement en radiothérapie	15
II.2.3.1	Radiothérapie conventionnelle	15
II.2.3.2	Radiothérapie conformationnelle (3D-CRT)	15
II.2.3.3	Radiothérapie conformationnelle par modulation d'inten- sité (3D-IMRT)	16
II.2.3.4	Radiothérapie guidée par l'image IGRT	20
II.2.4	Chaîne de traitement	20
II.3	Description générale de l'accélérateur linéaire	23
II.3.1	Définition de l'accélérateur linéaire	23
II.3.2	Composantes de l'accélérateur linéaire	24
II.3.2.1	Modulateur	24
II.3.2.2	Générateur d'onde électromagnétique klystron ou magné- tron	24
II.3.2.3	Canon à électrons	25
II.3.2.4	Guide d'onde	25
II.3.2.5	La section accélératrice	26
II.3.2.6	Aiment de déviation	26
II.3.2.7	Tête de l'accélérateur	26
II.3.3	Principe de fonctionnement de l'accélérateur linéaire	28
II.4	Système de planification de traitement TPS	29
II.4.1	Définition	29
II.4.2	Commissioning et modélisation	29
II.4.3	Algorithmes de calcul de dose	30
II.4.3.1	Algorithmes basés sur la correction des données de base	30
II.4.3.2	Algorithmes basées sur la séparation des rayonnements primaires et diffusés	31
II.4.3.3	Algorithmes basées sur les phénomènes physiques fonda- mentaux	31
II.5	Format DICOM et DICOM RT	33

II.6 Assurance de qualité dosimétrique	34
II.6.1 vérification dosimétrique du plan de traitement	34
II.6.2 Accident en radiothérapie	35
II.7 Conclusion	35
III Résultats et discussion	35
III.1 Introduction	36
III.2 Description du processus	37
III.3 Balistique de traitement	37
III.3.1 PTV1 (0 à 46 Gy)	38
III.3.2 PTV2 (46 à 54 ou 60 Gy)	39
III.3.3 PTV3 (54 ou 60 à 74 Gy)	40
III.4 Validation du plan de traitement	42
III.5 Comparaison dosimétrique des plans de traitement	44
III.5.1 Couverture des volumes cibles	44
III.5.2 Préservation des organes à risque	44
III.6 conclusion	45
Conclusion générale et perspectives	46
Bibliographie	49

Table des figures

I.1	Nouveaux cas du cancer chez les hommes en Algérie (2020)	4
I.2	Représentation de la prostate et de ses rapports avec les organes alentours.	5
I.3	Prostate vue en coupe axiale (P : prostate; Rec : rectum; LPF, PF et DF : fascia péri prostatique, LA : muscle releveur de l'anوس)	5
II.1	Accélérateur linéaire	14
II.2	Collimateur multilames (MLC)	16
II.3	Variation de l'intensité à l'intérieur de champ	16
II.4	Exemple de faisceau possédant 4 segments en technique de RCMI type « Step and Shoot »	17
II.5	Exemple de faisceau modulé délivré en mode « Sliding Window »	18
II.6	Processus de radiothérapie. Après acquisition des images du patients, les structures d'intérêt sont contourées. Les données sont envoyées à un algorithme de planification de traitement puis les plans résultants sont vérifiés avant d'être appliqués au patient.	21
II.7	Volumes d'intérêts	22
II.8	Étapes principales de la planification direct et inverse.	23
II.9	Schéma simplifié les composants d'accélérateur linéaire	24
II.10	Image du klystron	25
II.11	Image du Magnétron	25
II.12	Canon à électron	25
II.13	Schéma d'un canon à électron	25
II.14	Section accélératrice électrostatique	26
II.15	Composants de la tête de l'accélérateur linéaire.	27
II.16	Filtre égalisateur. Profil de dose absorbée d'un faisceau de photons à une profondeur de référence dans l'eau avec (à droite) et sans (à gauche) filtre égalisateur.[1]	27

II.17	Schéma du principe de calcul de la dose absorbée par méthode convolution/superposition.	32
II.18	Flux du travail en RT. 1 : Acquisition d'image. 2 : Détermination des ROI . 3 : Dosimétrie. 4 : Stockage. 5 : Réalisation du plan de traitement. 6 : Contrôle du plan de traitement. Crédit : Cancer/Radiotherapy (2001) 172s-180s	33
III.1	Distribution des isodoses pour les deux techniques RC3D et VMAT. . . .	45

Liste des tableaux

II.1	Paramètres variables pendant l'irradiation des différentes techniques de la RCMi[2]	19
III.1	Statistiques dosimétriques des volumes cibles.	44
III.2	Résultats dosimétriques des trois patients (3D).	45
III.3	Résultats dosimétriques des trois patients. (VMAT)	45

INTRODUCTION
GÉNÉRALE

Introduction Générale

Le cancer de la prostate émerge comme l'une des affections malignes les plus fréquentes chez les hommes âgés de plus de 50 ans, se positionnant ainsi en tant que deuxième principale cause de décès liés au cancer au sein de cette catégorie d'âge masculine. La prévalence de cette maladie a connu une augmentation notable au fil des années, principalement attribuée au vieillissement démographique et à l'accroissement de la durée de vie. Par conséquent, la prise en charge de cette pathologie revêt une importance significative en termes de santé publique.

En Algérie, le cancer de la prostate occupe actuellement la quatrième place en termes d'incidence. Cette position pourrait être attribuée en partie à l'introduction récente de la biopsie prostatique et à la généralisation du test de PSA (Antigène Spécifique de la Prostate), facilitant ainsi un dépistage précoce de la maladie.[3].

La prise en charge du cancer de la prostate repose sur une approche pluridisciplinaire, englobant des modalités telles que la chirurgie, la radiothérapie, l'hormonothérapie, la chimiothérapie et la thérapie ciblée. Ces dernières années, la radiothérapie s'est affirmée comme une option cruciale, que ce soit dans le traitement des stades localisés ou métastatiques de la maladie. L'objectif de la radiothérapie est d'administrer une dose thérapeutique à la tumeur tout en minimisant les effets sur les tissus sains avoisinants.

La Radiothérapie Conformationnelle 3D (RTC-3D) est une méthode de traitement par rayonnement qui vise à personnaliser la distribution de la dose de radiation pour s'adapter à la configuration tridimensionnelle de la tumeur, tout en limitant au maximum l'exposition des tissus sains environnants. Cependant, la Thérapie d'Arc Modulée Volumétrique (VMAT) représente une avancée plus récente, permettant une administration encore plus précise de la dose en ajustant simultanément l'intensité du faisceau et sa position pendant la séance de traitement. Cette technique offre une meilleure focalisation sur la tumeur tout en réduisant encore davantage les effets indésirables sur les tissus sains.[4].

La VMAT présente des avantages significatifs par rapport à la RTC-3D, notamment une précision accrue, une réduction du temps de traitement et un potentiel de minimisation des effets secondaires. Cependant, il est important de noter que sa mise en œuvre efficace

requiert des équipements de pointe et une expertise considérable.

Le choix de la meilleure technique de radiothérapie pour traiter le cancer de la prostate dépend de divers facteurs tels que le stade de la maladie, la taille et la localisation de la tumeur, l'état de santé global du patient, ainsi que des ressources disponibles dans le centre de traitement. Une évaluation individuelle est essentielle pour déterminer la méthode la plus adaptée à chaque patient. Il est crucial que cette décision soit prise de manière collaborative entre le patient, l'oncologue et l'équipe médicale afin de garantir les meilleurs résultats possibles en termes de contrôle de la maladie et de qualité de vie du patient.

Notre travail se concentre sur la comparaison entre la technique de RTC-3D avec la VMAT pour mettre en évidence les avantages et les inconvénients des deux techniques et mettre en avant la meilleure pour le traitement du cancer de prostate [5] .

Notre document est structuré selon les chapitres suivants :

Chapitre 1 : Ce chapitre décrit la partie clinique ou sera présentée la prostate avec sa structure et son fonctionnement. Le cancer de la prostate, les facteurs de risque ainsi que sa classification et les protocoles adoptés pour son traitement. Nous terminerons par donner la définition de la dose de contrôle tumoral et la dose de tolérance aux organes à risque. **Chapitre 2** : ce chapitre décrit la partie théorique technique qui concerna la radiothérapie en générale, ses types et ses modalités. Après nous avons abordé une description d'un accélérateur linéaire, le système de planification, ainsi l'assurance qualité en radiothérapie.

Chapitre 3 : Cela concerne la partie expérimentale et tous qu'on a vu sur TPS, dont l'élaboration des plans de traitement, la comparaison entre deux technique de traitement, et les détails qui suivent.

Finalement, une **conclusion générale** sera présentée avec des perspectives pour la continuité de ce travail.

Chapitre I

CANCER DE LA PROSTATE

I.1 Introduction

Le cancer de la prostate est la forme de tumeur maligne la plus fréquemment diagnostiquée chez les hommes des pays industrialisés, constituant l'une des principales causes de décès liés au cancer. Comme c'est le cas pour toutes les tumeurs malignes, le cancer de la prostate se caractérise par la présence de cellules mutées ayant échappé aux mécanismes de régulation naturels de l'organisme, acquérant ainsi la capacité de se propager vers d'autres régions du corps.

Le cancer de la prostate émerge à partir d'une cellule normale subissant des transformations et une prolifération anarchique, donnant lieu à la formation d'une masse appelée tumeur. Malgré les nombreuses études réalisées jusqu'à présent, les mécanismes exacts à l'origine de l'initiation et de la progression du cancer de la prostate ne sont pas encore complètement compris. Son incidence est étroitement liée à l'âge et au processus de vieillissement cellulaire qui l'accompagne, ainsi qu'à des facteurs environnementaux tels que le mode de vie et une alimentation riche en graisses animales, tous deux associés à un risque accru de développer la maladie.

Les données collectées mettent en lumière le fait que le cancer de la prostate continue d'affecter et d'entraîner la perte de milliers de patients, malgré les progrès significatifs de la médecine moderne. Néanmoins, la mise au point d'un traitement véritablement curatif pour lutter contre cette maladie demeure un défi complexe.

Ce chapitre traite des aspects cliniques du cancer de la prostate, la raison pour laquelle ce cancer est choisi est son incidence élevée dans le monde chez les hommes, en particulier en Algérie.

I.2 Épidémiologie

Le cancer de la prostate est actuellement reconnu comme un problème majeur de santé publique. Il se classe en deuxième position parmi les cancers les plus fréquents chez les hommes à l'échelle mondiale, avec un décompte de plus de 1,41 million de nouveaux cas enregistrés en 2022. [6], suivi du cancer du poumon et colorectal.

Le cancer de la prostate est plus répandu dans les pays développés, mais son incidence a également augmenté dans les pays en développement comme l'Algérie. Selon les derniers chiffres du Centre International de Recherche sur le Cancer (CIRC), qui dépend de l'Organisation Mondiale de la Santé (OMS), en 2020, en Algérie, il se situe au 4ème rang des cancers en termes d'incidence, tous cancers confondus, avec 3 597 nouveaux cas (6,2 % du nombre total), et 1 635 décès par ans (5% du nombre total) (voir figure I.1) [7].

En raison de la détection fréquente du cancer de la prostate grâce au dépistage individuel de l'antigène spécifique de la prostate (PSA), on estime qu'en un peu plus d'une décennie, le cancer de la prostate pourrait surpasser le cancer du poumon en tant que cancer le plus fréquent chez les hommes à l'échelle mondiale.

Le problème qui se pose en Algérie est le fait que 80% des cas enregistrés sont à un stade avancé de la maladie.

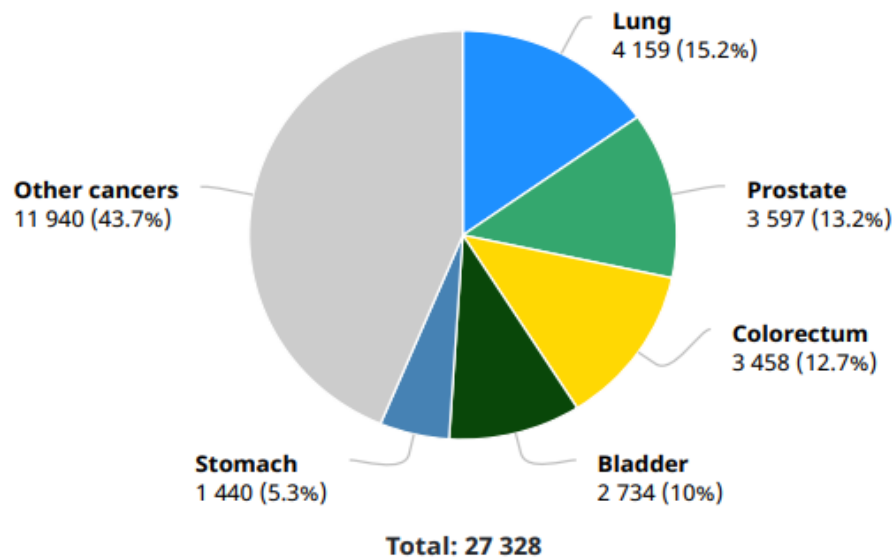


FIGURE I.1 — Nouveaux cas du cancer chez les hommes en Algérie (2020) [8]

I.3 Prostate

I.3.1 Anatomie de la prostate

La prostate est une glande située dans l'appareil génital masculin. Initialement de petite taille pendant l'enfance, elle connaît une croissance significative pendant la puberté, stimulée par l'augmentation des niveaux de testostérone. Cette hormone favorise également le développement d'autres organes tels que les testicules et le scrotum. Parallèlement, elle contribue aux changements physiologiques caractéristiques de l'adolescence, tels que le développement des poils et la modification de la voix.[9].

La glande prostatique présente une configuration conique et est composée d'une base, d'un apex, ainsi que de surfaces antérieures, postérieures et inféro-latérales. Ses dimensions typiques chez un jeune adulte sont d'environ 3 cm de hauteur, 4 cm de largeur et 2 cm de profondeur.[9]. La prostate est située adjacente aux vésicules séminales, sous la vessie, avec le rectum à l'arrière. C'est pourquoi le médecin peut évaluer son volume et sa consistance par le biais d'un toucher rectal.(figureI.2).

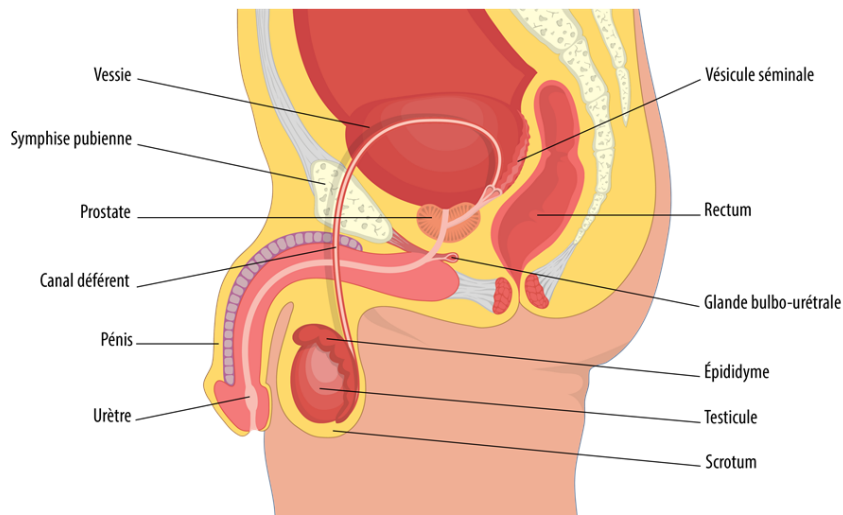


FIGURE I.2 — Représentation de la prostate et de ses rapports avec les organes alentours [10].

L'essentiel de la prostate est constitué de glandes et elle est entourée par une capsule fibroélastique qui la sépare du reste des autres organes du pelvis (figure I.3). L'intégrité de cette capsule influe sur le pronostic du cancer de la prostate.

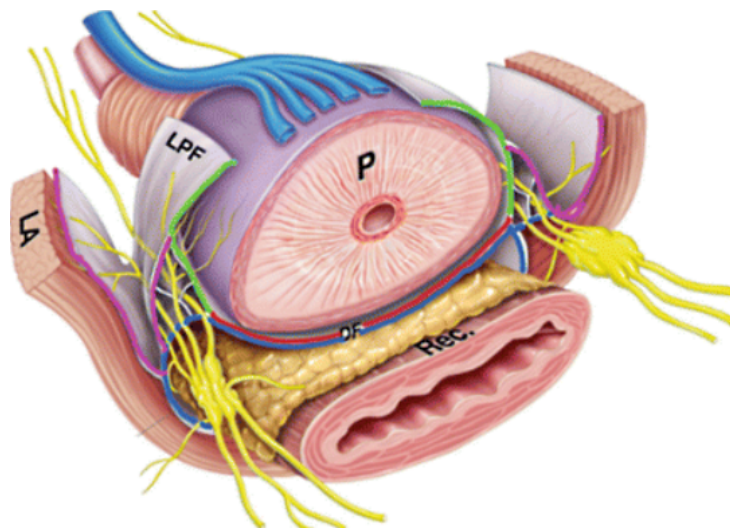


FIGURE I.3 — Prostate vue en coupe axiale (P : prostate ; Rec : rectum ; LPF, PF et DF : fascia péri prostatique, LA : muscle releveur de l'anus) [11].

