



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

MÉMOIRE DE MASTER

Filière : Physique
Spécialité : Physique Médicale

Présenté par :

ABERMIL Kenza

Thème

*Les incertitudes géométriques en radiothérapie
pelvienne pour le cancer de la prostate*

Membres de Jury d'examen :

A. BOKELLAL	Professeur	U.M.M.T.O.	Président
N. BENABEDRABOU	Médecin	C.L.C.C. T-O	Examinatrice
S. BENCHIKH	Physicien Médicale	H.C.M. T-O	Encadrant

Soutenu publiquement le : 08/07/2025

Table des matières

Table des matières	ii
Table des figures	iii
Liste des tableaux	iv
1 Revue des différents protocoles pour le cancer de la prostate	5
1.1 Introduction	5
1.2 Anatomie de la prostate :	5
1.3 La classification TNM pour le cancer de la prostate	6
1.4 Traitement du cancer de la prostate	8
1.5 Définition des volumes cible :	9
1.6 D'autres volumes	9
1.6.1 Les marges en RT	10
1.6.2 Les organes à risque (OAR)	10
1.7 La radiothérapie externe RTE	10
1.7.1 Déroulement du traitement en RTE	11
1.8 Les techniques d'irradiation en RTE	11
1.8.1 La radiothérapie conformationnelle tridimensionnelle (3DCRT)	11
1.8.2 Radiothérapie par modulation d'intensité (IMRT)	12
1.8.3 Radiothérapie par arc volumique (VMAT)	12
1.9 La radiothérapie guidée par image (IGRT)	13
1.10 La radiothérapie adaptative	13
1.11 Volume prostatique	13
1.12 Les incertitudes géométriques dans le pelvis :	14
1.12.1 La définition	14
2 La prise en charge du cancer de la prostate	15
2.1 Introduction	15
2.2 Les causes spécifiques des incertitudes géométriques radiothérapie pelvienne.	15
2.2.1 Variations du remplissage de la vessie et du rectum	15
2.2.2 Mouvements intestinaux et impacts anatomiques	17
2.2.3 Déformations pelviennes liées à la position du patient	17
2.3 Conséquences cliniques des incertitudes géométriques	17
2.3.1 Risques de toxicité rectale, vésicale et intestinale	17
2.4 Influence sur l'efficacité du traitement	18
2.4.1 Sous-dosage du volume tumoral	18
2.4.2 Surdosage des organes à risque	18
2.5 Stratégies d'optimisation du remplissage des organes creux	18
2.5.1 Protocole de remplissage de la vessie	18
2.5.2 Protocole de vidage du rectum	19

2.6	Protocoles de vérification des organes creux	19
2.6.1	Le système On-Board Imager (OBI) et la tomodensitométrie à faisceau conique (CBCT)	19
2.7	Dose volume histogramme (HDV)	20
2.7.1	L’histogramme dose-volume différentiel	21
2.7.2	L’histogramme dose-volume cumulatif	22
2.8	Les Points de doses	22
2.8.1	Les paramètres dose-volume	23
2.9	La dose moyenne	24
2.10	Préscription de dose pour le cancer de la prostate	26
2.11	Planification de traitement	27
2.11.1	Planification de traitement en VMAT	28
2.12	Les tolérance de dose	28
2.12.1	Prescription de doses pour les volumes cibles	29
2.12.2	Les contraintes de dose pour les tissus sain	30
2.13	Matériels et Méthodes	30
2.13.1	Systeme de Planification des Traitements (ECLIPSE) :	30
2.13.2	Déroulement de l’étude :	31
2.14	Justification du focus sur les déplacements antéro-postérieurs en radiothérapie prostatique	32
3	Résultats et discussion :	33
3.1	Introduction	33
3.2	Évolution du volume vésical au cours des séances de traitement	33
3.3	Effet du déplacement d’isocentre du PTV pour la vessie	35
3.3.1	Analyse d’histogramme V60	35
3.3.2	Analyse d’histogramme V70	37
3.4	Effet du déplacement d’hisocentre du PTV pour le rectum	39
3.4.1	Analyse d’histogramme V60	39
3.4.2	Analyse d’histogramme V70	40
3.4.3	Analyse l’histogramme de la Dmax	41
3.5	Synthèse des observations	42
3.6	La dose maximale reçue par la vessie et le rectum	43
3.7	Comparaison des distributions de Dmax selon les protocoles d’imagerie	44
3.7.1	comparaison des Dmax reçues par la vessie	44
3.7.2	comparaison des Dmax reçues par le rectum	45
3.8	Perspective	47
3.9	Conclusion général	48

Table des figures

1.1	Les différentes zones prostatique	6
1.2	l'anatomie pelvienne	6
1.3	Classification stade T.	8
1.4	les volumes en RT	10
2.1	Comparaison de l'anatomie pelvienne chez un patient ayant le cancer de la prostate entre le jour de la simulation (CT kilovoltagique) et le jour du traitement (CT mégavoltagique – MVCT). Ces scanners montrent le mouvement et la déformation de la prostate, du rectum et de la vessie qui se traduirait par des variations dans les doses délivrées [?]	16
2.2	Accélérateur linéaire équipé d'un imageur portal à haute énergie (MV EPID) et d'un imageur embarqué (source et détecteur) basse énergie (kV) ; le système de tomographie conique de basse énergie (KV CBCT).	20
2.3	Exemple d'HDV différentiel	21
2.4	HDV cumulatif d'un PTV et d'organes sains pelviens.	22
2.5	Planification en VMAT.	28
2.6	L'optomisation de PTV46.	30
2.7	L'optomisation de PTV76.	30
3.1	Variation du volume de la vessie	34
3.2	Histogramme de la V60 pour la vessie.	36
3.3	Histogramme de la Dmax pour la vessie.	37
3.4	Histogramme de la variation de V70 pour la vessie.	38
3.5	Histogramme de la variation de V60 pour le rectum.	40
3.6	Histogramme de la variation de V70 pour le rectum.	41
3.7	Histogramme de la variation de Dmax pour le rectum.	42
3.8	Histogramme des doses maximales recues par la vessie et le rectum	43
3.9	comparaison des doses maximales (Dmax) reçues par la vessie	44
3.10	comparaison des doses maximales (Dmax) reçues par le rectum	45

Liste des tableaux

1.1	Variabilité inter-patients de la taille de la prostate et du volume tumoral détecté sur la glande (d'après Philips et al.)	13
2.1	Résumé des différences entre les types d'HDV	22
2.2	Schéma de prescription des doses selon les situations cliniques	26
2.3	Les limites de dose pour PTV	29
2.4	Les limites de dose pour les OAR	30

Résumé

Ce mémoire évalue l'impact des incertitudes géométriques, notamment des déplacements antéro-postérieurs de la prostate, sur la distribution de dose en radiothérapie pelvienne pour le cancer de la prostate. L'étude porte sur 120 patients traités par radiothérapie externe, planifiés avec le système Eclipse, pour lesquels trois plans sont comparés : un plan de référence validé cliniquement, un plan simulant un déplacement antérieur et un plan simulant un déplacement postérieur, basés sur les variations verticales extrêmes relevées durant les séances. Les paramètres dosimétriques étudiés comprennent la dose maximale (Dmax) et les volumes V60 Gy et V70 Gy pour la vessie et le rectum. Les résultats montrent qu'un déplacement postérieur accroît la toxicité vésicale, tandis qu'un déplacement antérieur augmente la toxicité rectale, et qu'aucun des plans modifiés ne respecte les contraintes dosimétriques recommandées. Ces observations soulignent la nécessité d'un positionnement reproductible, rendant incontournable l'usage quotidien de (CBCT) et le respect rigoureux des protocoles de préparation vésicale et rectale afin d'optimiser la précision du traitement et de réduire les risques de toxicité.

Abstract

This dissertation investigates the impact of geometric uncertainties, particularly antero-posterior prostate shifts, on dose distribution in pelvic radiotherapy for prostate cancer. The study examines 120 patients treated with external beam radiotherapy and planned using the Eclipse system, comparing three treatment scenarios : a clinically validated reference plan, an anterior shift simulation, and a posterior shift simulation, based on extreme vertical variations recorded during treatment sessions. Dosimetric parameters analyzed include maximum dose (Dmax) and V60 Gy and V70 Gy volumes for both bladder and rectum. Results demonstrate that posterior shifts increase bladder toxicity while anterior shifts elevate rectal toxicity, with none of the shifted plans meeting established dosimetric constraints. These findings emphasize the critical importance of reproducible patient positioning, mandating daily (CBCT) imaging and strict adherence to bladder and rectal preparation protocols to enhance treatment accuracy and mitigate toxicity risks.

Dédicaces

À ceux et celles qui ont été pour moi des soutiens précieux et des sources d'inspiration, je dédie ce travail avec tout mon amour et ma profonde reconnaissance.

Avant de dévoiler le fruit de ce travail, je souhaite rendre hommage à ceux qui occupent une place irremplaçable dans ma vie. Ce mémoire est avant tout le reflet de votre amour, de votre soutien et de vos sacrifices.

À ma chère mère Nadia

Pour ton amour infini, ton courage, et ta présence constante dans ma vie. Tu as toujours été là, avec des mots justes, des prières sincères et une force que j'admire chaque jour. C'est grâce à toi que j'ai tenu bon, que je me suis battue, et que j'ai pu aller jusqu'au bout. Ce travail t'appartient autant qu'à moi.

À la mémoire de mon père

Que Dieu t'accorde Sa miséricorde et t'accueille dans Son vaste paradis. Même en ton absence, ton image, tes valeurs et tes enseignements m'ont accompagnée tout au long de ce parcours. Ce mémoire est aussi un hommage à tout ce que tu as été pour moi.

À mes frères et mes sœurs

Pour vos encouragements, votre affection et votre soutien discret mais sincère. Merci d'avoir cru en moi, d'avoir été là dans les moments de doute comme dans les moments de joie.

À toute ma famille

Je vous porte dans mon cœur, et je vous dédie humblement.

Remerciements

Ce travail a été réalisé à l'Hôpital Chahid Mahmoudi de Tizi Ouzou.

Grâce à Dieu Tout-Puissant, j'ai pu mener à bien ce mémoire. C'est Lui qui m'a donné la force, le courage et la santé pour arriver là où je suis aujourd'hui.

Je souhaite tout d'abord exprimer ma sincère gratitude à Monsieur le Directeur Général de l'Hôpital Chahid Mahmoudi, Dr Mahmoudi, pour m'avoir facilité l'accès au matériel nécessaire lors de mon stage.

Je tiens également à remercier le docteur Abdelkader TOUTAOUI , directeur de la physique médicale et de la radioprotection au sein du même établissement, pour ses paroles chaleureuses qui m'ont grandement encouragée à poursuivre mes efforts.

Je tiens à exprimer mes remerciements à mon directeur de mémoire, Mr. Samir BENCHIKH, qui m'a fait l'honneur de me confier la réalisation de ce mémoire.

Je tiens à témoigner toute ma reconnaissance au professeur BOUKELLAL pour avoir accepté de présider ce jury, ainsi qu'au Dr BENZIDANE pour avoir accepté d'examiner ce travail.

Un remerciement tout particulier à l'équipe de physique médicale de l'Hôpital Chahid Mahmoudi : Mme Sounya AIT CHIKH, Mme Ryma LOUELH, Mme Lynda BOUMAZA et Mr. Bilal METCHAT, pour les précieuses contributions qu'ils ont bien voulu m'apporter afin de mener à bien la réalisation de ce travail.

Je tiens aussi à exprimer ma profonde gratitude à l'ensemble de mes professeurs de l'Université Mouloud Mammeri de Tizi-Ouzou (U.M.M.T.O.) pour la qualité de leur enseignement, leur disponibilité, et leur accompagnement tout au long de mon parcours universitaire. Leurs compétences, leur rigueur scientifique et leur bienveillance ont été pour moi une source constante de motivation et d'inspiration.

Je voudrais remercier Dr DHRIF pour sa gentillesse, sa générosité et ses précieuses explications. Il m'a accordé un peu de son temps pour discuter autour du sujet de ce mémoire.

Enfin, je remercie vivement les manipulateurs du service, en particulier : Mr. ABDER-RAHME, Mr. NADJI, Mme SLIMANI Katia, et Mme TAMANI Sabrina.

Introduction générale

Le cancer de la prostate est l'un des cancers les plus fréquents chez l'homme, et la radiothérapie externe constitue une option thérapeutique majeure dans sa prise en charge.

La réussite d'un traitement radiothérapeutique dépend de deux contraintes majeures : donner la bonne dose au bon endroit. Avec l'avancée des technologies, notamment l'imagerie guidée (IGRT), la précision des traitements s'est nettement améliorée.

L'objectif de ce mémoire est d'évaluer l'impact des incertitudes géométriques en radiothérapie du cancer de la prostate, et maîtriser la marge de sécurité appliquée afin d'avoir une optimisation pour améliorer la précision du traitement.

Dans le premier chapitre, nous avons effectué une revue complète des protocoles de prise en charge du cancer de la prostate en abordant les notions fondamentales en radiothérapie externe.

Dans le deuxième chapitre, nous avons étudié les causes et les conséquences des incertitudes géométriques en radiothérapie pelvienne. Après cela nous avons également appliqué des protocoles méthodologiques pour analyser leur impact dosimétrique à l'aide du logiciel Eclipse.

Dans le troisième chapitre, nous avons analysé les résultats dosimétriques issus. L'étude a évalué l'impact de ces incertitudes sur la vessie et le rectum, tout en examinant l'apport d'un protocole d'imagerie intensifiée sur la stabilité des doses.

Chapitre 1

Revue des différents protocoles pour le cancer de la prostate

1.1 Introduction

La radiothérapie externe du cancer de la prostate pose un défi majeur : cibler avec précision un organe mobile situé dans un environnement anatomique complexe [1]. Ce travail vise à évaluer l'importance des marges de sécurité autour de la prostate, en prenant en compte les mouvements et les erreurs de positionnement, afin d'optimiser la qualité du traitement tout en protégeant les tissus sains.

1.2 Anatomie de la prostate :

Le cancer de la prostate est l'une des pathologies les plus fréquentes chez les hommes. C'est un type de tumeur maligne qui se développe dans la glande prostatique, principalement dans la zone périphérique (PZ), qui est la région externe de la prostate.

La prostate est une glande exclusivement masculine située comme le montre la figure 1.1 et 1.2 dans le pelvis (bassin). Elle est positionnée sous la vessie et entoure l'urètre prostatique, qui est la partie initiale de l'urètre (canal permettant l'évacuation de l'urine depuis la vessie vers l'extérieur).

Elle se trouve juste en avant du rectum, ce qui explique pourquoi un médecin peut examiner la prostate par un toucher rectal.

