



REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE
MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEURE ET DE LA RECHERCHe
SCIENTIFIQUE

UNIVERSITE ABOU-BEKR BELKAID - TLEMCCEN

MEMOIRE

Présenté à :

FACULTE DES SCIENCES – DEPARTEMENT DE PHYSIQUE

Pour l'obtention du diplôme de :

MASTER EN PHYSIQUE

Spécialité : Physique Médical

Par :

KAMOUCHE Feryal

Sur le thème

**Comparaison dosimétrique de l'utilisation des faisceaux de photons de
L'énergie 6 MV FF, 18 MV FF , 6 MV FFF et 10 MV FFF en
radiothérapie du cancer de la prostate**

Soutenu publiquement lejuin..... à Tlemcen devant le jury composé de :

Pr.Liani Bachir	Professeur	Université de Tlemcen	Président
Pr. TALEB Lotfi	Radiothérapeute	Université de Tlemcen	Encadrant
Dr.Mnaouar Benamer	Radiothérapeute	Université de Tlemcen	Examineur
Mme BOUCHIKHÉ Asma	Physicienne médicale	Université de Tlemcen	Examinatrice

Année Universitaire : 2024 ~ 2025

Remerciements

Avant tout, je remercie Dieu Tout-puissant pour sa guidance, sa bénédiction et sa générosité qui m'ont permis de mener à bien ce travail.

Je tiens à exprimer ma profonde gratitude à ma famille, en particulier à mon père et à ma mère, pour leur amour, leur soutien inconditionnel et leurs prières constantes tout au long de mon parcours.

Je remercie également le professeur **Lotfi Taleb**, mon encadreur, pour ses conseils, son soutien et son suivi tout au long de la réalisation de ce mémoire.

J'adresse mes sincères remerciements à **Monsieur Dahi El Hadj**, physicien médical, pour son accompagnement durant la phase pratique de ce travail. Je lui suis profondément reconnaissant pour les connaissances fondamentales qu'il m'a transmises et pour sa précieuse disponibilité. Son encadrement a été essentiel dans ma compréhension des bases de la physique médicale.

Je n'oublie pas de remercier chaleureusement tout le personnel du service de radiothérapie externe, notamment les médecins – avec une mention particulière au docteur **Menouar benamer** ainsi que l'ensemble des physiciens médicaux et des manipulateurs, pour leur accueil, leur collaboration et leur bienveillance.

Que tous ceux qui, de près ou de loin, ont contribué à l'accomplissement de ce travail trouvent ici l'expression de ma reconnaissance la plus sincère.

Enfin, nous avons certainement oublié des personnes qui nous ont aidés et qui ont contribué de loin ou de près à la réalisation de ce travail, sans eux nous n'aurions pas pu réaliser ce modeste projet.

Merci.

Table des matières

Introduction Générale

Chapitre I : Généralités sur la radiothérapie du cancer de la prostate

1-Introduction	2
2-Anatomie de la prostate	2
3-Fonction de la prostate	3
4-Cancers de la prostate	3
5-Classification d'Amico.....	4
6-Traitements du cancer de la prostate	4
6-1-Traitement chirurgical (Prostatectomie totale ou radicale (PT)).....	4
6-2-Hormonothérapie.....	4
6-3-Chimiothérapie	5
6-4- Radiothérapie	5
6-4-1-Radiothérapie interne	6
6-4-2-Radiothérapie externe.....	6
6-4-2-1 Volume cible.....	7
6-4-2-2-Prscription de la dose.....	8
6-4-2-3-Organes à risques et contraintes de dose.....	8
6-4-2-4-Techniques de traitement.....	9
4-1-Radiothérapie conformationnelle en 3D.....	9
4-2-Radiothérapie à modulation d'intensité (IMRT).....	10
4-3-Radiothérapie en arc avec modulation volumétrique	12
4-4-Radiothérapie stéréotaxique.....	12
7-Conclusion.....	13

Chapitre 2: Caractéristiques physiques des faisceaux photoniques

1-Introduction.....	14
2-Définition les accélérateur linéaire (linac).....	14
3- Les composants et Principe de fonctionnement linac.....	14
4-Filtre égalisateur.....	16
5-Description des énergies de photon(6 MV, 10 MV, 18 MV).....	18
5-1- Définition du photon.....	18
5-2- Différence entre les énergies.....	18
6-Caractéristiques des faisceaux FFF et FF.....	19
6-1-Débit de dose.....	19
6-2-Profiles de dose.....	19
6-3-Pourcentage de dose en profondeur (PDD).....	21
6-4-Dose hors champ et radiation de fuite.....	22
6-5-Indice de qualité.....	23
6-6-Transmission des mâchoires.....	24
7-Les avantages et inconvénients des faisceaux fff et ff.....	24
8-Conclusion.....	25

Chapitre 3: Matériels et méthodes

1-Selection du patient.....	26
2-Parcours d'un patient dans un service de radiothérapie externe.....	26
3- Accélérateur linéaire (truebeam).....	28
4-Le système de planification.....	29
4-1-L'algorithme AAA (Anisotropic Analytical Algorithm).....	29
4-2-L'algorithme OP (Optimized Pencil Beam).....	29
5-Histogramme Dose-VolumeHDV.....	29
6-Évaluation du plan de traitement.....	31

Chapitre 4: Résultats et analyses

1-Comparisons dosimétrique les plans de prostate en 3D avec énergies 6 et 18MV.....	31
2-Comparaisons les techniques 3D VMAT IMRT avec l'énergie 6 Mv en 3 volumes.....	32
3-Comparaison VMAT et IMRT avec 6wff ,6fff et10 fff.....	34
4-Comparaison les énergies 6fff et 10 fff	35
5- Comparaison les énergies et les techniques par rapport aux organes à risque	37
5-1-Le rectum	37
5-2-La vessie	38
5-3-Le canal anal.....	38
5-4-Le bulbe pénien	39
5-5-L'intestin grêle	40
5-6- Têtes fémorales.....	41
6-Discusion.....	41
Conclusion	43

Table des figures

P.2-Figure 1 : Anatomie des organes génitaux masculins

P.3-Figure 2 : Cancer de la prostate

P.7-Figure 3 :Volume cible

P.10-Figure 4 :Le plan de prostate avec la techniques 3D

P.11-Figure 5 : Le plan de prostate avec la technique IMRT

P.12-Figure 6 :Le plan de prostate avec la technique VMAT

P.15-Figure 7 :Les composants d'un accélérateur linéaire

P.16-Figure 8 : Les composants de la tête de l'accélérateur linéaire

P.17-Figure 9 : Filtre égalisateur

P.20-Figure 10 : Profils de dose pour des faisceaux de photon d'énergies a)-6 fff et 6wff b)-18 fff et 18 wff 25.

P.21-Figure 11:a) Comparaison de la courbe de pourcentage de dose en profondeur (PDD) entre le faisceau 6 MV avec filtre (FF) et le faisceau 6 MV sans filtre (FFF) ;(b) Comparaison de la courbe de pourcentage de dose en profondeur pour le faisceau 10 MV avec filtre (FF) et le faisceau 10 MV sans filtre (FFF).

P.22-Figure 12 :Définition de la pénombre pour a) un faisceau avec et b) sans filtre égalisateur

P.23-Figure 13:Les valeurs du TPR20/10 pour les différentes énergies de faisceau

P.24-Figure 14:Variation de la transmission moyenne des mâchoires selon l'énergie du faisceau FF et FF, mesurée à la profondeur du Dmax et à une distance source-centre de 100 cm (SCD = 100 cm).

P.26- Figure 15: Scanner de simulation

P.31-Figure 16: Comparaison HDV de PTV74 avec énergies 6 18 Mv (3D)

P.31- Figure 17 :Comparaison HDV de pTV 60 avec énergies 6 18 Mv (3D)

P.32-Figure 18: Comparaison HDV de pTV 46 avec énergies 6 18 Mv (3D)

P.33-Figure 19: Comparaison HDV de PTV 76 avec énergies 6 en 3 techniques VMAT IMRT 3D

P.33-Figure 20: Comparaison HDV de pTV 60 avec énergies 6 en 3 techniques vmat imrt 3d

P.33-Figure 21 : Comparaison HDV de pTV 46 avec énergies 6 en 3 techniques vmat imrt 3d

P.34-Figure 22: HDV de pTV 74 6fff 10fff 6wff vmat

P.34-Figure 23: HDV de pTV 74 6fff 10fff 6wff imrt

P.35-Figure 24: HDV de pTV 60 10fff 6fff 6wff vmat

P.35-Figure 25: HDV de pTV 60 10fff 6fff 6wff imrt

P.35-Figure 26: HDV de PTV 46 10fff 6wff 6fff vm

P.35- Figure 27: HDV de PTV 46 10fff 6wff 6fff imrt

P.36-Figure 28: HDV de PTV 46 avec 6fff

P.36-Figure 29 : HDV de PTV 46 avec 10fff

P.36-Figure 30 : HDV de PTV 60 avec 6fff

P.36-Figure 31 : HDV de PTV 46 avec 10fff

P.37- Figure 32 : HDV de PTV 74 avec 6fff

P.37- Figure 33: HDV de PTV 74 avec 6fff

P.37-Figure 34 : HDV du rectum avec l'énergie 6fff 10fff 6wff En 3D vmat Imrt

P.38-Figure 35 : HDV de vessie avec l'énergie 6fff 10fff 6wff En 3D vmat imrt

P.39-Figure 36 : HDV de anal canal avec l'énergie 6fff 10fff 6wff En 3d vmat imrt

P.40-Figure 37 : HDV pénis bulbe avec l'énergie 6fff 10fff 6wff En 3d vmat imrt

P.40-Figure 38 : HDV de l'intestin grêle avec l'énergie 6fff 10fff 6wff

En 3D VMAT IMRT

P.41-Figure 39 :HDV des têtes fémorales avec l'énergie 6fff 10fff 6wff en 3d VMAT IMRT

Abréviations

OMS:L'Organisation mondiale de la santé

LINAC:Linear Accelerator

IAEA:International Atomic Energy Agency

PSA:Prostate-Specific Antigen

PT :Prostatectomie totale

GTV :Volume tumoral

CTV :Volume Cible Anatomo-Clinique

PTV :Volume Cible Prévisionnel

OAR: Organes à Risque

MLC:Collimateur multi-lames

ADN:Acide Désoxyribonucléique

3D-CRT:Three-Dimensional Conformal Radiation Therapy

IMRT:Intensity-Modulated Radiation Therapy

VMAT: Radiothérapie en arc avec modulation volumétrique

IGRT:Image-Guided Radiation Therapy

SRT/SBRT:Stereotactic Radiotherapy / Stereotactic Body Radiation Therapy

PDD:Pourcentage de dose en profondeur

FFF:Flattening filter free

FF:Flattening filter

TPS:Treatment Planning System

MeV:Mega Electron Volt

MV:Méga Volt

UM:Unités moniteur

AAA:Anisotropic Analytical Algorithm

OP:Optimized Pencil Beam

HDV:Histogramme Dose-Volume

Introduction Générale

Le cancer de la prostate est l'un des cancers les plus fréquents chez l'homme et représente un véritable enjeu de santé publique. Parmi les différentes options thérapeutiques disponibles, la radiothérapie externe occupe une place centrale, en particulier pour les formes localisées ou localement avancées de la maladie. Elle constitue une alternative efficace à la chirurgie radicale, avec des taux de contrôle tumoral comparables, tout en préservant dans certains cas la qualité de vie du patient.

Grâce aux progrès technologiques réalisés au cours des dernières décennies, la radiothérapie est devenue de plus en plus précise et personnalisée. Des techniques avancées comme la radiothérapie conformationnelle tridimensionnelle (3D-CRT), la radiothérapie à modulation d'intensité (IMRT), ou encore la radiothérapie par arc modulé en intensité (VMAT) permettent d'optimiser la distribution de dose autour de la tumeur tout en épargnant les organes à risque, tels que le rectum et la vessie.

L'introduction des faisceaux sans filtre (FFF – Flattening Filter Free) ont également permis d'améliorer la précision des traitements tout en réduisant les effets secondaires. Dans ce contexte, l'évaluation dosimétrique des différentes modalités et énergies de photons utilisées en radiothérapie est essentielle pour optimiser la prise en charge des patients atteints de cancer de la prostate.

Le but de ce mémoire est de réaliser une comparaison dosimétrique de l'utilisation des faisceaux de photons de L'énergie 6 MV FF, 18 MV FF , 6 MV FFF et 10 MV FFF en radiothérapie de la prostate .

Notre travail est organisé en quatre chapitres comme suite :le premier chapitre principalement sur l'anatomie de prostate,cancer de prostate et ces traitements, la radiothérapie externe et les techniques VMAT,3D,IMRT.Le deuxième chapitre parle sur l'accélérateur liniere ,filtre égalisateur, caractéristiques des faisceaux fff ,les avantages et les inconvénients des faisceaux FFF et FF, troisièmes chapitre donne une description des méthodes et des matériels qui ont été utilisés pour réalisation de ce travail. Le dernier chapitre englobera l'analyse des résultats obtenus et nous finirons par une conclusion.

Chapitre I : Généralités sur la radiothérapie du cancer de la prostate

1-Introduction :

En Algérie, le cancer de la prostate se classe au 2^e rang des cancers masculins (après le cancer du poumon), représentant environ 13 % des cas chez l'homme .

Chaque année, près de 1 000 nouveaux cas sont diagnostiqués parmi environ 30 000 cas de cancer tous types confondus . Malheureusement, 80 à 85 % des diagnostics interviennent à un stade avancé, retardant l'accès aux traitements curatifs .

La radiothérapie externe, notamment avec des techniques modernes telles que l'IMRT et la VMAT, revêt une importance particulière. Ces approches permettent non seulement de cibler efficacement la tumeur, mais aussi de préserver les tissus sains avoisinants.

2-Anatomie de la prostate:

La prostate, présente uniquement chez l'homme, fait partie du système reproducteur masculin, elle a la taille de noix et est une glande exocrine située au centre du pelvis, dans l'espace sous-péritonéal, entre la symphyse pubienne à l'avant et le rectum à l'arrière. De forme conique, elle présente une base en continuité avec le col de la vessie et un sommet (ou apex) reposant sur le plancher pelvien, en étroite relation avec le muscle élévateur de l'anus.[1]Dimensions (chez l'adulte) : Son poids est de 20à25g,sa hauteur est de 30mm,sa largeur est 40mm et son épaisseur est de 20mm.

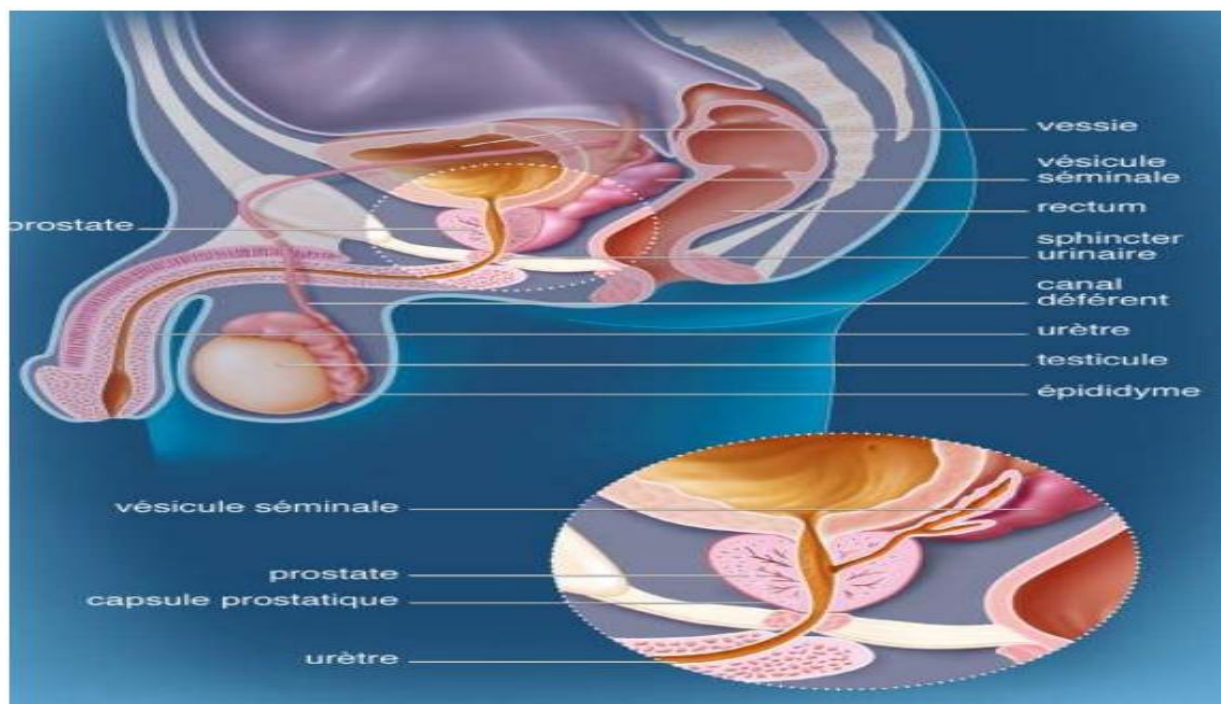


Figure 1 : Anatomie des organes génitaux masculins [2]

3-Fonction de la prostate :

La prostate a pour principale fonction de produire la portion liquide du sperme. Les cellules glandulaires de la prostate sécrètent un liquide transparent, riche en protéines et en minéraux, qui favorise la survie et la nutrition des spermatozoïdes. Ce liquide est produit en continu, et l'excédent est évacué du corps par l'urine. Lors de la stimulation sexuelle, la prostate produit une plus grande quantité de ce liquide, qui se mélange ensuite avec les spermatozoïdes pour être éjaculé sous forme de sperme.

La prostate joue un rôle important dans le contrôle du flux urinaire. L'urètre, qui va de la vessie au pénis, traverse la prostate et est entouré par les fibres musculaires de la glande. Ces fibres, contrôlées par le système nerveux autonome, se contractent pour ralentir ou stopper le flux d'urine.[3]

4-Cancer de la prostate:

En 1853, J. Adams, un chirurgien de l'Hôpital de Londres, a décrit le premier cas de cancer de la prostate, qu'il a découvert grâce à un examen histologique . Adams a noté dans son rapport que cette affection était « une maladie très rare »[4].

Selon les dernières données de l'Organisation mondiale de la santé OMS publiées en 2020, le nombre de décès dus au cancer de la prostate en Algérie a atteint 1 069 cas, ce qui représente 0,58 % du total des décès. Le taux de mortalité ajusté selon l'âge est de 6,45 pour 100 000 habitants, ce qui classe l'Algérie au 151e rang mondial.