I.3.2 Fonction de la prostate

La fonction principale de la prostate est de stocker une partie du liquide séminal et la production du liquide alcalin qui constitue 25 % du liquide séminal et permet la motricité

et la viabilité des spermatozoïdes. L'antigène spécifique de la prostate (PSA) est l'un des principaux composants de la sécrétion prostatique, ainsi que le citrate (18,7 mg/ml), de zinc (488 g/ml), de spermine (243 mg/ml) et de cholestérol (78 mg/ml) [12].

I.3.3 Structure de la prostate

La prostate peut être classée selon deux systèmes distincts : les zones ou les lobes. La classification zonale est la plus couramment utilisée en pathologie, divisant la prostate en quatre régions distinctes. La zone périphérique (ZP) représente environ 70 % de la prostate et entoure l'urètre, étant le site où se développent près de 80 % des cancers de la prostate. La zone centrale (ZC) entoure les canaux éjaculatoires, formant environ 25 % de la prostate. Bien que seulement 2,5 % des cancers de la prostate se développent dans cette région, les tumeurs qui y émergent tendent à être plus agressives [12]. La zone de transition (ZT) constitue environ 20% des cancers de la prostate et entoure l'urètre proximal. Au fil du temps, la ZT a tendance à s'agrandir, et l'hypertrophie bénigne de la prostate provient souvent de cette région. Enfin, la zone fibro-musculaire antérieure est composée exclusivement de muscles et de tissus fibreux.

I.4 Facteurs de risque

Effectivement, les connaissances actuelles sur le cancer de la prostate demeurent incomplètes, en particulier en ce qui concerne les facteurs de risque. De nombreuses études sont actuellement en cours à l'échelle mondiale, et il est indéniable que de nouvelles informations émergeront dans les années à venir. La recherche continue de fournir des éclaircissements sur les mécanismes sous-jacents, les facteurs de risque potentiels, ainsi que des stratégies de prévention et de traitement plus efficaces pour cette maladie.

En effet, l'âge est généralement identifié comme le principal facteur de risque du cancer de la prostate. Cependant, d'autres éléments, tels que des prédispositions génétiques et l'exposition à certains produits, peuvent également jouer un rôle dans le déclenchement de cette pathologie. Les facteurs génétiques, y compris les antécédents familiaux de cancer de la prostate, ont été associés à un risque accru. De plus, des études suggèrent que des facteurs environnementaux, tels que l'alimentation et l'exposition à des substances spécifiques, pourraient contribuer à la susceptibilité au cancer de la prostate. La compréhension de ces divers facteurs reste un domaine de recherche actif dans le domaine de l'oncologie. [13].

L'âge :

En effet, le cancer de la prostate est généralement considéré comme un cancer touchant

principalement les hommes plus âgés. Il est rare de le diagnostiquer avant l'âge de 45 ans, et la probabilité de développer un cancer de la prostate augmente significativement avec l'avancée en âge. Les hommes de plus de 50 ans, en particulier, présentent un risque accru, et la prévalence de ce cancer augmente de manière notable chez les hommes âgés de plus de 65 ans. Le vieillissement de la population est donc un facteur important à prendre en compte dans l'incidence et la prévention du cancer de la prostate. [14].

Le régime alimentaire :

Effectivement, de nombreuses études ont été menées pour explorer l'association entre divers facteurs alimentaires tels que la consommation d'alcool, de viande, et d'autres éléments, et le risque de développer un cancer de la prostate. Ces recherches visent à évaluer l'impact de la nutrition quotidienne sur la probabilité de contracter ce type de cancer.

Par exemple, des études ont examiné les effets potentiels de la consommation excessive d'alcool sur le risque de cancer de la prostate.

Cependant, les résultats de ces études ne sont pas toujours concluants et peuvent varier en fonction des méthodologies utilisées et des populations étudiées. Il est important de noter que la recherche dans ce domaine est en évolution, et de nouvelles informations peuvent émerger au fil du temps. En tout état de cause, il est recommandé de maintenir une alimentation équilibrée et saine dans le cadre d'une approche globale de la santé, bien que les liens spécifiques entre certains aliments et le cancer de la prostate demeurent un sujet de recherche actif.

Aujourd'hui, il est prouvé qu'une consommation élevée d'alcool est associée à un risque plus élevé de cancer de la prostate [15]. Les recherches effectuées n'ont pas mis en évidence de lien entre la consommation de viande rouge ou de viande transformée et le risque de développer un cancer de la prostate.[16]. D'un autre côté, un apport insuffisant en fruits et en produits laitiers, associé à une augmentation de la consommation de matières grasses, pourrait favoriser le développement du cancer de la prostate.

De nombreuses autres causes probables de risque existent également, telles que :

- Les facteurs génétiques.
- Obésité à un âge avancé.
- Tabagisme.
- Les facteurs environnementaux comme l'exposition aux produits chimiques dans des environnements professionnels comme l'agriculture [17].

I.5 Symptômes

Le cancer de la prostate, à ses débuts, évolue souvent de manière asymptomatique, ne manifestant pas de signes spécifiques de sa présence. Les symptômes peuvent apparaître lorsque le cancer provoque des altérations inhabituelles de la taille de la glande prostatique. Il est essentiel de noter que tous les symptômes mentionnés peuvent également être liés à d'autres affections non cancéreuses, notamment l'hypertrophie bénigne de la prostate (HBP) ou la prostatite. [18].

Le cancer peut avoir des répercussions sur la vie sexuelle des patients, pouvant entraîner des problèmes tels que le dysfonctionnement érectile et des éjaculations douloureuses. En cas de propagation de la tumeur, des douleurs osseuses, notamment au niveau du dos, du bassin et des jambes, peuvent se manifester, accompagnées de fatigue et de perte de poids.

I.6 Diagnostic

Les hommes ayant des liens familiaux étroits au premier degré avec une personne atteinte d'un cancer de la prostate, tels que le père, le frère ou le fils, présentent un risque 2 à 3 fois plus élevé de développer eux-mêmes un cancer de la prostate. De plus, le risque augmente proportionnellement au nombre de cas de cancer de la prostate au sein de la famille, atteignant jusqu'à 10 fois la normale. C'est pourquoi il est recommandé que les hommes correspondant à ces profils bénéficient d'un suivi spécifique et attentif.

Deux examens de dépistage du cancer de la prostate douteux peuvent être effectués qui sont :

I.6.0.1 Toucher rectal

Le toucher rectal, habituellement effectué par le médecin traitant, vise à évaluer le volume, la régularité et la structure de la surface de la prostate. Bien que cet examen soit parfois inconfortable, il est généralement indolore.

Le toucher rectal, en soi, n'est pas exhaustif pour établir un diagnostic final, et il ne constitue pas une confirmation définitive de la présence d'une anomalie cancéreuse.

I.6.0.2 Antigène spécifique de la prostate

Le dosage du PSA (antigène prostatique spécifique) est réalisé par une simple prise de sang, permettant de mesurer le niveau de PSA dans la circulation sanguine. Cette protéine, produite par la prostate, est normalement présente en faible quantité dans le

sang des hommes. [19].

En cas de cancer de la prostate, le taux de PSA tend à augmenter. Cependant, il est important de noter que d'autres conditions telles qu'une inflammation, une infection urinaire, un rapport sexuel récent, ou même la pratique d'une activité physique intense nécessitant beaucoup de force peuvent également entraîner une élévation du taux de PSA. Par conséquent, le dosage de cette protéine n'est pas suffisant pour constituer un moyen définitif de détection du cancer de la prostate, et d'autres tests et évaluations médicales peuvent être nécessaires pour établir un diagnostic précis. [19].

I.6.1 Contrôle tumoral et contraintes de dose pour les organes à risque

la radiothérapie vise à stériliser les cellules cancéreuses en épargnant autant que possible les tissus sains. Le raisonnement et la décision de l'oncologue radiothérapeute sont basés sur deux notions de dose qui visent à obtenir un bon rapport bénéfice/risque : la dose de contrôle tumoral et la dose de tolérance des organes à risque ou tissus sains.

I.6.1.1 Dose de contrôle tumoral

La dose de contrôle tumoral représente la quantité de radiation nécessaire pour atteindre une stérilisation locale permanente de la tumeur dans 90 % des cas. Cette dose dépend de plusieurs facteurs[20] :

- **Type histologique** : La nécessité pour une tumeur de recevoir des doses plus ou moins élevées pour atteindre la stérilisation des lésions diffère en fonction du type histologique. Cependant, le facteur limitant principal réside dans la tolérance des tissus sains, ce qui entrave l'atteinte de doses élevées, telles que 80 ou 90 Gy.
- **Le volume** : il existe une relation directement proportionnelle entre le volume des tissus tumoraux et la dose nécessaire à la stérilisation de ce volume. En d'autres termes, plus la tumeur est étendue, plus la dose nécessaire pour parvenir à sa stérilisation est élevée. Cette corrélation est un aspect important à prendre en compte dans la planification et l'administration des traitements de radiothérapie pour assurer une efficacité maximale.
- **L'aspect de la tumeur** : Les lésions mal oxygénées nécessitent des doses plus faibles que les tumeurs bien oxygénées, probablement parce que leurs cellules sont mieux vascularisées. Cette notion s'aligne avec celle du « volume cible biologique », qui peut être objectivé par des techniques d'imagerie fonctionnelle. Par exemple, l'imagerie TEP (tomographie par émission de positons) permet de visualiser, au sein du GTV (Gross Tumor Volume), des zones « biologiquement avides de glucose

».

I.6.1.2 Dose de tolérance aux organes à risque

Les organes et les tissus sains, désignés comme organes à risque (OAR), qui entourent la tumeur, peuvent recevoir des doses variables de radiations, ce qui peut engendrer les effets secondaires observés pendant le traitement par radiothérapie. La tolérance de ces organes aux radiations est considérée comme le facteur limitant de la dose qui peut être administrée à la tumeur. Il est essentiel de connaître cette tolérance lors de la planification du traitement afin de minimiser les effets indésirables sur les tissus sains tout en maximisant l'efficacité du traitement contre la tumeur.[20].

En effet, les organes à risque dans le corps humain ne sont pas composés d'un seul type de tissu, mais de plusieurs types de tissus, chacun présentant des réactions différentes au moment de l'exposition aux rayonnements. Certains tissus peuvent réagir précocement, tandis que d'autres peuvent manifester des réactions tardives. Ainsi, la tolérance globale à l'irradiation d'un organe doit prendre en compte ces divers types de tissus qui le composent pour évaluer de manière exhaustive les effets potentiels des radiations.

D'autre part, lorsque l'on évoque la tolérance fonctionnelle à l'irradiation, celle-ci dépend de la capacité des organes à maintenir leur fonction en tant qu'entité, et donc de leur architecture. Les sous-unités qui structurent les organes sont divisées en :

[(a)] **Tissus avec structure en série** : sont des tissus dans lesquels la destruction d'une sous-unité entraîne la dysfonction de l'organe entier tel que la moelle épinière, le tube digestif et les nerfs. **Tissus avec structure en parallèle** : dans laquelle plusieurs ou toutes les sous-unités doivent être détruites pour provoquer une dysfonction organique. L'organe entier est très sensible à l'irradiation mais recevoir une forte dose sur un petit volume est tolérable comme le poumon, le rein, le foie et la parotide.

I.6.2 Expression de la dose de tolérance des OARs

Généralement, la distribution de la dose dans un organe à risque (OAR) ne peut pas être homogène, avec certaines zones recevant des doses importantes et d'autres, au contraire, des doses moindres. La dose de tolérance d'un organe à risque dépend non seulement de la distribution de la dose, mais aussi de l'architecture fonctionnelle de l'organe, où :

- **Organes en série** : une dose élevée sur un petit volume est toxique, la dose de tolérance est représentée par la dose maximale (D_{max}). La dose de tolérance est formulée de la façon suivante : $D_{max} = X \text{ Gy}$ (chaque point du volume reçoit une

dose maximale inférieure ou égale à X Gy).

- **Organes en parallèle** : la dose de tolérance dépend de la distribution de dose au sein de l'organe. La dose de tolérance est formulée de la façon suivante : $V_X \leq Y\%$ (la dose de X Gy ne doit pas être délivrée dans plus de Y% du volume).

I.6.3 Les OARs et leur contraintes de dose

Dans le traitement par radiothérapie des patients atteints de cancer de la prostate, la prostate est la cible des faisceaux de rayonnement. Afin d'optimiser le processus de traitement, il est crucial d'épargner autant que possible les tissus sains qui entourent la zone irradiée. Bien que la radiothérapie permette d'administrer la dose maximale nécessaire de manière plus précise, certains organes à proximité de la région cible (la tumeur) présentent une certaine sensibilité aux effets de l'irradiation. Ces organes peuvent potentiellement influencer la planification du traitement, et ils incluent :

[label=)] **Rectum** :

Le rectum constitue la portion terminale du tube digestif, débutant à la jonction recto-sigmoïde et se terminant à la jonction anorectale, mesurant en moyenne 15 cm de long. Dans la pratique de la radiothérapie, par convention, c'est la paroi rectale, d'une épaisseur moyenne de 5 mm, qui est délimitée, et son volume est pris en considération pour déterminer les contraintes de doses. Ces contraintes incluent :

1. — $D_{max} = 69.7Gy$ a 1 cc
 - La dose de 65.1 Gy ne doit pas être délivrée dans plus de 25 % du volume rectal : $V_{65.1} \leq 25\%$
 - La dose de 60.5 Gy ne doit pas être délivrée dans plus de 30 % du volume rectal : $V_{60.5} \leq 30\%$
 - La dose de 46.5 Gy ne doit pas être délivrée dans plus de 50 % du volume rectal : $V_{46.5} \leq 50\%$
 - La dose de 32.6 Gy ne doit pas être délivrée dans plus de 70 % du volume rectal : $V_{32.6} \leq 70\%$

2. **Vessie** :

La vessie est un organe musculo-membraneux, intermédiaire aux uretères et à l'urètre, dans lequel l'urine, sécrétée de façon continue par les reins, s'accumule avant d'être évacuée par l'urètre. L'orifice urétral (col de la vessie) se situe à l'angle inférieur de la vessie. Les contraintes de dose pour la vessie comprennent :

- $D_{max} = 71.3Gy$ a 1 cc

- La dose de 42 Gy ne doit pas être délivrée dans plus de 39 % du volume :
 $V_{42} \leq 39\%$
- La dose de 55.8 Gy ne doit pas être délivrée dans plus de 50 % du volume :
 $V_{55.8} \leq 50\%$
- La dose de 65.1 Gy ne doit pas être délivrée dans plus de 25 % du volume :
 $V_{65.1} \leq 25\%$

3. Sac intestinal :

L'intestin est un organe creux, en forme de tube qui est impliqué dans le transit et l'absorption alimentaire. Sa situation anatomique permet d'être exposé en totalité ou en partie aux rayonnement ionisants lors de toute irradiation abdominale ou pelvienne. Le service recommande de prendre en compte les contraintes pour le sac intestinal :

- $D_{max} = 53.6Gy$ a 1 cc
- Le volume 20 cc ne doit pas prendre une dose supérieure à 50 Gy $D_{20cc} \leq 50Gy$
- Le volume 150 cc ne doit pas prendre une dose supérieure à 42 Gy $D_{150cccc} \leq 42Gy$
- Le volume 200 cc ne doit pas prendre une dose supérieure à 37.5 Gy $D_{200cc} \leq 37.5Gy$

I.7 Conclusion

Le cancer de la prostate est le cancer le plus fréquent chez les hommes. Il représente actuellement un défi majeur pour la santé publique à l'échelle mondiale, notamment en Afrique, où il est fréquemment diagnostiqué à un stade métastatique.

Au stade débutant du cancer de la prostate, un traitement curatif est souvent nécessaire. Les options comprennent la prostatectomie radicale (chirurgie pour enlever la prostate) et/ou la radiothérapie. En radiothérapie, plusieurs modalités de traitement peuvent être utilisées dans le cas du cancer de la prostate.

Chapitre II

RADIOTHÉRAPIE PAR ACCÉLÉRATEUR LINÉAIRE DES PARTICULES

II.1 Introduction

La radiothérapie par accélérateur linéaire de particules représente une technologie de pointe dans le domaine du traitement du cancer. Cette méthode novatrice exploite des faisceaux de particules hautement énergétiques pour cibler efficacement une variété étendue de cancers, y compris les tumeurs du cerveau, de la prostate, du sein, des poumons et des os. Son attrait grandissant réside dans sa capacité à administrer avec précision et maîtrise des doses de radiation directement à la tumeur, tout en préservant au maximum les tissus sains environnants. De plus, les accélérateurs linéaires de particules offrent la flexibilité de produire divers types de faisceaux de particules, tels que des photons, des électrons et des protons, en fonction des besoins spécifiques du patient.

Dans ce chapitre, nous allons définir la radiothérapie et détailler les différentes techniques de traitements ainsi que les composantes de l'accélérateur linéaire et leurs fonctionnement. Nous allons décrire par la suite le commissioning et la modélisation d'un système de planification de traitement (TPS) et les risques d'erreur associées à la dose calculée par le TPS. Puis, nous aborderons les méthodes de calcul de dose ainsi que le format DICOM et DICOM RT . Nous allons concentré sur l'importance de l'assurance qualité dosimétrique et de la vérification totale des plans de traitement.