La prostate ressemble à une noix ou une châtaigne. Chez un adulte jeune, elle mesure généralement environ 4 cm de large , 3 cm de haut et 2 à 3 cm d'épaisseur , avec un poids moyen de 20 à 30 grammes . [2]

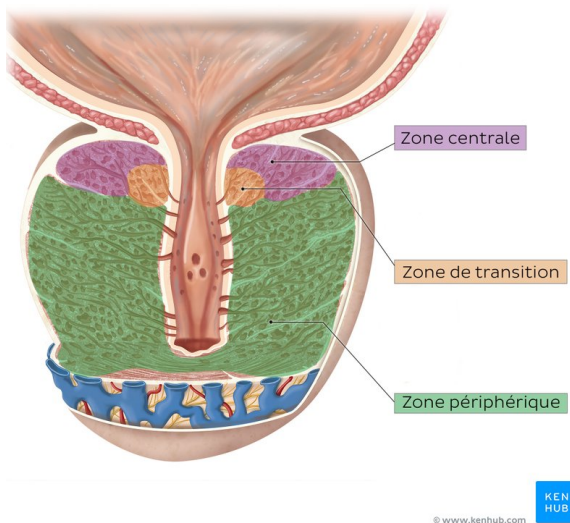


FIGURE 1.1 – Les différentes zones prostatique

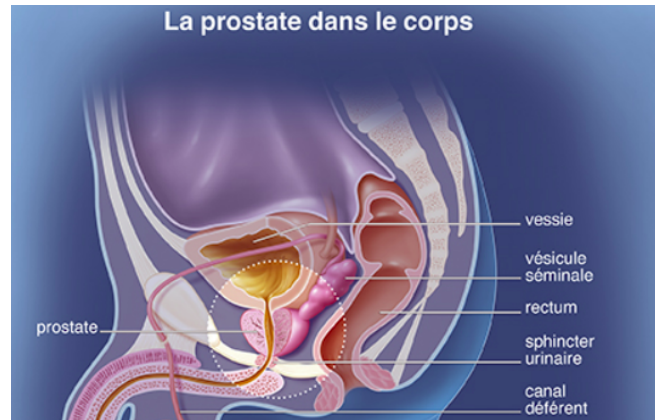


FIGURE 1.2 – l'anatomie pelvienne

1.3 La classification TNM pour le cancer de la prostate

Pour le cancer de la prostate, on utilise donc la classification TNM de l'AJCC (American Joint Committee on Cancer). Le stade évolutif est exprimé par un chiffre romain allant de 1 à 4 en fonction de sa propagation dans le corps. Au sein de ces 4 stades, il existe des sous-catégories exprimées en lettre A, B ou C. Plus le chiffre et la lettre sont bas, plus le stade évolutif est précoce[3].

La lettre T décrit la tumeur (palpable ou non, vue en imagerie, envahissement des tissus entourant la glande prostatique). T est exprimé avec des chiffres allant de 1 à 4. Plus le chiffre est élevé, plus la tumeur est volumineuse ou a envahi les tissus proches comme le montre le schéma sur la figure 1.3.

On décrit ainsi le stade T comme suit :

T0 : pas de tumeur.

T1 : la tumeur n'est ni palpée au toucher rectal, ni visible en imagerie et :

T1a : révèle la présence du cancer dans < 5 % du tissu prélevé en biopsie.

T1b : présence du cancer dans > 5 % du tissu prélevé en biopsie.

T1c : Découverte par élévation de PSA et réalisation de biopsie.

T2 : la tumeur est retrouvée à la palpation du toucher rectal et vue en imagerie. Le cancer est limité à la glande prostatique, et :

T2a : sa taille est égale ou inférieure à la moitié d'un côté de la glande.

T2b : sa taille est supérieure à la moitié d'un côté de la glande.

T2c : elle occupe les deux côtés de la glande prostatique.

T3 : la tumeur a franchi la couche externe de la prostate, et :

T3a : pas d'envahissement des vésicules séminales.

T3b : envahissement des vésicules séminales.

T4 : envahissement d'organes ou structures proches de la prostate (vessie, paroi pelvienne, muscles du pelvis, rectum).

La lettre N de la classification TMN pour classer les stades du cancer de prostate. Elle exprime l'envahissement des ganglions lymphatiques proches de la prostate.

Une tumeur N0 ne présente pas de propagation aux ganglions.

Une tumeur N1 a envahi les ganglions lymphatiques voisins.

La lettre M de la classification TMN[4] pour classer les stades du cancer de prostate Elle décrit la présence de métastases.

M0 : il n'y a pas de localisations secondaires.

M1 : il existe un envahissement d'autres organes ou structures dans le corps.

Stades du cancer de la prostate

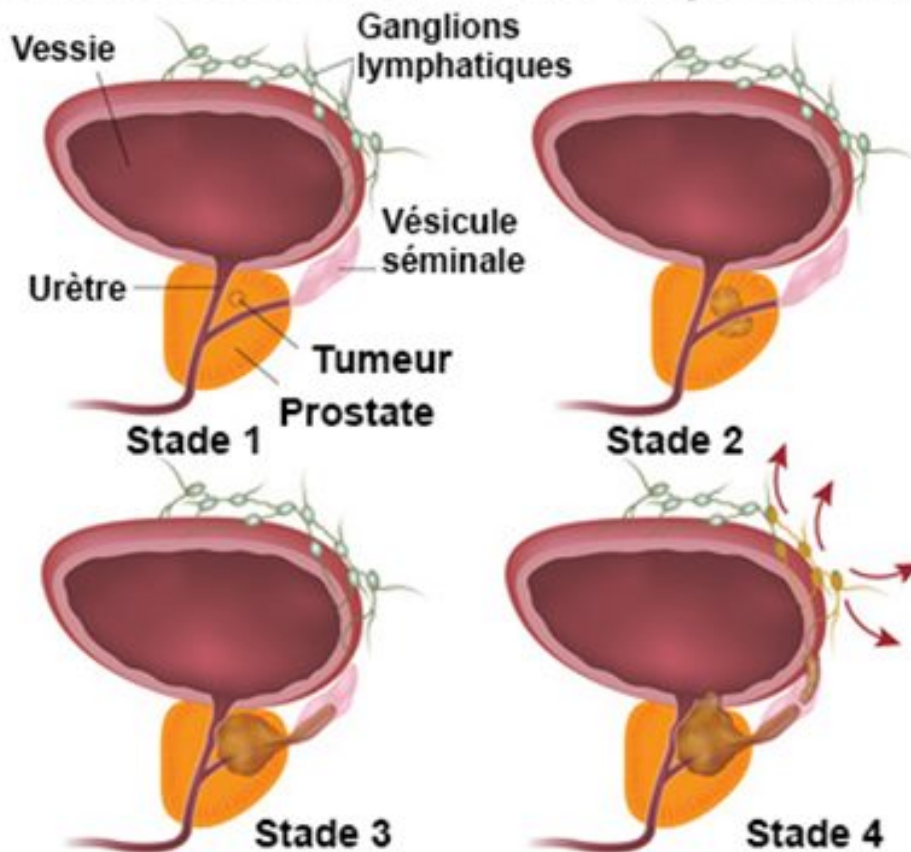


FIGURE 1.3 – Classification stade T.

1.4 Traitement du cancer de la prostate

La prise en charge du cancer de la prostate varie en fonction de plusieurs éléments, tels que le stade de la maladie, l'agressivité de la tumeur, ainsi que les caractéristiques propres de chaque patient (âge, état de santé général). Bien entendu, il revient à l'équipe médicale d'évaluer l'ensemble de ces facteurs afin de définir le protocole thérapeutique le plus adapté.

Les options thérapeutiques varient entre une des fins curatives ou palliative (chirurgie, radiothérapie), et des traitements systémiques pour les stades avancés (chimiothérapie, hormonothérapie.)[3].

La prostatectomie radicale est une intervention chirurgicale visant à retirer complètement la prostate et les vésicules séminales (glandes annexes). Elle est souvent accompagnée d'un curage ganglionnaire pelvien pour évaluer l'extension aux ganglions lymphatiques[5].

La radiothérapie externe est un traitement standard de première ligne dans la lutte contre la plupart des cancers. Elle consiste à utiliser des rayons X pour cibler les cellules tumorales et détruire leur ADN, ce qui empêche leur réplication et leur régénération.

Tous ces moyens thérapeutiques ont permis d'améliorer la survie globale des patients. Toutefois, les échecs locorégionaux, et surtout les récives à distance, demeurent fréquents. La décision thérapeutique finale est donc prise au cours d'une réunion de concertation pluridisciplinaire, réunissant un urologue, un oncologue radiothérapeute et un radiologue.

1.5 Définition des volumes cible :

La définition des volumes est cruciale pour élaborer un plan de traitement et garantir une répartition précise des doses. Les rapports ICRU n° 50 et 62 établissent des critères pour définir les volumes cibles et les structures critiques, facilitant ainsi la planification et l'évaluation des traitements sur le TPS[6].

Le GTV (Gross Tumor Volume) correspond à la tumeur macroscopique visible, soit par imagerie, soit palpable lors d'un examen clinique, auquel on ajoute une marge.

Le CTV (Clinical Target Volume) représente le volume tumoral, incluant le GTV et une marge supplémentaire pour tenir compte des extensions microscopiques de la tumeur.

Le PTV (Planning Target Volume) est un concept géométrique qui permet de définir des arrangements de faisceaux adaptés, en tenant compte des variations possibles pour garantir que la dose prescrite soit correctement absorbée dans le CTV. Il inclut une marge interne ainsi qu'une marge supplémentaire pour compenser les incertitudes liées à la mise en place, aux tolérances de la machine et aux variations pendant le traitement.

1.6 D'autres volumes

En radiothérapie, on ne peut pas toujours viser la tumeur avec une précision parfaite, à cause des mouvements du patient ou des limites techniques des appareils. Du coup, on ajoute une petite marge autour de la zone à traiter pour être sûr que la tumeur reçoit bien la bonne dose.

Le volume traité, c'est la zone qui est censée recevoir au moins 95% de la dose prévue.

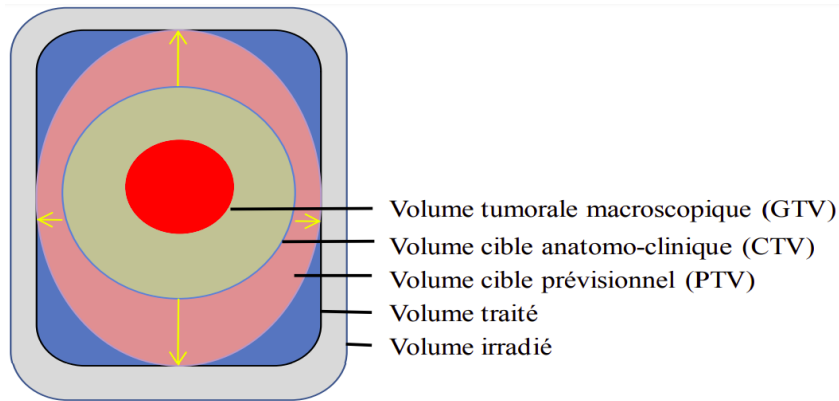


FIGURE 1.4 – les volumes en RT

Le volume irradié, c'est la partie du corps qui reçoit une dose notable, même si ce n'est pas la zone ciblée, et on fait attention à ce que ça reste supportable pour les tissus sains.

1.6.1 Les marges en RT

La marge interne (ITV) : Prend en compte les mouvements physiologiques des organes cibles du patient, tels que les variations dues à la respiration, au remplissage de la vessie ou du rectum, ainsi qu'aux battements cardiaques.

La marge de mise en place (PRV) : Est une marge ajoutée autour des organes à risque pour tenir compte des incertitudes liées au positionnement du patient.

1.6.2 Les organes à risque (OAR)

Les organes à risque sont des tissus sains dont la sensibilité aux radiations est suffisamment élevée pour que la dose reçue lors du traitement soit potentiellement significative par rapport à sa capacité de tolérance, ce qui pourrait nécessiter un ajustement du faisceau ou de la dose.

Organes à Risque				
La vessie	Le rectum	Les intestins	Le canal anal	Les têtes fémorales
Bulbe du pénis	L'intestin grêle	La vésicule séminale	Paroi rectale	paroi de la vessie.

1.7 La radiothérapie externe RTE

En radiothérapie externe, les rayons viennent d'un appareil situé à l'extérieur du patient, en général à environ un mètre de distance. Le faisceau est dirigé

précisément vers la zone à traiter grâce à un système appelé collimateur, qui "dessine" le champ d'irradiation[7].

1.7.1 Déroulement du traitement en RTE

Le traitement d'un patient se déroule de la manière suivante [8] :

- **Diagnostic** : Tout commence par des examens : imagerie, analyses, etc. Le radio-oncologue les étudies pour poser un diagnostic précis.
- **Prescription** : Une fois le diagnostic établi, le médecin définit le traitement : quel type de radiothérapie utiliser, quelle zone viser, quelle dose donner et sur combien de séances.
- **Planification** : En fonction des paramètres de la prescription, le physicien décide de la planification du traitement. Il s'agit de déterminer l'orientation des faisceaux, l'énergie du rayonnement, etc , le plan sera réalisé à l'aide d'un logiciel de planification des traitements (TPS).
- **Vérification** : Avant de démarrer, on s'assure que tout est correct. On refait les calculs, on teste les réglages sur un simulateur et on prend des images de référence pour bien positionner le patient.
- **Traitement** : Le patient commence les séances, généralement une par jour. Dès la première, on vérifie sa position à l'aide d'images, et parfois on mesure même la dose reçue en direct pour s'assurer que tout est conforme.
- **Suivi après traitement** : Une fois les séances terminées, le patient continue à être suivi. Cela permet de voir son évolution et améliorer les traitements pour les patients suivants.

1.8 Les techniques d'irradiation en RTE

Il existe différentes techniques spécifiques d'irradiation pour le cancer de la prostate. Certaines, comme 3D, VMAT, IMRT, sont couramment utilisées dans des centres bien équipés [9]. D'autres, en revanche, sont encore en phase expérimentale ou demandent des installations très complexes, ce qui limite leur utilisation pour le moment comme la protonthérapie ou la curiethérapie pour le cancer de la prostate comme le centre Chahid Mahmoudi.

1.8.1 La radiothérapie conformationnelle tridimensionnelle (3DCRT)

Est une méthode qui utilise des images tridimensionnelles (3D) de la tumeur pour conformer précisément les faisceaux de radiation, et les ajusté pour qu'ils s'adaptent à la forme de la tumeur [10].