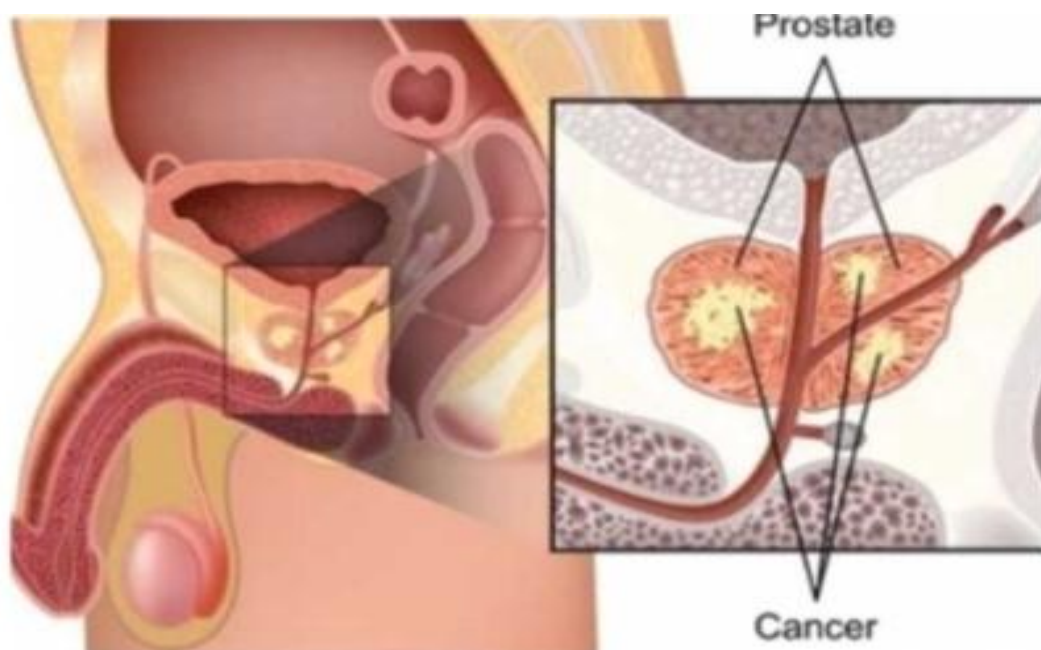


Figure 2: Cancer de la prostate [5]

Le cancer de la prostate est une néoplasie maligne résultant de la prolifération anarchique de cellules épithéliales glandulaires de la prostate, le plus souvent sous forme d'adénocarcinome. Il est hormonodépendant et se caractérise par une évolution initialement localisée, pouvant progresser vers une invasion locale, une atteinte ganglionnaire, puis des métastases à distance, notamment osseuses. Son développement est souvent asymptomatique aux stades précoces et son diagnostic repose principalement sur le dosage du PSA (antigène prostatique spécifique), le toucher rectal et la biopsie prostatique guidée par échographie[6].

5-Classification d'Amico:

La classification D'Amico est un système de stratification du risque pronostique du cancer de la prostate localisé (on parle de risque de rechute biologique 5 ans après un traitement local). Elle permet de guider les décisions thérapeutiques en fonction de trois critères cliniques principaux :Le taux de PSA (Prostate Specific Antigen), Le score de Gleason (évalué sur biopsie),Le stade clinique T.[7]

- Faible Risque : PSA < à 10 ng/ml et score de Gleason < à 7 et stade clinique T1c ou T2a ;

Le risque de récurrence biologique est inférieur à 25 % à cinq ans.

- Risque intermédiaire : PSA entre 10 et 20 ng/ml ou score de Gleason de 7 ou stade clinique T2b. Le risque de récurrence varie entre 25 et 50 % à cinq ans.

- Risque élevé : PSA > 20 ng/ml ou score de Gleason > 7 ou stade clinique \geq T2c. Le risque de récurrence est supérieur à 50 % à cinq ans.

6-Traitements du cancer de prostate:

6-1-Traitement chirurgical (Prostatectomie totale ou radicale (PT)):

La prostatectomie représente l'un des traitements de référence pour le cancer de la prostate localisé, offrant les meilleures garanties en matière de contrôle carcinologique à long terme. Son objectif est de retirer intégralement la prostate ainsi que les vésicules séminales, tout en préservant les structures impliquées dans la continence urinaire et la fonction érectile.[8]

La voie retro pubienne ouverte est la plus pratiquée en Algérie depuis 2004. L'abord laparoscopique Est rare.

6-2-Hormonothérapie:

L'intégration de traitements systémiques dans la prise en charge des cancers de prostate localisés consiste à améliorer le contrôle tumoral, à éradiquer la maladie micro-métastatique et à réduire le risque de rechute, locale ou à distance, et le risque de décès par cancer. Le Bénéfice de l'hormonothérapie associée à la radiothérapie a été confirmé avec un haut niveau De preuve

dans une méta-analyse de 12 essais randomisés et ce quelle que soit la dose d'irradiation délivrée [9].

L'hormonothérapie agit en diminuant l'activité cellulaire plutôt qu'en provoquant la mort des cellules. Elle s'adresse aux patients métastatiques ainsi qu'à ceux présentant une rechute biologique après prostatectomie ou radiothérapie. L'objectif est de prolonger la survie tout en préservant autant que possible la qualité de vie, et de retarder l'apparition des symptômes liés à la résistance hormonale.

6-3- Chimiothérapie:

La chimiothérapie pour le cancer de la prostate est généralement utilisée dans les cas où la maladie est avancée ou lorsque le cancer ne répond plus aux traitements hormonaux. Elle peut être utilisée pour traiter le cancer de la prostate métastatique, souvent lorsque la tumeur s'est propagée à d'autres parties du corps, comme les os ou les ganglions lymphatiques.

Les médicaments de chimiothérapie couramment utilisés pour traiter le cancer de la prostate incluent:

Le docétaxel: est une chimiothérapie essentielle dans la prise en charge du CaP métastatique,

Cabazitaxel (Jevtana) : Un autre médicament de chimiothérapie utilisé lorsque le cancer de la prostate ne répond plus au docetaxel.

Mitoxantrone : Parfois utilisé, bien qu'il soit moins courant que le docetaxel et le cabazitaxel.

6-4 Radiothérapie:

La radiothérapie constitue l'un des traitements principaux du cancer de la prostate, aux côtés de la chirurgie, de la surveillance active et de l'hormonothérapie. Elle est particulièrement indiquée dans les formes localisées, localement avancées ou même dans certains cas métastatiques, en association avec une hormonothérapie.

Elle consiste à utiliser des doses de rayonnements ionisants avec précision pour endommager l'ADN des cellules cancéreuses. C'est l'ADN qui est à la base du processus de division cellulaire. Les rayonnements réduisent la tumeur et dans certains cas l'éliminent. Les spécialistes ont recours à la radiothérapie depuis les années 1890 pour traiter presque tous les types de cancer. Elle est utilisée seule ou en combinaison avec d'autres traitements, tels que la chimiothérapie ou la chirurgie, pour guérir les patients ou atténuer les symptômes.

Les rayonnements ionisants provoquent des cassures de l'ADN, ce qui entraîne :

Effet direct : le rayonnement frappe directement l'ADN.

Effet indirect : le rayonnement ionise l'eau intracellulaire, produisant des radicaux libres qui endommagent l'ADN.[10].

Les cellules cancéreuses sont en général moins capables de réparer leur ADN que les cellules saines, ce qui les rend plus vulnérables à la radiothérapie.

Son importance réside dans plusieurs aspects :

-Traitement curatif : elle permet d'éliminer complètement certaines tumeurs, notamment dans les cancers localisés comme ceux de la prostate, du sein ou de la tête et du cou.

-Traitement adjuvant : elle est utilisée après une chirurgie pour réduire le risque de récurrence locale.

-Traitement palliatif : elle peut soulager les douleurs ou les symptômes causés par des métastases, améliorant ainsi la qualité de vie des patients.

- Précision technologique : grâce aux avancées comme la radiothérapie conformationnelle, l'IMRT (Intensity-Modulated Radiation Therapy), ou encore la radiothérapie guidée par l'image (IGRT), les doses peuvent être délivrées avec une grande précision

Pour traiter le cancer de prostate on utilise la radiothérapie externe et interne curiethérapie :

6-4-1-Radiothérapie interne ou curiethérapie :

La radiothérapie interne avec source scellées ou curiethérapie, consiste à placer des éléments radioactifs ; tels que le cobalt-60, l'iridium-192 ou le césium-137, directement à l'intérieur de l'organisme, soit au contact de la tumeur, soit dans la tumeur elle-même.

La curiethérapie est une méthode de traitement en radiothérapie. Cette technique consiste à introduire des sources radioactives à l'intérieur du patient. Ces sources peuvent être introduites indéfiniment ou temporairement. Une fois à l'intérieur, elles déposent une dose de radiation. Le traitement par curiethérapie est utilisé majoritairement pour les cancers gynécologiques, de la prostate, du sein ou des bronches. Ces régions anatomiques restent faciles d'accès sans que le traitement soit trop invasif. L'iode-125, pour le bas débit, et l'iridium-192, pour le haut débit, sont les deux types de sources radioactives les plus répandues. Une implantation, à la prostate, de plusieurs sources d'iode-125 possèdera un taux moyen de dépôt de dose, sur trois demi-vies de l'isotope, d'environ 3 cGy/heure. Dans un traitement à l'iridium-192, le taux de dose est d'environ 4300 cGy/heure pour une source de 4.5Ci. Le débit de dose est donc plus de 1000 fois plus élevé au haut débit. Cependant, la dose totale délivrée est dans les mêmes ordres de grandeur pour l'iridium-192 et l'iode-125, soit entre 45 et 145 Gy.[11]

6-4-2-Radiothérapie externe :

La radiothérapie externe est un traitement contre le cancer qui utilise des rayonnements ionisants émis à partir d'une source externe au corps du patient, généralement un accélérateur linéaire

produisant des faisceaux de photons ou d'électrons. En orientant ces rayonnements ionisants sur la tumeur, il est possible grâce à leurs propriétés d'interaction avec la matière de détruire les cellules cancéreuses. La radiothérapie peut être utilisée à visée curative — c'est-à-dire qu'elle vise à soigner — ou palliative — c'est-à-dire qu'elle vise à réduire la douleur ou à soulager des symptômes — voir néo adjuvante — si elle précède une opération chirurgicale dans le but de réduire la taille de la tumeur.

La radiothérapie peut être utilisée seule ou concomitante, c'est-à-dire associée à d'autres stratégies thérapeutiques comme la chirurgie ou la chimiothérapie.

6-4-2-1-Volumes cibles :

GTV (volume tumoral) : volume de la lésion tel qu'il est objectivé par l'examen clinique, l'endoscopie ou l'imagerie.

Il comprend l'ensemble des lésions tumorales, mesurables, palpables ou visibles avec les moyens actuels d'imagerie. Il correspond à ce que l'on appelait « la tumeur ».

CTV (Volume Cible Anatomo-Clinique) : correspond à la prostate, en intégrant les extensions éventuelles au-delà de la capsule prostatique, l'infiltration possible des vésicules séminales, ainsi que les chaînes ganglionnaires iliaques primitives, externes, internes (bilatérales) et les chaînes présacrées.

PTV (Volume Cible Prévisionnel) : correspond au CTV augmenté d'une marge dans les trois dimensions, afin de compenser les mouvements internes des organes et les erreurs de repositionnement lors du traitement.

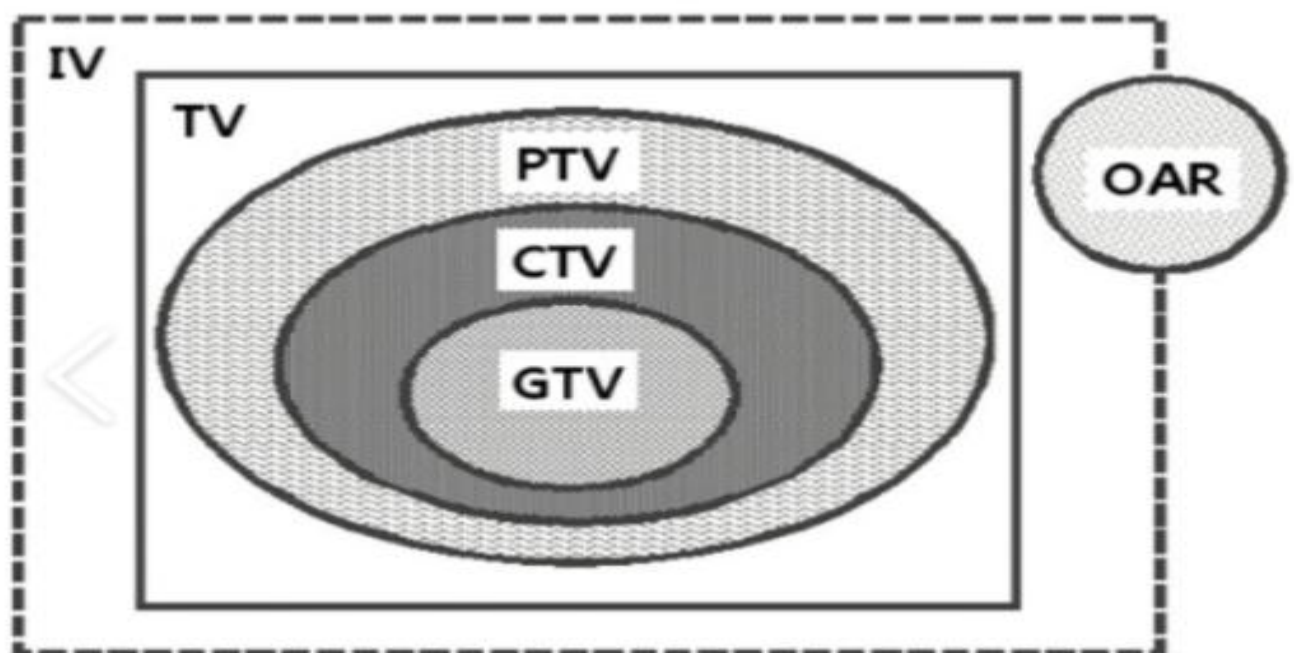


Figure 3: Volumes cibles

Définition des volumes cibles selon la classification d'Amico

-Risque élevé et risque intermédiaire avec un formul de Roach > 15 %:

PTV1 : CTVn (ganglions lymphatiques pelviens) + prostate + vésicules séminales (VS) avec une marge de 1 cm

Dose : 46 Gy en 23 fractions

PTV2 : Prostate + VS avec une marge de 1 cm (réduite à 0,5 cm en arrière)

Dose : 62 Gy en 31 fractions

(66 Gy en 33 fractions si les VS sont atteintes)

PTV3 : Prostate seule avec une marge de 1 cm (et 0,5 cm en arrière)

Dose : 74 Gy en 37 fractions

-Risque intermédiaire avec un formule de Roach < 15%

PTV1 : Prostate + VS avec une marge de 1 cm (et 0,5 cm en arrière)

Dose : 62 Gy en 31 fractions

PTV2 : Prostate seule avec une marge de 1 cm (et 0,5 cm en arrière)

Dose : 74 Gy en 37 fractions

-Risque faible

Un seul volume cible (PTV) : Prostate seule avec une marge de 1 cm (et 0,5 cm en arrière)

Dose : 74 Gy en 37 fractions

(Sans irradiation des vésicules séminales)

6-4-2-2-Préscription de la dose

-Fractionnement conventionnel

Typiquement 74 à 80 Gy délivrés en 37 à 40 fractions de 2 Gy sur environ 7 à 8 semaines.

-Hypofractionnement modéré:

Environ 60 Gy en 20 fractions (3 Gy/fraction) sur 4 semaines. Plusieurs essais cliniques ont démontré son efficacité équivalente avec une toxicité acceptable.

-Hypofractionnement extrême (SBRT): Utilisé dans certains cas, notamment en traitement de haute précision (ex. CyberKnife), avec 36,25 à 40 Gy en 5 fractions (7–8 Gy/fraction[12].

6-4-2-3-Organes à risque (OAR) et contraintes de dose

Rectum : portion intestinale s'étendant du haut du canal anal (non inclus) jusqu'à la jonction recto-sigmoïdienne, en regard du promontoire sacré. Il mesure environ 15 cm de long. Par convention, c'est la paroi rectale d'une épaisseur de 5 mm qui est contournée, et c'est son volume qui est utilisé pour évaluer les contraintes de dose :

$$V60 \leq 50 \%$$

$$V70 \leq 25 \%$$

$$V74 \leq 5 \%$$

Intestin grêle :L'intestin grêle est une partie du tube digestif située entre l'estomac et le côlon (gros intestin).L'intestin grêle se trouve dans la cavité abdominale, tandis que la prostate est située plus bas, dans le petit bassin (pelvis).

Contraintes selon le volume irradié:

$$V50 \leq 35 \text{ cc}$$

$$V45 \leq 100\text{--}250 \text{ cc}$$

$$V40 \leq 150\text{--}350 \text{ cc}$$

$$V30 \leq 300\text{--}500 \text{ cc}$$

Canal anal : organe susceptible de recevoir une dose significative, il doit être contourné et la dose qui lui est délivrée doit être documentée.

Vessie :La vessie est un organe creux, situé dans le bassin, qui fait partie de l'appareil urinaire. Elle a pour fonction principale de stocker l'urine produite par les reins avant son évacuation par l'urètre lors de la miction

$$V60 \leq 50 \%$$

$$V70 \leq 25 \%$$

Têtes fémorales:

$$V50 \leq 10 \%$$

6-4-2-4-Techniques de traitement

4-1-Radiothérapie conformationnelle en 3 dimensions:

Le traitement du cancer de la prostate par radiothérapie conformationnelle 3D (3D-CRT) commence par une étape de contournage ou de segmentation, réalisée à l'aide d'un système de planification de traitement (TPS). Cette étape consiste à définir en trois dimensions, à partir des images issues du scanner (tomodensitométrie), les structures anatomiques pertinentes : la tumeur (volume cible) ainsi que les organes à risque (OAR).

Ces structures servent ensuite à élaborer un plan de traitement visant à délivrer la dose de rayonnement de manière précise et conforme à la forme de la tumeur, tout en limitant au maximum l'exposition des organes sains afin de réduire les effets secondaires (brûlures cutanées, fatigue, etc.).

Pour cela, le dosimétriste utilise plusieurs faisceaux orientés sous différents angles autour du patient. Cette répartition permet d'éviter une concentration de la dose sur un seul trajet et de mieux préserver les tissus sains. Pour chaque angle, la forme et l'intensité du faisceau sont ajustées à l'aide d'un collimateur multi-lames (MLC), dont les lames sont positionnées selon la projection de la tumeur dans l'axe du faisceau, formant ainsi des champs statiques adaptés.

Le protocole standard pour un traitement 3D-CRT prévoit généralement cinq séances par semaine, à raison d'environ 2 Gy par séance, sur une période de cinq à sept semaines. La dose totale administrée atteint ainsi environ 70 Gy.[13]

En pratique, la technique 3D conformationnelle utilise entre 3 et 6 faisceaux fixes, placés à des angles soigneusement choisis autour du patient pour limiter l'irradiation des organes à risque. L'optimisation de cette balistique est effectuée manuellement par le dosimétriste.