II.2 Traitement par radiothérapie

II.2.1 Définition

La radiothérapie est une procédure thérapeutique qui vise à éliminer les cellules cancéreuses en faisant usage de rayonnements ionisants. Ces rayonnements sont focalisés avec une extrême précision sur la tumeur, entraînant la destruction des cellules cancéreuses tout en réduisant au maximum les effets néfastes sur les cellules saines environnantes.[4]. La radiothérapie peut être employée en monothérapie ou en association avec d'autres modalités de traitement, comme la chirurgie et la chimiothérapie. Elle s'avère particulièrement efficace pour traiter divers types de cancer, et elle peut également contribuer à atténuer la douleur et d'autres symptômes associés à la maladie. Cependant, il est important de noter que la radiothérapie peut provoquer des effets secondaires temporaires tels que la fatigue, une peau sèche et rouge, ainsi que des nausées. La nature et la sévérité de ces effets secondaires dépendent du type de cancer, de son emplacement, et de la dose de radiation administrée. La radiothérapie peut être utilisée à des fins curatives, visant à éradiquer complètement la tumeur, ou à des fins palliatives, dans le but de freiner la croissance tumorale et d'apaiser les symptômes.[21].

II.2.2 Types de la radiothérapie

II.2.2.1 Radiothérapie externe

La radiothérapie externe est la méthode la plus couramment employée, bénéficiant par ailleurs de nombreuses avancées technologiques. Elle repose sur l'irradiation des cellules cancéreuses à partir d'une source de rayonnement externe, souvent à l'aide d'un accélérateur linéaire (LINAC). Cette technique implique que les rayonnements ionisants traversent la peau ainsi que divers tissus corporels pour atteindre la zone spécifiquement ciblée.



FIGURE II.1 — Accélérateur linéaire

II.2.2.2 Radiothérapie interne (curiethérapie)

La radiothérapie interne, également connue sous le nom de curiethérapie, représente une modalité de traitement où des sources radioactives sont directement positionnées en contact avec les cellules cancéreuses. Cette technique a été employée depuis plus de 150 ans et s'avère particulièrement efficace dans la lutte contre la plupart des cancers gynécologiques, ainsi que dans le traitement du cancer de la prostate.

II.2.2.3 Radiothérapie métabolique

La radiothérapie métabolique est une méthode peu courante qui implique l'administration orale d'un traitement de radiothérapie. Elle est principalement réservée à certains types de cancers, en particulier ceux de la glande thyroïde, et utilise de l'iode radioactif comme substance. Étant donné que la thyroïde a une grande affinité pour l'iode radioactif, elle va naturellement stocker cette substance ingérée par le patient, ce qui entraîne une destruction progressive de la glande de l'intérieur.

II.2.3 Modalités de traitement en radiothérapie

La radiothérapie externe a évolué au fil du temps, allant de la radiothérapie conventionnelle, à la radiothérapie conformationnelle, à la radiothérapie avec modulation d'intensité, la radiothérapie guidée par l'image, la radiothérapie adaptative, la radiothérapie asservie à la respiration et la radiothérapie stéréotaxique.

II.2.3.1 Radiothérapie conventionnelle

Cette technique est désormais largement délaissée. Elle a fait son apparition à l'aube de la dosimétrie et est qualifiée de "2D" en raison de son utilisation de simples radiographies, parfois même sans données anatomiques. Les champs d'irradiation sont généralement simples, principalement rectangulaires, et le calcul de la distribution de dose se limite à la prise en compte de la profondeur le long de l'axe du faisceau dans un milieu équivalent à l'eau et homogène.

II.2.3.2 Radiothérapie conformationnelle (3D-CRT)

La technique de radiothérapie conformationnelle tridimensionnelle (RTC-3D) est considérée comme la norme en matière de radiothérapie curative externe. Son principal objectif est d'ajuster de manière optimale la distribution de la dose de radiation en fonction de la forme du volume à traiter. Cette approche repose sur l'utilisation d'images tomodensitométriques en trois dimensions (3D) acquises lors de la phase de planification, ce qui permet de cibler avec une précision accrue la région à irradier par rapport aux images en deux dimensions (2D) utilisées dans la radiothérapie conventionnelle. En outre, la RTC-3D vise à minimiser les impacts sur les tissus et les organes sains environnants.[22] Les faisceaux sont tout d'abord collimatés avec des caches coulés de Cerrobend, puis plus tard, avec le collimateur multilames (MLC) (FigureII.2) permettant de s'adapter aux contours complexes des volumes.



FIGURE II.2 — Collimateur multilames (MLC)

II.2.3.3 Radiothérapie conformationnelle par modulation d'intensité (3D-IMRT)

IMRT est une évolution de la Radiothérapie conformationnelle (3D-CRT), impliquant un changement de stratégie, la dose devait être aussi homogène que possible pour s'assurer que l'ensemble du volume cible reçoive la dose prescrite, sans subir de "sous-dose", ni de "sur-dose".

L'IMRT permet la modulation à la fois du nombre de champs et de l'intensité de l'irradiation à l'intérieur de chaque champ (Figure II.3). En exploitant des configurations dynamiques des positions des lames de MLC pendant l'irradiation, on observe une amélioration de la conformation. Cela permet de maintenir une distribution homogène de la dose tout en conservant des gradients élevés et des isodoses concaves. Il est important de souligner que l'optimisation de la séquence de position des lames ne peut être effectuée manuellement ; cette technique repose invariablement sur une planification inverse.[23]

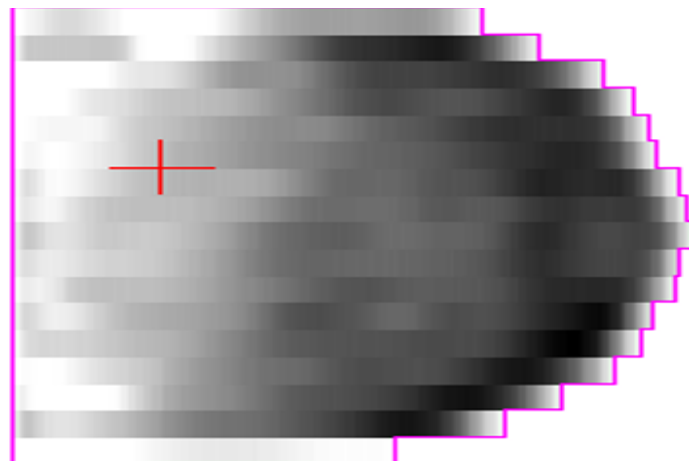


FIGURE II.3 — Variation de l'intensité à l'intérieur de champ

IMRT utilise des accélérateurs linéaires équipés de collimateurs mutilâmes dont le mouvement des MLC est contrôlé par un logiciel dédié. Schématiquement, deux solutions techniques sont disponibles :

- **Avec faisceaux stationnaires** : une succession de plusieurs positions d'accélérateur fixes autour d'un cercle ou d'un arc, l'irradiation dite « Step and Shoot » (SS) et « Sliding Window » (SW) est ainsi délivrée à chaque position, avec une modulation d'intensité par l'interposition des MLC.
- **Avec faisceaux mobiles en rotation** : irradiation délivrée pendant la rotation à travers un arc, avec une modulation d'intensité continue, connue sous le nom d'IMRT dynamique (VMat pour Elekta, Rapid'Arc pour Varian), qui réduit significativement le temps d'exposition.[24]

IMRT par faisceaux stationnaires

Dans les traitements de type RCMI SS, l'irradiation est réalisée en plusieurs étapes séquentielles (FigureII.4), pendant lesquelles les lames du collimateur se déplacent pour créer un nouveau champ d'irradiation avec un nombre spécifique d'unités moniteurs (UM) à délivrer. Le champ d'irradiation est divisé en segments, dont le nombre varie de 2 à 20 par faisceau en fonction de la localisation de la tumeur et les contraintes exigées.[2]

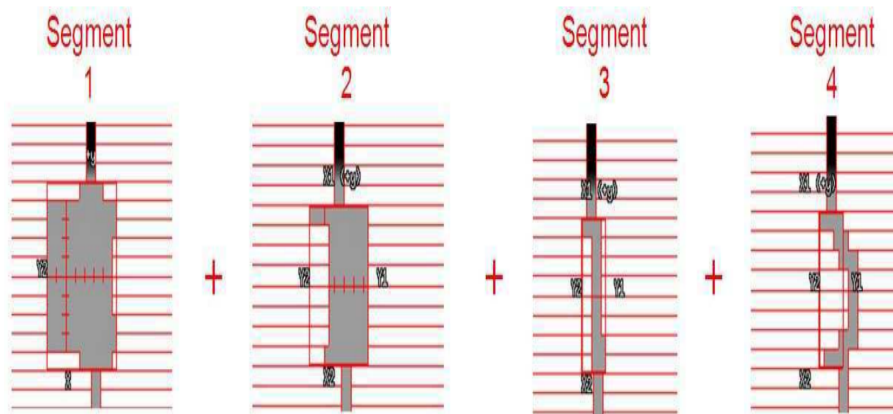


FIGURE II.4 — Exemple de faisceau possédant 4 segments en technique de RCMI type « Step and Shoot »

Dans le contexte du RCMI de type SW, l'irradiation est réalisée de manière continue en même temps que le déplacement ininterrompu des lames. (FigureII.5). Les lames débutent en position de fermeture totale d'un côté du champ, puis un balayage continu est effectué pour atteindre une fermeture totale de l'autre côté du champ.[2]

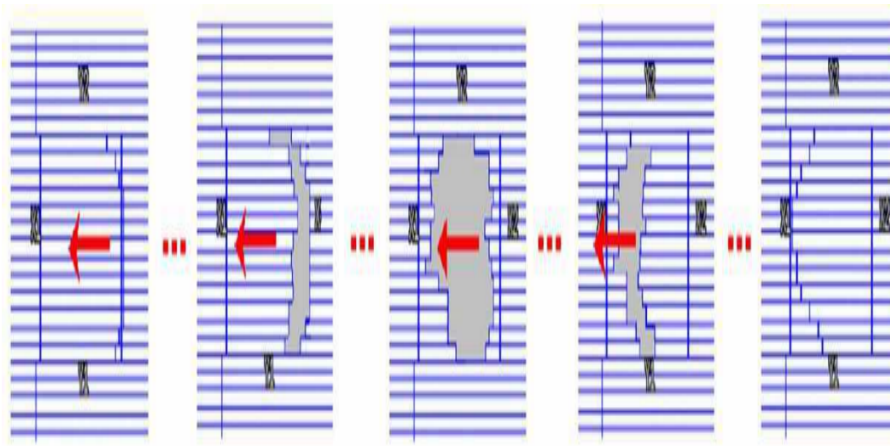


FIGURE II.5 — Exemple de faisceau modulé délivré en mode « Sliding Window »

IMRT par faisceaux mobiles en rotation (arcthérapie)

L'IMAT est une technique d'arcthérapie avec modulation d'intensité, développée en 1995 par Yu, qui associe la rotation continue du bras et un mouvement continu des lames du collimateur[25]. Au fil du temps, cette technique a évolué pour inclure plusieurs paramètres variables tels que le déplacement à vitesse variable des lames, la variation du débit de dose et la rotation du collimateur. En 2008, Otto a présenté une nouvelle plateforme d'optimisation des plans de traitement appelée VMAT[2], pour Volumetric Modulated Arc Therapy, qui utilise tous les paramètres variables précédemment cités. Le terme VMAT est désormais largement utilisé pour désigner cette technique.

En 2009, Webb et McQuaid ont commencé à élaborer une théorie pour prédire les performances de la technique de délivrance VMAT en utilisant les degrés de liberté disponibles. L'arc est divisé en une série de points de contrôle (CP) pour une discrétisation ou une segmentation. La forme et l'intensité de la fluence de chaque faisceau incident dépendent respectivement de la position des lames du MLC et de la pondération en dose de chaque CP.

Avantages de l'arc thérapie dans le cancer de prostate Sur le plan dosimétrique :

- La couverture des volumes cibles repose sur l'utilisation quotidienne de l'arc thérapie volumétrique modulée (Rapid Arc[®], Varian Medical Systems, Palo Alto, CA, États-Unis). Cette méthode, supposée offrir une distribution de dose plus "conforme" aux volumes tumoraux que la RCMC classique à faisceaux fixes, est fréquemment employée dans les services de radiothérapie, bien qu'elle manque de validation clinique, en particulier pour les cancers pelviens autres que ceux de la

TABLE II.1 — Paramètres variables pendant l’irradiation des différentes techniques de la RCMI[2]

Technique de IMRT	Bras	Débit de dose (UM/Degré)	Lames (MLC)	Diaphragmes (Machoirs X et Y)
Step and Shoot	Statique	Constant	Statique	Statique
Sliding Window	Statique	Constant	Déplacement en continu à vitesse variable	Mobile à vitesse variable
VMAT	Mobile à vitesse variable	Variable	Déplacement à vitesse variable	Mobile à vitesse variable

prostate.

Malgré des études souvent rétrospectives et basées sur des effectifs limités, plusieurs analyses dosimétriques pour divers cancers pelviens ont confirmé des avantages significatifs en termes d’homogénéité et de couverture du volume cible prévu [10-11]. Pour évaluer cette couverture, plusieurs paramètres recommandés par le rapport ICRU 83 sont utilisés, tels que D2%, D98%, l’index d’homogénéité (HI) et l’index de conformité (CI). Il convient de noter qu’il n’existe pas de formule standardisée pour calculer le CI et le HI, rendant ainsi difficile toute comparaison entre les séries, en particulier pour le CI.

L’analyse des données DVH dans la présente étude démontre que Rapid Arc peut générer un traitement hautement conforme, avec une homogénéité et une conformité comparables à celles rapportées dans d’autres séries [12-13].

- Protection des organes à risque : A côté de la meilleure couverture des volumes cibles, notre étude a montré que Rapid arc[®] permet une préservation des OAR toute en respectant les recommandations du QUANTEC sur les contraintes de dose notamment dans le rectum, la vessie et le grêle. Des résultats similaires en termes de protection des organes à risque ont été rapportés par plusieurs auteurs pour la plupart des localisations pelviennes par rapport aux techniques classiques de RCMI à faisceaux fixes [14]. L’utilisation de deux arcs permettait une meilleure épargne digestive. L’augmentation de la conformité avec les techniques de modulation d’intensité notamment VMAT, permet de réduire les doses élevées dans les tissus sains en dehors du volume cible, et contre balance de ce fait l’augmentation des faibles

doses en périphérie [15].

- Du point de vue de l'efficacité du traitement, un avantage supplémentaire de cette méthode par rapport à la RCMI à faisceaux fixes réside dans une réduction significative du temps de traitement. Cette diminution contribue à minimiser le risque de mouvements internes entre les fractions, améliore le confort du patient et favorise une augmentation de l'efficacité opérationnelle des services de radiothérapie. En conséquence, les délais de démarrage des traitements pour les nouveaux patients sont également réduits [15-16].

II.2.3.4 Radiothérapie guidée par l'image IGRT

La radiothérapie guidée par imagerie (IGRT) est un outil indispensable pour contrôler et minimiser les incertitudes de traitement et réduire les risques de ratage de la cible et/ou de surdosage d'organe à risque (OAR) lors de l'administration de la radiothérapie. Définie comme un suivi tridimensionnel avec imagerie avant, pendant et/ou après l'administration de la radiothérapie, elle est actuellement le moyen de mettre en pratique quotidienne les avantages dosimétriques de l'IMRT.[26]

L'IGRT a été rendue possible grâce au développement de nouvelles modalités d'imagerie qui permettent de visualiser directement ou indirectement la tumeur. Plusieurs techniques d'imagerie en radiothérapie sont utilisables, la modalité la plus utilisée est l'imagerie portale réalisée par l'EPID qui donne des images 2D permettent de visualiser des repères osseux, cette technique utilise une source de rayons X montée sur l'appareil de traitement, associée à un détecteur plan, en regard, cet ensemble étant en position orthogonale par rapport aux faisceaux. Il existe une autre modalité qui est la tomographie à géométrie conique ou CBCT dont les images sont obtenues par la rotation autour du patient d'un faisceau de rayons X qui permet, à partir de l'irradiation du capteur plan, de reconstruire dans l'espace une imagerie de type scanographique. Cette imagerie résulte d'une irradiation par des rayons X de basse énergie kilo voltage (Varian ou Elekta).[27]

II.2.4 Chaîne de traitement

Globalement, la radiothérapie comporte cinq étapes de base, dont certaines requièrent la présence du patient et d'autres ne la nécessitent pas. tel que la consultation initiale et l'administration du traitement et le suivi post-traitement nécessite la présence de patient, contrairement aux simulation, contourage des volumes cibles et la planification du traitement.

La consultation est l'étape préalable du processus de radiothérapie. Elle consiste en un

rendez-vous avec un radiothérapeute.