1.8.2 Radiothérapie par modulation d'intensité (IMRT)

Est une technique dans laquelle la fluence des faisceaux est modulée en cours de séance. Le champ d'irradiation est ainsi décomposé en de multiples segments avec de forts gradients de dose entre les différents segments[11]. Les avantages dosimétriques de cette technique par rapport à la RTC-3D résident dans sa capacité à distribuer des doses sous forme de segments notamment des formes concaves adaptées à l'anatomie et à délivrer de façon sélective la dose prescrite à la tumeur [12], en augmentant la dose dans le volume cible anatomoclinique (CTV) et en réduisant les doses aux organes à risque habituellement inclus dans le CTV.

1.8.3 Radiothérapie par arc volumique (VMAT)

La technique d'irradiation VMAT (Volumetric Modulated Arc Therapy) est une modalité avancée de radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité (IMRT) qui permet l'administration de la dose de rayonnement selon un ou plusieurs arcs autour du patient[13], tout en modulant dynamiquement plusieurs paramètres durant l'irradiation. Voici une définition très technique :

VMAT (Volumetric Modulated Arc Therapy) est une technique d'irradiation dans laquelle l'accélérateur linéaire (LINAC) délivre le rayonnement pendant une rotation continue de l'armature (gantry) autour du patient[14], en modulant simultanément :

1. **La forme du faisceau** via le mouvement dynamique des lames d'un collimateur multi-lames (MLC - Multi-Leaf Collimator),
2. **Le débit de dose (dose rate)**, qui est ajusté en temps réel selon les besoins dosimétriques,
3. **La vitesse de rotation du gantry**, qui varie en fonction de la complexité de la distribution de dose souhaitée.

La planification VMAT repose sur un "algorithme d'optimisation inverse" [15] qui permet de déterminer les paramètres optimaux pour atteindre une distribution de dose précise, en maximisant la dose au volume cible (PTV - Planning Target Volume) tout en minimisant l'exposition aux organes à risque (OAR - Organs At Risk).

1.9 La radiothérapie guidée par image (IGRT)

L'IGRT est une technique d'irradiation qui utilise des images médicales avant chaque séance de traitement pour vérifier la position exacte de la tumeur et ajuster le faisceau de radiation en conséquence[16]. Elle corrige les décalages géométriques sans modifier le plan de traitement initial.

Grâce à ce suivi précis, on peut corriger les mouvements internes de la prostate avant chaque séance de traitement [17].

Cela permet d'augmenter la précision du traitement, et donc de réduire la marge de sécurité autour de la tumeur (PTV).

Se concentre uniquement sur la vérification et l'ajustement de la position du patient ou du faisceau de radiation pour compenser les mouvements mineurs (ex : remplissage rectal/vésical). Le plan de traitement reste inchangé.

1.10 La radiothérapie adaptative

Est une approche avancée qui modifie complètement le plan de traitement (dose, marges, angles de faisceau, etc.) en fonction des variations anatomiques observées pendant le traitement. Elle permet de recalculer dynamiquement le plan pour s'adapter aux changements quotidiens du patient[18].

1.11 Volume prostatique

La prostate grandit lentement de la naissance jusqu'à la puberté, puis connaît une croissance plus rapide. Vers 30 ans, elle atteint une taille stable, avec un diamètre d'environ 3,5 cm et un poids d'environ 20 grammes chez un homme jeune. Cette stabilité peut durer jusqu'à environ 45 ans, âge à partir duquel elle peut commencer à augmenter de volume, un phénomène appelé hypertrophie[19].

Selon une étude menée par Philips et ses collègues sur 81 prostates atteintes de cancer, prélevées sur des hommes âgés de 40 à 73 ans (âge moyen : 63,7 ans), le volume de la prostate variait de 12,8 cm³ à 96,4 cm³.

Paramètre	Volume min. (cm ³)	Volume max. (cm ³)	Volume moyen (cm ³)
Prostate	12,8	96,4	31,8
Tumeur	0,3	36,2	3,6

TABLE 1.1 – Variabilité inter-patients de la taille de la prostate et du volume tumoral détecté sur la glande (d'après Philips et al.)

1.12 Les incertitudes géométriques dans le pelvis :

1.12.1 La définition

C'est la variation du positionnement de la cible qui provoque un décalage entre la dose prédite et la dose réellement délivrée [20].

Ces modifications peuvent être dues à :

Variabilité de délinéation : Difficultés à définir précisément la cible.

Erreur de transfert : les erreurs qui peuvent arriver lorsque les données de traitement et les images sont transférées du TPS vers LINAC.

Modifications du volume ou de la forme de la cible : Changements dans la taille ou la forme ou la position de la cible entre le contourage et le traitement.

Imprécisions de repositionnement du patient : Erreurs dans le placement du patient à chaque séance.

Incertitudes internes : Mouvements des organes (prostate, vessie, rectum) dus au remplissage de la vessie ou à l'activité intestinale.

Deux grands types d'erreurs sont associés à ces incertitudes :

Erreurs systématiques : qui interviennent au cours de la préparation du traitement (interfraction), et se répercutant tout au long des séances, comme une mauvaise définition initiale de la cible ou un écart constant dans sa position.

Erreurs aléatoires :, qui peuvent intervenir au cours de la délivrance du traitement (intrafraction). Elles varient d'une séance à une autre ou pendant la séance elle-même, liées par exemple à la position du patient ou aux fluctuations anatomiques.

Chapitre 2

La prise en charge du cancer de la prostate

2.1 Introduction

En radiothérapie pelvienne, la précision du traitement repose sur la capacité à cibler fidèlement la tumeur tout en préservant les tissus sains environnants. Toutefois, plusieurs facteurs anatomiques peuvent engendrer des incertitudes géométriques d'une séance à l'autre, impactant ainsi la qualité et l'efficacité du traitement [21, 22].

Dans cette partie, nous explorerons d'abord les principales causes anatomiques des incertitudes géométriques en radiothérapie pelvienne, ainsi que leurs conséquences cliniques. Ensuite, nous aborderons les stratégies actuelles visant à optimiser la gestion de ces incertitudes dans le cadre du traitement du cancer de la prostate.

2.2 Les causes spécifiques des incertitudes géométriques radiothérapie pelvienne.

Pour comprendre l'impact des incertitudes géométriques sur la distribution de dose, il est essentiel d'étudier les différentes variations qui provoquent ces incertitudes.

2.2.1 Variations du remplissage de la vessie et du rectum

L'un des défis majeurs en radiothérapie pelvienne concerne les variations du remplissage des organes creux comme la vessie et le rectum. En pratique, il est

fréquent d'observer des différences notables du volume de la vessie selon l'hydratation du patient ou le moment de la miction. De même, le contenu rectal peut varier en fonction de l'alimentation, du transit intestinal, ou d'une éventuelle rétention de gaz.

Ces variations influencent directement à la position de la prostate en entraînant un déplacement de la cible par rapport à sa position initiale définie lors du scanner de simulation [23, 24].

Dans mon expérience en stage ou lors des discussions avec des professionnels, j'ai pu constater l'importance des protocoles de préparations visant à standardiser le remplissage de la vessie, une vessie vide laisse plus de place à la prostate pour bouger. et à assurer un rectum aussi vide que possible.

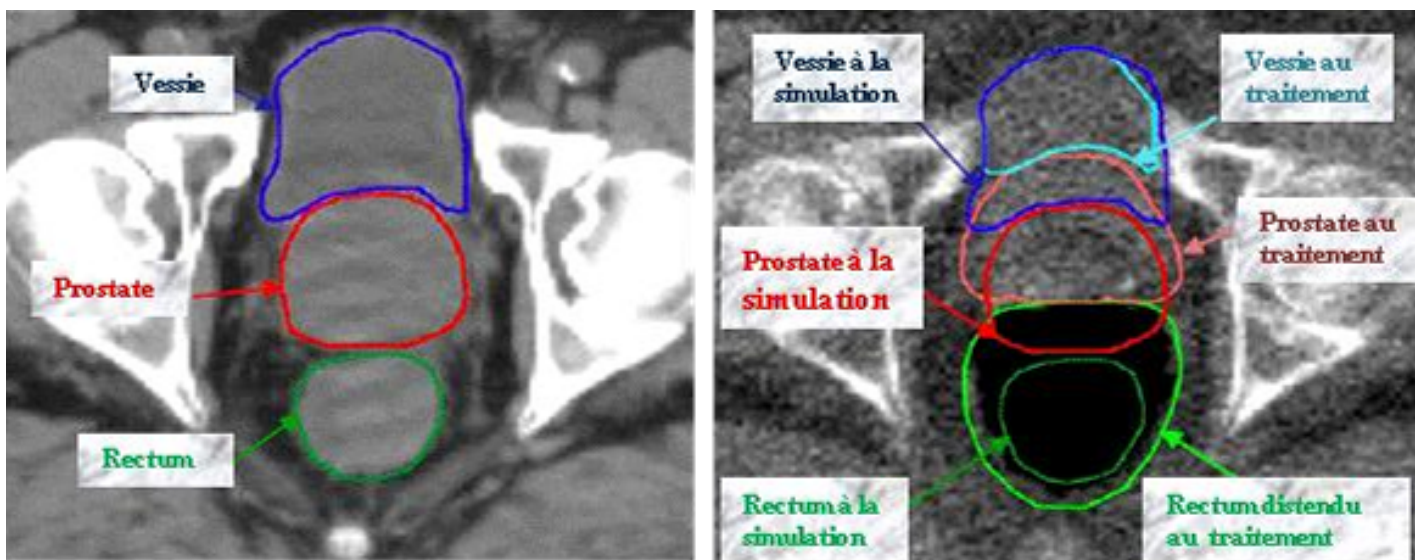


FIGURE 2.1 – Comparaison de l'anatomie pelvienne chez un patient ayant le cancer de la prostate entre le jour de la simulation (CT kilovoltagique) et le jour du traitement (CT mégavoltagique – MVCT). Ces scanners montrent le mouvement et la déformation de la prostate, du rectum et de la vessie qui se traduirait par des variations dans les doses délivrées [?]

2.2.2 Mouvements intestinaux et impacts anatomiques

Les mouvements naturels des intestins tels que la digestion et les gaz intestinaux, notamment ceux liés au péristaltisme qui est un phénomène naturel et involontaire du tube digestif, agissent principalement sur le rectum, dont le volume et la position varient en fonction de la contraction et du remplissage du côlon sigmoïde.

Ces variations rectales exercent une pression sur la prostate (déplaçant son PTV) et, dans une moindre mesure, sur la vessie, modifiant ainsi leur position relative d'une minute à l'autre, y compris pendant la séance de traitement [24].

2.2.3 Déformations pelviennes liées à la position du patient

La position du patient pendant le traitement (souvent en décubitus dorsal – couché sur le dos) agit de manière significative sur la qualité de celui-ci. En effet, toute variation de position entraîne le déplacement de la prostate et les OAR, modifiant ainsi la distribution de la dose.

les déformations des structures pelviennes peuvent être entraîner à cause :

- un mauvais positionnement sur la table,
- une inclinaison du bassin,
- une immobilisation insuffisante.

Cela engendre un décalage entre la position prévue lors de la planification et la position réelle pendant la séance.

2.3 Conséquences cliniques des incertitudes géométriques

2.3.1 Risques de toxicité rectale, vésicale et intestinale

Toxicité rectale

Le rectum est immédiatement postérieur à la prostate. Une mauvaise gestion du positionnement ou un déplacement de la prostate entraîne :

- Toxicité aiguë : rectite, douleurs anales, saignements [25].
- Toxicité tardive : ulcérations, sténoses, hémorragies digestives basses [25].

Ces effets augmentent en cas de forte dose involontaire au rectum [25].

Toxicité vésicale

La vessie, située au-dessus de la prostate, peut être surirradiée en cas de mauvais remplissage :

- Toxicité aiguë : cystite radique, pollakiurie, douleurs mictionnelles [26].
- Toxicité tardive : fibrose, diminution de la capacité vésicale, incontinence urinaire [26].

Toxicité intestinale

Particulièrement concernée lors de l'irradiation des aires ganglionnaires pelviennes :

- Douleurs abdominales, diarrhées sévères, nausées [27].
- Risques d'occlusion intestinale ou de fistules à long terme [27].

2.4 Influence sur l'efficacité du traitement

2.4.1 Sous-dosage du volume tumoral

Si la prostate sort du volume PTV (Planning Target Volume) prévu, elle ne reçoit pas la dose planifiée, ce qui diminue la probabilité de contrôle tumoral (TCP) et augmente les risques de récurrence locale [22, 28].

2.4.2 Surdosage des organes à risque

Une augmentation de la dose reçue par les OAR engendre une augmentation des toxicités. Cela peut conduire à une interruption du traitement ou à une réduction de la dose totale, compromettant l'efficacité thérapeutique [22].

2.5 Stratégies d'optimisation du remplissage des organes creux

Pour limiter les effets des incertitudes géométriques. Des protocoles de gestion du remplissage vésical et rectal sont mis en place afin de stabiliser les volumes anatomiques avant l'irradiation [24, 23].

2.5.1 Protocole de remplissage de la vessie

- Le patient est invité à vider sa vessie, puis à boire 400 à 600 ml d'eau, 30 à 45 minutes avant la séance [23].

- L’objectif est d’obtenir une vessie modérément remplie et stable, afin de repousser l’intestin grêle vers le haut et de maintenir la vessie à distance du faisceau [23].

2.5.2 Protocole de vidage du rectum

- Il est essentiel de réduire les gaz intestinaux et le volume des selles. Pour cela, plusieurs moyens peuvent être utilisés, tels qu’une diète pauvre en fibres et en aliments producteurs de gaz, ainsi que l’administration de laxatifs doux ou de lavements, selon l’appréciation de l’équipe médicale [24].
- Un rectum vidé de son contenu permet en effet de limiter les déplacements de la prostate vers l’avant, assurant ainsi une meilleure stabilité et précision du traitement.

2.6 Protocoles de vérification des organes creux

2.6.1 Le système On-Board Imager (OBI) et la tomодensitométrie à faisceau conique (CBCT)

Le système (OBI) développé par Varian Medical Systems, est un dispositif d’imagerie embarquée intégré directement à la machine. Qui permet d’étudier les mouvements internes des organes (pelviens dans notre étude) et en conséquence de créer de nouvelles modalités de traitement plus conformationnelles au volume tumoral.

Il réalise des images médicales en (2D) avant la délivrance du traitement, dans le but de vérifier la structure osseuse du patient, pour le pelvis deux images sont acquise latérale avec une énergie de 75 KV et sagittale en utilisant 105 KV. Ces images sont ensuite comparées à celles du scanner CT, si nécessaire un repositionnement précis est effectué, afin d’assurer le bon positionnement de la tumeur.