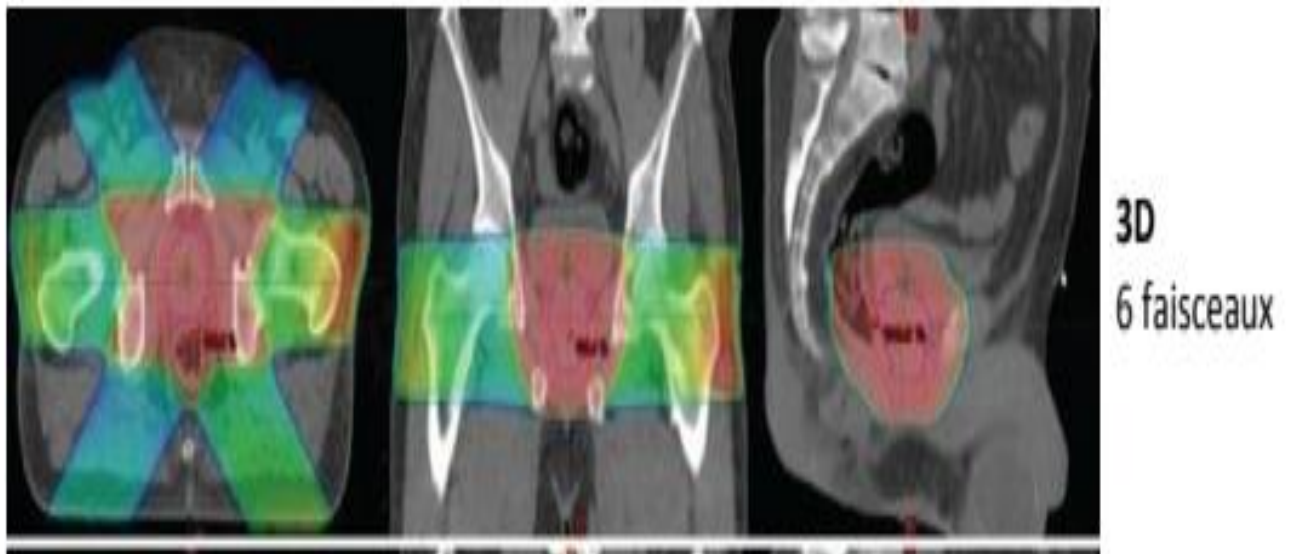


Figure 4: Le plan de prostate avec la techniques 3D

4-2-Radiothérapie à modulation d'intensité (IMRT)

L'IMRT (Intensity Modulated Radiation Therapy) représente une évolution avancée de la radiothérapie conformationnelle tridimensionnelle (3D-CRT), utilisant également un collimateur multilames (MLC). Elle constitue l'une des techniques les plus précises de radiothérapie externe, notamment en termes de couverture tumorale et de conformité de la dose. Comme pour la 3D-CRT, l'IMRT repose sur l'association d'images issues d'un scanner (CT) à un système de planification de traitement (TPS), permettant de définir les volumes cibles et les organes à risque.

La principale différence entre l'IMRT et la 3D-CRT réside dans la manière dont la fluence du faisceau est délivrée ainsi que dans l'optimisation du plan de traitement. En 3D-CRT, le planificateur adapte la forme des faisceaux à la géométrie de la tumeur, tout en maintenant une fluence relativement homogène. Cette approche est efficace pour traiter des tumeurs aux contours simples.

L'IMRT utilise les lames du MLC pour moduler l'intensité du faisceau, créant ainsi des champs à fluence non uniforme. Cette modulation est calculée par un algorithme d'optimisation intégré au TPS, basé sur des objectifs et contraintes prédéfinis par le planificateur. Grâce à cette approche, des distributions de dose complexes et précises peuvent être obtenues[14]

L'IMRT repose sur une planification dite « inverse », où le planificateur définit les objectifs dosimétriques, et le TPS recherche la configuration optimale pour y répondre. Le traitement IMRT est généralement constitué de plusieurs faisceaux répartis autour du patient, chacun subdivisé en multiples segments aux formes et fluences variables, définis par le MLC.

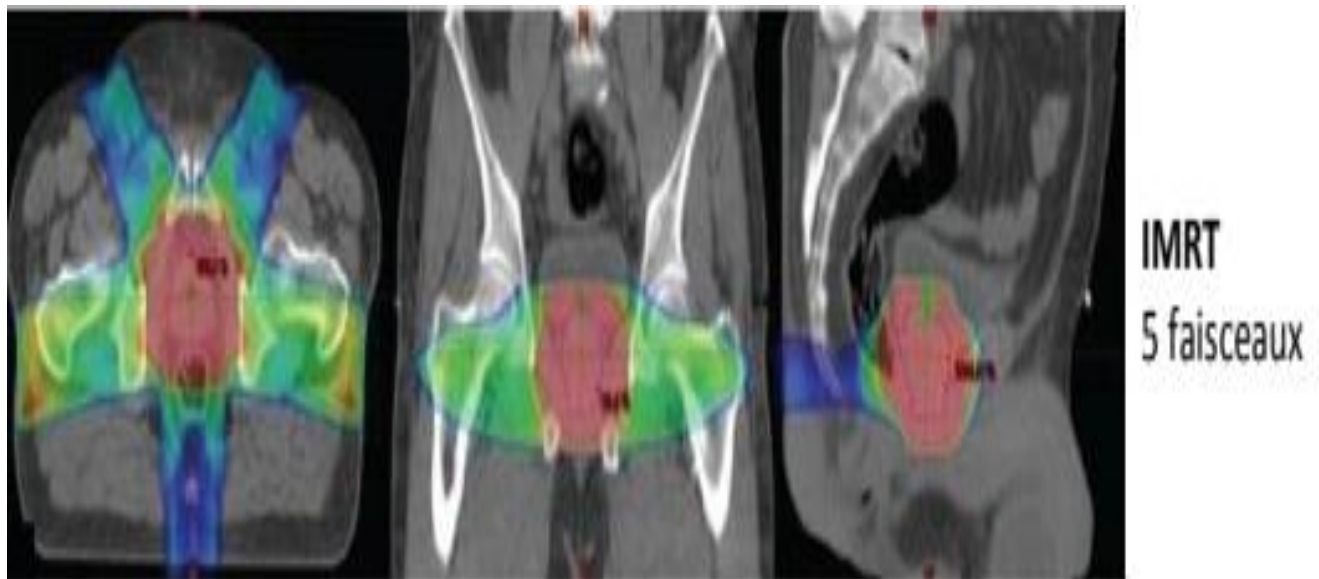


Figure 5: Le plan de prostate avec la technique IMRT

L'administration du traitement peut se faire soit avec une technique de champs fixes,

Soit avec une technique de MLC dynamique :

-Mode statique – « Step and Shoot » :

Dans ce mode, l'irradiation se fait de manière séquentielle. Le bras de l'accélérateur reste immobile pendant chaque irradiation, tandis qu'entre deux expositions, les lames du collimateur se déplacent pour former un nouveau segment. Le champ d'irradiation est ainsi divisé en plusieurs segments, chacun étant délivré avec un débit de dose constant. Durant l'irradiation, les lames et les mâchoires du collimateur sont fixes[15].

Ce mode statique de l'IMRT consiste à superposer plusieurs champs ayant chacun une fluence uniforme, afin de créer une distribution de dose globale inhomogène.[16]

-Mode dynamique « Sliding Window » :

Dans ce mode, le bras de l'accélérateur reste fixe tandis que les lames et les mâchoires se déplacent de manière continue à vitesse variable pendant l'irradiation. Le débit de dose, quant à lui, demeure constant. Les lames commencent en position complètement fermée d'un côté du champ, puis effectuent un balayage progressif jusqu'à atteindre une fermeture totale de l'autre côté du champ [15].

Cette technique introduit une complexité supplémentaire pour les contrôles dosimétriques, notamment en ce qui concerne la précision et la vitesse de déplacement des lames, afin de garantir une délivrance conforme [16].

4-3-La radiothérapie en arc avec modulation volumétrique (VMAT)

La radiothérapie en arc avec modulation volumétrique (VMAT) repose également sur la modulation de l'intensité du faisceau. Toutefois, l'irradiation est délivrée de manière continue pendant la rotation du statif du linac autour du patient. Tout au long du traitement, le débit de dose, la forme et la vitesse de déplacement des lames, ainsi que la vitesse de rotation du statif, varient de façon continue. Cette technique permet une distribution de dose très précise, suivant fidèlement les contours du volume cible, tout en réduisant significativement le temps de traitement.

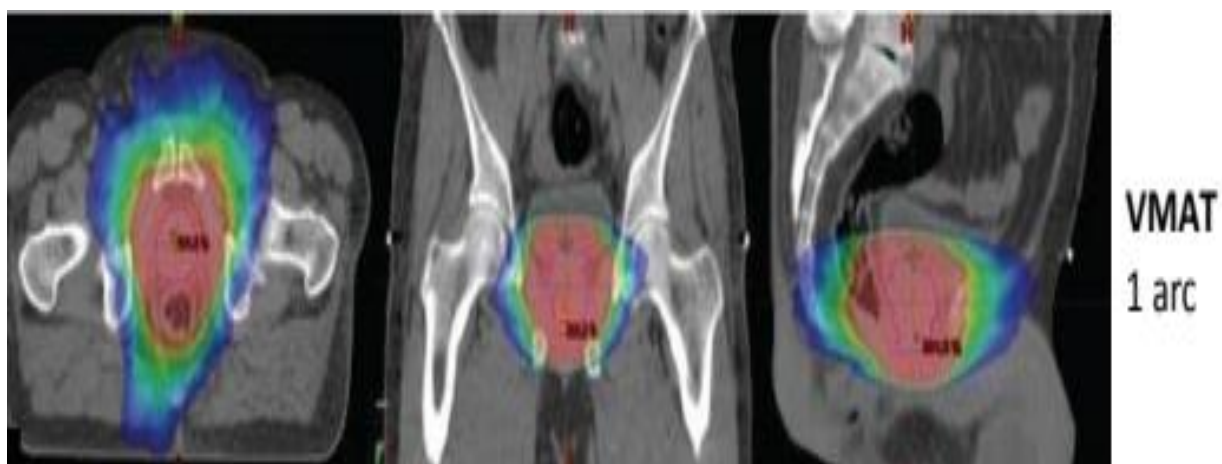


Figure6-:Le plan de Prostate avec la technique vmat

4-4-Radiothérapie stéréotaxique

Les techniques stéréotaxiques utilisent des champs statiques (le bras mobile de l'appareil reste immobile pendant l'émission du rayonnement par le collimateur). Bien qu'il existe plusieurs techniques, toutes visent à atteindre une grande précision pour délivrer une dose élevée dans un petit volume d'intérêt, allant de quelques millimètres à 5 cm. Pour obtenir un faisceau précis, il est nécessaire que la forme du collimateur soit parfaite et que la cible soit statique. Ainsi, lors de l'application de ces techniques, il est nécessaire d'utiliser des accessoires de positionnement

La radiothérapie stéréotaxique corporelle (SBRT): consiste en plusieurs séances et est principalement utilisée pour traiter des tumeurs et métastases situées en dehors du cerveau. Elle est souvent employée pour les petites tumeurs des poumons, de la colonne vertébrale, du foie, de la vésicule biliaire, du pancréas, des glandes surrénales, de l'abdomen et de la prostate [17] [18].

7-Conclusion

La radiothérapie externe de la prostate a connu une évolution significative au cours des deux dernières décennies, devenant une alternative thérapeutique efficace, équivalente à la chirurgie en termes de contrôle tumoral pour les formes localisées. Les techniques modernes permettent aujourd'hui de délivrer des doses élevées (dose-escalation) de manière très précise, tout en limitant les complications urogénitales et digestives grâce à l'image-guidée (IGRT) et à la modulation d'intensité.

La radiothérapie externe s'impose comme une approche de choix dans la stratégie thérapeutique du cancer de la prostate, offrant un équilibre optimal entre efficacité oncologique et tolérance.

Chapitre 2:Caractéristiques physiques des faisceaux photoniques

1-Introduction :

En radiothérapie, les faisceaux FF (Flattened Filtered) utilisent un filtre égalisateur pour obtenir une dose uniforme, adaptés aux techniques conventionnelles. À l'inverse, les faisceaux FFF (Flattening Filter Free), sans filtre, offrent une intensité plus élevée au centre du faisceau et permettent un traitement plus rapide. Ils sont particulièrement utilisés dans les techniques avancées comme la VMAT et l'IMRT, où l'homogénéité du faisceau n'est plus indispensable grâce à la modulation dynamique.

2- Définition de les accélérateurs linéaires(linac):

Les accélérateurs utilisés en radiothérapie pour le traitement du cancer sont des accélérateurs linéaires d'électrons, capables de produire des rayonnements ionisants d'une énergie supérieure au mégaélectronvolt (MeV)

Les électrons ainsi accélérés peuvent être employés directement pour traiter des tumeurs superficielles ou peu profondes, telles que les cancers de la peau ou de la paroi thoracique après une mastectomie. Ils peuvent également être dirigés vers un matériau de haute densité, avec lequel ils interagissent pour générer, principalement par rayonnement de freinage, des rayons X de haute énergie (entre 4 et 25 MV). Ces rayons X sont alors utilisés pour traiter des tumeurs plus profondes, comme celles de la prostate ou du poumon.

3- Les composants et Principe de fonctionnement du linac.

Les électrons à l'origine du faisceau de photons proviennent d'un canon à électrons, généralement constitué d'une cathode et d'une anode. La cathode est chauffée à très haute température par effet Joule, ce qui permet l'émission d'électrons par thermoémission. Ces électrons sont ensuite accélérés vers l'anode grâce à un champ électrique créé par une différence de potentiel, le tout dans un environnement sous vide.

Une fois produits, les électrons entrent dans la section accélératrice — elle aussi sous vide — où ils acquièrent davantage d'énergie. Cette énergie dépend de la puissance de l'onde radiofréquence (RF) injectée dans cette section via un guide d'onde relié à un klystron ou à un magnétron. En raison de la puissance élevée de cette onde RF (plusieurs mégawatts), l'accélérateur linéaire (Linac) fonctionne en mode pulsé plutôt qu'en mode continu. Ainsi, le faisceau est émis par impulsions de quelques microsecondes (environ 5 μ s), toutes les 5 à 30 millisecondes, en fonction du débit de dose choisi.

Les électrons accélérés sont ensuite guidés jusqu'à un aimant de courbure qui les dévie vers une cible en tungstène. En frappant cette cible, ils produisent des photons par rayonnement de freinage. Ces photons pénètrent alors dans la tête de l'accélérateur.

Le faisceau photonique traverse d'abord un collimateur primaire en plomb, de forme conique, qui élimine les photons émis à de grands angles, car ceux-ci ne participent pas efficacement au traitement. Il passe ensuite dans un cône égalisateur, chargé d'absorber certains photons afin d'assurer une fluence homogène à 10 cm de profondeur dans une cuve à eau située à 1 mètre de la cible.

Le faisceau traverse des chambres à unités moniteurs, qui contrôlent sa symétrie, son homogénéité et la dose délivrée au patient pendant la séance. Il atteint ensuite le miroir de simulation lumineuse.

Selon les fabricants, les systèmes de collimation secondaires varient, leur objectif étant de modeler le champ de photons de manière à correspondre le plus fidèlement possible à la zone à traiter. Chez Varian, fabricant du Clinac 2100 étudié dans la suite de cette thèse, le faisceau est d'abord délimité par deux paires de mâchoires orientées selon les axes X et Y. Ces mâchoires confèrent au faisceau une forme rectangulaire, limitant ainsi la fluence de photons en dehors de la zone rectangulaire englobant le volume cible (PTV).

Sur les modèles plus récents, la forme finale du faisceau, adaptée précisément à la géométrie de la tumeur, est assurée par un système de collimation complexe appelé collimateur multilames (ou MLC, pour multi-leaf collimator). Ce dispositif se compose, selon les modèles, de 80 à 120 lames réparties en deux bancs de 40 à 60 lames, chacune étant contrôlée de façon indépendante par un moteur. Ce contrôle individuel permet de façonner le faisceau avec une grande précision, en générant des contours plus fins adaptés à la zone à irradier[19]

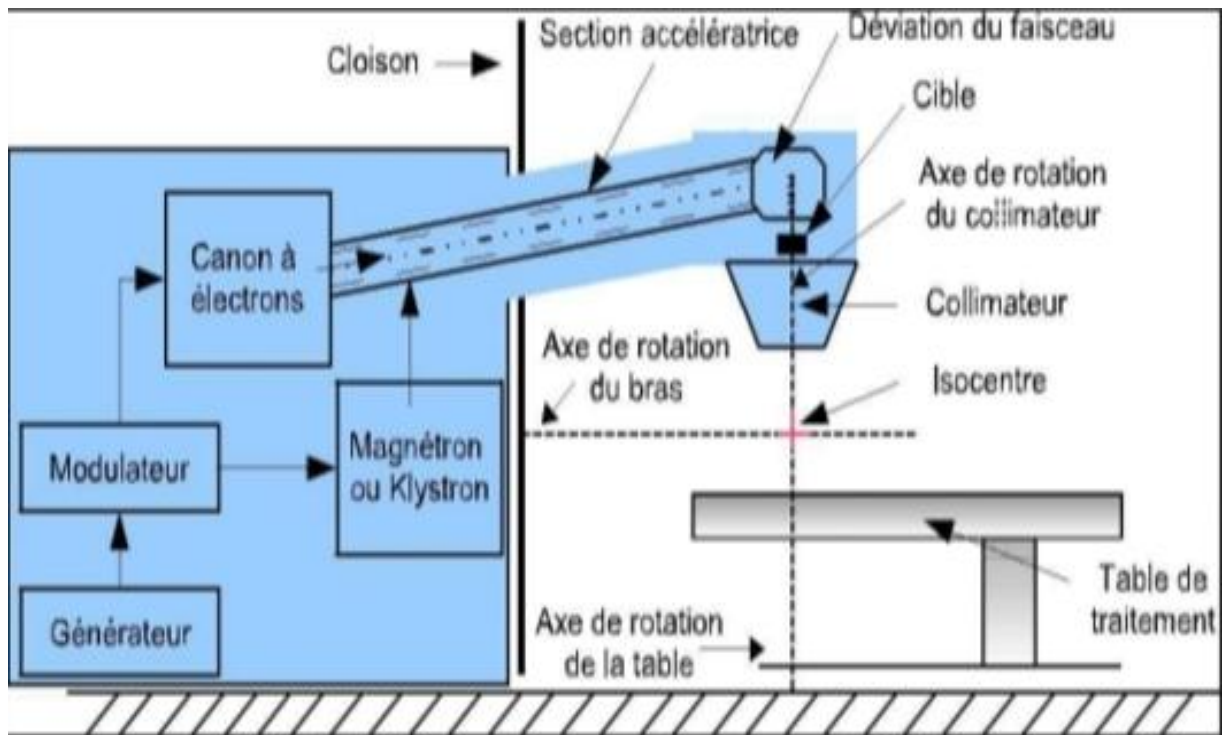


Figure 7: Les composants d'un accélérateur linéaire

La accélérateur est composé de plusieurs composants, chacun ayant son propre rôle.

Cependant, ne mettrons en évidence le filtre égalisateur car il s'agit du composant important dans notre recherche .

4-Le filtre égalisateur

Le filtre égalisateur dans l'accélérateur linéaire se situe dans la tête de traitement, qui est une partie essentielle du système. Il est positionné précisément entre plusieurs composants clés dans le trajet du faisceau de rayonnement

Il est placé après la cible (target) où les photons sont produits à la suite de la collision des électrons à haute énergie.

Il se trouve avant les collimateurs (collimateurs) qui façonnent le faisceau et déterminent sa direction.