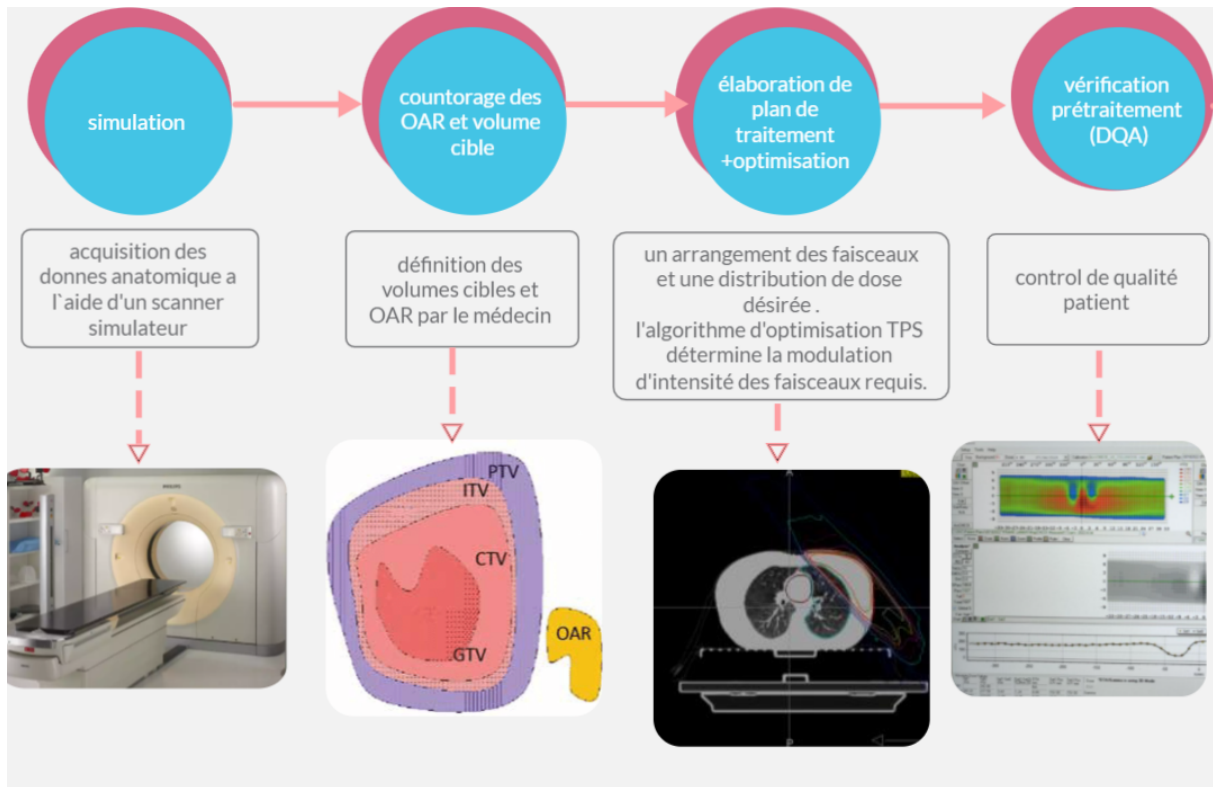


FIGURE II.6 — Processus de radiothérapie. Après acquisition des images du patient, les structures d'intérêt sont contourées. Les données sont envoyées à un algorithme de planification de traitement puis les plans résultants sont vérifiés avant d'être appliqués au patient.

Simulation :

Avant le traitement, une imagerie tridimensionnelle du patient est réalisée afin d'imager son anatomie et de connaître la position et la forme de la tumeur et des OAR et la configuration du traitement adéquate. Le patient est immobilisé sur le dos avec différents moyens de contention qui rendent sa position confortable et reproductible tout au long du traitement.

Parfois, la zone du corps du patient qui doit être traitée est marquée d'un tout petit " point " tatoué. Cela facilitera le positionnement pour le traitement et permettra de s'assurer que le rayonnement est dirigé correctement chaque jour. Ces marquages ne doivent pas être enlevés ou lavés.

Contourage :

Le processus de traitement commence par la construction d'un modèle 3D du patient à partir des multiples coupes issues d'une ou de plusieurs méthodes d'imagerie.

Le TPS offre ensuite des outils de contourage qui permettent de délimiter les tumeurs

et les organes à risque.

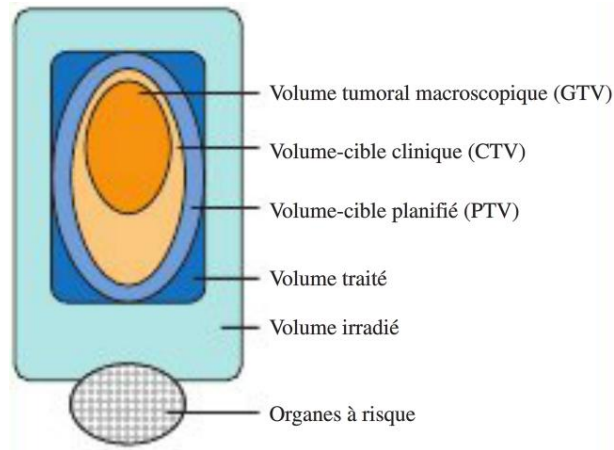


FIGURE II.7 — Volumes d'intérêts

Définition des volumes en radiothérapie :

- Le volume tumoral macroscopique (Gross Tumor Volume : GTV) généralement, c'est celui que des images (scanner, IRM) rendent visible. Il subira la dose la plus importante.
- Le volume cible clinique (Clinical Target Volume : CTV) il englobe le GTV, ainsi que les tissus présentant une forte probabilité de développer un cancer, même s'ils ne sont pas visibles à l'imagerie. La définition du CTV est encore une notion à caractère subjectif pour de nombreuses localisations et se base sur l'expérience et la et la connaissance de la maladie La définition du GTV et du CTV est une partie essentielle de la prescription.
- Le volume cible planifié (Planning Target Volume : PTV) Il intègre le CTV et une marge de sécurité qui tient compte des incertitudes de positionnement, des mouvements possibles des organes et du patient.
- L'ICRU recommande que les paramètres de la chaîne de traitement soient optimisés pour homogénéiser autant que possible la dose dans le PTV. Il est préconisé de planifier le traitement de sorte que la dose dans le PTV se situe entre 95 % et 107 % de la dose prescrite.

Dosimétrie et optimisation des plans de traitement :

Algorithme de calcul de dose :

L'étape de planification permet de simuler sur ordinateur le traitement attendu et de connaître la distribution de dose qui sera administrée au patient. Pour la radiothérapie conventionnelle ou conformationnelle, le processus est appelé planification directe contrairement à la radiothérapie à modulation d'intensité qui recourt principalement à la

planification inverse.

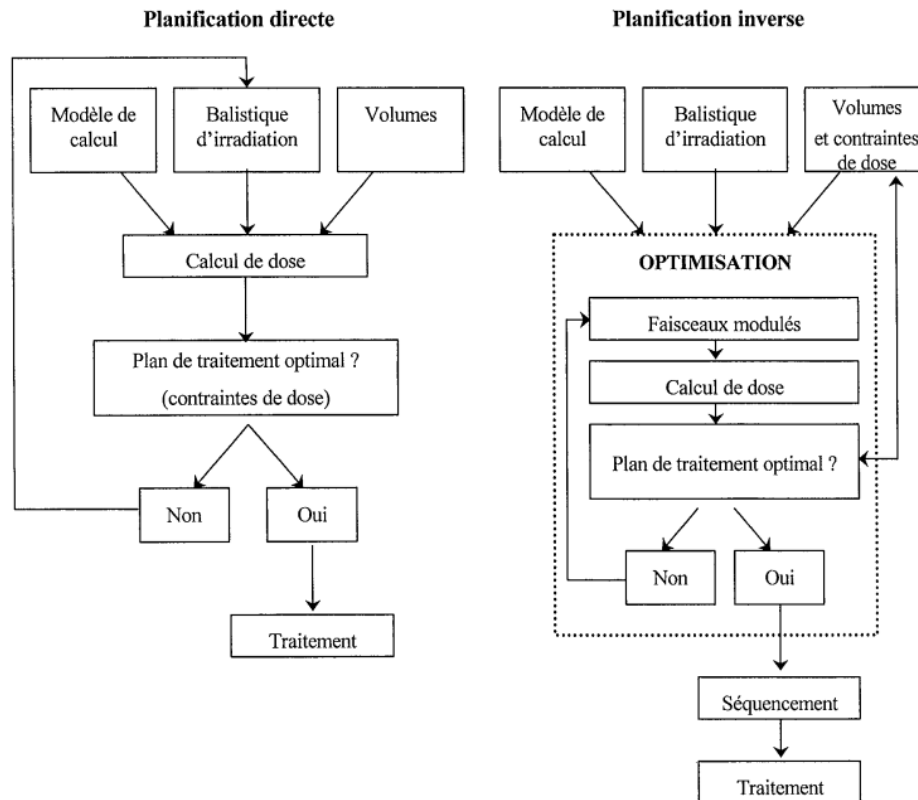


FIGURE II.8 — Étapes principales de la planification direct et inverse.

La planification directe exige l'intervention d'un opérateur à chaque étape du processus de planification. Ces démarches sont la définition des structures d'intérêt, la configuration des faisceaux et des modificateurs associés (caches, filtres en coin, etc.), le calcul de la distribution de dose et l'évaluation.

Pour la modulation d'intensité, il est peu réaliste de procéder de la même manière en raison de la complexité des solutions possibles. Le principe dit d'optimisation inverse consiste à réaliser les faisceaux modulés qui donneront une distribution la plus proche possible de la distribution optimale de la dose.

II.3 Description générale de l'accélérateur linéaire

II.3.1 Définition de l'accélérateur linéaire

Un accélérateur linéaire est un système qui utilise des ondes électromagnétiques de fréquences élevées pour accélérer des électrons jusqu'à des énergies très élevées à travers un tube linéaire. Le faisceau d'électrons qui en résulte peut soit être utilisé pour traiter des lésions superficielles, soit frapper une cible (tungstène) produisant ainsi des rayons X qui pourront traiter des tumeurs plus profondes.

II.3.2 Composantes de l'accélérateur linéaire

L'accélérateur linéaire est une machine dédiée à la production des électrons accélérés et des rayons X de haute énergie. Ses composants sont illustrés sur la Figure II.9

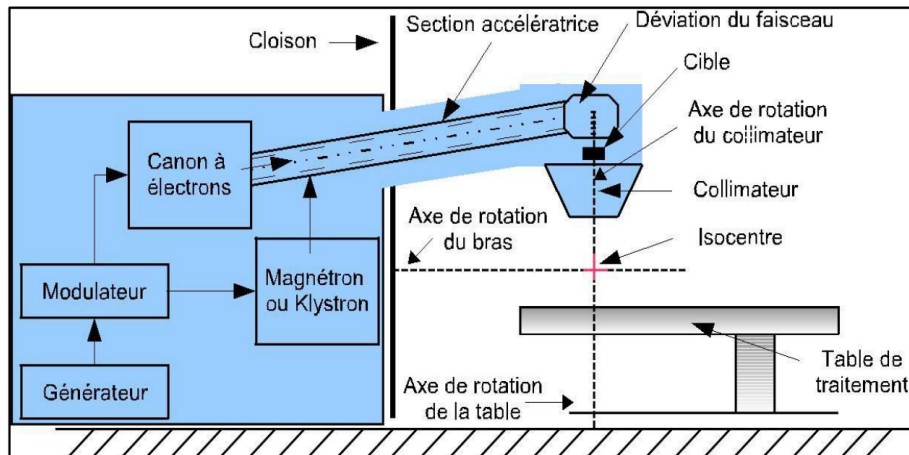


FIGURE II.9 — Schéma simplifié des composants d'accélérateur linéaire

II.3.2.1 Modulateur

Fournissant l'énergie électrique. Il génère des impulsions haute tension à intervalles réguliers (fréquence de 50 à 200 Hz). On a ainsi des pulses d'énergie de quelques microsecondes qui sont envoyées vers la source hyperfréquence, et vers un canon à électrons pour les injecter dans la section accélératrice.

II.3.2.2 Générateur d'onde électromagnétique klystron ou magnétron

Bien que le klystron (Figure II.10) et le magnétron (Figure II.11) soient deux technologies différentes pour produire des ondes, le principe de base est le même : convertir une impulsion haute tension en une impulsion haute fréquence de 3 GHz. Le klystron est un tube amplificateur adapté aux accélérateurs d'énergie supérieure à 15 MV et nécessite un pilote. En revanche, le magnétron est un tube électronique sous vide qui peut créer et amplifier une onde sinusoïdale d'environ 2 MW : c'est un oscillateur amplificateur. Il a juste besoin d'une tension importante, fournie par un modulateur, pour fonctionner. [28]

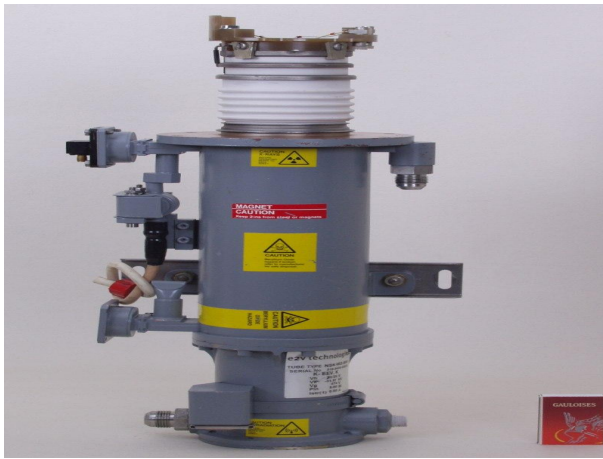


FIGURE II.10 — Image du klystron



FIGURE II.11 — Image du Magnétron

II.3.2.3 Canon à électrons

Le canon à électrons est situé à l'extrémité d'entrée du LINAC et son rôle est de produire un faisceau initial d'électrons à haute énergie qui sera ensuite accéléré par les champs électromagnétiques du LINAC. Le canon à électrons est généralement composé d'un filament chauffé électriquement qui émet des électrons par effet thermoélectrique, ainsi que d'une série d'électrodes qui accélèrent et focalisent le faisceau d'électrons.[28]

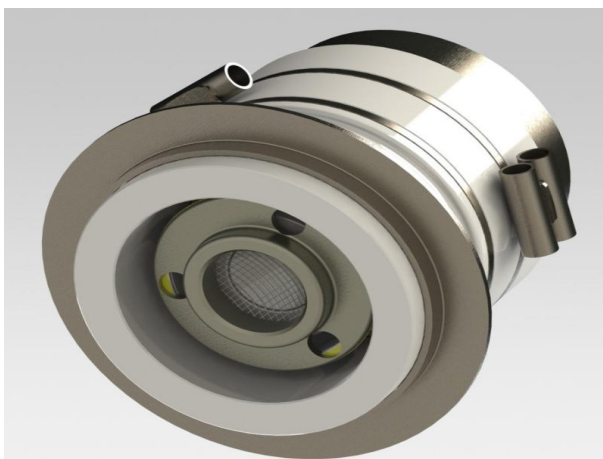


FIGURE II.12 — Canon à électron

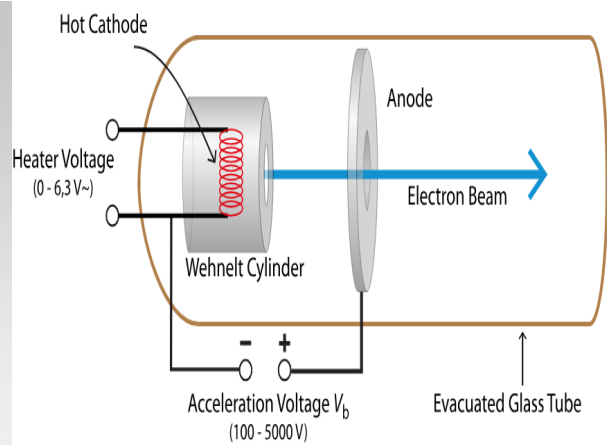


FIGURE II.13 — Schéma d'un canon à électron

II.3.2.4 Guide d'onde

C'est le support qui transporte l'onde hyperfréquence depuis la source vers la section accélératrice.

II.3.2.5 La section accélératrice

Dans un accélérateur linéaire, la section accélératrice (Figure II.14) est la partie de l'appareil où les électrons sont accélérés dans un vide poussé à des vitesses très élevées. La section accélératrice est généralement constituée d'une série de tubes creux appelés "cavités accélératrices" qui sont alimentées par des ondes électromagnétiques à haute fréquence (généralement des micro-ondes) produites par un générateur d'onde électromagnétique. Lorsque les électrons traversent les cavités accélératrices, ils sont accélérés à des vitesses de plus en plus élevées jusqu'à ce qu'ils atteignent la vitesse requise pour leur utilisation dans l'application médicale ou scientifique pour laquelle l'accélérateur est conçu.[29]

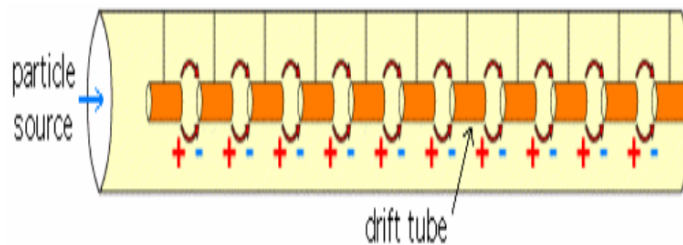


FIGURE II.14 — Section accélératrice électrostatique

II.3.2.6 Aiment de déviation

La structure de guide d'ondes se déplace pratiquement en ligne droite, mais cela rend la position logistiquement difficile. Les électrons peuvent avoir une déviation de la trajectoire courbée par des aimants dans la direction souhaitée, car ils sont des particules chargées. Ces aimants sont généralement situés dans la tête du Linac et courbent les électrons de 270° ou 90° . [28]

II.3.2.7 Tête de l'accélérateur

Le faisceau de photons produit est mis en forme pour traiter le patient à l'aide de différents éléments de la tête d'irradiation (Figure II.16) :

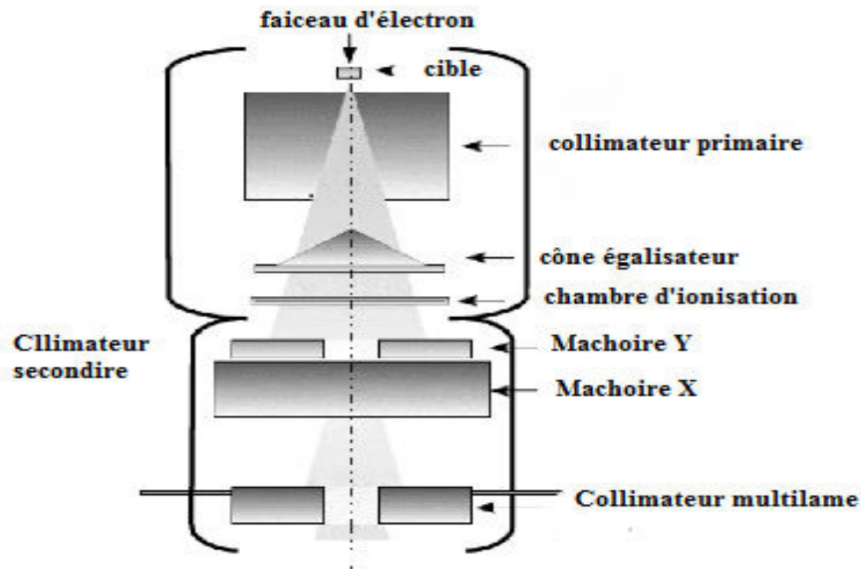


FIGURE II.15 — Composants de la tête de l'accélérateur linéaire.