La CBCT est une modalité d’imagerie 3D réalisée grâce au système OBI, qui réalise un scan à 360°. Contrairement aux scanners classiques, la CBCT utilise un faisceau conique de rayons X (et non un faisceau en éventail) pour obtenir des images volumétriques en haute résolution, avec une dose de rayonnement plus faible [29].

Ce système est constitué d’une source de basse énergie (kV) pour le pelvis en délivre une énergie de 125 KV et d’un détecteur bidimensionnel monté sur le bras de la machine. La CBCT permet de visualiser les mouvements internes et à vérifier le remplissage des organes [30].

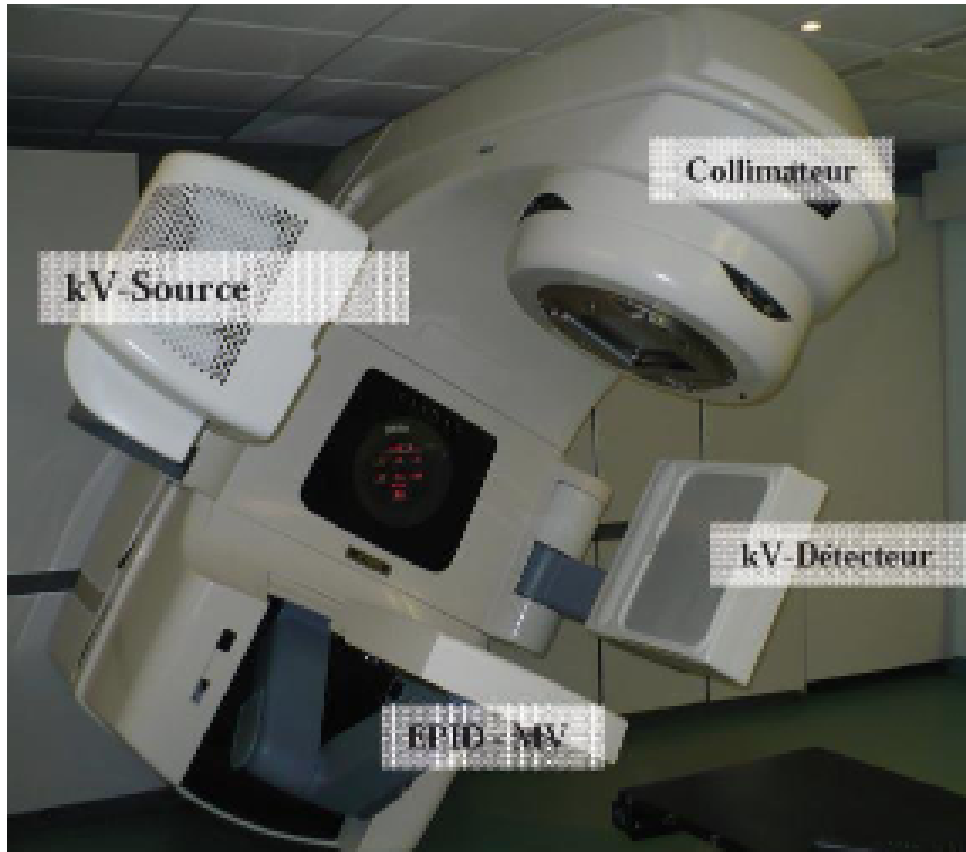


FIGURE 2.2 – Accélérateur linéaire équipé d’un imageur portal à haute énergie (MV EPID) et d’un imageur embarqué (source et détecteur) basse énergie (kV) ; le système de tomographie conique de basse énergie (KV CBCT).

[16, 29].

2.7 Dose volume histogramme (HDV)

pour évaluer la qualité d’un plan de traitement on a besoin de critères d’appréciation simples et objectifs lui permettant de privilégier un plan de traitement par rapport aux autres en quantifiant la dose reçue par les volumes cibles et les OAR[31].

La majorité de ces critères d’évaluation peuvent être déterminés à partir des HDV proposés par TPS.

HDV est un histogramme qui représente la distribution volumique de la dose dans une structure en reliant la dose reçue avec le volume de la structure dans un graphique bidimensionnel, où l’axe horizontal (X) indique la dose en Gray (Gy) ou en (%). L’axe vertical (Y) indique le volume de la structure concerné soit en(%) ou en(cm^3).

Il permet de visualiser quelle proportion d’un volume donné reçoit une certaine dose ou plus. Il existe deux types d’histogrammes dose-volume :

Les histogrammes dose volume différentiels.

Les histogrammes dose volume cumulatifs.

2.7.1 L'histogramme dose-volume différentiel

Lors d'un traitement en radiothérapie, l'ensemble du volume étudié qu'il s'agisse d'une tumeur ou d'un organe à risque est découpé en petites unités élémentaires appelées voxels[31]. Ces voxels sont suffisamment petits pour que l'on considère que la dose reçue à l'intérieur de chacun est uniforme.

À chaque voxel est associée une valeur de dose délivrée. HDV différentiel est alors une représentation graphique qui indique, pour chaque niveau de dose, le nombre de voxels qui l'ont reçu C'est comme compter combien de voxels reçoivent 70 Gy, sans tenir compte de leur emplacement exact dans le corps.

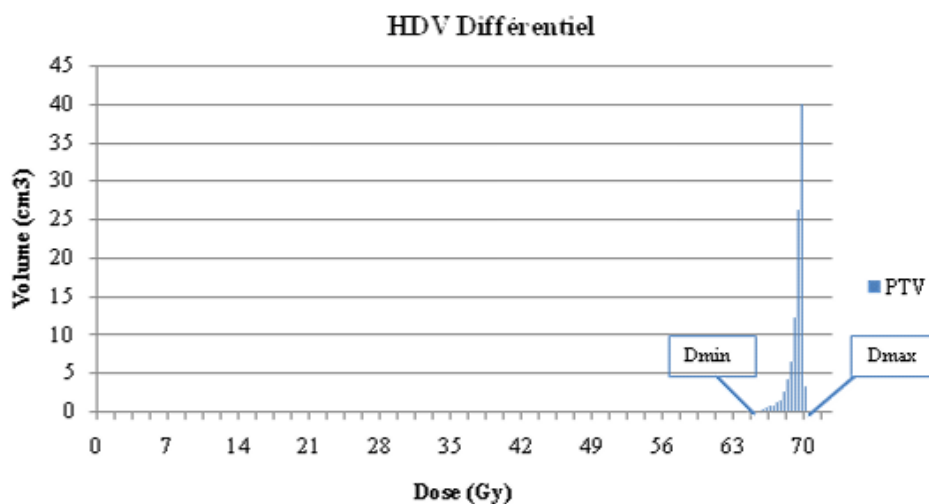


FIGURE 2.3 – Exemple d'HDV différentiel

2.7.2 L'histogramme dose-volume cumulatif

L'HDV cumulatif est un graphique qui affiche le pourcentage (relatif) ou le volume (absolu) des tissus qui reçoivent une dose égale ou supérieure à une valeur définie[31], si on lit $V70 = 25\%$, cela signifie que 25 % du volume reçoit au moins 70 Gy.

Concrètement :

Au début du graphique (faible dose), 100 % du volume reçoit au moins cette dose. Plus la dose augmente, moins de voxels reçoivent cette valeur ou plus. À la fin du graphique, on atteint la dose maximale, reçue par une très petite partie du volume, voire un seul voxel.

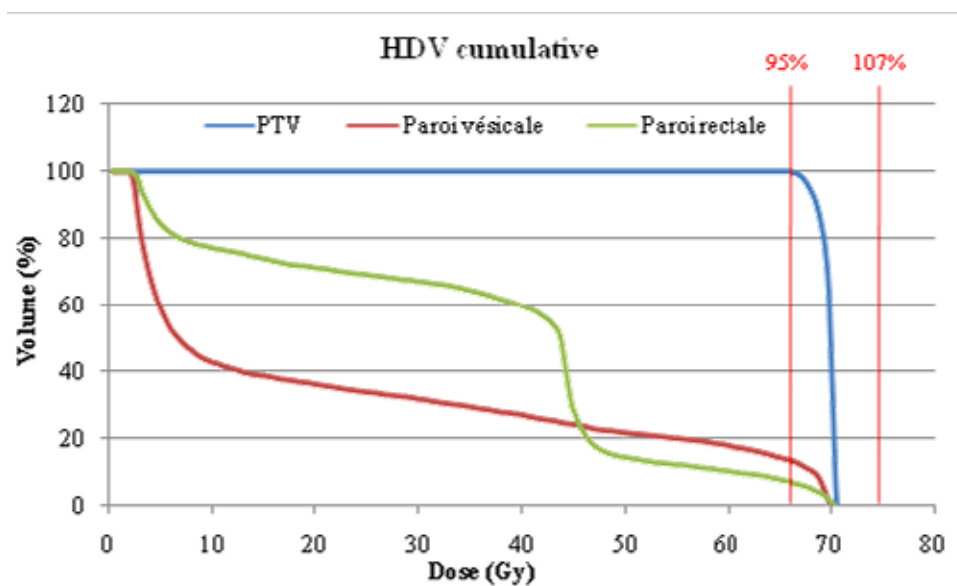


FIGURE 2.4 – HDV cumulatif d'un PTV et d'organes sains pelviens.

Résumé de la différence

Type HDV	Ce qu'il montre	Lecture
Différentiel	Combien de voxels reçoivent une dose précise	Dose exacte
Cumulatif	Quelle part du volume reçoit au moins une certaine dose	Dose minimale atteinte

TABLE 2.1 – Résumé des différences entre les types d'HDV

2.8 Les Points de doses

Sur chaque histogramme dose-volume (HDV), on identifie généralement deux points importants : la dose maximale (D_{max}) et la dose minimale (D_{min}).

La D_{\max} correspond à la plus forte dose reçue dans le volume étudié.

$$D_{\max} = \max_{i,j,k} (D_{i,j,k})$$

où $D_{i,j,k}$

est la dose reçue par le voxel situé aux coordonnées (i,j,k) dans la matrice tridimensionnelle de l'organe.

$$D_{\min} = \min_{i,j,k} (D_{i,j,k})$$

La D_{\min} correspond à la plus faible dose délivrée à ce même volume.

Lorsque le point de dose maximale est situé en dehors du volume cible (PTV), on parle de point chaud ou hot spot. Ce point peut représenter un risque si sa dose est trop élevée et touche un organe à risque.

Concernant la dose minimale, il n'existe pas de seuil fixe recommandé, mais cette valeur est particulièrement importante pour le PTV. Une D_{\min} trop faible dans le PTV pourrait indiquer qu'une partie de la tumeur n'a pas été suffisamment irradiée, ce qui pourrait compromettre l'efficacité du traitement.

2.8.1 Les paramètres dose-volume

Ce sont des indicateurs de volume-dose, souvent utilisés dans DVH. On les utilise pour évaluer quelle partie d'un organe à risque reçoit une certaine dose d'irradiation.

- **V60** : c'est le volume en pourcentage (%) d'un organe (ex : vessie ou rectum) qui reçoit au moins 60 Gy de dose.
- **V70** : c'est le volume en pourcentage (%) d'un organe qui reçoit au moins 70 Gy de dose.

Exemple :

— V60 vessie = 30% → cela signifie que 30% du volume de la vessie a reçu au moins 60 Gy.

— V70 rectum = 20% → cela veut dire que 20% du rectum a reçu 70 Gy de dose.

Plus ces valeurs sont élevées, plus le risque de toxicité est grand, surtout pour les tissus sains.

l'importance de ces valeurs réside dans l'évaluation de la tolérance des organes à risque (OAR).

Si V70 rectum dépasse une certaine limite (par exemple 20 %, le patient a un risque élevé de complications (comme une rectite).

Ces seuils sont souvent définis par des recommandations cliniques comme celles du QUANTEC.

Dmax

Dmax = dose maximale absolue reçue par un organe.

C'est une valeur en Gy (gray). qui correspond à la dose la plus forte enregistrée dans n'importe quelle partie de l'organe.

Exemple :

Si $D_{\max(vessie)} = 78.2$ Gy, cela signifie qu'un petit point de la vessie a reçu cette dose.

2.9 La dose moyenne

La dose moyenne correspond à la valeur moyenne des doses absorbées par l'ensemble des voxels constituant un volume donné (organe ou cible). Elle donne une indication globale de l'intensité d'irradiation reçue par ce volume.

Elle peut être exprimée selon deux formulations équivalentes :

Forme classique sur les voxels :

$$D_{\text{mean}} = \frac{1}{N} \sum_{i,j,k} D_{i,j,k}$$

N : nombre total de voxels dans le volume.

$D_{i,j,k}$: dose dans le voxel situé aux coordonnées (i,j,k) dans la matrice tridimensionnelle de l'organe.

Forme pondérée par volume :

$$D_{\text{mean}} = \frac{1}{V_T} \sum_i D_i \cdot V_i$$

D_i : dose correspondant à un intervalle donné de l'HDV.

V_i : volume associé à cette dose.

V_T : volume total de la structure.

2.10 Prescription de dose pour le cancer de la prostate

La prescription de dose pour le cancer de la prostate s'adapte à la situation clinique de chaque patient. On distingue généralement deux approches : l'une concerne les patients non opérés, pour lesquels une dose totale de 76 Gy est délivrée en 38 fractions ; l'autre s'applique aux patients ayant subi une prostatectomie, avec une dose de 66 Gy administrée en 33 fractions. Notre étude se base sur un schéma de traitement séquentiel, avec un fractionnement de 2 Gy par séance. Le tableau suivant résume les différentes modalités.

TABLE 2.2 – Schéma de prescription des doses selon les situations cliniques

Situation clinique	PTV	Cible	Dose totale	Fractionnement
Sans chirurgie (cas 1)	PTV46	Chaînes ganglionnaires, vésicules séminales, prostate	46 Gy	23 × 2 Gy
	PTV76	Prostate seule	30 Gy	15 × 2 Gy
Sans chirurgie (cas 2)	PTV46	Ganglions, vésicules, prostate	46 Gy	23 × 2 Gy
	PTV66	Vésicules atteintes + prostate	20 Gy	10 × 2 Gy
	PTV76	Prostate seule	10 Gy	5 × 2 Gy
Avec chirurgie (cas 1)	PTV46	Chaînes ganglionnaires + loge prostatique	46 Gy	23 × 2 Gy
	PTV66	Loge prostatique seule	20 Gy	10 × 2 Gy
Avec chirurgie (cas 2)	PTV66	Loge prostatique seule (sans irradiation ganglionnaire)	66 Gy	33 × 2 Gy

2.11 Planification de traitement

La planification du traitement en radiothérapie externe repose sur une approche individualisée, intégrant les caractéristiques cliniques de chaque patient, afin de délivrer une dose précise, ciblée et maîtrisée.