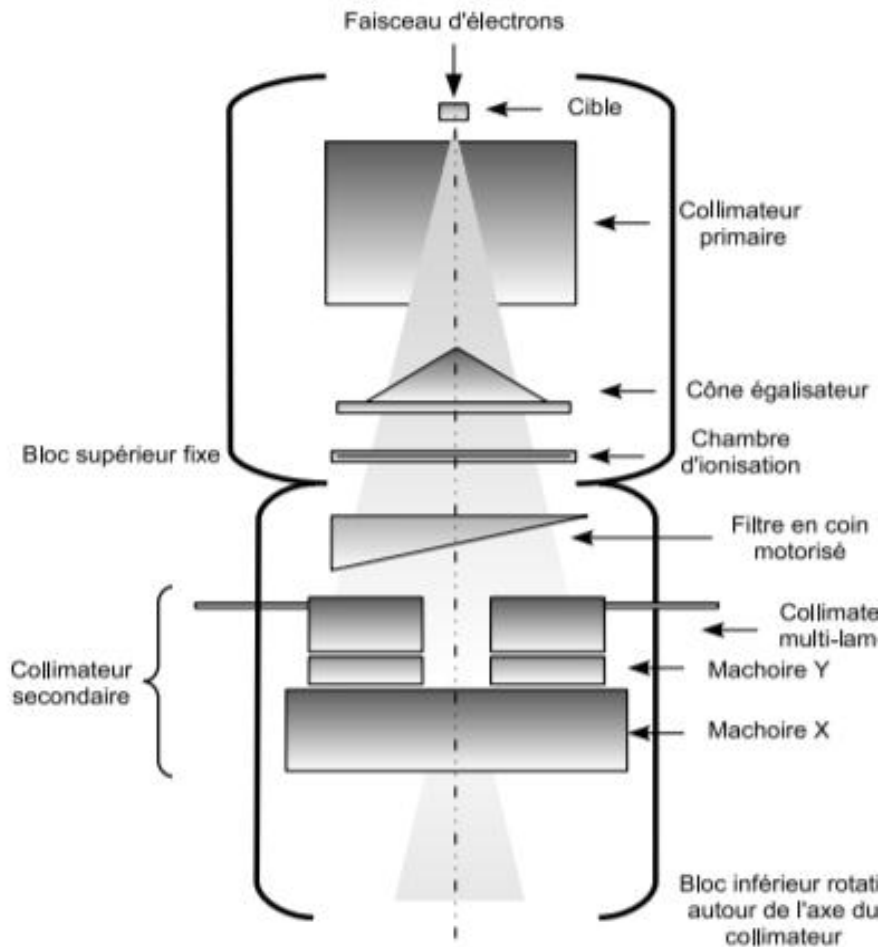


Figure 8: Les composants de la tête de l'accélérateur linéaire

Le filtre égalisateur est un composant métallique, souvent fabriqué à partir de matériaux à numéro atomique élevé comme le tungstène. Il est placé dans le trajet du faisceau de photons émis par l'accélérateur linéaire. Ce filtre a pour but de moduler l'intensité du faisceau de rayonnement afin de répartir la dose de manière uniforme sur le champ de traitement, ce qui réduit les écarts de dose entre les différentes zones des tissus.[20]

Le rôle principal du cône égalisateur est de uniformiser la fluence et l'énergie du rayonnement par unité de surface. Sa conception et sa forme conique (voir Fig. 1.10)

sont calculées en fonction de la fluence et du spectre énergétique initial du faisceau incident. Ils sont conçus pour générer une distribution de dose homogène à une profondeur de 10 cm d'eau, avec une distance source-surface de 100 cm. Ainsi, l'homogénéité du faisceau dépend directement de la qualité du cône égalisateur. En général, un cône égalisateur est utilisé pour chaque énergie nominale disponible du faisceau



Figure 9: Filtre égalisateur .

Les accélérateurs linéaires modernes sont équipés de deux cônes : l'un pour les faisceaux de basse énergie et l'autre pour les faisceaux de haute énergie. Selon l'énergie nominale du faisceau, le cône égalisateur approprié sera automatiquement placé dans le champ d'irradiation pour homogénéiser le faisceau souhaité.

5-Description des énergies de photon 6 MV, 10 MV, 18 MV

L'énergie du photon influence profondément la pénétration dans les tissus : les photons de basse énergie (4–6 MV) sont adaptés aux tumeurs superficielles, tandis que les photons de haute énergie (10–25 MV) sont privilégiés pour le traitement des tumeurs profondes comme celles de la prostate ou du poumon. Le choix de l'énergie est donc essentiel pour optimiser la couverture tumorale tout en préservant les tissus sains environnants

5-1- Définition du photon

Le photon est un concept complexe à définir, car il possède à la fois des caractéristiques d'ondes électromagnétiques et de particules (sans charge électrique ni masse). On parle de sa dualité onde-corpuscule.

En radiothérapie, le photon est généralement considéré comme une particule qui interagit avec les tissus du patient, en transférant partiellement ou complètement l'énergie qu'il transporte.

5-2-Différence entre les énergies

Le choix de l'énergie du faisceau photon est un paramètre fondamental influençant la distribution de dose dans les tissus. Les énergies les plus utilisées en clinique sont 6 MV, 10 MV et 18 MV.

L'énergie 6 MV, la profondeur de dose maximale (Dmax) est d'environ 1,5 cm, ce qui rend cette énergie idéale pour le traitement des tumeurs superficielles à moyennement profondes telles que les cancers de la tête, du cou ou du sein.[21]

L'énergie de 10 MV, avec un Dmax de ~2,5 cm, offre une meilleure pénétration tissulaire et un compromis équilibré entre couverture tumorale et épargne des tissus sains.

L'énergie de 18 MV, quant à elle, présente une pénétration supérieure avec un Dmax situé autour de 3,5 cm, ce qui la rend adaptée pour les cibles profondes ou chez les patients présentant une corpulence importante [22].

L'utilisation de hautes énergies (>10 MV) est associée à la production de neutrons secondaires, un phénomène indésirable pouvant augmenter le risque de doses hors-cible et nécessitant une radioprotection renforcée .

De plus, les hautes énergies peuvent entraîner une réduction du gradient de dose, affectant la précision dans les techniques telles que l'IMRT et VMAT [23].

les faisceaux de 6 MV et 10 MV sont donc préférés pour la majorité des localisations, tandis que l'utilisation du 18 MV est aujourd'hui plus restreinte et justifiée par des besoins particuliers.

6- Caractéristiques des faisceaux FFF et FF

Le faisceau FF est aplati grâce à un filtre conique en métal lourd inséré dans la tête du linac afin d'obtenir un profil de dose homogène sur l'axe transversal du champ. Ce profil plat est particulièrement utile pour les techniques conventionnelles telles que la 3D-CRT. En revanche, le faisceau FFF, dépourvu de ce filtre, présente un profil non homogène, avec une intensité plus élevée au centre qui décroît vers les bords. Cette caractéristique est compensée par des techniques de modulation de l'intensité (IMRT, VMAT).

6-1- Débit dose :

Le retrait du filtre égalisateur entraîne principalement une augmentation notable du débit de dose. Dans la majorité des études publiées sur des accélérateurs linéaires sans filtre, le débit de dose observé est environ deux fois plus élevé que celui obtenu avec un faisceau filtré [24][25][26].

Selon la plupart des rapports, le débit minimal mesuré pour un faisceau non filtré est d'environ 800 UM/min, basé sur une calibration de 1 cGy/UM dans des conditions de référence standard [27].

Cependant, une augmentation du débit de dose ne garantit pas nécessairement une réduction du temps de traitement. En effet, la complexité des techniques de modulation de fluence telles que l'IMRT, la VMAT, la SBRT ou la SRS rend difficile toute prédiction fiable concernant la durée réelle du traitement. Des mesures concrètes sont donc nécessaires pour évaluer ce gain potentiel.

6-2-Profils de dose

Les profils de dose sont généralement mesurés à l'aide de chambres d'ionisation ou de diodes, dans des cuves à eau ou des plaques d'eau solide avec l'usage de films. Ces mesures servent à caractériser le faisceau et peuvent également être utilisées pour élaborer un modèle dans un système de planification de traitement (TPS).

À partir de ces profils, il est possible de déterminer des paramètres tels que la symétrie et la planéité du faisceau. Ces paramètres sont notamment utiles pour assurer le suivi de la stabilité du faisceau au cours du temps.

Pour les faisceaux de photons d'énergie de l'ordre du mégavolt, les paramètres de symétrie et de planéité sont généralement évalués à une profondeur de 10 cm, correspondant à une profondeur couramment utilisée en traitement. À cette profondeur, les faisceaux sont optimisés pour présenter une planéité et une symétrie maximales. En revanche, à des profondeurs plus faibles, les profils présentent des "cornes" — des zones de surdosage en périphérie — ce qui altère la planéité [21]. Lorsque le filtre égalisateur est retiré, la forme du profil de dose est profondément modifiée. Le profil plat devient alors un profil en forme de cloche (voir figure 2.4). Cet effet est principalement observé pour des champs de taille moyenne (environ 10×10 à 15×15 cm²) et grande ($> 15 \times 15$ cm²), et dépend de l'énergie du faisceau [24][25]. La figure 2.4 montre d'ailleurs que les petits champs (2×2 cm²) ne présentent pas de modification significative, tandis que les champs de 5×5 cm² ne sont que très peu affectés. Cette figure illustre également l'influence de l'énergie du faisceau sur la forme du profil FFF (sans filtre égalisateur). L'effet de forme en cloche est d'autant plus marqué que l'énergie du faisceau est élevée. Cela s'explique par la diminution de l'angle de diffusion des photons produits dans la cible en tungstène à haute énergie : une plus grande proportion de photons est alors dirigée vers le centre du champ plutôt que vers les bords, accentuant ainsi l'effet avec l'augmentation de l'énergie. Les profils des faisceaux plats varient également selon la profondeur. À la profondeur de dose maximale, on observe un surdosage aux extrémités du champ (cornes). Aux profondeurs correspondant au design du filtre égalisateur, le profil devient plat. À des profondeurs plus importantes, un sous-dosage apparaît en périphérie (épaules). Olofsson et al. ont démontré que, pour un faisceau de faible énergie et à faible profondeur, les cornes peuvent atteindre jusqu'à 8 % de plus que la dose au centre de l'axe [28]. À l'inverse, les profils des faisceaux FFF sont bien moins sensibles à la variation en profondeur. Cette différence s'explique par l'absence du filtre, qui, dans les faisceaux plats, durcit le faisceau hors axe.

Étant donné la modification de la forme du profil de dose des faisceaux sans filtre (FFF), la définition traditionnelle de la pénombre doit être repensée. Pour un faisceau plat conventionnel,

la pénombre est définie comme la région comprise entre 20 % et 80 % de la dose d'un profil normalisé. Toutefois, la forme en cloche caractéristique des faisceaux FFF rend cette définition inappropriée, car elle inclurait une partie du champ principal dans la pénombre, ce qui est évidemment indésirable

Pour pallier ce problème, Pönisch et al. ont proposé de renormaliser le profil de dose au point d'inflexion du faisceau FFF (voir figure 9), puis d'appliquer la définition classique de la pénombre (20–80 %) [29]. Cette redéfinition permet une meilleure distinction entre le champ principal et la pénombre. Des études ont montré que, selon cette nouvelle approche, la pénombre est en moyenne plus étroite pour les faisceaux FFF [29]. De plus, la dose hors champ est généralement plus faible avec les faisceaux FFF, en raison de la réduction de la radiation diffusée.

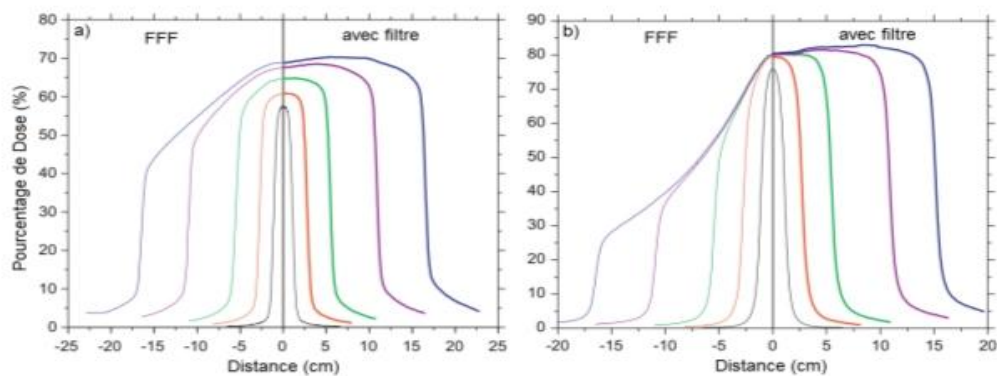


Figure 10 : Profils de dose pour des faisceaux de photon d'énergies a)-6 FFF et 6wff b)-18 FFF et 18 wff 25

6-3 -Pourcentage de dose en profondeur (PDD)

L'adoucissement du spectre des faisceaux, associé à la disparition de l'effet de durcissement, entraîne une diminution du pourcentage de dose à 10 cm de profondeur (PDD) de l'ordre de 4,35 % pour le faisceau 6 MVFFF et de 5,30 % pour le 10 MVFFF, comparativement aux faisceaux plats correspondants (6 MV et 10 MV FF). Aucune variation significative de la dose maximale (D_{max}) n'a été observée en fonction de la taille du champ, quelle que soit l'énergie ou le type de faisceau (FF ou FFF).

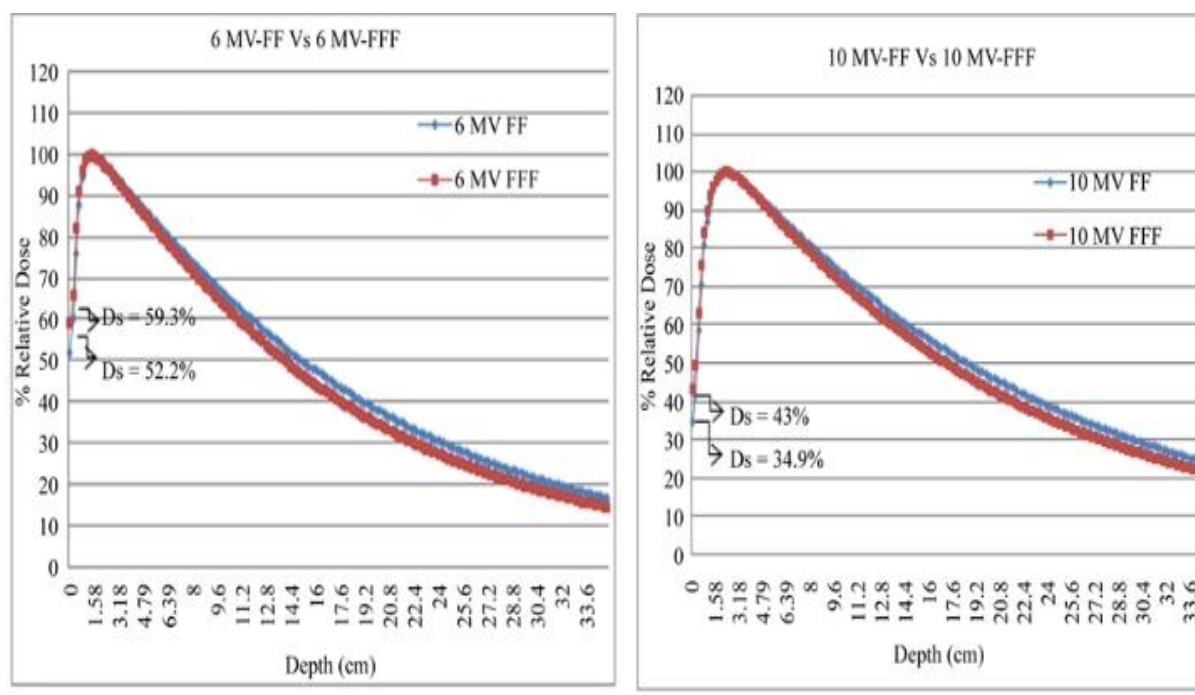


Figure 11 : (a) Comparaison de la courbe de pourcentage de dose en profondeur (PDD) entre le faisceau 6 MV avec filtre (FF) et le faisceau 6 MV sans filtre (FFF) ;

(b) Comparaison de la courbe de pourcentage de dose en profondeur pour le faisceau 10 MV avec filtre (FF) et le faisceau 10 MV sans filtre (FFF).

Les Résultats obtenus sont en parfaite concordance avec les données rapportées dans la littérature [30][31]. Les courbes de dose en profondeur mesurées pour les énergies FF et FFF sont présentées dans les Figures 10 (a) et 10 (b). Par ailleurs, la suppression du filtre d'aplatissement entraîne une augmentation notable de la dose en surface pour les faisceaux FFF par rapport aux faisceaux FF.

6-4-Dose hors champ et radiation de fuite

La dose hors champ, ou dose périphérique reçue par les tissus sains, constitue un effet secondaire indésirable de la radiothérapie. Les techniques nécessitant une modulation de la fluence par des collimateurs multilames (MLC) — telles que l'IMRT, la VMAT et la SBRT — impliquent généralement un grand nombre d'unités moniteur (UM), ce qui tend à augmenter la dose périphérique. Cette augmentation est en partie due à la dose transmise entre et à travers les lames du MLC [32][33].

Au-delà de 15 à 20 cm de l'axe central du faisceau, la dose périphérique est principalement influencée par la radiation de fuite, c'est-à-dire la transmission des rayons à travers les composants de la tête de l'accélérateur. Plus près de l'axe central, la dose périphérique est dominée par la radiation diffusée par le patient lui-même.

Deux études ont évalué la radiation de fuite associée aux faisceaux sans filtre (FFF). Dans la première, Cashmore[24] a observé une réduction de 50 à 60 % de la radiation de fuite pour un faisceau FFF comparé à un faisceau plat. Dans la seconde, Kragl et al. [24] ont mesuré la dose périphérique à l'aide d'un fantôme anthropomorphique Alderson Rando dans le cadre d'un traitement IMRT sur un accélérateur Elekta. Les résultats confirment également une diminution de la dose périphérique avec un faisceau FFF.

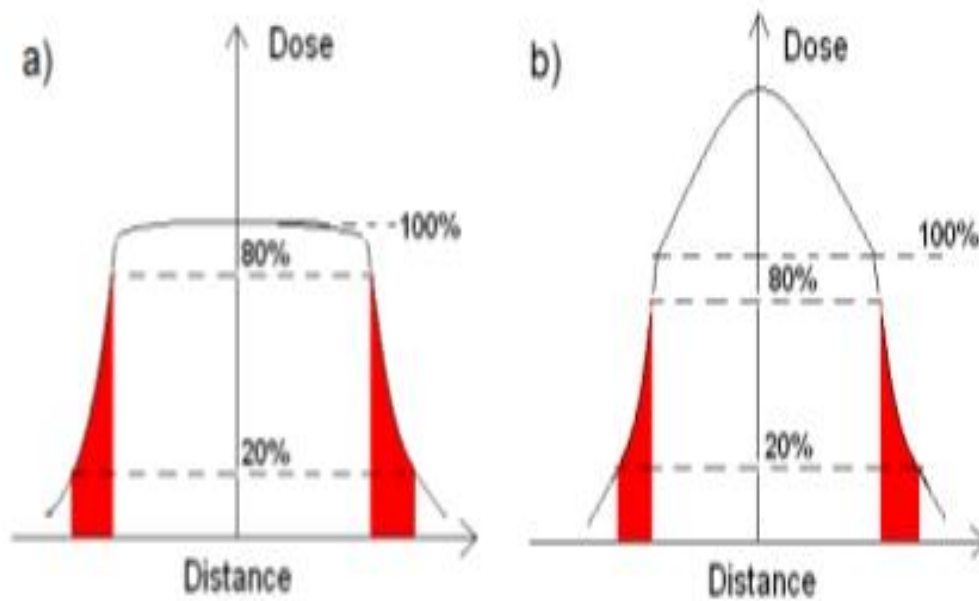


Figure 12 – Définition de la pénombre pour a) un faisceau avec et b) sans filtre égalisateur.