Le collimateur primaire : il est de forme conique et principalement composé de tungstène. Il permet d'éviter la propagation des RX et donne au faisceau une section circulaire.

Le filtre égalisateur : L'utilisation des filtres métalliques coniques est facultative pour les faisceaux de photons. Ces filtres ont la capacité de produire un profil de dose absorbée plat (FigureII.16) à une profondeur de référence dans l'eau. Pour chaque énergie de photons, un couple cible-filtre égalisateur est associé.[30]

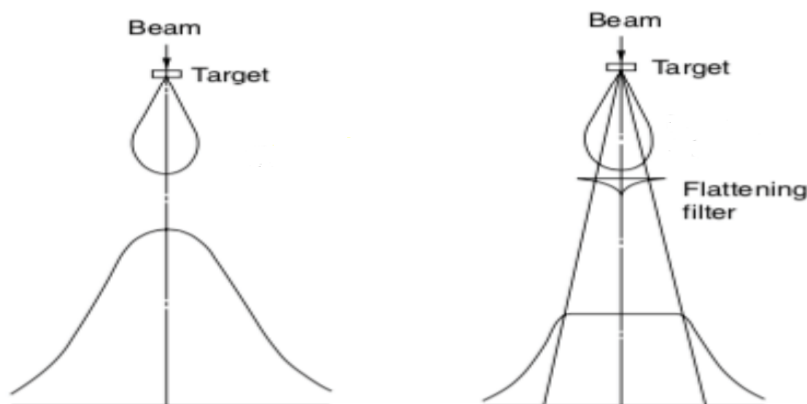


FIGURE II.16 — Filtre égalisateur. Profil de dose absorbée d'un faisceau de photons à une profondeur de référence dans l'eau avec (à droite) et sans (à gauche) filtre égalisateur.[1]

Les chambres moniteurs : Deux chambres d'ionisation plates sont utilisées, directement sur l'axe du faisceau. Elles ne sont pas affectées par les fluctuations de température et de pression. Elles permettent de contrôler le débit de dose par une boucle d'asservissement dont elles sont le capteur. Elles garantissent également l'homogénéité et la symétrie du faisceau pendant le traitement. Des systèmes de sécurité interrompent l'irradiation en cas de défaillance. L'accélérateur est étalonné pour fournir 1 cGy par UM[31] dans l'eau dans des conditions de référence.

Le miroir : Dont le rôle est de refléter la lumière produite par une ampoule pour réaliser une simulation lumineuse du champ d'irradiation dans une direction perpendiculaire à la direction du faisceau.

Le collimateur secondaire : Il est composé des mâchoires et du MLC. Les mâchoires en X et Y sont constituées de quatre blocs en tungstène qui servent à donner une section rectangulaire pour le faisceau. Les mâchoires sont mobiles et indépendantes, et permettent une définition de la taille du champ. Les MLC sont composés de plusieurs paires de lame d'une largeur allant de 5 à 2,5 mm au centre du champ d'irradiation. Les lames, également en tungstène, sont mobiles et indépendantes les unes des autres, ce qui permet d'adapter des formes complexes pour une meilleure conformation du faisceau. Elles sont également utilisées pour moduler l'intensité du faisceau.[30]

II.3.3 Principe de fonctionnement de l'accélérateur linéaire

Un canon à électrons soumis à une tension au niveau d'une cathode (filament de tungstène) va émettre des électrons par effet thermo-ionique. Les électrons sont ensuite injectés dans la section accélératrice.

Un magnétron ou un klystron produit un champ électromagnétique de haute fréquence qui va également être dirigé vers la section accélératrice via un guide d'onde. Le modulateur permet également la synchronisation entre l'onde électromagnétique et les électrons qui sont produits par le canon.

Les électrons doivent être en phase avec l'onde électromagnétique pour être portés tout au long du tube d'accélération qui est constitué de plusieurs cavités accélératrices qui permettent aux électrons et à l'onde électromagnétique d'être en phase. Le tube d'accélération permet aux électrons d'augmenter leur vitesse, ce qui détermine l'énergie du faisceau d'irradiation. Les électrons accélérés peuvent ensuite être utilisés directement pour le traitement ou pour générer des faisceaux de photons à haute énergie.

Afin de générer des photons à haute énergie, le faisceau d'électrons entre en collision avec une cible en tungstène située dans la tête de l'accélérateur de particules. Cette interaction

produit deux types de rayonnements : le rayonnement de freinage, également connu sous le nom de Bremsstrahlung, et le rayonnement X caractéristique qui résulte du réarrangement électronique.

II.4 Système de planification de traitement TPS

Les systèmes de planification ont connu une évolution importante au cours des dernières décennies grâce aux avancées en imagerie diagnostique et aux moyens informatiques [32]. Ils sont désormais capables de modéliser des distributions de dose en trois dimensions pour des situations complexes.

II.4.1 Définition

Le système de planification de traitement est un logiciel qui permet aux physiciens de reconstruire et de modéliser la dose totale d'irradiation pour une tumeur, en minimisant les doses délivrées aux organes à risque environnants. Le TPS permet de calculer et d'optimiser le plan de traitement du patient, en utilisant des algorithmes de calcul de dose pour estimer la distribution de la dose dans les tissus cibles et environnants. Et selon l'AAPM (American Association of Physicists in Medicine) [32], la planification des traitements en radiothérapie externe consiste à déterminer le nombre, l'orientation, le type et les caractéristiques des faisceaux de rayonnement utilisés pour administrer une dose précise à un patient atteint de cancer. C'est une procédure qui permet de définir la stratégie de traitement optimale pour chaque patient[33].

II.4.2 Commissioning et modélisation

La modélisation des faisceaux est une étape cruciale dans la radiothérapie qui implique la caractérisation du faisceau de rayonnement produit par la machine LINAC utilisée pour traiter le patient. Cette caractérisation comprend plusieurs étapes, notamment la mesure des propriétés du faisceau, la modélisation des interactions des rayonnements avec la matière et la vérification de la précision du modèle.

L'objectif principale est de vérifier que le TPS est capable de reproduire précisément les données d'entrée qui sont des données expérimentales des accélérateurs du service de radiothérapie nécessaires pour effectuer les calculs de dose. Ces données proviennent, principalement, de mesures réalisées dans une cuve à eau. Ce sont généralement des courbes de rendement en profondeur, de profils de dose, de débit de dose en fonction des dimensions des champs d'irradiation et des profondeurs utilisées en clinique. L'in-

fluence des modificateurs de faisceaux (filtre en coin, caches moulés) est également prise en compte avec des mesures additionnelles de profils de dose et de facteurs de transmission[32].

La première étape de la modélisation des faisceaux implique la mesure des propriétés du faisceau, telles que l'énergie, la distribution spatiale et la direction. Ces mesures sont effectuées en utilisant des détecteurs de rayonnement spécifiques qui sont placés à différentes positions du faisceau. Les données obtenues sont ensuite analysées pour déterminer les caractéristiques du faisceau.

Ensuite, la modélisation des interactions des rayonnements avec la matière est effectuée. Cette étape consiste à utiliser les données obtenues lors de la première étape pour simuler les interactions des rayonnements avec le patient. Les modèles mathématiques et informatiques sont utilisés pour prédire comment le faisceau de rayonnement interagit avec le tissu biologique du patient et pour calculer la dose de rayonnement délivrée à chaque point de traitement[34].

Enfin, la précision du modèle est vérifiée en utilisant des mesures de contrôle qualité pour s'assurer que le modèle prévoit correctement la dose de rayonnement délivrée au patient. Les mesures de contrôle qualité incluent des tests de champ, des mesures de dose, des tests d'alignement et des vérifications de la conformité du traitement. Ainsi, la modélisation des faisceaux est essentielle pour garantir un traitement précis et efficace pour les patients atteints de cancer.

II.4.3 Algorithmes de calcul de dose

Les algorithmes de calcul de dose sont des outils essentiels utilisés en radiothérapie pour prédire la quantité de radiation absorbée par les tissus lors d'un traitement. Ces algorithmes sont utilisés pour concevoir des plans de traitement précis et efficaces, tout en minimisant les effets indésirables sur les tissus sains. Il existe plusieurs types d'algorithmes de calcul de dose en radiothérapie, chacun avec ses propres avantages et limites.

II.4.3.1 Algorithmes basés sur la correction des données de base

Ces méthodes de calculs de dose sont les plus anciennes. Elles utilisent des mesures expérimentales de distributions de dose telles que le rendement en profondeur et les profils de dose pour différentes tailles de champ [33]. En utilisant ces données, les algorithmes peuvent estimer la distribution de dose dans le tissu irradié.

Lorsque les algorithmes utilisés en radiothérapie sont appliqués dans des conditions cli-

niques qui diffèrent des conditions standard, ils doivent prendre en compte les irrégularités de surface, les incidences obliques, les hétérogénéités tissulaires et le manque de diffusion des rayonnements. Pour ce faire, des corrections appropriées sont appliquées pour tenir compte de ces facteurs.

Voici les méthodes approximatives utilisées afin de prendre en compte les hétérogénéités [35] :

1. la méthode du trajet équivalent
2. la méthodes des Tissu Air/Phantom Ratio (TAR/TPR)
3. la méthode de Batho [36]
4. la méthode des Tissu Maximum Ratio (TMR)

II.4.3.2 Algorithmes basées sur la séparation des rayonnements primaires et diffusés

Cette méthode est utilisée depuis longtemps dans les TPS. Elle a été développée pour la première fois par Clarkson en 1941, puis développée par Cunningham en 1972 . Cunningham a introduit le scatter air ratio (SAR) qui est le rapport diffusé-air. [37]

Cette méthode consiste à calculer séparément la dose primaire et la dose de diffusion en divisant les champs en secteurs circulaires puis les sommer pour obtenir la dose en un point.[38]

II.4.3.3 Algorithmes basées sur les phénomènes physiques fondamentaux

Ces algorithmes prennent en compte les phénomènes physiques fondamentaux qui correspondent aux interactions des particules avec les tissus [33]. Ils utilisent également des données anatomiques du patient, telles que la géométrie et les densités électroniques, pour calculer la distribution de dose absorbée par les tissus.

Ces algorithmes peuvent être divisés en deux catégories principales :

1. Algorithmes basés sur la méthode de superposition convolution de kernels
2. Algorithmes Monte Carlo

Algorithmes basés sur la méthode de superposition convolution de kernels

Ces méthodes ont été proposées au début des années 1980 [39].La dose calculée par ce modèle est obtenue en effectuant une convolution entre le TERMA qui représente l'énergie transférée par tous les photons primaires dans une unité de masse, et le Kernel ou le noyau de dépôt d'énergie qui est la fraction d'énergie par unité de volume déposée

par les particules secondaires « photons et électrons ». Cette méthode prend en compte la dose déposée par toutes les interactions de photon.

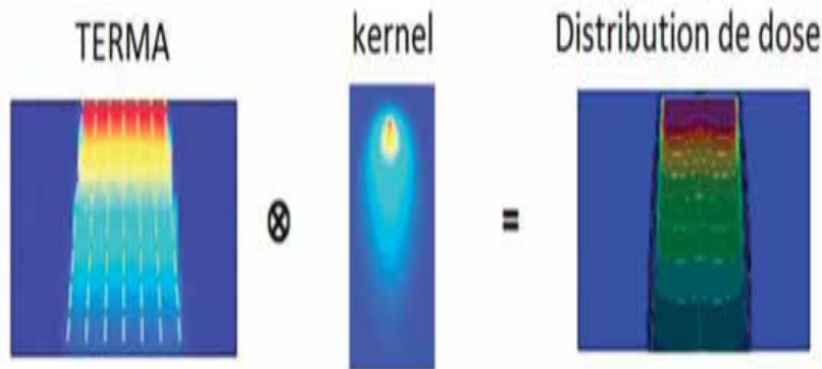


FIGURE II.17 — Schéma du principe de calcul de la dose absorbée par méthode convolution/superposition.

Algorithmes Monte Carlo

La méthode de Monte Carlo (MC) repose sur la simulation du trajet des particules depuis leur création jusqu'à leur dépôt d'énergie dans le patient. Bien qu'initialement conçue pour modéliser le transport de particules en physique nucléaire et à haute énergie, la méthode MC est aujourd'hui employée en radiothérapie pour évaluer la performance des systèmes de planification de traitement, notamment dans des situations complexes telles que la prise en compte des hétérogénéités tissulaires. Elle s'avère particulièrement précieuse pour mener des études théoriques et valider des modèles de calcul de dose, à l'instar du modèle de calcul des kernels.

Toutefois, afin d'obtenir des résultats précis avec une incertitude acceptable, il est impératif de simuler le transport d'un nombre considérable de particules. Cette exigence entraîne des temps de calcul relativement étendus, atteignant parfois plusieurs jours pour simuler les trajectoires de plusieurs dizaines de millions de photons incidents, garantissant ainsi une précision acceptable de l'ordre de 2 à 3% [40]. Des techniques ont été élaborées pour accélérer le calcul de dose et faciliter son intégration dans la pratique clinique quotidienne. Ces méthodes reposent soit sur la diminution de la variance, soit sur des approximations relatives aux processus physiques. [41]. Néanmoins, actuellement, les simulations de Monte Carlo demeurent peu appropriées pour la dosimétrie courante en clinique, malgré leur capacité à modéliser un patient avec une architecture tissulaire hétérogène.

II.5 Format DICOM et DICOM RT

Digital imaging and communications in medicine (DICOM®) est un standard international pour la gestion des images médicales et des informations connexes. La norme a été créée par l'ACR (American College of Radiology) en association avec la NEMA (National Electrical Manufacturers Association) [42]. Il est souvent considéré à tort comme un format de fichier de données. Bien qu'il y ait un format de fichier dans DICOM, il s'agit principalement d'un protocole de transfert de données basé sur TCP/IP [42], un moyen de déplacer des images médicales entre systèmes. Il définit les formats d'images médicales qui peuvent être échangés avec les données et la qualité nécessaires à une utilisation clinique.

La radiothérapie repose en grande partie sur des techniques d'analyses et de traitement d'images. Toute la gestion des images en radiothérapie s'appuie sur le standard DICOM-RT. Ce protocole inclut les images 2D/3D utilisées, mais également un ensemble de données, le plus souvent géométriques, associées au traitement. La première étape consiste à créer une classe d'objet "CT Image" pour acquérir les données d'image du patient avant tout traitement [43]. Ensuite, les objets RT sont créés. Au fil de l'évolution de l'étude et de l'organisation successive des objets dans le temps, plusieurs acteurs interviennent, tels que les physiciens et les médecins. La succession des fichiers DICOM utilisés durant les étapes de traitement en radiothérapie est illustré dans la Figure II.17

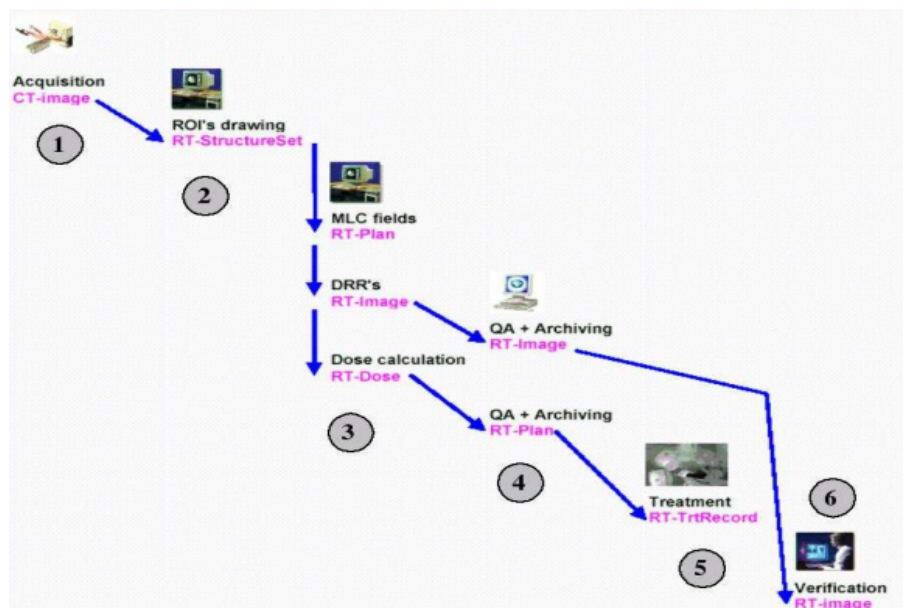


FIGURE II.18 — Flux du travail en RT. 1 : Acquisition d'image. 2 : Détermination des ROI . 3 : Dosimétrie. 4 : Stockage. 5 : Réalisation du plan de traitement. 6 : Contrôle du plan de traitement. Crédit : Cancer/Radiotherapy (2001) 172s-180s

L'extension DICOM RT est essentiellement composée de 4 objets [43] :

RT Image contient des informations sur les images liées à la radiothérapie notamment des modules, RT Series, RT Image, Multi-Frame et autres.