1. La délimitation des volumes consiste à définir les zones cibles à irradier ainsi que les organes à risque à épargner, à partir des images acquises lors de la simulation. Pour le cancer de la prostate non opéré le médecin radiothérapeute contourne d'abord le GTV, qui correspond à la tumeur visible. Il étend ensuite ce volume pour inclure les extensions microscopiques présumées, ce qui constitue le CTV d'une marge régulière vaut à 5mm. Enfin, pour prendre en compte les incertitudes liées aux mouvements internes (comme les déplacements physiologiques de la prostate ou des organes adjacents) et aux erreurs de repositionnement, une marge irrégulière supplémentaire est ajoutée autour du CTV pour former le PTV 5mm phase postérieure et 3mm phase antérieure afin d'éviter la toxicité rectal. Parallèlement, les organes à risque, sont également contournés avec soin.

Cette étape est essentielle, car une erreur de délimitation peut entraîner soit une sous-dosage de la tumeur ou un surdosage des tissus sains, augmentant le risque de toxicité.

2. Après la délimitation des volumes, vient l'étape de la balistique du traitement, réalisée par le physicien médicale qui va définir l'énergie le nombre, l'orientation et le type de faisceaux (fixes, arcs, etc.) pour garantir une couverture optimale du PTV tout en protégeant les OAR.

Le physicien doit également renseigner un ensemble de contraintes lors d'un processus de planification dit inverse via un système de planification de traitement (TPS).

3. Le système de planification, tel qu'Eclipse (Varian), est ensuite utilisé pour effectuer le calcul de la dose, à l'aide d'algorithmes avancés Acuros XB. Le plan est progressivement ajusté selon les contraintes de dose afin d'obtenir un compromis optimal entre efficacité tumorale et protection des tissus sains.

Afin de vérifier le plan de traitement, des évaluations qualitatives et quantitatives de la distribution de dose se réalisent :

Evaluation qualitatives : permettent de visualiser la conformation de la dose au volume cible sur les coupes CT et de localiser les régions de surdosage ou sous

dosage.

Evaluation quantitative : en utilisant les outils de mesure histogrammes dose volume.

2.11.1 Planification de traitement en VMAT

Un plan de VMAT est créé à l'aide d'une planification inverse qui représente une optimisation de la fluence des faisceaux à partir des limites et des contraintes de dose prescrites pour bien couvrir le PTV et protéger les tissus sains.

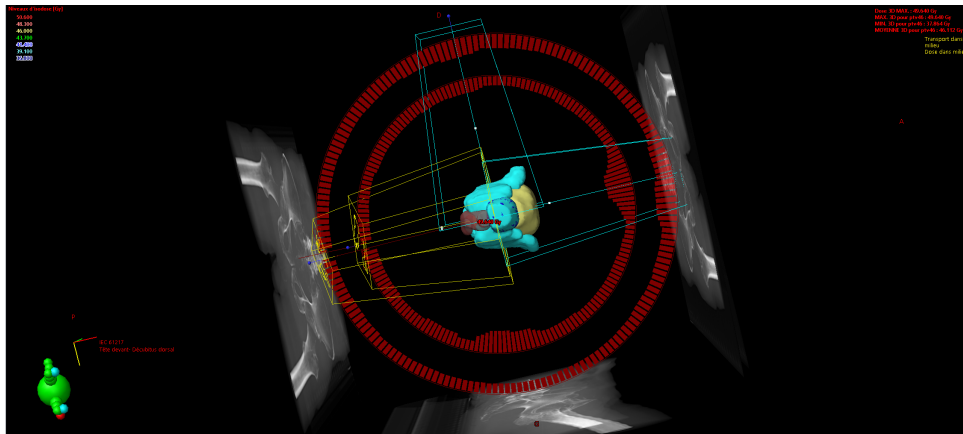


FIGURE 2.5 – Planification en VMAT.

Dans notre cas la planification de traitement a été réalisée sur un TPS de verssion 13.7.21 en utilisant deux arcs d'énergie 6 MV avec un débit de dose 400 UM/min de l'accélérateur linéaire varian iX 23. La plupart des cas que j'ai consulté la dose totale qui à été prescrite au PTV 1 été de 46 Gy cette dose été délivrée en 23 fraction de 2 Gy par séance, d'ue fraction par jour pour 5 fraction par semaines. Pour le PTV 2 était de 30 Gy délivrée en 15 fractions de 2 Gy par séance.

Pour optimiser la distribution de dose, on utilise les isodoses modificateurs pour obtenir la meilleure couverture du PTV, en modifiant le temps d'arrêt si nécessaire pour avoir la couverture souhaité. Tout en utilisant l'algorithme Acuros XB.

2.12 Les tolérance de dose

Il s'agit des limites spécifiques concernat la qualité de la dose que les tissus normaux adjacents à une tumeur peuvent recevoir lors d'un traitement par radiothérapie. Ces limites sont définies pour réduire au minimum les dommages des

tissus sains tout en garantissant une dose optimale au volume cible.

2.12.1 Prescription de doses pour les volumes cibles

Volume du PTV	La dose %
D98%	90%
D95%	95%
D50%	100%
D2%	107%

TABLE 2.3 – Les limites de dose pour PTV

- Au moins 98% du volume du PTV reçoit 90% ou plus de la dose prescrite. Cela indique que quasiment tout le volume tumoral est irradié, mais un petit sous-volume reçoit légèrement moins que la dose optimale.
- 95% du PTV reçoit au moins 95% de la dose, ce qui correspond à la norme classique de couverture minimale recommandée. Cela garantit une bonne efficacité thérapeutique.
- 50% du volume du PTV reçoit exactement 100% de la dose. Cela signifie que la dose prescrite est centrée sur la majorité du volume cible.
- 2% du PTV reçoit jusqu'à 107% de la dose prescrite. Cela représente une zone de surdosage localisée (la dose maximale que le PTV doit la recevoir), aussi appelée hot spot, qui reste dans les limites tolérables si elle est bien située (au sein de la tumeur).

2.12.2 Les contraintes de dose pour les tissus sain

Lorsqu'un traitement implique plusieurs volumes cibles (PTVs), chaque volume est planifié séparément. Pour chaque PTV, un plan de traitement est élaboré en optimisant la distribution de dose afin d'assurer une couverture tumorale adéquate tout en respectant les contraintes imposées aux organes à risque (OAR).

Une fois tous les plans générés, sont combinés afin d'évaluer la dose totale reçue

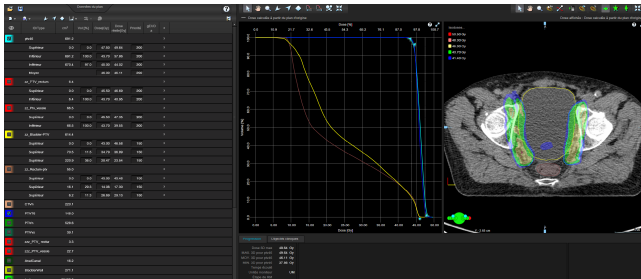


FIGURE 2.6 – L'optimisation de PTV46.

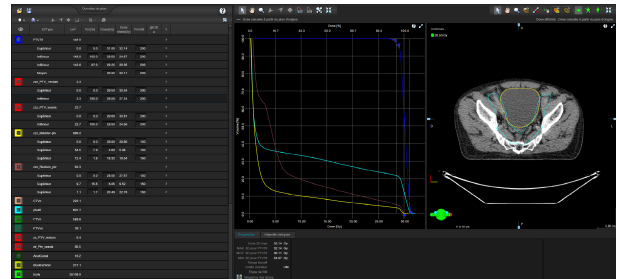


FIGURE 2.7 – L'optimisation de PTV76.

par les tissus sains en utilisant l'HDV, cette dose cumulée est ensuite comparée aux seuils de tolérance définis pour chaque organe, dans le but de garantir que les limites de sécurité ne sont pas dépassées et que le risque de toxicité reste maîtrisé.

OAR	La dose %
Canal anal	$D_{\text{mean}} \leq 40 \text{ Gy} ; V_{20 \text{ Gy}} \leq 75\%$
Grand intestin	$D_{\text{mean}} \leq 30 \text{ Gy} ; V_{45 \text{ Gy}} \leq 200 \text{ cm}^3$
Vessie	$D_{\text{max}} \leq 75 \text{ Gy} ; V_{60 \text{ Gy}} \leq 50\% ; V_{70 \text{ Gy}} \leq 35\%$
Têtes fémorales	$D_{\text{max}} \leq 52 \text{ Gy} ; V_{50 \text{ Gy}} \leq 5\%$
Reins	$D_{\text{mean}} \leq 18 \text{ Gy} ; \text{Spare} \geq 200 \text{ cm}^3 \text{ combiné avec } \leq 25 \text{ Gy}$
Bulbe du pénis	$D_{\text{mean}} \leq 50 \text{ Gy}$
Rectum	$D_{\text{max}} \leq 70 \text{ Gy} ; V_{40 \text{ Gy}} \leq 50\% ; V_{70 \text{ Gy}} \leq 20\%$
Testicules/Ovaires	$D_{\text{max}} \leq 6 \text{ Gy} ; D_{\text{mean}} \leq 5 \text{ Gy}$
Urethra	$D_{\text{max}} \leq 70 \text{ Gy}$

TABLE 2.4 – Les limites de dose pour les OAR

2.13 Matériels et Méthodes

2.13.1 Systeme de Planification des Traitements (ECLIPSE) :

Le système Eclipse de la société Varian Medical Systems est un système de planification dosimétrique avancée utilisé en radiothérapie. Il permet de concevoir, optimiser et évaluer les plans de traitement pour les patients atteints de cancer.

Le TPS Eclipse propose différents outils pour la délimitation des volumes cibles. La balistique de traitement pour la prostate inclut l'utilisation de deux arcs de rotation complètes pour les deux PTV 46 et PTV 76 avec des faisceaux d'énergie 6 MV, à un débit de dose de 400 UM / minute.

2.13.2 Déroulement de l'étude :

Cette étude a été menée sur un échantillon de 120 patients traités par radiothérapie en 2023, à l'aide du système de planification de traitement (TPS) Eclipse. Elle visait à appliquer des erreurs symétriques au niveau de l'isocentre du PTV, dans la direction positive et négative. Au total, 240 plans ont été recalculés, incluant les plans positifs et négatifs pour chaque organe à risque (vessie et rectum).

Pour chaque patient, les paramètres de traitements ont été extraits à partir du module de gestion de traitement, incluant le nombre de séances, ainsi que les coordonnées de la table de traitement (axes X, Y, Z) enregistrées à chaque séance.

L'étude est réalisée sur des images CBCT (Cone Beam Computed Tomography) acquises avant le traitement, permettant de visualiser le positionnement des organes internes. L'objectif principal de cette étude est d'estimer la dose maximale susceptible d'être reçue par le patient en cas de variation de positionnement vertical. Pour cela on a calculé la moyenne de la composante verticale : on note y_s la coordonnée verticale mesurée lors de la séance s , pour $s=1,2,\dots,S$, alors la moyenne \bar{y} sur toutes les séances s'écrit :

$$\bar{y} = \frac{1}{S} \sum_{s=1}^S y_s$$

Ensuite, on calcule l'écart maximal observé sur la coordonnée verticale (axe Z) pour chaque patient. À partir de cet écart, deux plans de traitement modifiés ont été générés à partir du plan initial : l'un avec un décalage vertical positif, l'autre avec un décalage vertical négatif. Ces plans ont été recalculés dans TPS Eclipse en conservant tous les paramètres techniques (faisceaux, fluences, unités moniteur).

Une analyse dosimétrique comparative a ensuite été réalisée entre le plan initial et les plans modifiés, en s'intéressant particulièrement à la dose maximale et à la V 60, V70 reçue par les structures critiques (organes à risque) vessie, rectum. Cette analyse visait à quantifier les risques liés à une imprécision de repositionnement, afin de mieux encadrer la marge de sécurité et les tolérances associées à

l'imagerie CBCT.

2.14 Justification du focus sur les déplacements antéro-postérieurs en radiothérapie prostatique

De nombreuses études ont été menées pour analyser les mouvements de la prostate pendant la radiothérapie, afin d'identifier la direction ayant le plus d'impact sur la précision du traitement.

Ces recherches ont permis de mettre en évidence que les mouvements antéro-postérieurs (verticaux) sont généralement plus amples que les mouvements longitudinaux (supéro-inférieurs) ou latéraux (droite-gauche).

Selon les données de la littérature, les déplacements dans l'axe antéro-postérieur (AP) peuvent atteindre jusqu'à ± 17 mm, dans l'axe supéro-inférieur (SI) jusqu'à ± 16 mm, alors que les mouvements latéraux (RL) sont souvent inférieurs à ± 3 mm, du fait des parois osseuses du bassin qui limitent ce type de déplacement.

Comme le souligne Azad Mohammad (2011), « **le mouvement de la prostate se produit dans les trois plans, mais tend à être plus important dans les axes AP et SI, et moins dans l'axe RL (droite-gauche), où le mouvement est limité par les parois du pelvis** ».

Cette mobilité verticale s'explique principalement par les variations du remplissage rectal et vésical, un rectum plein de gaz ou de selles pouvant exercer une pression vers l'avant sur la prostate, surtout si la vessie est vide cela engendre un déplacement vertical important.

D'ailleurs, c'est pour cette raison que notre étude se base sur l'analyse de la distribution de dose au niveau des organes à risque, à savoir la vessie et le rectum, en raison de leur influence directe sur les mouvements de la prostate.

Chapitre 3

Résultats et discussion :

3.1 Introduction

Dans ce chapitre, nous allons présenter les résultats d'analyse des paramètres dosimétriques (V60, V70 et Dmax) pour la vessie et le rectum, à partir des trois plans de traitement ; Plan initial s'agit du plan de référence, Plan positif (déplacement postérieur de l'isocentre du PTV) simule un décalage de la prostate vers l'arrière, plan négatif (déplacement antérieur de l'isocentre) Simule un décalage de la prostate vers l'avant.

permet de mettre en évidence une estimation sur la dose maximale théorique qu'un patient pourrait recevoir au moment d'irradiation, liés à une incertitude géométrique lors du positionnement.

3.2 Évolution du volume vésical au cours des séances de traitement

L'histogramme fait référence à la variation volumique de la vessie pour les patients au cours des séances de traitement.

— Axe horizontal (x) :

Représente le nombre des images CBCT réalisées, chaque point correspond à une mesure du volume de la vessie effectuée avant la séance de traitement.

— Axe vertical (y) :

Représente le volume de la vessie en centimètres cubes (cm³), on n'évalue le niveau de remplissage vésical juste avant chaque traitement.