Une renormalisation est effectuée au point d'inflexion pour le faisceau FFF.

Une explication à la réduction de la radiation de fuite observée avec un faisceau sans filtre (FFF), comparativement à un faisceau avec filtre, réside dans la forme particulière de son profil de dose. En effet, le profil d'un faisceau FFF présente une fluence de photons qui décroît progressivement à mesure que l'on s'éloigne de l'axe central. Or, l'amplitude de la radiation de fuite à travers les lames du collimateur est proportionnelle à cette fluence photonique. Ainsi, la diminution de fluence aux extrémités du champ entraîne une réduction correspondante de la radiation de fuite pour les faisceaux FFF. Cela reflète directement la moindre quantité de rayonnement primaire hors axe dans ce type de faisceau

6-5-Indice de qualité

–Selon la recommandation TRS-398, le TPR20/10 est défini comme un indice de qualité du faisceau. La valeur de TPR20/10 est calculée à partir de la formule empirique suivante :

$$\text{TPR}_{20/10} = 1.2661 \times \text{pdd}_{20,10} - 0.0595$$

Où

PDD_{20,10}: Représente le rapport entre la dose à la profondeur de 10 cm et celle à 20 cm

Le TPR_{20/10} est également mesuré directement à l'aide du fantôme D_{20,10} dans une configuration isocentrique, pour un champ de 10 × 10 cm, aux profondeurs de 10 cm et 20 cm. Ces mesures ont été effectuées pour toutes les énergies photon disponibles et comparées aux valeurs calculées à partir de la formule empirique.

Comparaison de la qualité de faisceau

Les valeurs mesurées et calculées du TPR_{20/10} pour les différentes énergies de faisceau disponibles sont présentées dans le figure 12. Il a été constaté que la qualité du faisceau (Beam Quality) est inférieure pour les faisceaux sans filtre d'aplatissement (FFF) par rapport aux faisceaux avec filtre (FF). Les écarts en pourcentage observés entre les faisceaux 6 MVFFF et 10 MVFFF par rapport aux faisceaux 6 MV et 10 MV FF sont respectivement de 5,42 % et 4,50 %.

Parameter	6 MV	6 XFFF	10 MV	10 XFFF	15 MV
(TPR _{20/10})					
Measured/Cal.	0.6660/0.67	0.6317/0.63	0.7394/0.7	0.7075/0.71	0.7637/0.77

Figure 13: Les valeurs du TPR_{20/10} pour les différentes énergies de faisceau

6-6- Transmission de mâchoire

Le pourcentage de transmission des mâchoires a été mesuré dans des fantômes plans en équivalent eau RW3 de dimensions 30 × 30 cm², à une distance source-surface (SCD) de 100 cm, et à la profondeur de D_{max} correspondant à chaque énergie de faisceau [1]. Les mesures ont été réalisées pour toutes les mâchoires, à savoir les mâchoires supérieures (X1, X2) et inférieures (Y1, Y2). Les lectures du compteur ont été prises pour chaque mâchoire complètement fermée. Les résultats ont été normalisés par rapport à un champ ouvert de 10 × 10 cm².

La réduction en pourcentage de la transmission moyenne à travers les mâchoires a été estimée à 1,58 fois et 1,71 fois pour les faisceaux 6 MVFFF et 10 MVFFF, respectivement, par rapport aux faisceaux FF correspondants de 6 MV et 10 MV. Les valeurs mesurées de la transmission moyenne des mâchoires sont présentées dans le figure 12, tandis que la Figure 13 illustre graphiquement la variation de cette transmission en fonction de l'énergie du faisceau.

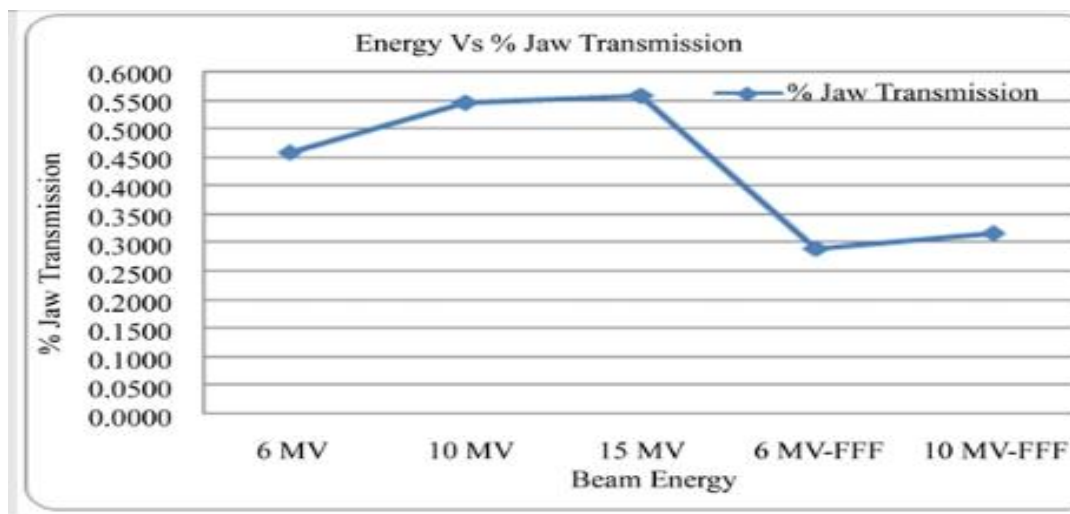


Figure 14: Variation de la transmission moyenne des mâchoires selon l'énergie du faisceau FF et FFF, mesurée à la profondeur du Dmax et à une distance source-centre de 100 cm (SCD = 100 cm).

7-Les avantages et inconvénients de faisceaux fff et ff

Les avantages principaux du faisceau FFF résident dans son débit de dose très élevé (jusqu'à 2400 MU/min), ce qui permet de réduire significativement le temps de traitement, avantageux pour les traitements de type SBRT/SRS ou chez les patients peu coopérants. L'absence du filtre réduit la diffusion secondaire, diminuant ainsi la dose hors champ, ce qui contribue à une meilleure protection des tissus sains [35]. Les FFF génèrent également moins de neutrons secondaires à haute énergie, réduisant ainsi les risques à long terme liés à l'exposition neutronique.

Les inconvénients des faisceaux FFF comprennent une augmentation de la dose en surface due à l'absence d'atténuation par le filtre, ainsi qu'un spectre de photons plus mou, entraînant une légère réduction du PDD (Pourcentage de Dose à Profondeur) à 10 cm comparé au faisceau FF. De plus, leur profil non aplati nécessite une planification inverse plus complexe et une modélisation rigoureuse du faisceau pour garantir une distribution de dose optimale dans les volumes cibles.

8-Conclusion:

L'évolution de l'accélérateur linéaire a profondément transformé la radiothérapie, en offrant des faisceaux plus précis, mieux modulés et adaptés aux exigences des traitements personnalisés. Le filtre égalisateur, longtemps considéré comme indispensable pour aplatir le faisceau, trouve aujourd'hui ses limites dans les techniques de modulation d'intensité (IMRT, VMAT), où l'uniformité initiale n'est plus nécessaire.

L'abandon progressif de ce filtre dans les faisceaux dits FFF (Flattening Filter Free) marque une avancée technologique majeure. Ces faisceaux permettent un gain de temps, un meilleur confort pour le patient, et une réduction des doses inutiles délivrées aux tissus sains. Néanmoins, leur utilisation exige une modélisation dosimétrique rigoureuse et une planification inverse sophistiquée.

En somme, le développement des faisceaux FFF illustre la capacité des accélérateurs linéaires modernes à s'adapter aux besoins cliniques actuels, tout en ouvrant la voie à des traitements plus sûrs, plus rapides et potentiellement plus efficaces.

Chapitre 3: Matériels et méthodes

1-Sélection du patient

Nous avons sélectionné un patient atteints d'un cancer du Prostate localement avancé ou à haut risque, en radiothérapie avec la technique vmat au Niveau de centre anti cancer de Tlemcen

Les raisons qui nous ont poussés à choisir ce patient parce qu'il a reçu une irradiation couvrant trois volumes cibles différents (prostate, vésicules séminales et aires ganglionnaires pelviennes). Ce type de plan permet une comparaison plus complète entre les différentes techniques, puisqu'il englobe l'ensemble des volumes habituellement traités dans les cas de haut risque , cette comparaison permet d'obtenir des résultats représentatifs pour l'ensemble des charges tumorales, ce qui est plus pertinent que de choisir un patient atteint d'un cancer de la prostate à faible risque.

2- Parcours d'un patient dans un service de radiothérapie externe

Avant toute chose, il convient de s'assurer que le patient a bien respecté les consignes relatives au remplissage de la vessie et à la vidange du rectum.

Le patient est installé en position de décubitus dorsal, les mains croisées sur la poitrine.

Un cale-genou est mis en place pour stabiliser les jambes.Un repose-pied est ajusté selon le confort du patient.Le repositionnement s'appuie également sur les points de repère tatoués sur les cuisses, alignés avec l'axe central de traitement.

A-Acquisition des données anatomiques



Figure 15 :Scanner de simulation

Le scanner est réalisé depuis le niveau des vertèbres L4-L5 jusqu'à la région située sous les petits trochanters, avec une épaisseur de coupe de 2,5 mm.

Tous les volumes d'intérêt doivent être inclus dans l'acquisition. Il est impératif de vérifier que la vessie présente un volume de remplissage satisfaisant.

Toute image montrant une distension anormale du rectum doit entraîner une reprise du scanner.

Les données sont ensuite transférées vers la console dédiée au contourage.

B-Contourage des volumes

Les volumes d'intérêt (CTV, PTV et OAR) sont délimités selon des recommandations et référentiels standards validés.

C-Étude balistique et dosimétrique

Cette étape consiste à planifier les faisceaux d'irradiation et à déterminer leur orientation optimale afin d'assurer une distribution homogène de la dose tout en épargnant les organes à risque

L'énergie des photons utilisée est généralement comprise entre 6 MV et 18 MV, avec possibilité de mixage en fonction du cas clinique.

La protection des organes à risque (OAR) est assurée à l'aide du collimateur multilame permettant la mise en place de caches personnalisés.

L'optimisation de la balistique et des pondérations tient compte à la fois de la dose à délivrer aux volumes cibles et des contraintes imposées aux OAR.

D- Représentation graphique de la distribution de dose

Le système de planification du traitement (TPS) permet de calculer et de visualiser la distribution tridimensionnelle de la dose délivrée.

Des histogrammes dose-volume (DVH) sont générés pour évaluer la couverture tumorale et le respect des contraintes aux OAR.

Le calcul des unités moniteur (MU) est réalisé, de préférence par deux méthodes indépendantes, pour garantir la précision du traitement.

E- Validation et approbation du plan de traitement

Le plan de traitement doit être validé conjointement par le radio-oncologue et le physicien médical.

Il est fortement recommandé d'utiliser un système informatique de transfert sécurisé pour envoyer automatiquement les paramètres validés vers les appareils de traitement (système d'enregistrement et de vérification).

f- Mise en œuvre et contrôle du traitement

G- Installation du patient : Le patient est positionné dans la salle de traitement à l'aide du même dispositif de contention utilisé lors de la simulation.

Chargement des données : Les paramètres du traitement sont appelés via l'ordinateur de la machine.

Vérifications : L'identité du patient et les paramètres de l'irradiation sont systématiquement contrôlés avant chaque séance.

Imagerie de contrôle : Un contrôle de positionnement par imagerie est effectué, notamment lors de la première séance, afin de vérifier l'alignement du patient et de l'isocentre.

Délivrance du traitement : Une fois toutes les vérifications effectuées, le traitement peut être administré conformément au plan validé.

3- Accélérateur linéaire Truebeam

Accélérateurs linéaires Varian TrueBeam STx

Le Varian TrueBeam STx est un dispositif de radiothérapie utilisant la radiothérapie conformationnelle 3D, l'IMRT (radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité), l'IGRT (radiothérapie guidée par l'image), le VMAT (arc-thérapie modulée en intensité), la radiochirurgie stéréotaxique (SRS) et la radiothérapie corporelle stéréotaxique (SBRT).

Cet accélérateur linéaire est conçu comme un accélérateur linéaire numérique avec des faisceaux de 6 MV, 10 MV, 15 MV avec filtre (Flattening Filter – FF) et des faisceaux de 6 MV,

10 MV sans filtre (Flattening Filter Free – FFF). Le débit de dose pour les faisceaux filtrés est de 100 à 600 MU/min, de 400 à 1400 MU/min pour le 6 MV FFF et de 400 à 2400 MU/min pour le 10 MV FFF. Les dimensions maximales de la zone utilisée pour le MLC actif vont de $0,5 \times 0,5$ cm (minimum) à 40×40 cm (maximum), avec une zone utile de 22×40 cm.

L'accélérateur linéaire TrueBeam STx est équipé d'un collimateur multilames (MLC) composé de 120 lames en tungstène. Les lames du MLC mesurent 2,5 mm d'épaisseur à l'isocentre, avec 32 paires de lames de MLC et 28 paires de lames de 5 mm entourant le champ de traitement. L'effet « langue-et-rainure » a le même design que les MLC Millennium et le MLC Haute Définition (HD-MLC) en ce qui concerne les bords arrondis des lames. Le HD-MLC permet de former des zones de formes irrégulières mesurant jusqu'à 40 cm de long sur 22 cm de large.

4-Le système de planification

Le système de planification de traitement Eclipse, développé par Varian Medical Systems, est une plateforme intégrée permettant de concevoir, d'optimiser et d'évaluer les plans de radiothérapie externe. Grâce à des algorithmes avancés tels que l'optimisation inverse et le calcul de dose basé sur Monte Carlo ou AAA (Anisotropic Analytical Algorithm), Eclipse assure une distribution précise et personnalisée de la dose aux volumes cibles tout en minimisant l'exposition des organes à risque. Il prend en charge une large gamme de modalités, y compris la radiothérapie conformationnelle (3D-CRT), la modulation d'intensité (IMRT), la radiothérapie guidée par l'image (IGRT) et la radiothérapie par arc volumétrique (VMAT) son interopérabilité avec les systèmes d'imagerie et les accélérateurs linéaires Varian permet une intégration fluide dans le flux clinique

4-1-L'algorithme AAA (Anisotropic Analytical Algorithm) :est un algorithme de calcul de dose utilisé dans le système de planification Eclipse™ de Varian. Il s'agit d'un modèle semi-analytiquement avancé qui tient compte de l'anisotropie de la diffusion secondaire des électrons, améliorant ainsi la précision du calcul de dose, notamment dans les hétérogénéités anatomiques (os, poumon, cavités...). Contrairement aux anciens algorithmes de type convolution–superposition isotrope, AAA modélise la diffusion dans des directions multiples autour de l'axe du faisceau, avec une modélisation différenciée de la contribution du faisceau primaire, des électrons secondaires et des particules diffusées latéralement.

4-2-L'algorithme OP (Optimized Pencil Beam) :est un modèle de calcul utilisé principalement lors de la phase d'optimisation inverse dans les plans de traitement par IMRT ou VMAT avec le système Eclipse™ de Varian. Il repose sur une décomposition du faisceau photonique en plusieurs sous-faisceaux étroits, appelés pencil beams, permettant une estimation rapide de la distribution de dose. Bien que cet algorithme simplifie certains phénomènes physiques, notamment la diffusion complexe dans les milieux hétérogènes, il présente l'avantage d'une vitesse de calcul élevée, essentielle pour explorer efficacement les nombreuses itérations d'un processus d'optimisation

Une fois cette phase terminée, un recalcul plus précis de la dose est généralement effectué à l'aide d'algorithmes plus avancés comme AAA ou Acuros XB.

5-Histogramme Dose-Volume HDV

Représentation graphique(cumulative ou différentielle) du volume de tissu d'un orange ou d'une région d'intérêt en ordonnée Ayat reçu une dose D, en Gy ou en pourcentage d'une dose totale en abscisse 26.

6-Évaluation du plan de traitement

La couverture de la cible (TC) et la dose aux organes à risque (OARs) ont été analysées pour évaluer les plans de traitement pour tous les cas. Pour tous les plans de traitement, 95 % du volume cible a été normalisé à 95 % de la dose prescrite pour l'évaluation et l'optimisation. Les critères utilisés pour évaluer la couverture de la cible comprenaient l'indice de conformité (CI), la couverture de la cible (TC), le nombre de conformité (CN) et l'indice de gradient (GI), l'indice d'homogénéité IH, Ceux-ci sont définis comme suit : [36]

$$CI = TV95/PTV95 \quad (1)$$

$$TC = PTV95/PTV \quad (2)$$

$$CN = CI/TC \quad (3)$$

$$GI = TV50/TV95 \quad (4)$$

Indice d'homogénéité(IH):

Lorsque le planificateur vise une dose homogène dans le volume cible (PTV), l'indice d'homogénéité est un paramètre important à cette fin, d'où sa suggestion par l'ICRU 83. Selon l'ICRU 83, une valeur inférieure de IH est préférable (valeur qui tend vers zéro) ; le

Zéro étant la valeur idéale (homogénéité presque parfaite dans le PTV). L'homogénéité de la Dose caractérise donc l'uniformité de la distribution de la dose absorbée dans le volume cible

$$HI = (D2\% - D98)/D50\%. \quad (5)$$

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

D98%: correspond à la dose administrée à 98% de volume de Ptv (dose minimale).

D50% : correspond à la dose administrée à 50% de volume de Ptv (dose médiane).

Chapitre 4 :Résultats et discussion

1-Comparison dosimétrique les plans de prostate en 3D avec énergies 6 et 18MV

Les HDV d'un patient montrant que la couverture du volume cible (PTV) avec 6 MV et 18 MV est globalement similaire, sans différences significatives en termes de D_mean, D_min ou D_max.L'homogénéité est souvent un peu meilleure avec 6 MV.

Selon le Résultats de notre étude figure 16 figure 17 figure 18, aucune différence significative n'a été observée en termes de couverture tumorale (PTV) entre les énergies de 6 MV et 18 MV lorsqu'on utilise la technique de radiothérapie 3D (3D-CRT). Mais à partir la classification d'amico,le volume cible (PTV) = l'ensemble des ganglions lymphatiques pelviens (CTVn)+la prostate +les vésicules séminales, avec une marge de 1 cm. généralement prescrite une dose de 46 ,l'utilisation de photons de 18 MV s'est révélée plus avantageuse que celle de 6 MV(figure 18), en particulier pour la protection des organes à risque situés à proximité, tels que les têtes fémorales, le canal anal, le penil bulb . Cette amélioration peut être attribuée à une meilleure pénétration et à une réduction du dépôt de dose superficielle avec les hautes énergies.