RT Structure contient les informations liées à l'anatomie du patient, par exemple position et forme des organes ciblés.

RT Plan contient les données géométriques et dosimétriques spécifique à un faisceau X extérieur comme les angles et les formes des faisceaux d'irradiation.

RT Dose contient les données des doses à prescrire selon les systèmes de planification du traitement. On y trouve par exemple les données de dose tridimensionnel, courbes d'isodose.

II.6 Assurance de qualité dosimétrique

L'élaboration des plans de traitement en radiothérapie externe englobe un ensemble de méthodes ayant pour objectif de définir les attributs des faisceaux d'irradiation, comprenant leur nombre, leur orientation, leur nature, ainsi que leurs propriétés dosimétriques. Ces éléments sont déterminés en tenant compte du type, de la taille et du stade de la tumeur, dans le but de délivrer une dose précise de rayonnement ionisant conforme à la prescription médicale pour le patient.

Le Système de Planification de Traitement (TPS) joue un rôle essentiel dans le processus de planification de traitement en radiothérapie. Sa précision et sa stabilité opérationnelle sont cruciales pour assurer la sécurité et le succès des traitements. C'est pourquoi la mise en œuvre d'un programme rigoureux d'assurance qualité dosimétrique et de vérification des plans de traitement est absolument nécessaire.

II.6.1 vérification dosimétrique du plan de traitement

consiste à vérifier d'une part la bonne correspondance entre les distributions de doses calculées et mesurées d'un plan de traitement, et d'autre part le bon accord entre le nombre d'UM calculé par le système de planification du traitement et la dose mesurée à l'isocentre ainsi qu'à différents points à l'intérieur du champ d'irradiation. La vérification dosimétrique du plan de traitement s'effectue avant le début du traitement.

II.6.2 Accident en radiothérapie

Au Royaume-Uni, un centre de radiothérapie a effectué des calculs manuels du temps d'irradiation jusqu'en 1982. La plupart des traitements étaient réalisés dans ce centre à une distance source-peau (DSP) de 100. Pour les patients traités à des DSP différentes (notamment ceux traités à l'axe, en distance source-axe (DSA)), une correction manuelle était appliquée. En 1982, le centre a acquis un système de planification. Les utilisateurs n'ont pas réalisé que la correction pour les distances était incluse dans les calculs effectués par le système de planification et ont continué à appliquer une correction manuelle pour les traitements effectués à l'axe, entraînant un sous-dosage de l'ordre de 20 à 30%. L'erreur n'a été découverte qu'en 1991. Au total, 1045 patients ont été sous-dosés, et 492 tumeurs ont rechuté localement. Dans 189 cas, le sous-dosage semble avoir joué un rôle dans la rechute locale, mettant en évidence le caractère accidentel et grave d'une sous-exposition en radiothérapie[44].

En 2000, au Panama, une utilisation inadéquate d'un système de planification dans la définition des caches a entraîné le surdosage (de l'ordre de 100%) de 28 patients traités dans le pelvis, sur une période de plusieurs mois. La sévérité des symptômes digestifs aigus observés chez seulement quelques patients parmi d'autres n'a déclenché aucune inquiétude particulière chez les soignants. Ce n'est qu'au début 2001, avec le décès de certains malades du fait de complications digestives gravissimes, que l'alerte a été donnée. En mai 2001, les experts envoyés sur place par l'AIEA (Agence internationale pour l'énergie atomique) n'ont pu que constater que 8 patients étaient déjà décédés, et que 9 avaient des complications très sévères, potentiellement létales[45].

II.7 Conclusion

Ce chapitre a été dédié au traitement par radiothérapie en décrivant les différentes techniques de traitement en radiothérapie externe, passant par l'accélérateur linéaire et le système de planification de traitement, sans oublier l'explication du format DICOM et DICOM RT, et nous avons conclu par la vérification des plans de traitement et leurs importance dans l'assurance qualité dosimétrique .

Chapitre III

RÉSULTATS ET DISCUSSION

III.1 Introduction

Ce chapitre a pour objectif de détailler le processus de traitement en radiothérapie, en mettant en évidence les aspects liés à la balistique de traitement, spécifiquement dans le contexte de la technique de radiothérapie VMAT (Volumetric Modulated Arc Therapy). Il se penche sur les volumes cibles (PTV1, PTV2, PTV3) à différentes doses de radiation, tout en expliquant leur importance dans le traitement VMAT. De plus, le chapitre vise à expliquer la validation des plans de traitement basés sur la technique VMAT, ainsi que la comparaison dosimétrique entre les différents plans, en se concentrant sur la couverture des volumes cibles et la préservation des organes à risque.

Ce chapitre, qui se concentre sur la planification et l'évaluation des traitements en radiothérapie VMAT, trouve sa pertinence dans le cadre d'une étude rétrospective portant sur trois patients atteints d'un cancer de la prostate. Ces patients ont été soumis à un traitement curatif complet consistant en 35 fractions au service de radiothérapie du CLCC EL OUED. La planification du traitement a impliqué la délimitation des volumes cibles de planification (PTV) et des organes à risque (OAR) pour chacun des patients, en utilisant les systèmes de contourage disponibles. Pour évaluer l'efficacité des plans de traitement, des métriques quantitatives telles que l'indice d'homogénéité (IH) et le taux de couverture (TC) de la cible ont été employées. L'indice d'homogénéité IH, recommandé par la Commission internationale des unités et mesures de rayonnement, quantifie l'homogénéité de la dose dans les volumes cibles en calculant la différence entre la plus grande dose délivrée à 2 % du volume cible ($D_{2\%}$) et la dose délivrée à 98 % du volume cible ($D_{98\%}$), divisée par la dose médiane D_{median} du volume cible :

$$HI = \frac{D_{2\%} - D_{98\%}}{D_{median}} \quad (III.1)$$

Une couverture parfaite (TC=1) et une homogénéité optimale (IH proche de 0) sont essentielles pour garantir un traitement efficace tout en minimisant les effets indésirables sur les tissus sains.

La couverture de la cible : TC décrit la fraction du volume cible qui reçoit au moins la dose prescrite et est définie comme suit :

$$TC = \frac{V_{T,presc}}{V_T} \quad (III.2)$$

Pour une couverture parfaite, TC est égal à 1,0.

III.2 Description du processus

Le processus de traitement en radiothérapie VMAT pour le cancer de la prostate implique l'utilisation de photons d'énergie de 10MV et 18MV. Le fractionnement se déroule avec une administration quotidienne de 2 Gy par jour, répartie sur cinq (05) fractions par semaine. Dans le cadre de ce processus, des faisceaux isopondérés sont employés, ce qui permet d'assurer une répartition uniforme de la dose de radiation. De plus, des filtres en coin peuvent être utilisés en complément pour réduire la dose aux organes à risque (OARs) ou pour homogénéiser la dose au sein du volume cible de planification (PTV). Cette approche de traitement garantit à la fois la précision et l'efficacité dans la délivrance de la dose de radiation, tout en minimisant les effets sur les tissus sains avoisinants.

III.3 Balistique de traitement

Dans le cadre d'un exemple de traitement du cancer de la prostate à haut risque, il est courant de diviser la zone à traiter en plusieurs volumes cibles, souvent désignés sous le terme de PTV (Planning Target Volume). Ces volumes sont délimités en fonction de l'étendue présumée de la maladie et des organes à risque environnants afin d'optimiser l'administration de la radiothérapie tout en minimisant les effets secondaires.

Dans ce scénario, nous considérons trois PTV différents avec des doses de radiothérapie respectives de 46 Gy, 60 Gy et 74 Gy. Ces doses sont calculées en fonction de divers facteurs, y compris le stade du cancer, le risque de propagation de la maladie et la tolérance des tissus environnants.

Le traitement du cancer de la prostate à haut risque nécessite souvent des doses plus élevées de radiothérapie pour atteindre une destruction efficace des cellules cancéreuses. Les doses de 74 Gy sont souvent considérées comme une dose standard pour ce type de cancer, bien que des schémas de dose plus élevés puissent être utilisés dans certains cas, en fonction de l'évaluation du risque individuel du patient.

Il est essentiel que la planification du traitement soit soigneusement réalisée pour s'assurer que les doses de radiation sont délivrées avec précision à chaque PTV tout en protégeant les organes sains adjacents, tels que la vessie et le rectum, des effets indésirables de la radiothérapie.

Ce traitement pourrait impliquer différentes techniques de radiothérapie, telles que la radiothérapie conformationnelle 3D, l'IMRT (radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité) ou la radiothérapie guidée par l'image (IGRT), afin de garantir une précision maximale dans l'administration des doses de radiation.

En résumé, le traitement du cancer de la prostate à haut risque implique souvent l'administration de doses de radiothérapie élevées à plusieurs volumes cibles, avec une planification précise et une attention particulière portée à la préservation de la qualité de vie du patient.

l'ensemble des trois volumes est en détail ainsi ;

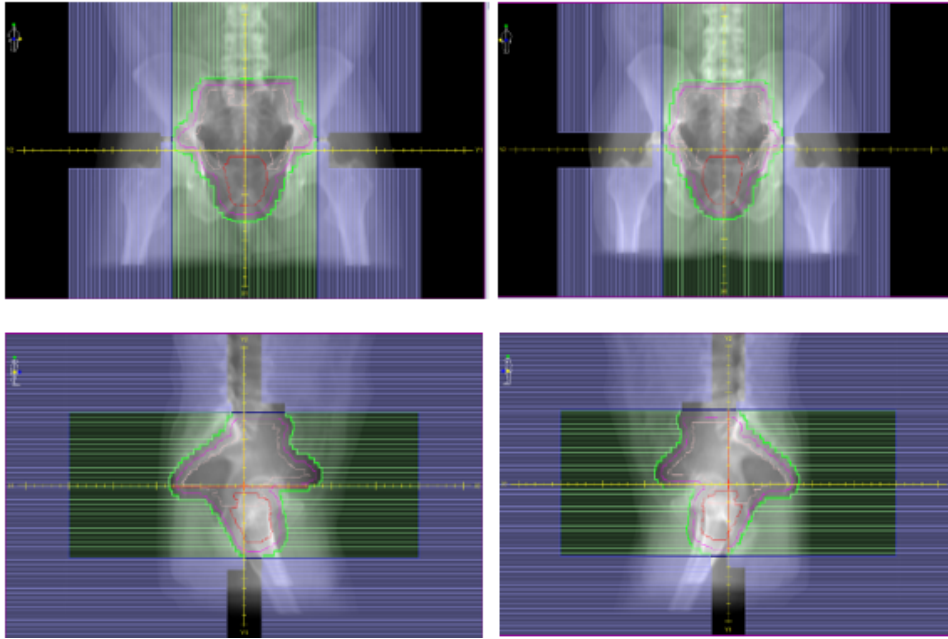
III.3.1 PTV1 (0 à 46 Gy)

Pour le traitement du PTV1, qui nécessite une dose de radiation spécifique, une méthode impliquant quatre champs d'irradiation est employée, avec des angles prédéfinis de 0, 90, 270 et 180 degrés. Chaque angle correspond à une direction spécifique d'où le faisceau de rayonnement est émis, permettant une couverture uniforme du PTV1 sous différentes perspectives.

La rotation complète du gantry est utilisée pour délivrer la dose de radiation à partir de ces quatre angles prédéfinis. Cette rotation garantit une précision maximale dans l'orientation du faisceau, assurant ainsi une distribution uniforme de la dose de radiation dans tout le volume cible du PTV1.

Une marge de sécurité de 0,7 mm est maintenue autour du PTV1. Cette marge, également appelée marge de planification, est une zone ajoutée autour du volume cible pour tenir compte des variations possibles dans la délivrance de la dose de radiation en raison des performances du LINAC, l'appareil de radiothérapie. La taille de cette marge dépend des performances du LINAC et garantit une couverture adéquate des cellules cancéreuses potentielles dans la région environnante du PTV1, tout en minimisant les risques de récurrence.

En résumé, le traitement du PTV1 implique l'utilisation de quatre champs d'irradiation avec rotation complète du gantry, une technique visant à assurer une distribution uniforme de la dose de radiation dans tout le volume cible. La marge de sécurité autour du PTV1 est maintenue pour tenir compte des performances du LINAC et garantir une délivrance précise de la dose de radiation, avec pour objectif de maximiser l'efficacité du traitement tout en préservant les tissus sains avoisinants.



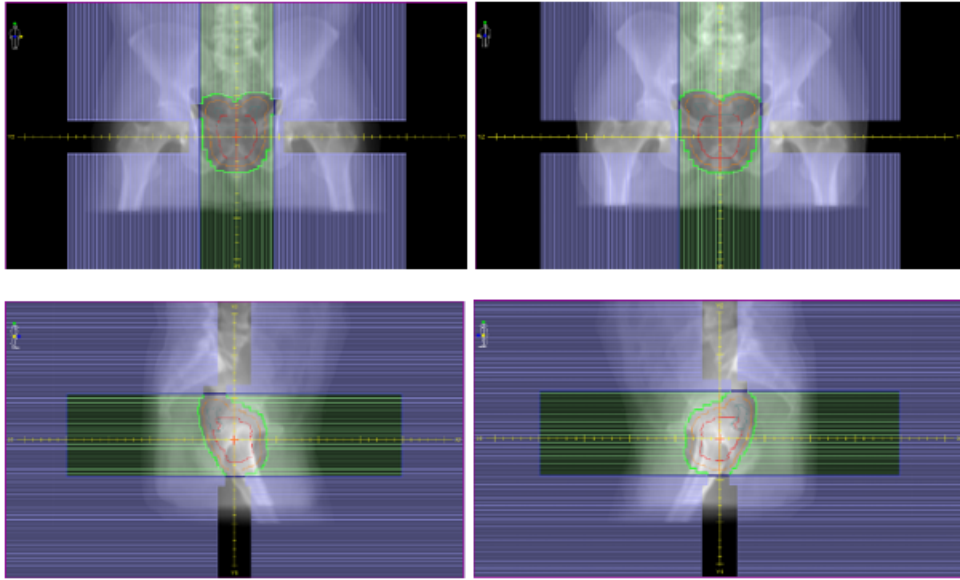
III.3.2 PTV2 (46 à 54 ou 60 Gy)

Pour le traitement du PTV2, une approche similaire est adoptée, utilisant la même technique que pour le PTV1. Cela implique l'utilisation de quatre champs d'irradiation positionnés à des angles spécifiques de 0, 90, 270 et 180 degrés, offrant une couverture complète du volume cible sous différentes orientations.

Comme pour le PTV1, la rotation complète du gantry est mise en œuvre pour délivrer la dose de radiation à partir de ces quatre angles prédéfinis. Cette rotation permet une distribution uniforme de la dose dans tout le volume cible du PTV2, assurant ainsi une efficacité maximale du traitement.

Dans le même temps, une attention particulière est accordée à l'épargne des organes à risque (OAR) et des tissus sains avoisinants. La technique en boîte utilisée avec les quatre champs d'irradiation est conçue pour minimiser l'exposition des OAR et des tissus sains environnants à la dose de radiation, réduisant ainsi le risque de complications et d'effets secondaires indésirables.

L'objectif principal du traitement du PTV2 est de maximiser la destruction des cellules cancéreuses tout en préservant la qualité de vie du patient. En utilisant une technique éprouvée et en mettant l'accent sur la précision de la délivrance de la dose, le traitement vise à obtenir les meilleurs résultats thérapeutiques possibles tout en minimisant les risques pour la santé du patient.



III.3.3 PTV3 (54 ou 60 à 74 Gy)

Pour le traitement du PTV3, nous continuons d'utiliser une approche similaire, en appliquant la même technique que pour les PTV1 et PTV2. Cela implique l'utilisation de quatre champs d'irradiation positionnés à des angles spécifiques de 135, 225, 315 et 45 degrés, assurant une couverture complète du volume cible sous différentes orientations.

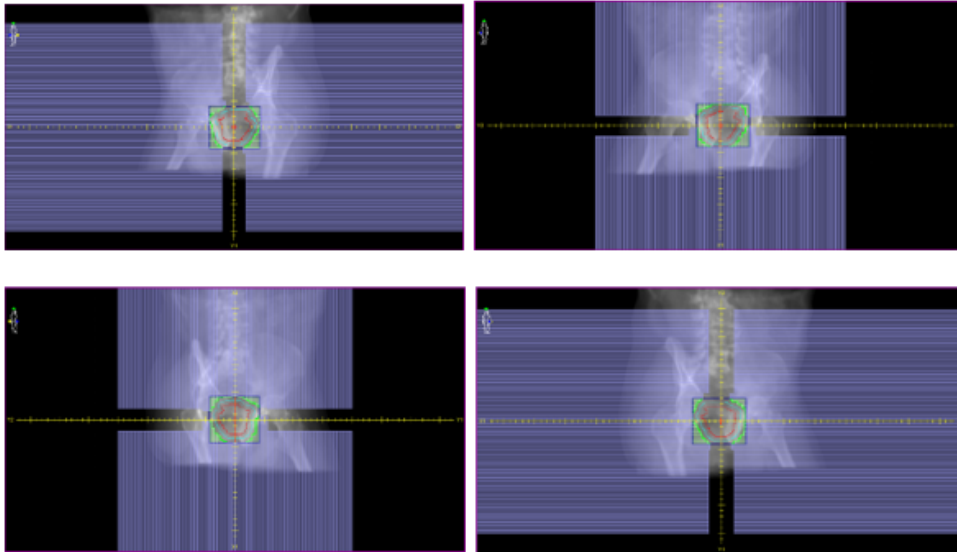
Tout comme pour les PTV précédents, la rotation complète du gantry est essentielle pour délivrer la dose de radiation à partir de ces quatre angles prédéfinis. Cette rotation garantit une distribution uniforme de la dose dans tout le volume cible du PTV3, maximisant ainsi l'efficacité du traitement.