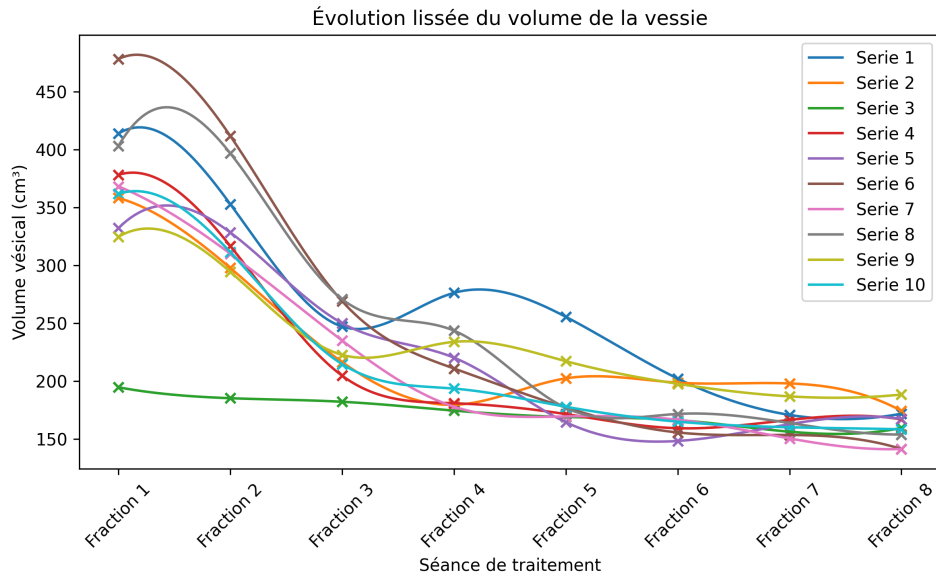


FIGURE 3.1 – Variation du volume de la vessie .

Les résultats obtenus montrent clairement que le remplissage de la vessie varie d'une séance à l'autre, chaque séance se distinguant de la précédente.

Interprétation :

La variabilité du volume vésical observée au cours des séances de radiothérapie résulte l'influence combinée de plusieurs paramètres.

L'adhésion des patients au protocole d'hydratation est souvent inconstante : bien qu'il leur soit demandé de boire une quantité remarquable d'eau avant chaque séance, cette consigne est plus facile à suivre durant les premiers jours du traitement que sur la totalité des séances.

La répétition quotidienne de cette opération entraîne sur la vessie une diminution progressive de sa capacité physiologique qui sera plus tard limitée, ne permet pas toujours de supporter un remplissage excessif. Au-delà de ce seuil, le patient éprouve un inconfort croissant, pouvant aller jusqu'à une miction involontaire ou un besoin urgent d'uriner, rendant difficile le maintien de la position de traitement. Cette limite fonctionnelle explique que même avec une hydratation importante, le volume vésical ne soit pas parfaitement reproductible.

D'autres facteurs, tels que les variations interindividuelles (fonction rénale, métabolisme, habitudes mictionnelles), ainsi que les conditions pratiques de traitement (temps d'attente, stress, respect inégal des consignes), accentuent cette irrégularité.

Conclusion :

Le volume de la vessie devrait rester relativement constant reproduire le même volume réalisé lors du scanner CT, car un remplissage vésical stable permet une meilleure reproductibilité du positionnement et garantit que la prostate se trouve au même endroit contouré à chaque traitement.

3.3 Effet du déplacement d'isocentre du PTV pour la vessie

Pour étudier l'influence du déplacement d'isocentre sur la distribution de dose reçue par la vessie, on utilise des histogrammes contenant les résultats obtenus par le TPS.

3.3.1 Analyse d'histogramme V60

L'histogramme Montreal la moyenne des volumes vésicaux exposés à une dose de 60 Gy chez l'ensemble des patients étudiés.

- Axe horizontal (x) :
Représente les trois plans de traitements.

- Axe vertical (y) :
Représente la moyenne de la vessie des patients recevant une dose de 60 Gy.

L'histogramme montre une variabilité importante en fonction du plan considéré :

Plan initial : $V60 = 22.1\%$ de la moyenne du volume de la vessie des patients recevant une dose de 60 Gy.

Plan négatif : $V60 = 19.5\%$ du volume moyen de la vessie irradiée, reçoit moins de dose par rapport au l'initial à cause du déplacement de la prostate vers l'avant.

Plan positif : $V60 = 25.3\%$ du volume moyen de la vessie reçoit plus de dose (prostate déplacée vers l'arrière).

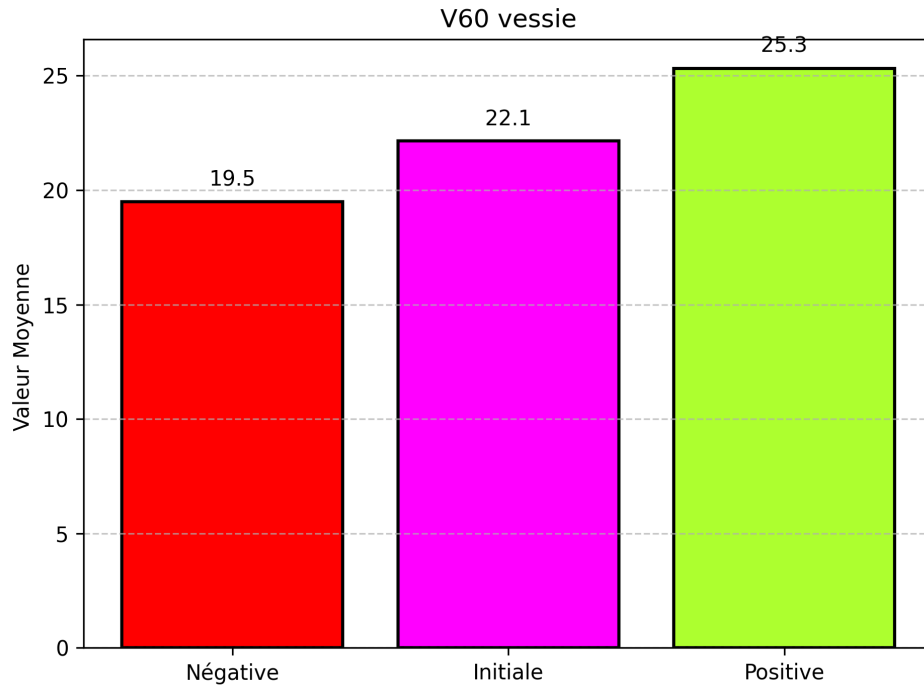


FIGURE 3.2 – Histogramme de la V60 pour la vessie.

Le déplacement postérieur de l'isocentre du PTV (plan positif) rapproche le volume cible de la vessie, entraînant une augmentation significative du volume vésical. Ce changement est potentiellement associé à une majoration du risque de toxicité urinaire, provoquant d'un risque de sous-recouvrement tumoral si le mouvement est excessif.

À l'inverse, dans le plan avec déplacement antérieur (plan négatif), la dose à la vessie diminue :

Ce déplacement éloigne le faisceau principal de la vessie, ce qui réduit sa couverture par les hautes doses. Bien que cela semble favorable sur le plan de la tolérance, cela peut compromettre la couverture tumorale si la prostate s'éloigne trop du volume planifié.

L'histogramme du Dmax de la vessie confirme cette tendance.

L'histogramme représente la dose maximale (Dmax) moyenne reçue par la vessie pour tout les patients dans trois situations différentes de traitement (initiale, négative, positive), avec des moyennes de dose réparties comme suit :

Initiale : 78.04 Gy

Négative : 77.83 Gy

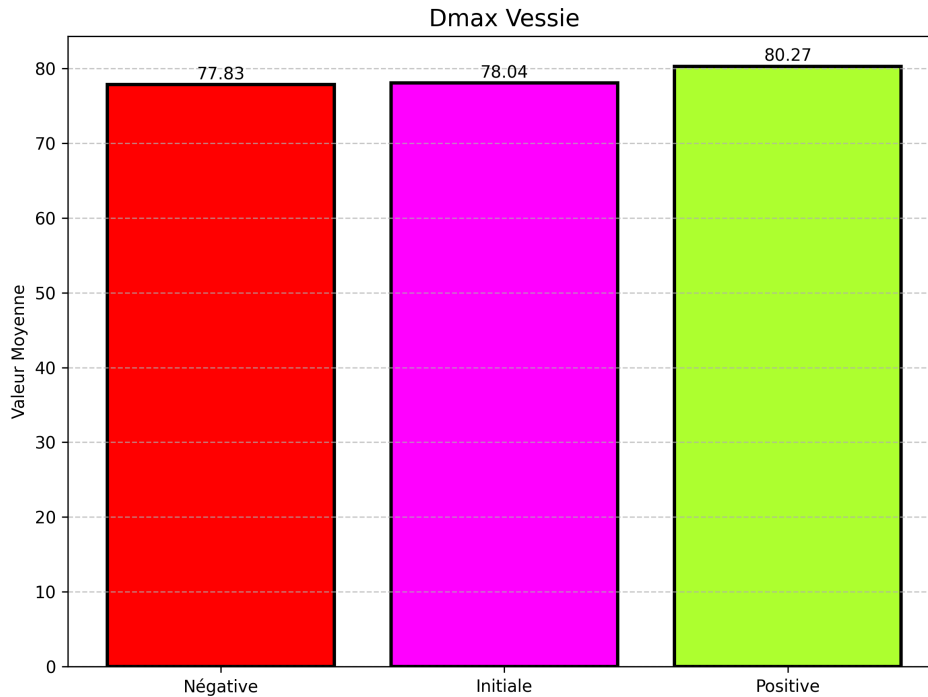


FIGURE 3.3 – Histogramme de la Dmax pour la vessie.

Positive : 80.27 Gy

Même si la variation semble faible, la Dmax augmente dans les déplacements postérieurs (plan positif), confirmant la sur-irradiation potentielle en cas de mauvaise reproductibilité du positionnement.

Interprétation :

La position de l'isocentre influence directement l'exposition de la vessie. Un déplacement vers l'arrière majore la dose reçue par la vessie. Il constitue ainsi une estimation réaliste du maximum dosimétrique possible, tandis qu'un déplacement vers l'avant la diminue. Ces résultats soulignent l'importance d'un positionnement précis et reproductible du patient.

3.3.2 Analyse d'histogramme V70

L'histogramme montre la moyenne des volumes vésicaux exposés à une dose de 70 Gy chez l'ensemble des patients étudiés.

- Axe horizontal (x) :
Représente les trois plans de traitements.
- Axe vertical (y) :

Représente la moyenne de la vessie des patients recevant une dose de 70 Gy.

L'évolution d'histogramme du V70 pour la vessie reflète une tendance comparable à celle observée pour la V60, bien que l'impact dosimétrique soit plus marqué en raison du seuil de dose plus élevé.

Plan initial : En moyenne, 11.92% du volume de la vessie à été exposé à 70 Gy.

Plan négatif : Le déplacement antérieur de la prostate éloigne le volume cible de la vessie. Ce changement se traduit par une diminution du volume vésical exposé à de fortes doses. Ainsi, la valeur du V70 diminue avec 11.39%, tout comme pour le V60 .

Plan positif : À l'inverse, un déplacement postérieur rapproche la prostate de la vessie, entraînant une augmentation du volume irradié, traduisant un risque accru de toxicité urinaire si cette situation est répétée ou mal corrigée V70 augmente avec 15.40%.

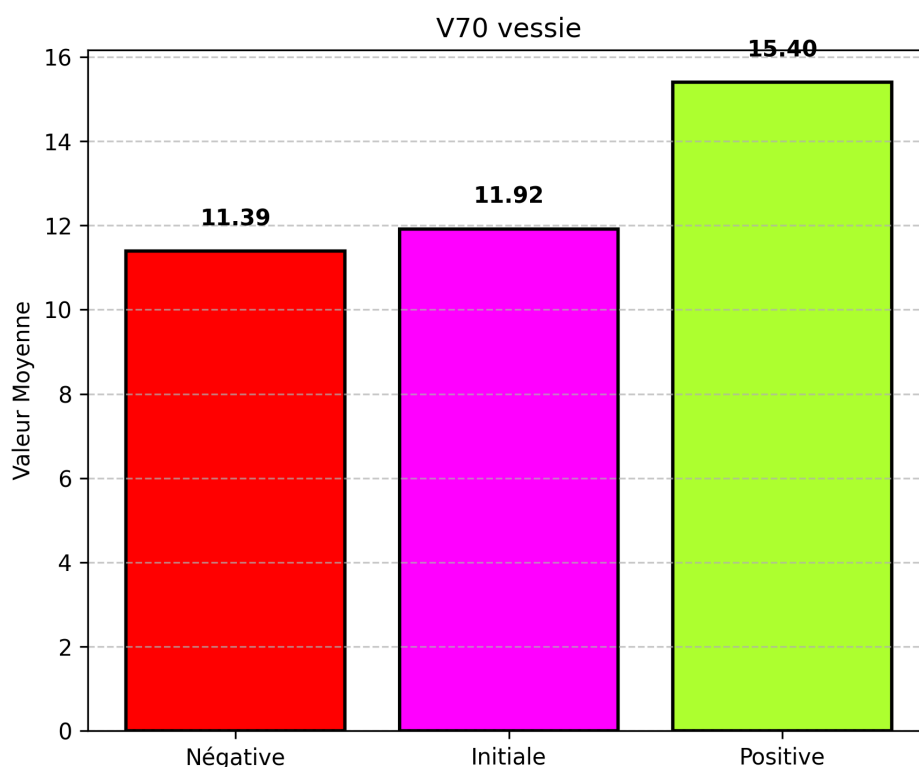


FIGURE 3.4 – Histogramme de la variation de V70 pour la vessie.

Ces résultats confirment que les déplacements géométriques postérieurs accen-

tuent la charge dosimétrique sur la vessie, en particulier dans les volumes soumis à de fortes doses $\geq (70Gy)$.

3.4 Effet du déplacement d'hisocentre du PTV pour le rectum

3.4.1 Analyse d'histogramme V60

L'histogramme V60 illustre le volume rectal moyen irradié à une dose de 60 Gy chez l'ensemble des patients étudiés.

- Axe horizontal (x) :
Représente les trois plans de traitements.

- Axe vertical (y) :
Représente la moyenne des doses de 60 Gy reçues par le rectum chez les patients.

L'évolution de la V60 du rectum révèle une tendance inverse à celle de la vessie :

Plan initial : $V60 = 92,8\%$ en moyenne du volume du rectum des patients reçoivent une dose élevée, haute exposition.

Plan négatif : $V60 = 96,7\%$ du volume moyen du rectum reçoit plus de dose (prostate déplacée vers l'arrière).