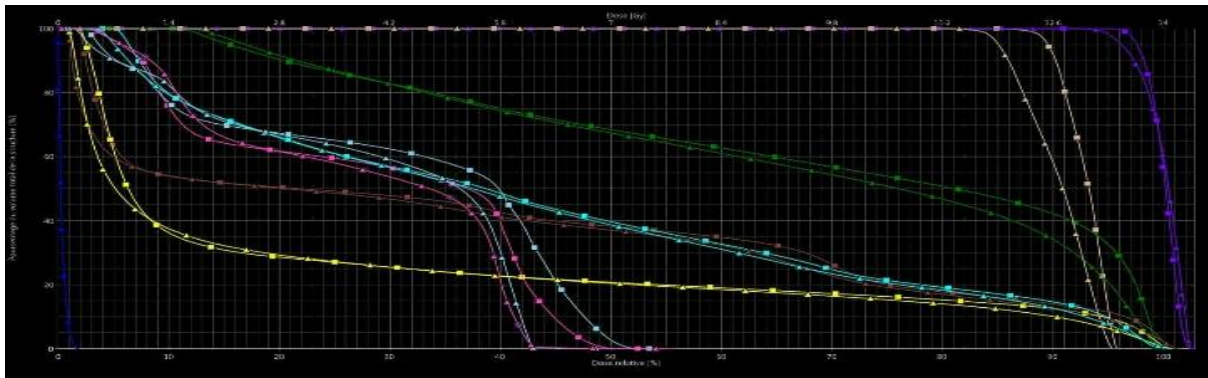


Figure 16: Comparaison HDV de pTV74 avec énergies 6(carré)18 (triangle)Mv (3D)

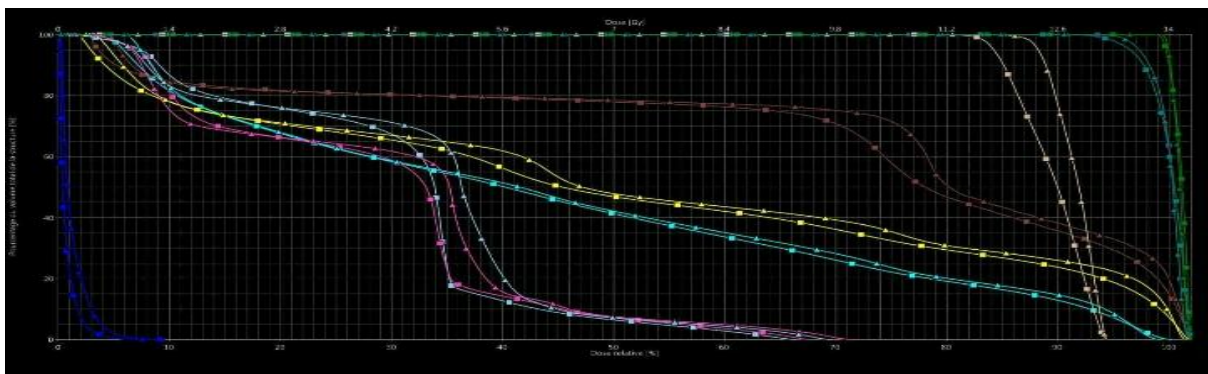


Figure 17 :Comparaison HDV de pTV 60avec énergies 6(triangle)18(carré)Mv (3D)

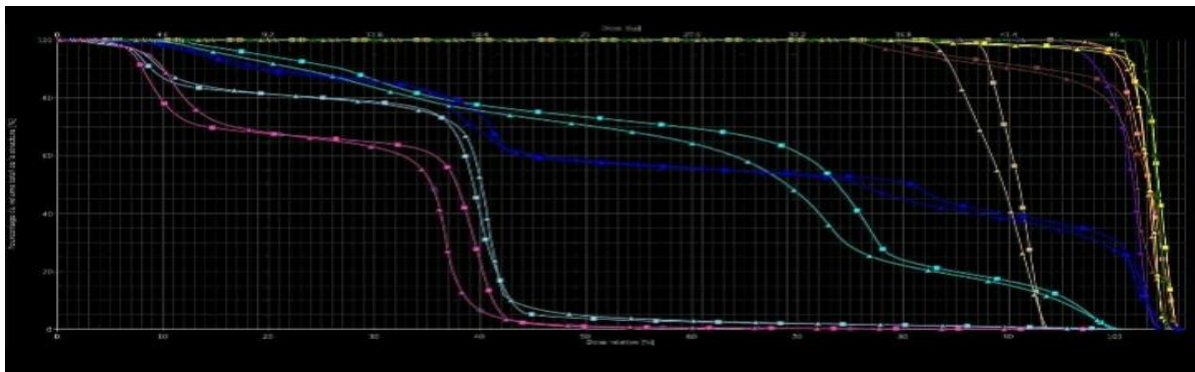


Figure 18: Comparaison HDV de pTV 46 avec énergies 6(carré)18 (triangle)Mv (3D)

2- Comparaison les techniques 3d vmat imrt avec l'energé 6 Mv e en 3 volume

Les résultats de cette étude ont permis de mettre en évidence des différences significatives entre les techniques de radiothérapie VMAT (Volumetric Modulated Arc Therapy) et 3D-IMRT (Radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité en 3D). Sur le plan de la protection des organes à risque (OARs), la technique VMAT s'est révélée globalement plus performante. En effet, grâce à sa capacité à délivrer la dose de manière continue tout au long

d'un arc de rotation autour du patient, forme du faisceau, le VMAT permet une meilleure conformation de la dose autour de la tumeur, tout en réduisant significativement l'exposition des tissus sains et des organes critiques avoisinants. Cette optimisation dosimétrique se reflète notamment dans les indicateurs tels que Dmax, Dmean, et les volumes recevant des seuils de dose définis (par exemple V20, V30, etc.), qui sont globalement inférieurs avec VMAT par rapport à la technique 3D-IMRT.

Cependant, en ce qui concerne la couverture tumorale (évaluée à travers des paramètres tels que le V95%, le D98%, et l'indice montréd'homogénéité HI), la technique 3D-IMRT a montré une performance légèrement supérieure dans notre étude. La distribution de dose dans la cible est plus homogène et la couverture plus complète, ce qui suggère une efficacité potentiellement accrue pour le contrôle tumoral local dans certaines localisations anatomiques.

En résumé, bien que la technique VMAT permette une meilleure épargne des organes à risque, notamment grâce à une modulation dynamique plus fine et une réduction du temps de traitement, la 3D-IMRT conserve un avantage en termes de couverture tumorale dans certaines situations cliniques.

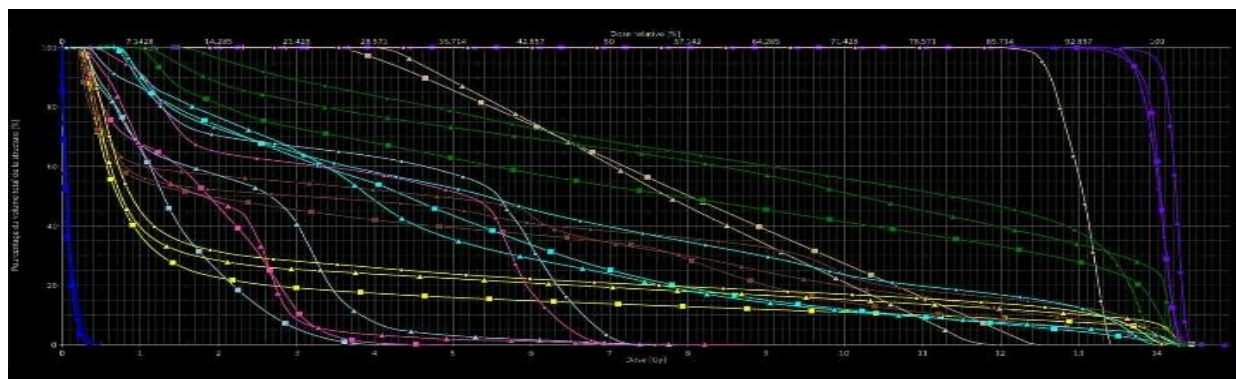


Figure19 :Comparaison HDV de pTV 74 avec énergies 6 en 3 techniques VMAT (carré) IMRT (triangle) 3D (cercle)

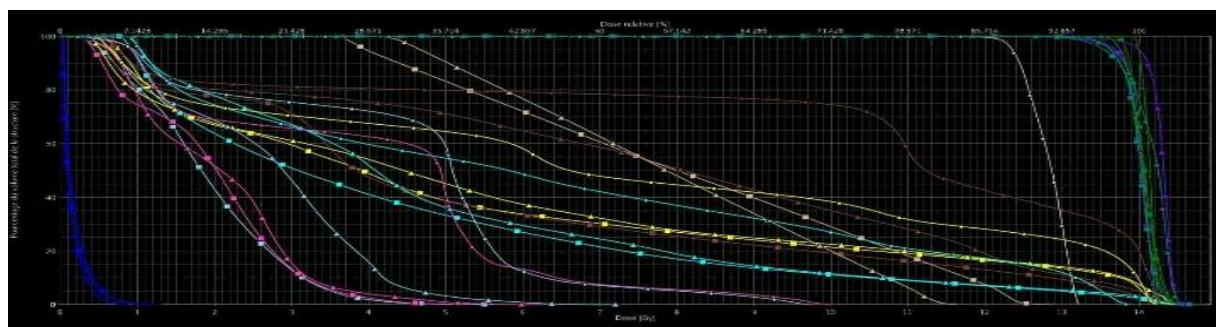


Figure20:Comparaison HDV de pTV 60 avec énergies 6 en 3 techniques VMAT (carré) IMRT (triangle)D3(cercle)

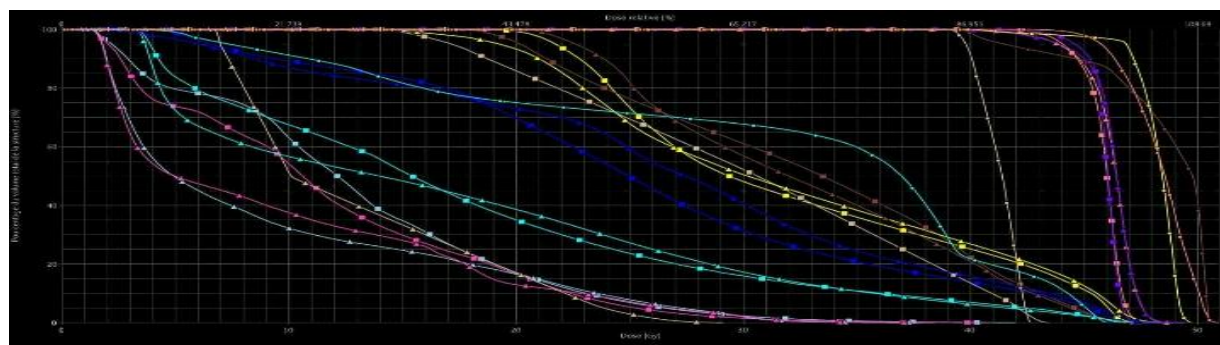


Figure21 :Comparaison HDV de pTV 46 avec énergies 6 en 3 techniques VMAT (carré) IMRT (triangle) 3D (cercle)

3-Comparison VMAT et IMRT avec 6wff ,6fff et10fff

Les résultats ont montré que toutes les configurations utilisant différentes énergies (6 MV FF, 6 MV FFF, 10 MV FFF) ont permis une couverture optimale du volume cible (PTV), sans différence statistiquement significative concernant les indices d'homogénéité (HI) et de conformité (CI) entre les faisceaux FF et FFF à énergie équivalente. Néanmoins, la technique VMAT a démontré une supériorité en termes d'efficacité de délivrance de la dose et de réduction des doses aux organes à risque (OARs).

Les plans VMAT utilisant le faisceau **10 MV FFF** ont offert une couverture idéale du PTV, avec une amélioration des indices HI et CI par rapport aux autres énergies. De plus, une réduction du nombre d'unités moniteur (**MUs**) d'environ **11,8 %** a été observée par rapport aux plans en 6 MV, avec une diminution du temps d'irradiation de **2,3 minutes à 1,0 minute**, traduisant une efficacité accrue. Concernant les OARs, une baisse significative de la dose moyenne à la vessie, au rectum et aux têtes fémorales a été observée avec le 10 MV FFF par rapport aux faisceaux FF, notamment une réduction de **1,03 Gy** en dose moyenne à la tête fémorale, sans compromettre la couverture du volume cible

Pour les plans VMAT et les plans IMRT statiques, l'utilisation du faisceau FFF a permis une épargne dosimétrique comparable, voire améliorée, au niveau des organes à risque (OARs)

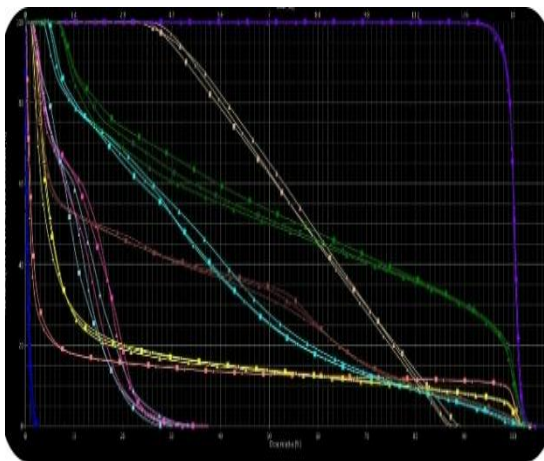


Figure 22:HDV de PTV74 6fff (carré) 10fff (cercle) 6wff (triangle) VMAT

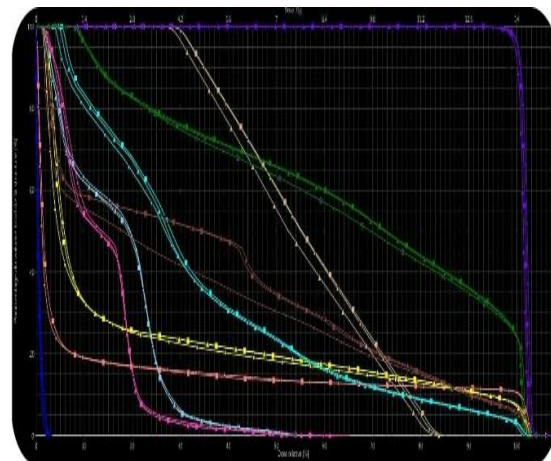


Figure 23: HDV de PTV 74 6fff(carré) 10fff (cercle) 6wff (triangle) IMRT

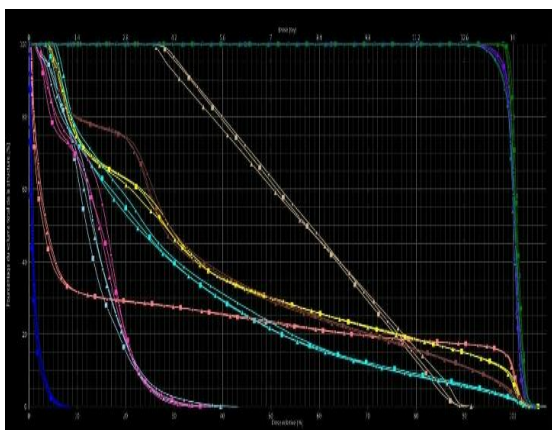


Figure 24: HDV de ptv 60 10fff(carré)6fff.
)6fff 6wff (cercle)6wff(triangle) VMAT

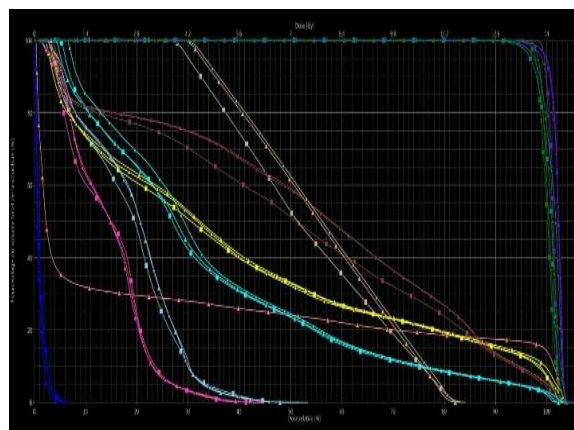


Figure 25: HDV de ptv 60 10fff(triangle
(carré)6wff(cercle) IMRT

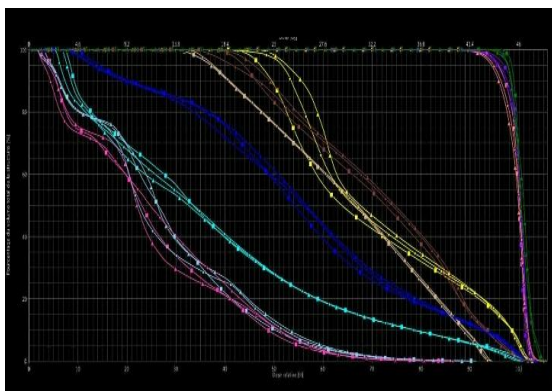


Figure 26:HDV de PTV 46 10fff(cercle).
6wff(carré)6fff(triangle) VMAT.

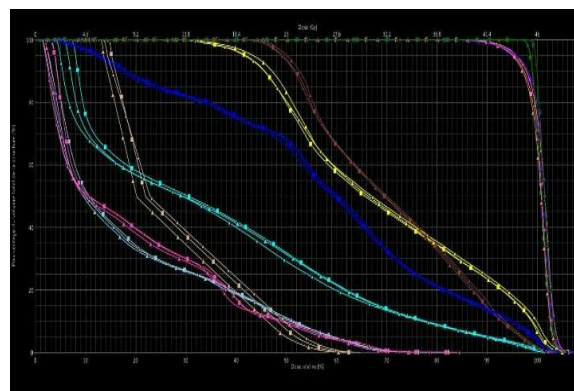


Figure 27:DHdv de ptv 4610fff(cercle)6wff
(Carré)6fff (triangle) IMRT

4-Comparison les énergies 6fff et 10 fff

Cette étude préliminaire montre que les doses aux OAR sont réduites avec 10FFF pour une même couverture cible. Les plans utilisant 6FFF entraînent des doses plus faibles à certains OAR et des valeurs PTV HI statistiquement différentes. Tous les plans ont montré une très bonne concordance avec les mesures.

L'analyse dosimétrique effectuée dans cette étude a permis de comparer les performances des techniques IMRT et VMAT dans le traitement du cancer de la prostate, en particulier pour deux volumes cibles distincts : PTV46 et PTV74. Les résultats montrent que, pour le volume PTV46, la technique IMRT, que ce soit avec le faisceau 6FFF ou 10FFF, offre une meilleure homogénéité et une couverture plus précise de la cible, avec des valeurs de V95% plus élevées et un indice d'homogénéité (HI) plus favorable par rapport à la VMAT.

Ce résultat peut s'expliquer par la capacité de l'IMRT à moduler plus finement l'intensité dans des volumes de plus petite taille, assurant une meilleure répartition de dose dans les zones périphériques du PTV46.

lorsqu'on considère le volume lorsqu'on considère le volume PTV74, qui correspond à une dose plus élevée et à une cible souvent plus complexe, la technique VMAT se distingue par ses performances supérieures. Grâce à sa modulation dynamique continue et sa capacité à délivrer la à partir de multiples angles en un temps réduit, VMAT permet une meilleure conformation de la dose autour du PTV74, tout en assurant une couverture plus complète et une épargne relative des organes à risque. Ce résultat est encore plus marqué avec l'utilisation de l'énergie 10FFF, qui offre un débit de dose plus élevé, contribuant à une distribution plus efficace de la dose.