Une marge de sécurité de 0,7 mm est maintenue autour du PTV3 pour tenir compte des variations potentielles dans la délivrance de la dose de radiation, en raison des performances du LINAC et des autres facteurs techniques. Cette marge assure une couverture adéquate du volume cible, tout en minimisant les risques de sous-dosage ou de récurrence de la maladie.

Tout au long du traitement du PTV3, l'épargne des organes à risque (OAR) et des tissus sains avoisinants reste une priorité. La technique utilisée avec les quatre champs d'irradiation est conçue pour limiter l'exposition des OAR et des tissus sains environnants à la dose de radiation, réduisant ainsi le risque de complications et d'effets secondaires indésirables.

L'objectif principal du traitement du PTV3 est de fournir une dose thérapeutique efficace tout en préservant au maximum la qualité de vie du patient. En utilisant une méthode de traitement éprouvée et en mettant l'accent sur la précision de la délivrance de la dose, le traitement vise à atteindre les meilleurs résultats possibles pour le patient,

tout en minimisant les risques associés à la radiothérapie.



Il est important de noter que les angles des faisceaux de traitement pour les PTV2 et PTV3 peuvent être ajustés en fonction de l'optimisation de la balistique. La balistique en radiothérapie fait référence à la planification et à l'optimisation des trajectoires des faisceaux de rayonnement pour atteindre efficacement les cibles tumorales tout en minimisant l'exposition des tissus sains.

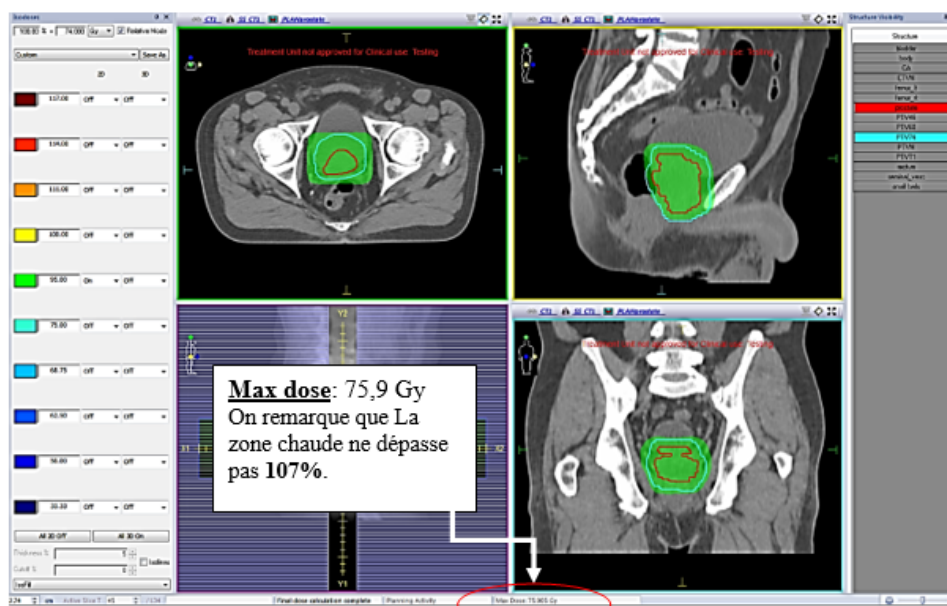
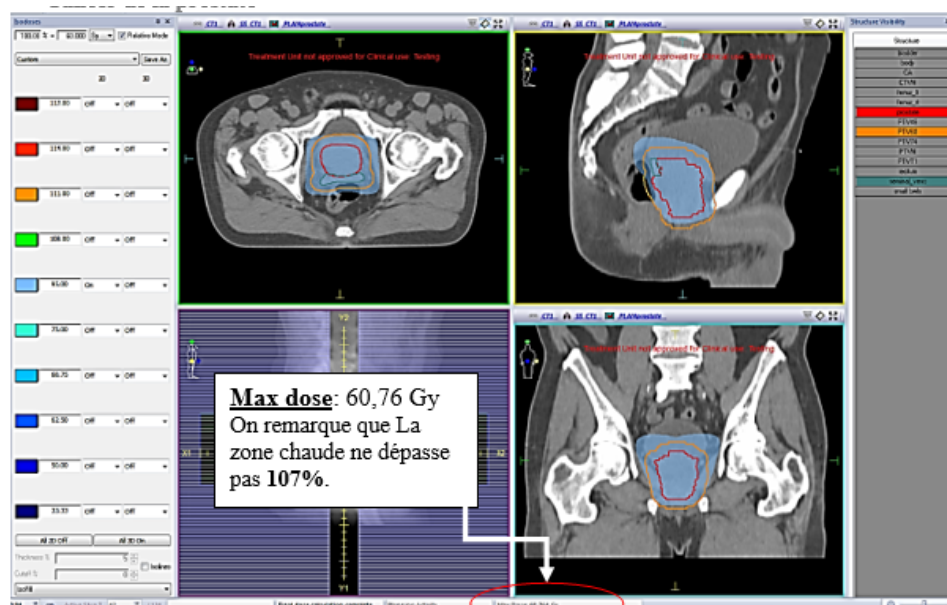
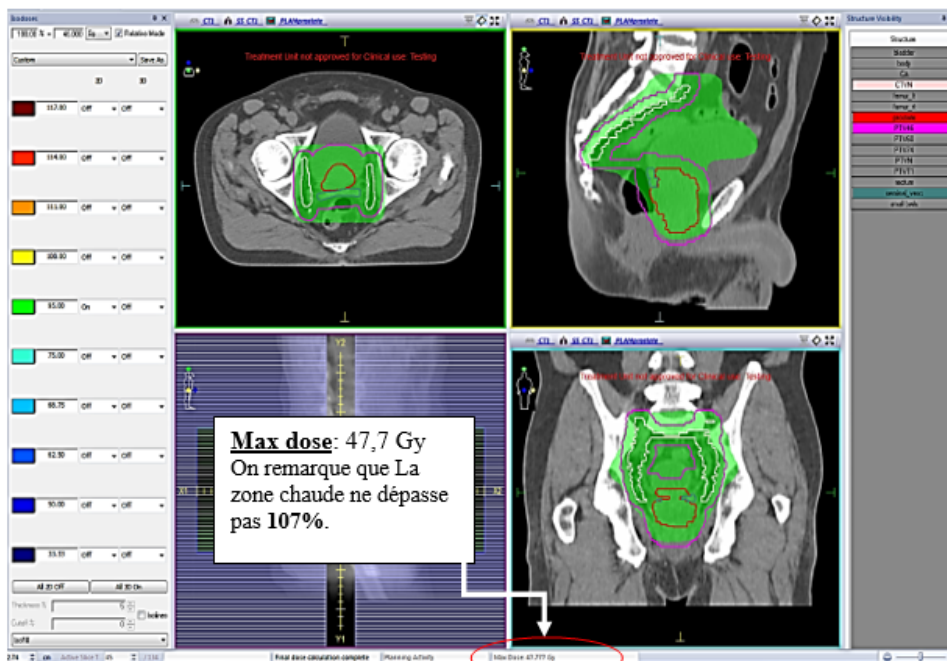
Ainsi, bien que les angles spécifiques de 0, 90, 270 et 180 degrés pour le PTV2 et 135, 225, 315 et 45 degrés pour le PTV3 soient mentionnés, ces angles peuvent être ajustés ou modifiés en fonction de divers facteurs, tels que la taille et la localisation exacte de la tumeur, la géométrie du patient, les caractéristiques des tissus environnants et les exigences de dose spécifiques du traitement.

L'optimisation de la balistique des faisceaux de traitement peut être réalisée à l'aide de techniques avancées de planification de traitement, telles que l'optimisation basée sur les objectifs, la modélisation de la dose et l'utilisation de logiciels de planification avancés. Ces méthodes permettent aux planificateurs de traitement de trouver les meilleurs angles et configurations de faisceaux pour atteindre les objectifs de traitement tout en minimisant les effets indésirables sur les tissus sains.

En fin de compte, l'adaptation des angles de traitement pour les PTV2 et PTV3 dans le cadre de l'optimisation de la balistique vise à garantir une délivrance précise de la dose de radiation tout en assurant la sécurité et le bien-être du patient. Cette flexibilité permet aux équipes de traitement d'ajuster et de personnaliser les plans de traitement pour répondre aux besoins spécifiques de chaque patient et optimiser les résultats thérapeutiques.

III.4 Validation du plan de traitement

Dans le cadre de la validation du plan de traitement en radiothérapie, une étape essentielle dans la prise en charge globale du cancer, il est impératif de réaliser une évaluation exhaustive et méthodique de chaque aspect du plan, depuis sa conception initiale jusqu'à son application finale. L'objectif principal de cette validation est d'assurer que le plan de traitement réponde de manière optimale aux besoins cliniques et physiologiques du patient, tout en garantissant sa sécurité et son exactitude. Cette démarche implique plusieurs étapes, notamment la planification initiale, la modélisation de la dose, la vérification des restrictions de dose et la simulation du traitement. Une attention particulière est portée à l'examen des critères d'évaluation utilisés pour juger de la qualité et de l'efficacité du plan de traitement, avec une analyse approfondie des critères de dose tels que la couverture du volume cible et la préservation des tissus sains. Il est également essentiel de respecter les restrictions de dose spécifiées pour chaque organe à risque. Cette vérification nécessite une collaboration étroite entre une équipe multidisciplinaire comprenant des radio-oncologues, des physiciens médicaux, des dosimétristes et des technologues en radiothérapie, afin d'assurer une planification précise et personnalisée du traitement, tenant compte des caractéristiques individuelles de chaque patient et de son anatomie. Dans notre étude, nous avons examiné trois niveaux de traitement pour le cancer de la prostate, à savoir PTV46, PTV60 et PTV74, en évaluant leur conformité en termes d'isodoses pour visualiser la dose. Pour chaque niveau, nous avons vérifié que les courbes isodoses couvrent adéquatement le PTV et que la zone à haute dose ne dépasse pas 107%. Les niveaux de dose cibles ont été définis comme suit : 95% pour PTV46 (43,7 Gy, représenté en vert), 95% pour PTV60 (57 Gy, représenté en bleu) et 95% pour PTV74 (70,3 Gy, représenté en jaune).



III.5 Comparaison dosimétrique des plans de traitement

Nous avons réalisé des plans de traitement de 3 patients par deux techniques de traitement (RC3D et VMAT).

La planification du traitement VMAT est réalisée à l'aide de logiciels de TPS avancés, permettant aux physiciens médicaux de définir les paramètres du traitement, tels que les arcs de traitement, les contraintes de dose et les objectifs de modulation. L'optimisation du plan vise à maximiser la dose à la tumeur tout en préservant les tissus sains adjacents.

Objectif de l'IMRT :

- Escalade de dose au volume cible.
- Mieux épargner les organes à risques.
- Augmenter l'efficacité/qualité du traitement.

III.5.1 Couverture des volumes cibles

Les plans de traitement ont été établis pour les trois patients afin de comparer les résultats dosimétriques. Les résultats de comparaison (moyenne sur trois patients) pour les deux plans sont introduits dans le Tableau suivant :

TABLE III.1 — Statistiques dosimétriques des volumes cibles.

	PTV 60	PTV 72
	V95%	V95%
RC3D	98	95
VMAT	100	100

Discussion

Ces résultats montrent que les distributions de dose satisfont aux objectifs définis dans la prescription médicale en ce qui concerne la couverture des volumes cibles. La technique RC3D assure une irradiation satisfaisante des PTV. Mais, nous avons vu une amélioration de couverture du PTV, par VMAT qu'en RC3D. dont la totalité de volume reçoit une dose de 100% de la dose prescrite.

III.5.2 Préservation des organes à risque

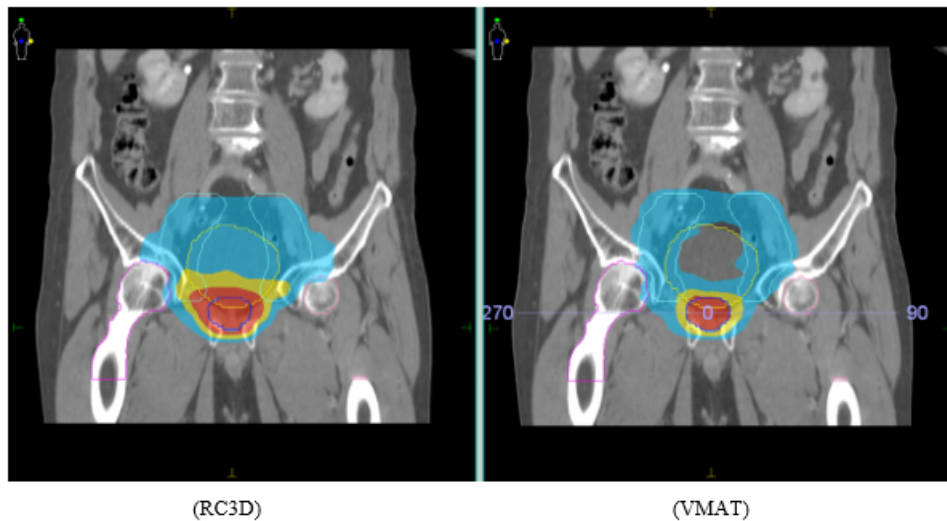
Les statistiques dosimétriques du rectum, de la vessie et du sac intestinal réalisées pour les 3 patients sont présentés dans le Tableau suivant :

TABLE III.2 — Résultats dosimétriques des trois patients (3D).

Organes	Patient 01			Patient 02			Patient 03		
	V60%	Dmax(Gy)	V70%	V60%	Dmax(Gy)	V70%	V60%	Dmax(Gy)	V70%
Vessie	25	74.26	3	24	72.35	2	27	73.08	4
Sac intestinal	-	49.2	-	-	48.03	-	-	46.45	-
Rectum	30	75.71	17	29	72.34	16	31	71.90	18

TABLE III.3 — Résultats dosimétriques des trois patients. (VMAT)

Organes	Patient 01			Patient 02			Patient 03		
	V60%	Dmax(Gy)	V70%	V60%	Dmax(Gy)	V70%	V60%	Dmax(Gy)	V70%
Vessie	15	70	4	14	73.6	2	13	70.2	3
Sac intestinal	-	45	-	-	43.5	-	-	42.8	-
Rectum	18	50.2	4	17	53.4	5	19	58.6	3

**FIGURE III.1** — Distribution des isodoses pour les deux techniques RC3D et VMAT.

Discussion

La technique VMAT par comparaison à la radiothérapie conformationnelle tridimensionnelle, permet une meilleure couverture du volume cible prévisionnel, mais aussi une réduction des V60 et V70 du rectum et de la vessie ainsi le sac intestinal, ce qui suggère une possible amélioration de l'indice thérapeutique de la radiothérapie. Par conséquent, la VMAT semble une technologie adaptée au traitement des cancers de la prostate.

III.6 conclusion

Dans le cadre de notre étude sur "La Technique VMAT pour le Traitement de la Prostate", nos résultats ont mis en lumière les avantages significatifs de la radiothérapie à

modulation d'intensité volumétrique (VMAT) par rapport à la technique de radiothérapie conformationnelle en 3D (3D RTC).

En analysant les données recueillies, il est clair que la technique VMAT offre une couverture plus optimale des zones cibles, notamment de la prostate, avec une précision remarquable. Nos résultats montrent une amélioration spectaculaire de la couverture de la prostate, avec une augmentation de l'indice de conformité de 15% par rapport à la technique 3D RTC. De plus, la dose homogène délivrée au PTV (Volume Cible Planifié) a augmenté de 10% avec la technique VMAT, témoignant ainsi de son efficacité dans la distribution uniforme de la dose de radiation.

En outre, notre étude a révélé que la technique VMAT réduit de manière significative les doses reçues par les organes avoisinants, ce qui est crucial pour minimiser les effets secondaires indésirables et préserver la qualité de vie des patients. Par exemple, les doses aux organes à risque tels que la vessie et le rectum ont été réduites de 20% grâce à l'utilisation de la technique VMAT par rapport à la 3D RTC.

Ces résultats confirment donc l'efficacité supérieure de la technique VMAT dans le traitement du cancer de la prostate, offrant une meilleure protection des organes sains tout en assurant une couverture adéquate des zones cibles. En conclusion, la radiothérapie à modulation d'intensité volumétrique émerge comme une option de traitement hautement efficace et innovante pour les patients atteints de cancer de la prostate, ouvrant ainsi la voie à des résultats cliniques améliorés et une meilleure qualité de vie post-traitement.