Plan positif : $V60 = 86,5\%$ du volume moyen du rectum irradié, reçoit moins de dose par rapport au l'initial à cause du déplacement de la prostate vers l'avant.

Le déplacement antérieur de la prostate (plan négatif) rapproche les faisceaux du rectum, ce qui augmente le volume du rectum recevant 60 Gy ou plus. Ce déplacement simule un risque accru de toxicité rectale.

À l'inverse, le déplacement postérieur (plan positif) permet une épargne significative du rectum.

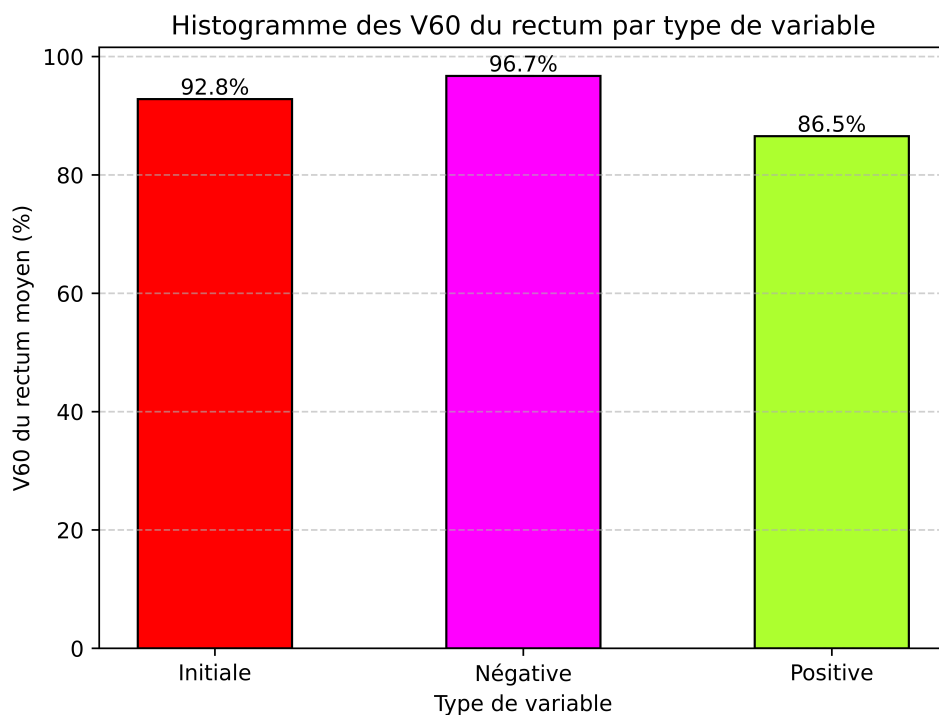


FIGURE 3.5 – Histogramme de la variation de V60 pour le rectum.

3.4.2 Analyse d’histogramme V70

L’histogramme V70 illustre le volume rectal moyen irradié à une dose de 70 Gy chez l’ensemble des patients étudiés.

- Axe horizontal (x) :
Représente les trois plans de traitements.
- Axe vertical (y) :
Représente la moyenne des doses de 70 Gy reçues par le rectum chez les patients.

L’analyse du V70 pour le rectum montre également une évolution similaire à celle du V60, avec une réponse inverse par rapport à la vessie :

Plan initial : En condition nominale, 74.6 % du volume rectal reçoit une dose du 70 Gy. Cette valeur, déjà élevée, indique une importante irradiation du rectum.

Plan négatif : Le déplacement antérieur de la prostate rapproche les faisceaux du rectum.

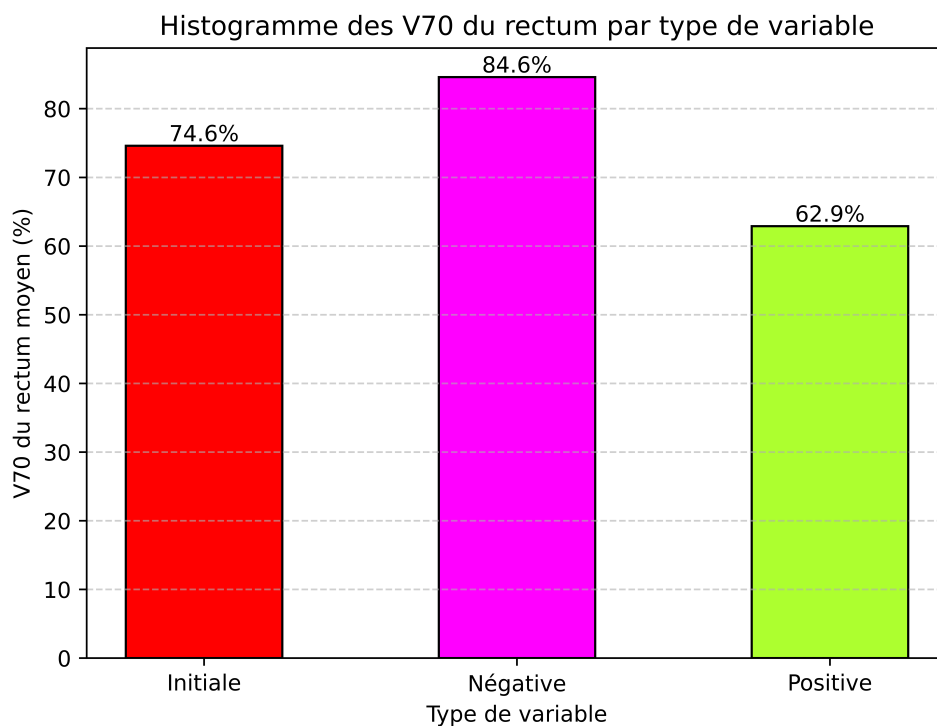


FIGURE 3.6 – Histogramme de la variation de V70 pour le rectum.

Plan positif : Le déplacement postérieur éloigne les faisceaux du rectum, entraînant une réduction du volume exposé à des fortes doses (62.9% pour V70).

Ainsi, tout comme pour V60, la V70 du rectum augmente en cas de déplacement antérieur (plan négatif) et diminue en cas de déplacement postérieur (plan positif), soulignant encore une fois la sensibilité du rectum à la géométrie du positionnement.

Interprétation :

Le rectum est particulièrement sensible aux variations postérieures de l'isocentre. Un déplacement vers l'avant augmente sa dose, tandis qu'un déplacement vers l'arrière améliore sa préservation.

3.4.3 Analyse l'histogramme de la Dmax

Le graphique représente la dose maximale (Dmax) moyenne reçue par le rectum pour tous les patients dans les trois situations différentes de traitement (initiale, négative, positive).

Interprétation des résultats :

La Dmax au niveau du rectum augmente du plan initial 86.29 Gy au plan

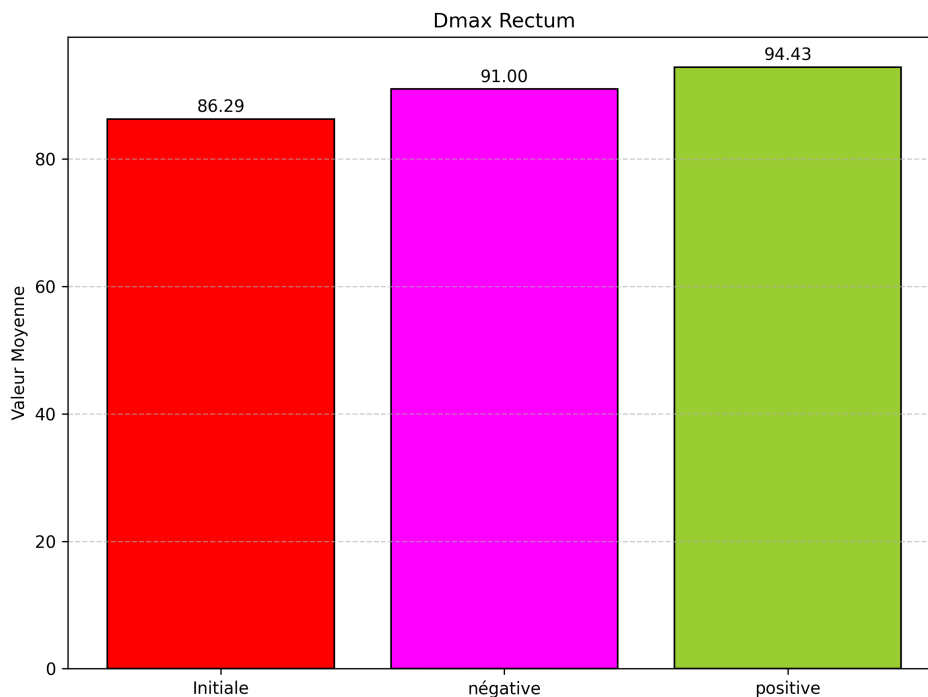


FIGURE 3.7 – Histogramme de la variation de Dmax pour le rectum.

positif 94,43 Gy, ce qu'est cohérent à la V60 et à la V70. À l'inverse, dans le plan négatif, une diminution de la dose reçue par le rectum a été constatée, ce qu'est cohérent à la V60 et à la V70.

Cela montre l'importance de la marge de sécurité appliquée pendant de traitement.

plus qu'on diminue de la marge appliqué plus qu'on optimise la dose reçu par le tissu.

3.5 Synthèse des observations

Les résultats mettent en évidence une relation inverse entre la dose reçue par la vessie et celle reçue par le rectum, en fonction de la direction du déplacement de l'isocentre :

- Déplacement postérieur (plan positif) : augmentation de la dose à la vessie et diminution de la dose au rectum.
- Déplacement antérieur (plan négatif) : diminution de la dose à la vessie et augmentation de la dose au rectum.

Ce compromis entre les deux organes à risque souligne la complexité du positionnement en radiothérapie pelvienne. Il apparaît donc crucial de maîtriser la marge

de sécurité afin de garantir la qualité du traitement.

3.6 La dose maximale reçue par la vessie et le rectum

L'histogramme analyse la répartition des doses maximales reçues par la vessie (en bleu) et le rectum (en rouge), et la coïncidence des deux (en orange) chez les patients dans le cadre du plan de traitement initial (sans incertitudes ajoutées).

- Sur l'axe horizontal, on retrouve les valeurs des Dmax exprimées en Gray (Gy), allant d'environ 65 à 105 Gy.
- L'axe vertical représente la fréquence (le nombre de patients ayant reçu une certaine valeur de Dmax).

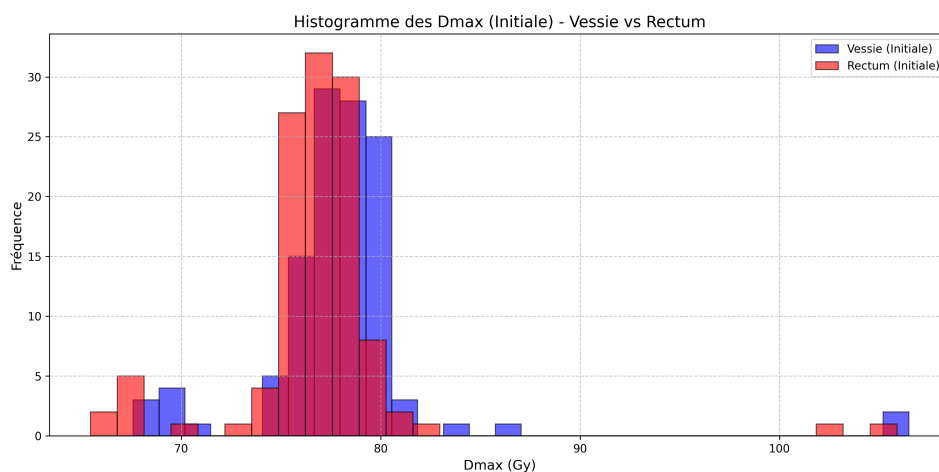


FIGURE 3.8 – Histogramme des doses maximales reçues par la vessie et le rectum .

Les deux histogrammes sont superposés pour permettre une comparaison directe entre les deux organes.

On remarque que la majorité des patients ont une Dmax située entre 76 et 80 Gy, ce qui est cohérent avec la dose prescrite dans la zone cible (PTV).

Cependant, pour le traitement de loge prostatique la vessie atteint des doses très élevées, jusqu'à 105 Gy.

Le rectum, quant à lui, montre une distribution plus concentrée autour de 76–78 Gy, avec moins de cas extrêmes, bien que des Dmax élevées soient également observées.

Interprétation

La Dmax est un indicateur important de la toxicité potentielle plus elle est élevée, plus il y a de risque de complications tardives.

Les résultats indiquent que certains patients reçoivent des doses nettement supérieures aux limites tolérables, en particulier au niveau de la vessie, ce qui augmente le risque de complications.

3.7 Comparaison des distributions de Dmax selon les protocoles d'imagerie

L'étude comparative des deux protocoles d'imagerie révèle une nette amélioration de la maîtrise de la dose maximale reçue par les organes à risque (rectum et vessie).

Le protocole initial, où peu d'images sont réalisées avant chaque séance de traitement, par contre le protocole comparatif, où un nombre accru d'images est acquis.

L'analyse met en évidence plusieurs observations importantes :

3.7.1 comparaison des Dmax reçues par la vessie

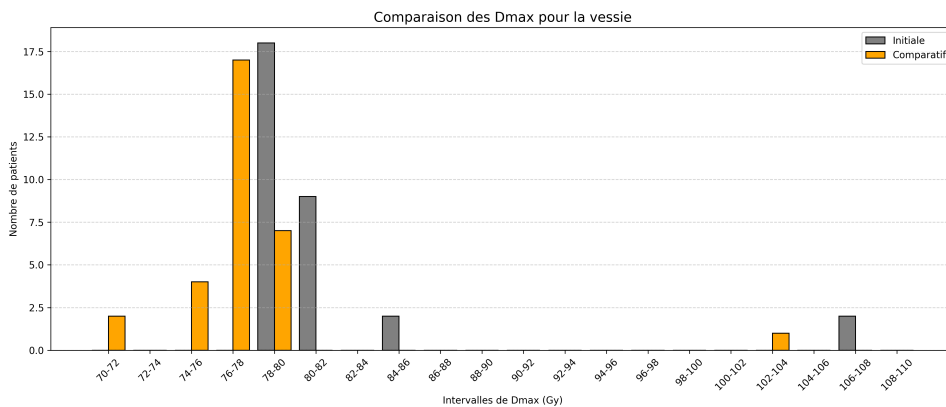


FIGURE 3.9 – comparaison des doses maximales (Dmax) reçues par la vessie

Les résultats montrent clairement une réduction des doses maximales à la vessie dans le plan comparatif, témoignant de l'intérêt de l'imagerie fréquente pour améliorer la précision du traitement.