Le 6FFF semble préférable pour une meilleure homogénéité de dose et un léger bénéfice dosimétrique pour les organes à risque

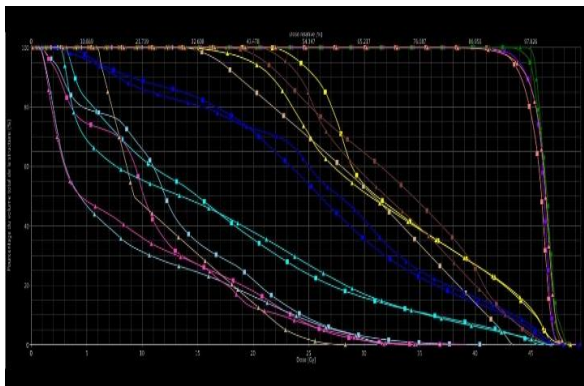


Figure 28:HDV de ptv 46avec 6FFF

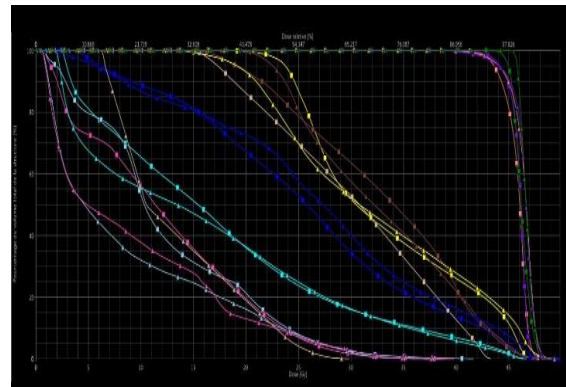


Figure29 :HDV de ptv 46avec 10FFF

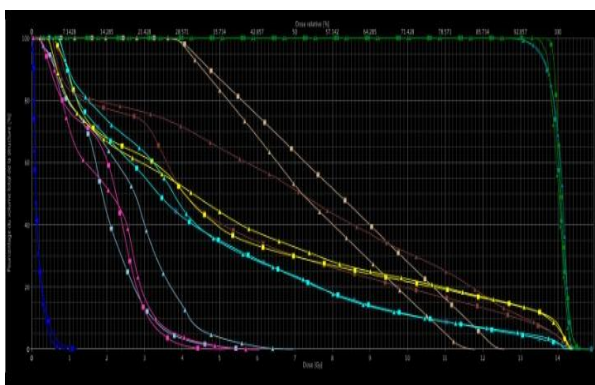


Figure30 :HDV de ptv 60 avec 6FFF

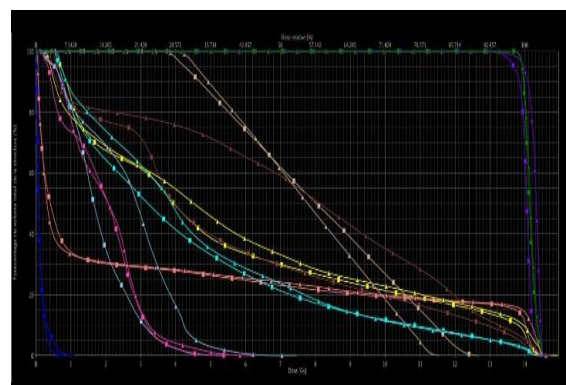


Figure31 :HDV de ptv 460avec 10FFF

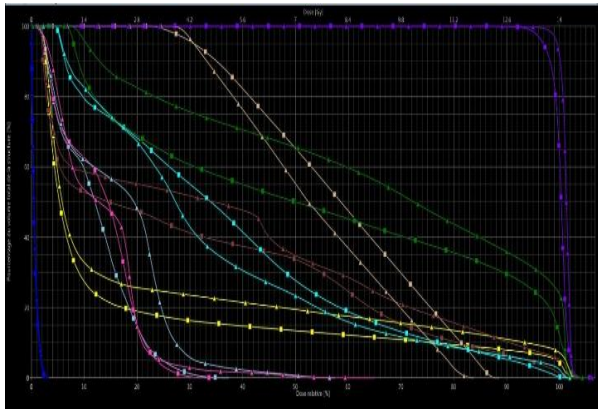


Figure32 :HDV de PTV 74 avec 6FFF

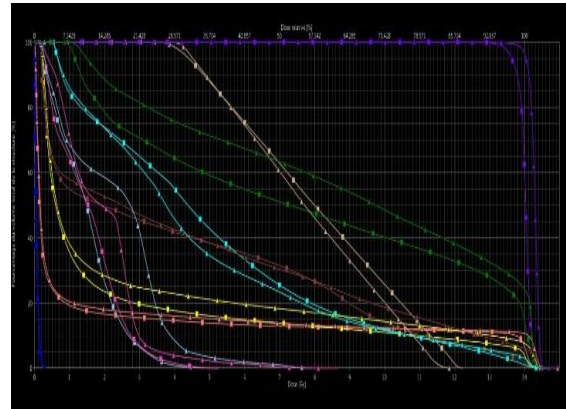
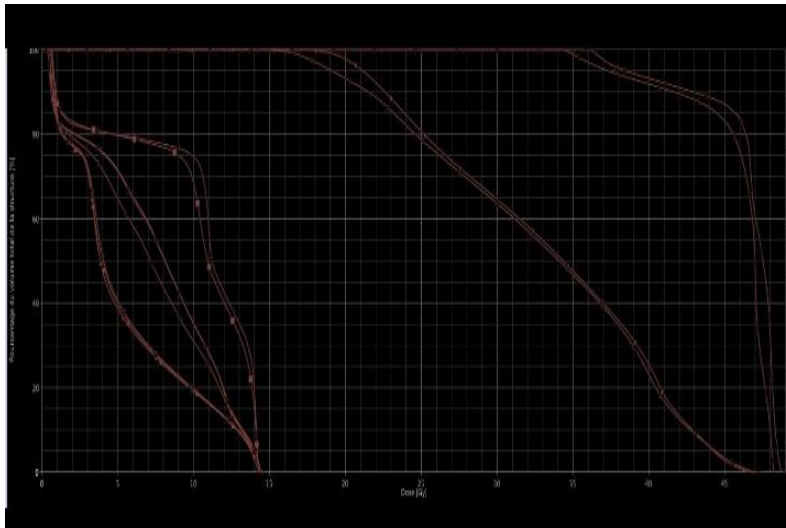


Figure33:HDV de PTV 74 avec 10FFF

5- Comparaison les énergies et les techniques par rapport les orange à risques

5-1- Le rectum

D'après les Résultats obtenus dans ce travail, il a été constaté que le rectum reçoit une dose très réduite lors de l'utilisation de la technique VMAT, quelle que soit l'énergie utilisée (10FFF, 6FFF ou 6WFF). En comparaison, la technique IMRT, avec les mêmes types de faisceaux (6FFF, 10FFF, 6WFF), induit une dose légèrement plus élevée au rectum, mais reste toutefois significativement inférieure à celle enregistrée avec la technique 3D-CRT utilisant des énergies de 6 MV et 18 MV. Ces résultats confirment que les techniques d'irradiation modulée, en particulier VMAT, permettent une meilleure épargne des tissus sains comme le rectum tout en assurant une bonne couverture tumorale .



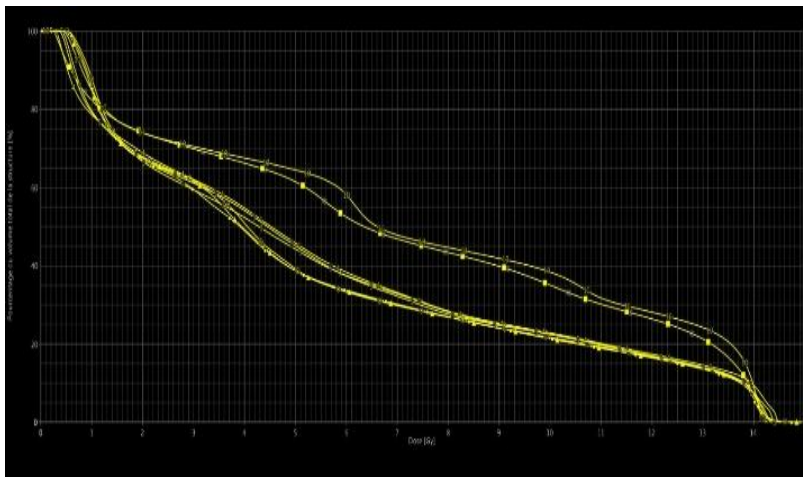
Rectum	Approuvée	IMRT60_6FFF
Rectum	Approuvée	IMRT60_6WFF
Rectum	Approuvée	IMRT60_10FFF
Rectum	Approuvée	PTV60_6FFF
Rectum	Approuvée	PTV60_6WFF
Rectum	Approuvée	PTV60_10FFF
Rectum	Approuvée	PTV60
Rectum	Approuvée	PTV60

Figure 34:HDV du rectum avec l'énergie 6FFF 10FFF6wff En 3D VMAT et Imrt

5-2-La vessie

Les observations dosimétriques récentes concernant le traitement de la région pelvienne, notamment la vessie, révèlent des nuances importantes entre les techniques de VMAT (Volumetric Modulated Arc Therapy) et d'IMRT (Intensity-Modulated Radiation Therapy). Il a été constaté que, globalement, les deux techniques donnent de bons résultats lors de l'utilisation des énergies de faisceaux 6FFF (6 MV Flattening Filter Free) et le 10FFF (10 MV Flattening Filter Free) Et 6wff.

Mais en 3D la vessie reçoit une dose élevée

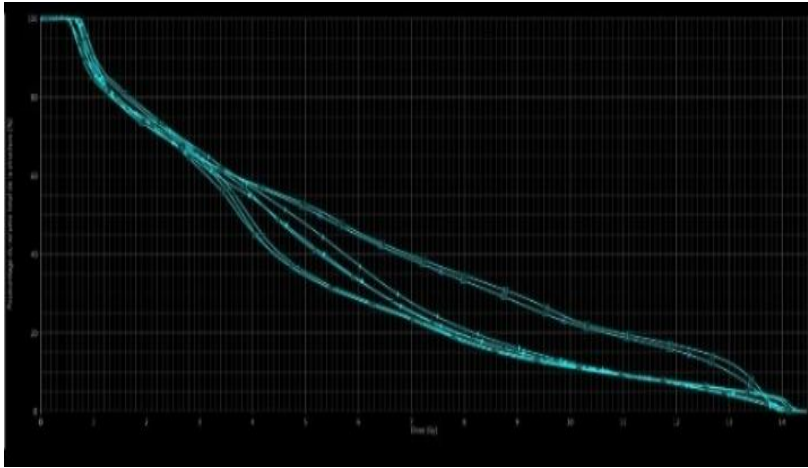


Bladder	Approuvée	IMRT10_6FFF
Bladder	Approuvée	IMRT10_6WFF
Bladder	Approuvée	IMRT10_10FFF
Bladder	Approuvée	Px60_6FFF
Bladder	Approuvée	Px60_6WFF
Bladder	Approuvée	Px60_10FFF
Bladder	Approuvée	PT160
Bladder	Approuvée	PT160

Figure35 :HDV de vessie avec l'énergie 6FFF 10FFF 6wff
En 3D VMAT IMRT

5-3-Le Canal anal

Le canal anal a reçu une faible dose, identique dans toutes les techniques vmat imrt avec 6fff 10fff 6ff, sauf en 3D où une quantité plus importante a été observée.



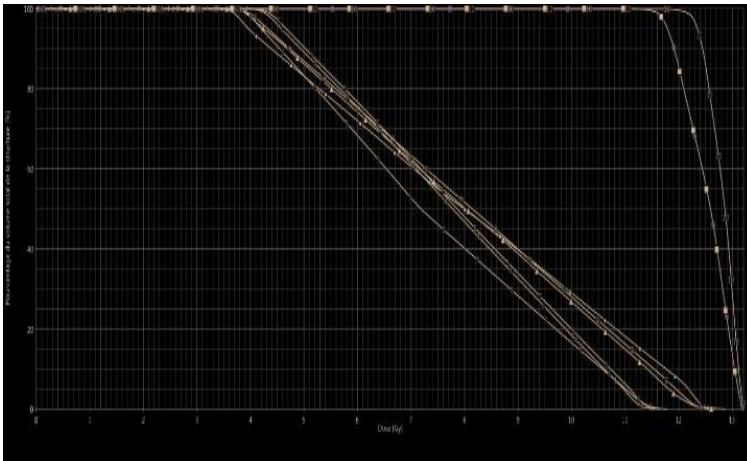
Anal Canal	Approuvé	IMRTA_6FFF
Anal Canal	Approuvé	IMRTA_10FFF
Anal Canal	Approuvé	IMRTA_10FFF
Anal Canal	Approuvé	IMRTA_6FFF
Anal Canal	Approuvé	IMRTA_6FFF
Anal Canal	Approuvé	IMRTA_10FFF
Anal Canal	Approuvé	IMRTA
Anal Canal	Approuvé	IMRTA

Figure36 :HDV de Canal anal avec l'énergie 6FFF 10FFF 6wff En 3D VMAT IMRT

5-4-Le bulbe pénien

Le bulbe pénien (ou bulbe du pénis) est une structure anatomique située à la base du pénis, faisant partie du corps spongieux. Il se trouve dans la région du périnée, en arrière du pénis proprement dit, et est traversé par l'urètre spongieux. Il joue un rôle important dans l'érection et dans l'expulsion de l'urine et du sperme.

Il a été observé que le bulbe pénien reçoit une dose similaire dans la plupart des techniques avancées de radiothérapie, telles que l'IMRT (Intensity-Modulated Radiotherapy) et la VMAT (Volumetric Modulated Arc Therapy), grâce à leur capacité à mieux conformer les faisceaux aux volumes cibles. En revanche, dans la technique 3D-CRT (Three-Dimensional Conformal Radiotherapy), la dose au niveau du bulbe pénien est souvent plus élevée, en raison d'un contrôle moins précis sur la distribution spatiale de la dose. Cette différence souligne l'importance du choix de la technique pour préserver au mieux les structures à risque.



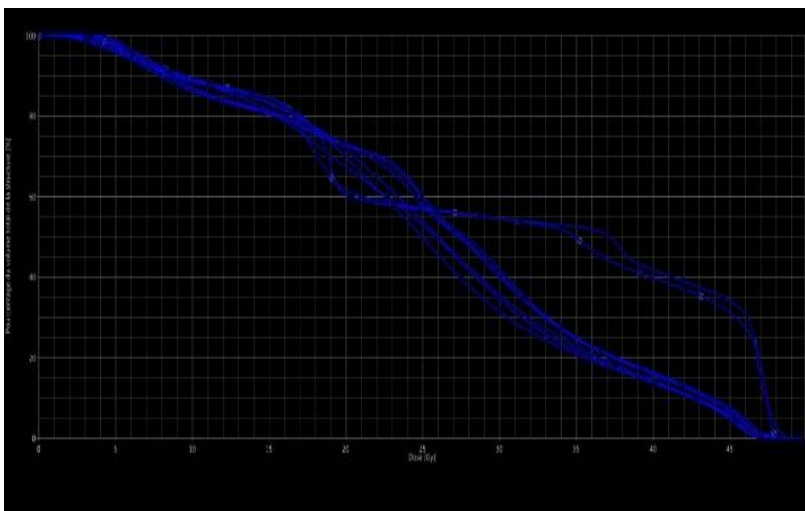
Penile Bulb	Approuvée	PTV60_x18
Penile Bulb	Approuvée	IMRT60_6FFF
Penile Bulb	Approuvée	IMRT60_6WFF
Penile Bulb	Approuvée	IMRT60_10FFF
Penile Bulb	Approuvée	IMRT60_10WFF
Penile Bulb	Approuvée	Pt40_6FFF
Penile Bulb	Approuvée	Pt40_6WFF
Penile Bulb	Approuvée	Pt40_10FFF
Penile Bulb	Approuvée	PTV60
Penile Bulb	Approuvée	PTV60
Penile Bulb	Approuvée	IMRT74_6FFF

Figure 37 :HDV du bulbe pénién avec l'energié 6FFF 10FFF 6wff

En 3D VMAT IMRT

5-5-L'intestin grêle

Les résultats ont montré que l'intestin grêle (small bowel) a reçu des doses similaires dans toutes les techniques de radiothérapie étudiées. Aucune différence significative n'a été observée entre les différentes approches, ce qui indique que le choix de la technique n'a pas eu d'influence majeure sur la dose absorbée par cet organe. Cette stabilité entre les méthodes reflète une capacité comparable à épargner l'intestin grêle, quel que soit le type de planification utilisé.



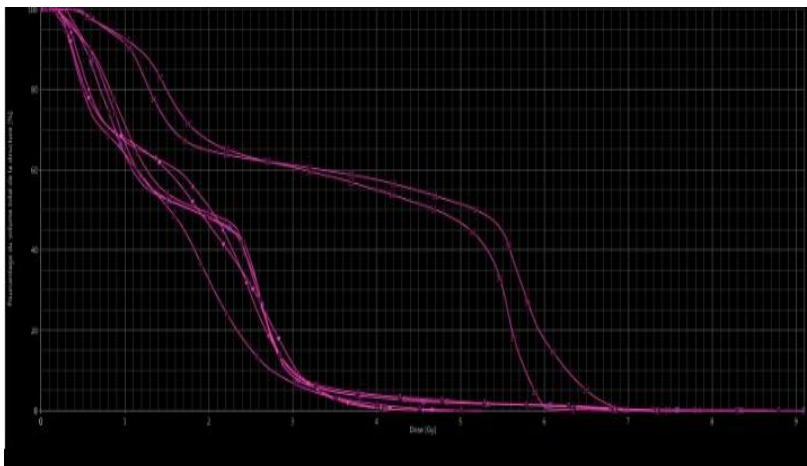
Bowel Small	Approuvée	IMRT46_6FFF
Bowel Small	Approuvée	IMRT46_6WFF
Bowel Small	Approuvée	IMRT46_10FFF
Bowel Small	Approuvée	IMRT46_10WFF
Bowel Small	Approuvée	Pt46_6FFF
Bowel Small	Approuvée	Pt46_6WFF
Bowel Small	Approuvée	Pt46_10FFF
Bowel Small	Approuvée	PTV46
Bowel Small	Approuvée	PTV46_x18

Figure 38 :HDV de l'intestin grêle avec l'energié 6FFF 10FFF6wff

En 3D VMAT IMRT

5-6- Têtes fémorales

Les Résultats ont montré que la technique VMAT 10FFF a permis de mieux épargner les têtes fémorales, en réduisant la dose absorbée par cet os par rapport aux autres techniques. Les autres approches (comme l'IMRT ou la VMAT standard) ont donné des résultats similaires entre elles, sans différence significative. En revanche, la technique 3D-CRT a entraîné une dose plus élevée au niveau des têtes fémorales, ce qui suggère une moins bonne capacité de modulation et de protection de cet organe. Ces données confirment la supériorité des techniques modernes dans la préservation des structures osseuses à risque