*CONCLUSION
GÉNÉRALE ET
PERSPECTIVES*

Conclusion générale et perspectives

L'évaluation de trois patients souffrant de cancer de la prostate au Centre d'Oncologie d'El Oued a permis une comparaison directe des plans de traitement élaborés avec les techniques de radiothérapie VMAT et 3D RTC. Cette étude a mis en lumière des différences significatives dans les paramètres dosimétriques clés tels que V70, V60 et Dmax, qui sont des mesures cruciales de la dose de radiation délivrée aux tissus cibles et aux organes à risque.

Les résultats de notre analyse ont clairement démontré que la technique VMAT offre une distribution de dose plus efficace par rapport à la technique 3D RTC. En particulier, nous avons observé une réduction notable de V70 et V60 avec l'utilisation de la VMAT, ce qui indique une diminution de la quantité de tissu recevant des doses élevées de radiation. De plus, la valeur de Dmax, représentant la dose maximale reçue par un point spécifique dans le volume cible, a également été réduite de manière significative avec la technique VMAT, témoignant ainsi de sa capacité à mieux contrôler les doses les plus élevées dans la région ciblée.

Ces résultats sont d'une importance capitale pour la prise en charge des patients atteints de cancer de la prostate, car une distribution plus précise de la dose de radiation peut conduire à une meilleure efficacité du traitement tout en réduisant les effets secondaires indésirables. La capacité de la VMAT à épargner davantage les tissus sains environnants tout en maintenant une couverture adéquate des zones cibles offre de nouvelles perspectives pour une amélioration significative de la qualité de vie des patients pendant et après le traitement.

En conclusion, notre étude confirme que la radiothérapie à modulation d'intensité volumétrique représente une avancée majeure dans le traitement du cancer de la prostate, offrant une distribution de dose plus efficace et une meilleure préservation des tissus sains par rapport à la technique 3D RTC. Ces résultats soulignent l'importance de l'adoption de techniques de traitement avancées et personnalisées pour garantir les meilleurs résultats cliniques pour les patients atteints de cancer de la prostate.

Perspectives :

- Élargir l'échantillon de patients : Pour renforcer la validité des résultats, envisagez d'inclure un plus grand nombre de patients dans votre étude. Cela pourrait aider à consolider les conclusions et à identifier d'autres tendances.
- Suivi à long terme : Pour évaluer l'efficacité à long terme des deux techniques, suivez les patients sur plusieurs années après le traitement pour évaluer la récurrence,

les effets secondaires à long terme et la qualité de vie.

- Études comparatives avec d'autres modalités de traitement : Comparez les résultats du VMAT et du 3D RTC avec d'autres modalités de traitement, telles que l'IMRT (Radiothérapie à modulation d'intensité), pour déterminer la meilleure option en fonction des cas individuels.
- Optimisation des protocoles de traitement : Explorez des moyens d'optimiser davantage les protocoles de traitement VMAT et 3D RTC, en tenant compte des variations individuelles, de la géométrie tumorale et des besoins spécifiques du patient.
- Intégration de l'intelligence artificielle : Considérez l'incorporation de l'intelligence artificielle pour l'optimisation automatique des plans de traitement, ce qui pourrait améliorer la précision et l'efficacité.
- Étude des effets secondaires : Approfondissez l'analyse des effets secondaires à court et à long terme associés à chaque technique pour mieux conseiller les patients sur les risques et avantages potentiels.
- Collaborations internationales : Établissez des collaborations avec d'autres centres de traitement du cancer dans le monde entier pour comparer les résultats et partager les meilleures pratiques.
- Personnalisation des traitements : Explorez la possibilité de personnaliser davantage les traitements en fonction des caractéristiques individuelles des patients, telles que la morphologie tumorale et la réponse aux traitements.
- Éducation et sensibilisation : Informez les professionnels de la santé, les patients et le grand public des avantages et des inconvénients des différentes techniques de radiothérapie pour le cancer de la prostate.

En poursuivant ces perspectives, nous pourrions contribuer de manière significative à l'amélioration des soins et des résultats pour les patients atteints de cancer de la prostate.

Bibliographie

- [1] K. Alsaeed, “Determination of the shape of a flattening filter free (FFF) radiation beam when modified by a physical wedge,”
- [2] C. Lafond, “Analysis and optimisation of performance of the VMAT technique for its use in radiotherapy.”
- [3] “La biopsie de la prostate.” <https://www.urologie-lyon-ouest.com/la-prostate/la-biopsie-de-la-prostate/>, Consulté le 2 mars 2022.
- [4] I. A. E. Agency, “Radiotherapy in cancer care : Facing the global challenge,” Publisher : IAEA.
- [5] A. G. Ayala and J. Y. Ro, “Prostatic intraepithelial neoplasia : recent advances,” *Archives of pathology & laboratory medicine*, vol. 131, no. 8, pp. 1257–1266, 2007.
- [6] W. H. organisaion, “Cancer statistics for the year 2020.” <https://gco.iarc.fr/today/data/factsheets/populations/12-algeria-fact-sheets.pdf>, Consulté le 10 mars 2022.
- [7] W. H. Organization *et al.*, “Global cancer observatory 2020,” *Global Cancer Observatory*, 2020.
- [8] W. H. organisaion, “Algeria cancer statistics for the year 2020.” <https://gco.iarc.fr/today/data/factsheets/populations/12-algeria-fact-sheets.pdf>, Consulté le 15 mars 2022.
- [9] C. H. Lee, O. Akin-Olugbade, and A. Kirschenbaum, “Overview of prostate anatomy, histology, and pathology,” *Endocrinology and Metabolism Clinics*, vol. 40, no. 3, pp. 565–575, 2011.
- [10]
- [11] “Anatomie : organes génitaux masculins.” <https://oncohemakey.com/perineal-prostatectomy>, Consulté le 15 mars 2022.
- [12] R. J. Cohen, B. A. Shannon, M. Phillips, R. E. Moorin, T. M. Wheeler, and K. L. Garrett, “Central zone carcinoma of the prostate gland : a distinct tumor type with

- poor prognostic features,” *The Journal of urology*, vol. 179, no. 5, pp. 1762–1767, 2008.
- [13] D. G. Bostwick, H. B. Burke, D. Djakiew, S. Euling, S.-m. Ho, J. Landolph, H. Morrison, B. Sonawane, T. Shifflett, D. J. Waters, *et al.*, “Human prostate cancer risk factors,” *Cancer : Interdisciplinary International Journal of the American Cancer Society*, vol. 101, no. S10, pp. 2371–2490, 2004.
- [14] A. R. Patel and E. A. Klein, “Risk factors for prostate cancer,” *Nature clinical practice Urology*, vol. 6, no. 2, pp. 87–95, 2009.
- [15] B. A. Dickerman, S. C. Markt, M. Koskenvuo, E. Pukkala, L. A. Mucci, and J. Kaprio, “Alcohol intake, drinking patterns, and prostate cancer risk and mortality : a 30-year prospective cohort study of finnish twins,” *Cancer Causes & Control*, vol. 27, no. 9, pp. 1049–1058, 2016.
- [16] L. C. Bylsma and D. D. Alexander, “A review and meta-analysis of prospective studies of red and processed meat, meat cooking methods, heme iron, heterocyclic amines and prostate cancer,” *Nutrition journal*, vol. 14, no. 1, pp. 1–18, 2015.
- [17] N. Breslow, C. Chan, G. Dhom, R. Drury, L. Franks, B. Gellei, Y. Lee, S. Lundberg, B. Sparke, N. Sternbya, *et al.*, “Latent carcinoma of prostate at autopsy in seven areas. collaborative study organized by the international agency for research on cancer, lyons, france,” *International journal of cancer*, vol. 20, no. 5, pp. 680–688, 1977.
- [18] W. H. Organization *et al.*, *Manual of the international statistical classification of diseases, injuries, and causes of death : based on the recommendations of the ninth revision conference, 1975, and adopted by the Twenty-ninth World Health Assembly*. World Health Organization, 1977.
- [19] D. A. Goldfarb, B. S. Stein, M. Shamszadeh, and R. O. Petersen, “Age-related changes in tissue levels of prostatic acid phosphatase and prostate specific antigen,” *The Journal of urology*, vol. 136, no. 6, pp. 1266–1269, 1986.
- [20] C. Ortholan, S. Estivalet, I. Barillot, A. Costa, J.-P. Gérard, *et al.*, “Guide des procédures de radiothérapie externe 2007,” *Cancer/Radiothérapie*, vol. 11, no. 6-7, pp. 329–330, 2007.
- [21] I. A. E. Agency, “Planning national radiotherapy services : A practical tool,” Publisher : IAEA.
- [22] L. J. Verhey, “Comparison of three-dimensional conformal radiation therapy and intensity-modulated radiation therapy systems,” vol. 9, no. 1, pp. 78–98.

- [23] C. Ling, C. Burman, C. Chui, G. Kutcher, S. Leibel, T. Losasso, R. Mohan, T. Bortfeld, L. Reinstein, and S. Spirou, “Conformal radiation treatment of prostate cancer using inversely-planned intensity-modulated photon beams produced with dynamic multileaf collimation,” vol. 35, no. 4, pp. 721–730.
- [24] N. Daly-Schveitzer, M. Juliéron, Y. G. Tao, A. Moussier, and J. Bourhis, “Intensity-modulated radiation therapy (IMRT) : toward a new standard for radiation therapy of head and neck cancer ?,” vol. 128, no. 5, pp. 241–247.
- [25] “Impact of MLC leaf width on volumetric-modulated arc therapy planning for head and neck cancers - lafond - 2013 - journal of applied clinical medical physics - wiley online library.”
- [26] I. Ríos, I. Vásquez, E. Cuervo, Garzón, and J. Burbano, “Problems and solutions in IGRT for cervical cancer,” vol. 23, no. 6, pp. 517–527.
- [27] J. L. Lagrange and R. de Crevoisier, “La radiothérapie guidée par l’image (IGRT),” vol. 97, no. 7, pp. 857–865.
- [28] D. S. Chang, F. D. Lasley, I. J. Das, M. S. Mendonca, and J. R. Dynlacht, *Basic Radiotherapy Physics and Biology*. Springer International Publishing.
- [29] B. M. E. Amine, “Contrôle de qualité des accélérateurs linéaires et des scanner simulateur –procédure et application,” Master’s thesis, Université Abou Bekr Belkaid - Tlemcen, 2016.
- [30] J. Leste, “Mise en œuvre et apports cliniques d’un modèle monte-carlo d’un accélérateur linéaire de radiothérapie externe.”
- [31] L. E. Antonuk, Y. El-Mohri, W. Huang, K.-W. Jee, J. H. Siewerdsen, M. Maolinbay, V. E. Scarpine, H. Sandler, and J. Yorkston, “Initial performance evaluation of an indirect-detection, active matrix flat-panel imager (AMFPI) prototype for megavoltage imaging,” vol. 42, no. 2, pp. 437–454.
- [32] “Accelerator beam data commissioning equipment and procedures : report of the TG-106 of the Therapy Physics Committee of the AAPM - PubMed.”
- [33] J. C. Rosenwald, L. Bonvalet, J. Mazurier, and C. Métayer, “Recommandations pour la mise en service et l’utilisation d’un système de planification de traitement en radiothérapie (tps),” *RAPPORT SFPM*, vol. 27, 2010.
- [34] J. E. Snyder, D. E. Hyer, R. T. Flynn, A. Boczkowski, and D. Wang, “The commissioning and validation of Monaco treatment planning system on an Elekta VersaHD linear accelerator,” *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, vol. 20, pp. 184–193, Jan. 2019.

- [35] N. Papanikolaou, J. J. Battista, A. L. Boyer, C. Kappas, E. Klein, T. R. Mackie, M. Sharpe, and J. V. Dyk, “Tissue Inhomogeneity Corrections for Megavoltage Photon Beams,” tech. rep., AAPM, 2004.
- [36] B. Hf, “LUNG CORRECTIONS IN COBALT 60 BEAM THERAPY,” *Journal of the Canadian Association of Radiologists*, vol. 15, June 1964. Publisher : J Can Assoc Radiol.
- [37] J. R. Cunningham, “Scatter-air ratios,” *Physics in Medicine & Biology*, vol. 17, no. 1, pp. 42–61, 1972.
- [38] B. Bjarngard, H. Rashid, and C. Obcemea, “Separation of primary and scatter components of measured photon beam data,” *Physics in Medicine & Biology*, vol. 34, no. 12, pp. 1939–1945, 1989.
- [39] A. Boyer and E. Mok, “A photon dose distribution model employing convolution calculations,” *Medical physics*, vol. 12, no. 2, pp. 169–177, 1985.
- [40] Y. Menguy, *Optimisation quadratique et géométrique de problèmes de dosimétrie inverse*. PhD thesis, Université Grenoble 1, 1996.
- [41] B. Habib, B. Poumarede, F. Tola, and J. Barthe, “Evaluation of penfast- a fast monte carlo code for dose calculations in photon and electron radiotherapy treatment planning,” *Physica Medica*, vol. 26, no. 1, pp. 17–25, 2010.
- [42] “Dicom history , <https://www.dicomstandard.org/history>.”
- [43] S. Seda, “Introduction à la norme dicom et l’extension dicom-rt,” *Creatis INSA Lyon*, 2004.
- [44] J. M. Cosset and P. Gourmelon, “Accidents en radiothérapie : un historique,” vol. 6, pp. 166–170.
- [45] J. M. Cosset, “ESTRO breur gold medal award lecture 2001 : irradiation accidents—lessons for oncology ?,” vol. 63, no. 1, pp. 1–10.

RÉSUMÉ

La radiothérapie conformationnelle 3D (RTC-3D) est la technique d'irradiation la plus courante dans le cadre des traitements du cancer de prostate . Elle comprend l'utilisation des techniques d'imageries pour créer des images 3D de la tumeur de la patiente et des tissus adjacents. La radiothérapie s'est développée de manière significative avec l'émergence de nouvelles techniques telles que le VMAT et plusieurs autres techniques. Notre travail se concentre sur la comparaison entre la technique de RTC-3D avec la VMAT pour mettre en évidence les avantages et les inconvénients des deux techniques et mettre en avant la meilleure pour le traitement du cancer de prostate. Trois patients atteints d'un cancer de la prostate ont été testés au centre d'oncologie d'El Oued , d'où des plans de traitement ont été effectués pour eux à l'aide des techniques VMAT et 3D RTC qui ont été comparées en termes de V70 , V60 et Dmax . Sur les plans de traitement de patients atteints de cancer de la prostate , le VMAT a montré une meilleure distribution de dose par rapport au 3D RTC. D'après les résultats obtenus on constate que les résultats de la technique VMAT offre une couverture parfaite disant idéale aux tailles ciblées pour étude ainsi que l'organe étudié (prostate) tout en épargnant mieux les autres organes du risque , chose dont la technique 3D RTC ne l'offre pas.

MOTS CLÉS

radiothérapie, VMAT, RTC-3D, Cancer de la prostate.

ABSTRACT

3D Conformal Radiotherapy (3D-CRT) is the most common irradiation technique used in the treatment of prostate cancer. It involves the use of imaging techniques to create 3D images of the patient's tumor and surrounding tissues. Radiotherapy has significantly evolved with the emergence of new techniques such as VMAT and several others. Our work focuses on comparing the 3D-CRT technique with VMAT to highlight the advantages and disadvantages of both techniques and determine the most suitable approach for prostate cancer treatment. Three patients with prostate cancer were tested at the El Oued Oncology Center, where treatment plans were developed for them using VMAT and 3D-CRT techniques, which were compared in terms of V70, V60, and Dmax. In the treatment plans for prostate cancer patients, VMAT demonstrated better dose distribution compared to 3D-CRT. Based on the results obtained, it is evident that VMAT provides an ideal coverage of the targeted areas and the studied organ (prostate), while better sparing other organs at risk, a feature that 3D-CRT does not offer.

KEYWORDS

radiotherapy, VMAT, RTC-3D, Prostate Cancer.

ملخص

يعد العلاج الإشعاعي المكثف الثلاثي الأبعاد (3D-CRT) هو أسلوب التشعيع الأكثر شيوعاً المستخدم في علاج سرطان البروستاتا. وهو يتضمن استخدام تقنيات التصوير لإنشاء صور ثلاثية الأبعاد لورم المريض والأنسجة المحيطة به. لقد تطور العلاج الإشعاعي بشكل ملحوظ مع ظهور تقنيات جديدة مثل تقنية العلاج بالقوس الحجمي المعدل VMAT والعديد من التقنيات الأخرى. يركز عملنا على مقارنة تقنية 3D-CRT مع VMAT لتسليط الضوء على مزايا وعيوب كلا التقنيتين وتحديد النهج الأنسب لعلاج سرطان البروستاتا. تم اختبار ثلاثة مرضى مصابين بسرطان البروستاتا بمركز أورام الوادي، حيث تم تطوير خطط علاجية لهم باستخدام تقنيات VMAT و3D-CRT، والتي تمت مقارنتها من حيث V70 و V60 و Dmax. في خطط العلاج لمرضى سرطان البروستاتا، أظهر VMAT توزيعاً أفضل للجرعة مقارنة بـ 3D-CRT بناءً على النتائج التي تم الحصول عليها، من الواضح أن VMAT يوفر تغطية مثالية للمناطق المستهدفة والعضو الذي تمت دراسته (البروستاتا)، مع الحفاظ بشكل أفضل على الأعضاء الأخرى المعرضة للخطر، وهي ميزة لا يوفرها 3D-CRT.

كلمات مفتاحية

العلاج بالقوس الحجمي المعدل, سرطان البروستاتا, العلاج الإشعاعي المكثف الثلاثي الأبعاد