Plan 1	Approuvé	IMRT 6FFF
Plan 2	Approuvé	IMRT 6FFF
Plan 3	Approuvé	IMRT 10FFF
Plan 4	Approuvé	10FFF
Plan 5	Approuvé	10FFF
Plan 6	Approuvé	10FFF
Plan 7	Approuvé	10FFF
Plan 8	Approuvé	10FFF
Plan 9	Approuvé	10FFF
Plan 10	Approuvé	10FFF
Plan 11	Approuvé	10FFF
Plan 12	Approuvé	10FFF
Plan 13	Approuvé	10FFF
Plan 14	Approuvé	10FFF
Plan 15	Approuvé	10FFF
Plan 16	Approuvé	10FFF
Plan 17	Approuvé	10FFF
Plan 18	Approuvé	10FFF
Plan 19	Approuvé	10FFF
Plan 20	Approuvé	10FFF
Plan 21	Approuvé	10FFF
Plan 22	Approuvé	10FFF
Plan 23	Approuvé	10FFF
Plan 24	Approuvé	10FFF
Plan 25	Approuvé	10FFF
Plan 26	Approuvé	10FFF
Plan 27	Approuvé	10FFF
Plan 28	Approuvé	10FFF
Plan 29	Approuvé	10FFF
Plan 30	Approuvé	10FFF
Plan 31	Approuvé	10FFF
Plan 32	Approuvé	10FFF
Plan 33	Approuvé	10FFF
Plan 34	Approuvé	10FFF
Plan 35	Approuvé	10FFF
Plan 36	Approuvé	10FFF
Plan 37	Approuvé	10FFF
Plan 38	Approuvé	10FFF
Plan 39	Approuvé	10FFF
Plan 40	Approuvé	10FFF
Plan 41	Approuvé	10FFF
Plan 42	Approuvé	10FFF
Plan 43	Approuvé	10FFF
Plan 44	Approuvé	10FFF
Plan 45	Approuvé	10FFF
Plan 46	Approuvé	10FFF
Plan 47	Approuvé	10FFF
Plan 48	Approuvé	10FFF
Plan 49	Approuvé	10FFF
Plan 50	Approuvé	10FFF
Plan 51	Approuvé	10FFF
Plan 52	Approuvé	10FFF
Plan 53	Approuvé	10FFF
Plan 54	Approuvé	10FFF
Plan 55	Approuvé	10FFF
Plan 56	Approuvé	10FFF
Plan 57	Approuvé	10FFF
Plan 58	Approuvé	10FFF
Plan 59	Approuvé	10FFF
Plan 60	Approuvé	10FFF
Plan 61	Approuvé	10FFF
Plan 62	Approuvé	10FFF
Plan 63	Approuvé	10FFF
Plan 64	Approuvé	10FFF
Plan 65	Approuvé	10FFF
Plan 66	Approuvé	10FFF
Plan 67	Approuvé	10FFF
Plan 68	Approuvé	10FFF
Plan 69	Approuvé	10FFF
Plan 70	Approuvé	10FFF
Plan 71	Approuvé	10FFF
Plan 72	Approuvé	10FFF
Plan 73	Approuvé	10FFF
Plan 74	Approuvé	10FFF
Plan 75	Approuvé	10FFF
Plan 76	Approuvé	10FFF
Plan 77	Approuvé	10FFF
Plan 78	Approuvé	10FFF
Plan 79	Approuvé	10FFF
Plan 80	Approuvé	10FFF
Plan 81	Approuvé	10FFF
Plan 82	Approuvé	10FFF
Plan 83	Approuvé	10FFF
Plan 84	Approuvé	10FFF
Plan 85	Approuvé	10FFF
Plan 86	Approuvé	10FFF
Plan 87	Approuvé	10FFF
Plan 88	Approuvé	10FFF
Plan 89	Approuvé	10FFF
Plan 90	Approuvé	10FFF
Plan 91	Approuvé	10FFF
Plan 92	Approuvé	10FFF
Plan 93	Approuvé	10FFF
Plan 94	Approuvé	10FFF
Plan 95	Approuvé	10FFF
Plan 96	Approuvé	10FFF
Plan 97	Approuvé	10FFF
Plan 98	Approuvé	10FFF
Plan 99	Approuvé	10FFF
Plan 100	Approuvé	10FFF

Figure 39 :HDV des têtes fémorales avec l'énergie 6FFF 10FFF 6wff en 3D VMAT IMRT

6-Discussion

Les résultats obtenus montrent que les faisceaux sans filtre égalisateur (FFF), notamment le 10 MV FFF, offrent une meilleure homogénéité de la dose au niveau de la cible tout en réduisant significativement les doses aux organes à risque, en particulier le rectum et la vessie. Ceci est en accord avec la littérature, qui attribue aux faisceaux FFF un profil de dose plus étroit et un déclin plus rapide en dehors du champ, réduisant ainsi les doses hors cible.

Le faisceau 18 MV FF, bien qu'efficace en termes de pénétration et de couverture tumorale, présente l'inconvénient de générer des neutrons secondaires, ce qui peut accroître le risque d'effets secondaires à long terme et de cancers radio-induits. De plus, les doses aux organes à risque sont généralement plus élevées avec les hautes énergies FF comparées aux faisceaux FFF.

Le 6 MV FF, souvent utilisé en clinique, offre un compromis acceptable, mais il tend à délivrer une dose légèrement plus élevée aux structures adjacentes que son équivalent FFF.

De son côté, le 6 MV FFF s'est montré performant en termes de réduction des doses hors champ et de rapidité de traitement, grâce à un débit de dose plus élevé, ce qui pourrait aussi améliorer le confort du patient et réduire les effets des mouvements internes.

D'un point de vue clinique, le choix du type de faisceau doit prendre en compte plusieurs facteurs, notamment :

La taille du volume cible,

La proximité des OAR,

La capacité de l'accélérateur à délivrer des faisceaux FFF,

Et les considérations liées à la radioprotection.

Enfin, cette étude confirme que l'utilisation des faisceaux FFF, particulièrement le 10 MV FFF, représente une alternative intéressante pour le traitement du cancer de la prostate, en optimisant l'efficacité dosimétrique tout en limitant la toxicité aux tissus sains.

Conclusion

L'étude dosimétrique comparant les faisceaux de photons de 6 MV FF, 18 MV FF, 6 MV FFF et 10 MV FFF en radiothérapie de la prostate a permis de mettre en évidence des différences significatives en termes de qualité dosimétrique, de protection des organes à risque (OAR) et d'efficacité thérapeutique.

Les faisceaux FFF (Flattening Filter Free), notamment le 6 MV FFF et le 10 MV FFF, ont démontré des avantages notables par rapport aux faisceaux conventionnels avec filtre (FF). Grâce à un débit de dose plus élevé, les faisceaux FFF permettent une réduction du confort du patient et réduire les mouvements intra-fraction, augmentant ainsi la précision du traitement. En particulier, le 10 MV FFF offre un bon compromis entre pénétration tissulaire et épargne des tissus sains.

Le faisceau 6 MV FF reste néanmoins une référence en raison de sa large utilisation clinique et de sa bonne homogénéité de dose. Cependant, le 18 MV FF, bien que plus pénétrant, présente des inconvénients liés à la production de neutrons et à une dose hors champ plus importante, ce qui limite son intérêt dans le traitement de la prostate.

La comparaison des techniques de planification telles que la 3D-CRT (Three-Dimensional Conformal Radiotherapy), l'IMRT (Intensity-Modulated Radiotherapy) et la VMAT (Volumetric Modulated Arc Therapy) a montré une nette supériorité des techniques modulées. La 3D-CRT, bien qu'efficace, présente des limitations dans la modulation de la dose, ce qui peut entraîner une irradiation plus importante des tissus sains. L'IMRT permet une meilleure conformation de la dose à la tumeur et une réduction significative des doses aux OAR.

La VMAT, quant à elle, optimise davantage la distribution de dose tout en réduisant considérablement le temps de traitement grâce à l'irradiation en rotation continue.

L'association de faisceaux FFF avec la technique VMAT semble offrir les meilleures performances dosimétriques, en assurant une excellente couverture tumorale, une protection optimale des organes à risque et une efficacité clinique accrue. Le choix de la modalité idéale repose néanmoins sur l'équilibre entre la qualité dosimétrique, la disponibilité technologique et les caractéristiques individuelles de chaque patient.

Résumé

Cette étude vise à comparer, sur le plan dosimétrique, l'utilisation de différents types de faisceaux de photons – à savoir 6 MV FF, 18 MV FF, 6 MV FFF et 10 MV FFF – dans le cadre du traitement du cancer de la prostate par radiothérapie externe.

L'évaluation s'est portée sur la qualité de la couverture tumorale, l'homogénéité de la dose, ainsi que la dose reçue par les organes à risque comme le rectum et la vessie. Les résultats obtenus montrent que les faisceaux sans filtre égalisateur (FFF), notamment le 10 MV FFF, présentent un profil dosimétrique plus avantageux : meilleure conformation de la dose à la cible, réduction de la dose hors champ, et diminution du temps d'irradiation grâce à un débit de dose plus élevé.

À l'inverse, les faisceaux à haute énergie avec filtre (comme le 18 MV FF) montrent des limites, notamment une augmentation du rayonnement diffusé et la génération de neutrons secondaires, pouvant engendrer des effets indésirables à long terme. Le faisceau 6 MV FF, quant à lui, reste un compromis acceptable largement utilisé en pratique clinique.

cette étude met en évidence l'intérêt croissant des faisceaux FFF, et particulièrement du 10 MV FFF, dans l'optimisation des traitements de radiothérapie de la prostate, en alliant efficacité, précision et sécurité.

Abstract

This study aims to compare, from a dosimetric perspective, the use of different types of photon beams — namely 6 MV FF, 18 MV FF, 6 MV FFF, and 10 MV FFF — in the treatment of prostate cancer using external beam radiotherapy.

The evaluation focused on the quality of tumor coverage, dose homogeneity, and the dose received by organs at risk such as the rectum and bladder. The results show that flattening filter-free (FFF) beams, especially the 10 MV FFF, offer a more favorable dosimetric profile: better dose conformity to the target, reduced out-of-field dose, and shorter irradiation time thanks to a higher dose rate.

In contrast, high-energy beams with a flattening filter (such as 18 MV FF) show certain limitations, notably increased scattered radiation and the generation of secondary neutrons, which may lead to long-term side effects. The 6 MV FF beam remains an acceptable compromise and is widely used in clinical practice.

This study highlights the growing interest in FFF beams, particularly the 10 MV FFF, for optimizing prostate radiotherapy treatments by combining efficiency, precision, and safety.

ملخص

تهدف هذه الدراسة إلى المقارنة، من منظور دوزمترى ، بين استخدام أنواع مختلفة من حزم الفوتونات — وهي على التوالي: 6 ميغا إلكترون فولت مع مرشح مسطح، 18 ميغا إلكترون فولت مع مرشح مسطح، 6 ميغا إلكترون فولت بدون مرشح مسطح ، و 10 ميغا إلكترون فولت بدون مرشح مسطح — في علاج سرطان البروستات باستخدام العلاج الإشعاعي الخارجي.

ركز التقييم على جودة تغطية الورم ،تجانس الجرعة، والجرعة المستلمة من قبل الأعضاء المعرضة للخطر مثل المستقيم والمثانة. أظهرت النتائج أن الحزم بدون مرشح مسطح وخاصة حزمة ذات طاقة 10ميغا إلكترون فولت ، توفر خصائص دوزيمترية أكثر فاعلية: مطابقة أفضل للجرعة مع الهدف، تقليل الجرعة خارج الحقل، وتقليص زمن الإشعاع بفضل ارتفاع معدل الجرعة.

في المقابل، أظهرت الحزم ذات الطاقة العالية والمزودة بمرشح مسطح (مثل طاقة 18) بعض القيود، خاصةً زيادة الإشعاع المتناثر وتوليد النيوترونات الثانوية، مما قد يؤدي إلى آثار جانبية على المدى الطويل. أما الحزمة 6 فتظل خياراً مقبولاً وتستخدم على نطاق واسع في الممارسة السريرية.

تسلط هذه الدراسة الضوء على الاهتمام المتزايد بالحزم بدون مرشح مسطح و خصوصاً حزمة ذات طاقة 10ميغا فولط،من أجل تحسين علاجات سرطان البروستات من خلال الجمع بين الكفاءة، والدقة، والسلامة .

Les références bibliographiques

- [1]-Walker JW. On the Surgical Anatomy of the Prostate. *J Anat Physiol* 1906 ;40 :189- 209.
- [2] -INCA. Les Traitements Des Cancers de la Prostate. (2016).
- [3]-Beach R, Gown A.M, De Peralta-Venturina M.N, Folpe A.L et al. (2002). P504S immunohisto-chemical detection in 405 prostatic specimens including 376 18-gauge needle biopsies. *Am. J. Surg. Pathol* ; (26) : 1588-1596.
- [4]-Adams J. The case of scirrhus of the prostate gland with corresponding affliction of the lymphatic Glands in the lumbar region and in the pelvis. *Lancet*. 1853; 1:393.
- [6] -Bertrand, P., & Descazeaud, A. (2021). Cancers de la prostate. In EMC – Urologie (Elsevier Masson).
- [5]Dayon A. (2008). Role de la sphingosine Kinase-1 dans la survie et la progression Des cellules tumorales prostatiques LNCaP vers l’androgéno-indépendance. Doctorat de l’université de Toulouse ; 1-141.
- [6] -Bertrand, P., & Descazeaud, A. (2021). Cancers de la prostate. In EMC – Urologie (Elsevier Masson).
- [7]- D’mico AV, Whittington R, Malkowicz SB, Schultz D, Blank K, Broderick GA, et al. Biochemical outcome after radical prostatectomy, external beam radiation therapy, or interstitial radiation therapy for clinically localized prostate cancer. *JAMA*. 1998 Sep 16;280(11):969-74
- [8]-Bianco, FJ., Scardino, P.T., Eastham, JA. (2005). Radical prostatectomy: long-term cancer Control and recovery of sexual and urinary function (« trifecta »). *Urology* 2005 ; 66 : 83-94
- [9] Kishan AU, Sun Y, Hartman H, Pisansky TM, Bolla M, Neven A, et al. Androgen deprivation therapy use and duration with definitive radiotherapy for localised prostate cancer: an individual patient data meta-analysis. *Lancet Oncol* 2022;23:304–16
- [10]- Hall, E. J., & Giaccia, A. J. (2018). Radiobiology for the Radiologist (8th ed.). Wolters Kluwer
- [11]- curiethérapie dans le cancer de la prostate : indications et résultats. *Bulletin du Cancer*, 100(5), 479–486
- [12]-Poortmans, P. M., et al. (2019). ESTRO ACROP guidelines for target volume delineation and dose prescription in prostate cancer radiotherapy. *Radiotherapy and Oncology*, 143, 79–86
- [13]-Palo Alto Medical Foundation. Three-Dimensional Conformal Radiotherapy, 2014.
- [14]-Palo Alto Medical Foundation. Intensity-Modulated Radiation Therapy (IMRT),

- [15]-Noël, G. / Antoni, D. / Barillot, I. / Chauvet, B. Délinéation des organes à risque et Contraintes dosimétriques 2016-09 Cancer/Radiothérapie , Vol. 20 Elsevier BV p. S36-S60
- [16]-Chen, Semaya Natalia / Ramachandran, Prabhakar / Deb, Pradip
Dosimetric comparative study of 3DCRT, IMRT, VMAT, Ecomp, and Hybrid techniques For breast radiation therapy /2020-12/ Radiation Oncology Journal , Vol. 38, No. 4
Korean Society for Therapeutic Radiology and Oncology /p. 270-281
- [17]-Kelley N. Tipton et al. “Stereotactic Body Radiation Therapy Technical Brief No. 6.” In : AHRQ Publication No. 10 (11)-EHC058-EF 05 (2011) (cit. On p. 14).
- [18]-Nikhil T. Sebastian, Meng Xu-Welliver, and Terence M. Williams. “Stereotactic body radiation therapy (SBRT) for early stage nonsmall cell lung cancer (NSCLC) : contemporary insights and advances”. In : Journal of Thoracic Disease 10.Suppl 21 (2018). Issn : 2077-6624.
- [19]Mayles et al.(2008)] P. Mayles, a. Nahum, et al., Handbook of Radiotherapy Physics :Theory and Practice, Medical Physics 35 (9), 4281 (2008), arXiv:arXiv:1011.1669v3.
- [20]Phys4Med. (n.d.). Linear accelerator treatment head. Retrieved May 4, 2025, from <https://www.phys4med.be/teletherapy/linac/treatment-head>
- [21]-Khan, F. M. (2014). The Physics of Radiation Therapy (5th ed.). Lippincott Williams & Wilkins.
- [22]-IAEA TRS-398 (2000). Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy. International Atomic Energy Agency
- [23]-Mutic, S., & Low, D. A. (1998). Radiation dose delivery and imaging for cancer treatment. International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics.
- [24] J. Cashmore. The characterization of unflattened photon beams from a 6 MV linear Accelerator. Physics in Medicine and Biology, 53(7) :1933–46, Mars 2008.
- [25] S. Stathakis, C. Esquivel, A. Gutierrez, C. R. Buckey, and N. Papanikolaou. Treatment planning and delivery of IMRT using 6 and 18 MV photon beams without Flattening filter. Applied Radiation and Isotopes, 67(9) :1629–37, Septembre 2009.
- [26] G. Kragl, S. Af Wetterstedt, B. Knäusl, M. Lind, P. McCavana, T. Knöös, B. McClean, And D. Georg. Dosimetric characteristics of 6 and 10 MV unflattened photon beams.
- [27] P. R. Almond, P. J. Biggs, B. M. Coursey, W. F. Hanson, M. S. Huq, R. Nath, and D. W. O. Rogers. AAPM’s TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-Energy photon and electron beams. Medical Physics, 26(9) :1847–70, Juin 1999

- [28] J. Olofsson, T. Nyholm, A. Ahnesjö, and M. Karlsson. Optimization of photon beam Flatness for radiation therapy. *Physics in Medicine and Biology*, 52(6) :1735–46, Février 2007
- [29] F. Pönisch, U. Titt, O. N. Vassiliev, S. F. Kry, and R. Mohan. Properties of unflattened Photon beams shaped by a multileaf collimator. *Medical Physics*, 33(6) :1738–46, Mai 2006.
- [30]. Gloria, P. (2013) Commissioning Measurements for Photon Beam Data on Three TrueBeam Linear Accelerators, and Comparison with Trilogy and Clinac 2100 Linear Accelerators. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 14, 4077. [Citation Time(s):1]
- [31]. Chang, Z., Wu, Q.W., Adamson, J., Ren, L., Bowsher, J.E., Yan, H., Thomas, A. And Yin, F.-F. (2012) Commissioning and Dosimetric Characteristics of TrueBeam System: Composite Data of Three TrueBeam Machines. *Medical Physics*, 39, 6981-7018.
<http://dx.doi.org/10.1118/1.4762682> [Citation Time(s):1]
- [32] E. J. Hall. Intensity-modulated radiation therapy, protons, and the risk of second Cancers. *International Journal of Radiation Oncology, Biology and Physics*, 65(1) : 1–7, Avril 2006.
- [33] T. Wiezorek, D. Georg, M. Schwedas, H. Salz, and T. G. Wendt. Experimental de- Termination of peripheral photon dose components for different imrt techniques and Linear accelerators. *Zeitschrift für Medizinische Physik*, 19(2) :120–8, Février 2009.
- [34] G. Kragl, F. Baier, S. Lutz, D. Albrich, M. Dalaryd, B. Kroupa, T. Wiezorek, T. Knöös, and D. Georg. Flattening filter free beams in SBRT and IMRT : Dosi- Metric assessment of peripheral doses. *Zeitschrift für Medizinische Physik*, 21(2) : 91–101, Mai 2011.
- [35]-Ostfeld, A. E. Et al. (2015). Clinical experience with FFF beams in SBRT and SRS treatments: benefits and limitations. *Radiotherapy and Oncology*.
- [36]-Dhabaan A, Elder E, Schreibmann E, Crocker I, Curran WJ, Oyesiku NM, et al. Dosimetric performance of the new high-definition multileaf collimator for intracranial stereotactic radiosurgery. *J Appl Clin Med Phys*. 2010;11:3040. Doi: 10.1120/jacmp.v11i3.3040. [DOI] [PMC free article] [PubMed] [Google Scholar]