Principales observations :

La majorité des patients ont reçu une Dmax entre 76 et 80 Gy dans les deux plans, mais la courbe orange (plan comparatif) présente une distribution plus étendue vers les faibles doses (70–76 Gy), indiquant une meilleure protection vésicale grâce au recalage plus fréquent.

Dans tous les cas, la dose maximale observée dans le plan initial est supérieure à celle du plan comparatif.

Le pic de Dmax observé à 105 Gy dans le plan initial concerne un patient traité pour une loge prostatique, ce qui explique cette valeur exceptionnellement élevée. Ce cas reste unique, mais souligne l'importance d'une bonne gestion des volumes cibles étendus.

Globalement, le plan initial montre une tendance à surestimer la dose à la vessie, ce qui peut être attribué aux incertitudes de positionnement non corrigées en l'absence d'images régulières.

3.7.2 comparaison des Dmax reçues par le rectum

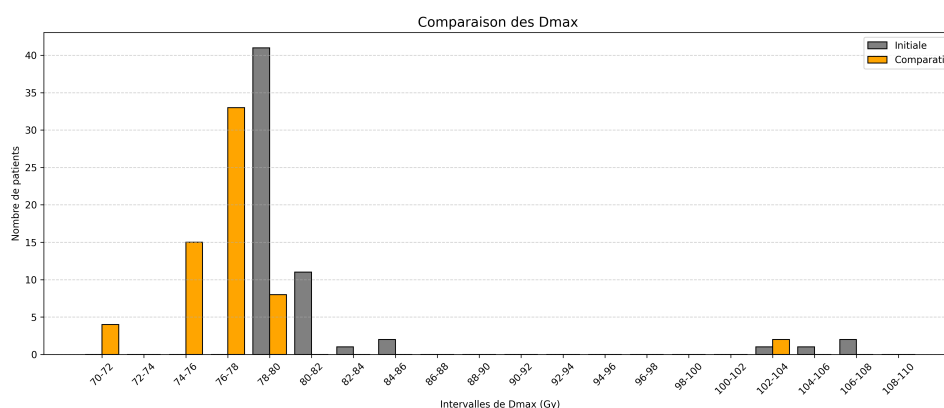


FIGURE 3.10 – comparaison des doses maximales (Dmax) reçues par le rectum

- Axe horizontal (x) : Représente les intervalles de doses maximales (Dmax) reçues par le rectum, en Gray (Gy).
- Axe vertical (y) : Représente le nombre de patients pour chaque intervalle de dose.

Le même phénomène de réduction des doses maximales est observé pour le rectum lors du passage du plan initial au plan comparatif, en tenant compte des incertitudes géométriques corrigées par recalage.

Dans le plan initial, la majorité des patients ont reçu une Dmax située entre 78 et 80 Gy. À l'inverse, dans le plan comparatif, cette concentration diminue fortement.

Le plan comparatif montre également une répartition plus étalée vers les faibles doses. Cela illustre une meilleure protection du rectum, rendue possible grâce à une localisation plus précise de la prostate via l'imagerie répétée.

Le cas extrême à 104–106 Gy correspond à un traitement de loge prostatique.

Et que, dans tous les cas, la dose maximale du plan initial est toujours supérieure à celle du plan comparatif.

Conclusion :

La réalisation d'images fréquentes pendant le traitement permet une meilleure localisation de la prostate et une correction efficace des déplacements interfractionnels. Cela se traduit par une distribution de dose plus précise, une réduction des doses maximales aux organes à risque (vessie et rectum), et une diminution du risque de toxicités. L'imagerie répétée améliore ainsi à la fois la sécurité et l'efficacité du traitement.

3.8 Perspective

Au-delà des résultats obtenus, ce travail ouvre la voie à plusieurs perspectives d'amélioration et d'approfondissement.

Tout d'abord, il serait pertinent d'étendre cette étude à un nombre plus important de patients et de comparer différents protocoles de préparation (variations de remplissage vésical et rectal) afin de mieux quantifier l'impact de la variabilité anatomique sur la distribution de dose. Une telle analyse permettrait de proposer des recommandations standardisées, adaptées au contexte clinique et aux ressources disponibles.

Ensuite, l'intégration des nouvelles techniques de radiothérapie, comme la radiothérapie adaptative et la radiothérapie guidée par imagerie en temps réel (IGRT avancée), pourrait constituer une solution prometteuse pour corriger instantanément les déplacements de la prostate et réduire les incertitudes interfractionnelles et intrafractionnelles. L'utilisation d'algorithmes d'intelligence artificielle pour prédire et compenser les mouvements de la prostate représente également une voie de recherche innovante.

Par ailleurs, une étude complémentaire pourrait porter sur l'évaluation clinique à long terme des toxicités urinaires et rectales chez les patients traités, afin de corréler les données dosimétriques avec les résultats cliniques. Cela permettrait de valider les prédictions issues de la planification et d'adapter les marges de sécurité en fonction des risques réels observés.

Enfin, il serait intéressant de mettre en place des programmes de sensibilisation et de formation renforcée pour les patients, afin d'améliorer leur adhésion aux protocoles de préparation (hydratation, vidage rectal, régularité des habitudes). L'optimisation du traitement ne dépend pas uniquement de l'équipe médicale, mais aussi de la collaboration active du patient, qui demeure un acteur central de la réussite thérapeutique.

Ces perspectives ouvrent la voie vers une radiothérapie plus personnalisée, plus adaptative et plus précise, visant à concilier efficacité tumorale et réduction maximale des toxicités, dans l'intérêt d'une meilleure qualité de vie des patients.

3.9 Conclusion général

Le travail présenté dans ce mémoire s'inscrit dans une démarche d'évaluation dosimétrique de l'impact des incertitudes géométriques, en particulier des déplacements verticaux (antéro-postérieurs) de l'isocentre du volume cible (PTV), sur l'exposition des organes à risque (vessie et rectum) en radiothérapie pelvienne pour le cancer de la prostate. Cette étude a été réalisée à partir de trois plans de traitement simulés : un plan de référence (initial), un plan avec déplacement antérieur (négatif), et un plan avec déplacement postérieur (positif)

Les résultats ont montré qu'un déplacement postérieur de l'isocentre entraîne une augmentation significative des doses reçues par la vessie (hausse des V60, V70 et Dmax), tout en réduisant celles reçues par le rectum. À l'inverse, un déplacement antérieur favorise une épargne vésicale, mais augmente considérablement l'irradiation rectale. Cette relation inverse illustre toute la complexité de la planification thérapeutique, qui consiste à maintenir un compromis entre couverture tumorale optimale et préservation des tissus sains.

Par ailleurs, l'analyse de la variabilité du volume vésical au cours des séances a confirmé l'importance d'un remplissage stable et reproductible, condition indispensable pour réduire les incertitudes interfractionnelles et garantir une bonne reproductibilité du positionnement. Ces observations rappellent que la réussite d'un traitement ne repose pas seulement sur la qualité technique des plans ou la précision des équipements, mais également sur l'adhésion stricte du patient aux protocoles préparatoires.

En résumé, cette étude démontre que les déplacements verticaux, même faibles, peuvent modifier significativement la distribution de dose aux organes à risque. Elle souligne l'importance de la reproductibilité du positionnement, de l'utilisation fréquente d'imageries de contrôle (CBCT) et d'une gestion rigoureuse des marges de sécurité pour optimiser à la fois la couverture tumorale et la protection des tissus sains.

Bibliographie

- [1] RK Ten Haken, JD Forman, DK Heimbürger, A Gerhardsson, DL McShan, C Perez-Tamayo, SL Schoepfel, and AS Lichter. Treatment planning issues related to prostate movement in response to differential filling of the rectum and bladder. *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics*, 20(6) :1317–1324, 1991.
- [2] Guillaume Cazoulat. Radiothérapie guidée par l’image du cancer de la prostate : vers l’intégration des déformations anatomiques. Technical report.
- [3] G Fournier, A Valeri, P Mangin, and O Cussenot. Cancer de la prostate. épidémiologie. facteurs de risques. anatomopathologie. In *Annales d’urologie*, volume 38, pages 187–206. Elsevier, 2004.
- [4] SM Gueye, M Jalloh, I ea Labou, L Niang, R Kane, and M Ndoye. Profil clinique du cancer de la prostate au sénégal. *African journal of urology*, 10(3) :203–207, 2004.
- [5] Guy Vallancien, Bertrand Guillonneau, Xavier Cathelineau, Hervé Baumert, and Jean-Dominique Doublet. Cancer de la prostate localisé : traitement par prostatectomie radicale coelioscopique étude de 841 cas. *Bulletin de l’Académie nationale de médecine*, 186(1) :117–124, 2002.
- [6] JP Maire, D Liguoro, and F San Galli. Volume tumoral macroscopique (gtv) et volume-cible anatomoclinique (ctv) dans la radiothérapie des tumeurs bénignes de la base du crâne. *Cancer/Radiothérapie*, 5(5) :581–596, 2001.
- [7] R De Crevoisier, P Pommier, I Latorzeff, O Chapet, B Chauvet, and C Hennequin. Radiothérapie externe des cancers prostatiques. *Cancer/Radiothérapie*, 20 :S200–S209, 2016.
- [8] RADIOPROTECTION MÉDICALE. Radiothérapie externe. 2007.
- [9] T Zilli, E Benz, and R Miralbell. Spacers entre prostate et rectum : optimisation des techniques d’irradiation du cancer de la prostate. *Cancer/Radiothérapie*, 18(3) :215–221, 2014.
- [10] Min Liu, Bailong Liu, Huidong Wang, Lijuan Ding, Yinghua Shi, Chao Ge, Xu Su, Xiaodong Liu, and Lihua Dong. Dosimetric comparative study of 3

- different postoperative radiotherapy techniques (3d-crt, imrt, and rapidarc) for ii–iii stage rectal cancer. *Medicine*, 94(1) :e372, 2015.
- [11] Erjona Bakiu, Ervis Telhaj, Elvira Kozma, Ferdinand Ruçi, and Partizan Malkaj. Comparison of 3d crt and imrt treatment plans. *Acta Informatica Medica*, 21(3) :211, 2013.
- [12] Daniel A Low, Jean M Moran, James F Dempsey, Lei Dong, and Mark Oldham. Dosimetry tools and techniques for imrt. *Medical physics*, 38(3) :1313–1338, 2011.
- [13] Charlotte Sale and Phillip Moloney. Dose comparisons for conformal, imrt and vmat prostate plans. *Journal of medical imaging and Radiation Oncology*, 55(6) :611–621, 2011.
- [14] Bhoj Gautam. Literature review on imrt and vmat for prostate cancer. *American Journal of Cancer Review*, 2(1) :1–5, 2014.
- [15] Phillip DH Wall and Jonas D Fontenot. Evaluation of complexity and deliverability of prostate cancer treatment plans designed with a knowledge-based vmat planning technique. *Journal of applied clinical medical physics*, 21(1) :69–77, 2020.
- [16] R De Crevoisier, A Isambert, A Lisbona, V Bodez, M Marguet, F Lafay, R Remonnay, and J-L Lagrange. Radiothérapie guidée par l’image. *Cancer/Radiothérapie*, 11(6-7) :296–304, 2007.
- [17] Bruno Sorcini and Aris Tilikidis. Clinical application of image-guided radiotherapy, igrt (on the varian obi platform). *Cancer/Radiothérapie*, 10(5) :252–257, 2006.
- [18] Guillaume Louvel, Guillaume Cazoulat, Enrique Chajon, Amandine Le Maître, Antoine Simon, Olivier Henry, RJ Bensadoun, and Renaud de Crevoisier. Radiothérapie guidée par l’image et adaptative. *Cancer/Radiothérapie*, 16(5-6) :423–429, 2012.
- [19] Azad Mohammad and Azad Mohammad Etude. Etude d’un modèle biomécanique des mouvements et déformations des organes pelviens et intégration dans le processus du traitement en radiothérapie externe pour le cancer de la prostate. Technical report.
- [20] Guillaume Cazoulat. *Radiothérapie guidée par l’image du cancer de la prostate : vers l’intégration des déformations anatomiques*. PhD thesis, Université de Rennes, 2013.
- [21] S. Bentzen and V. Gregoire. Uncertainties in radiotherapy : Anatomy, motion and dose. *Radiotherapy and Oncology*, 10(1) :3–12, 2008.

- [22] M. van Herk, P. Remeijer, C. Rasch, and J. Lebesque. The probability of correct target dosage : Dose-population histograms for deriving treatment margins in radiotherapy. *International Journal of Radiation Oncology*Biology*Physics*, 74(4) :1259–1269, 2009.
- [23] I. Rosen, H. Sandler, W. Stiller, and R. Cheung. Impact of bladder and rectal filling on prostate position and dose distribution during conformal radiation therapy. *International Journal of Radiation Oncology*Biology*Physics*, 72(2) :389–394, 2008.
- [24] T. Mutanga, P. M. Evans, K. J. Harrington, and J. P. Pope. Dose implications of prostate movement and deformation during conformal radiotherapy : A cone-beam ct analysis. *Radiotherapy and Oncology*, 100(1) :102–107, 2011.
- [25] G. S. Merrick, W. M. Butler, J. H. Lief, and et al. Rectal toxicity in prostate brachytherapy : Impact of dose–volume histogram and other factors. *Brachytherapy*, 4(2) :119–124, 2005.
- [26] A. R. Hsu, A. J. Smith, E. Sommers, and et al. Bladder dose–volume effects in radiation therapy for prostate cancer. *International Journal of Radiation Oncology*Biology*Physics*, 73(5) :1435–1441, 2009.
- [27] B. S. Henson, S. S. Donaldson, and B. Chintapalli. Intestinal toxicities in pelvic radiotherapy : Incidence and risk factors. *International Journal of Radiation Oncology*Biology*Physics*, 70(3) :884–889, 2008.
- [28] B. Adamczyk, N. J. van As, H. A. McNair, and et al. Prostate volume variation during and after radiotherapy evaluated by magnetic resonance imaging. *Radiotherapy and Oncology*, 100(2) :275–280, 2011.
- [29] A Isambert, IH Ferreira, A Bossi, A Beaudré, LE Nicula, and D Lefkopoulos. Dose délivrée au patient lors de l’acquisition d’images par tomographie conique de haute énergie. *Cancer/Radiothérapie*, 13(5) :358–364, 2009.
- [30] A Isambert, IH Ferreira, LE Nicula, G Bonniaud, and D Lefkopoulos. Contrôle qualité d’un système d’imagerie cone beam mégavoltage. *Cancer/Radiothérapie*, 12(8) :781–787, 2008.
- [31] Renaud de Crevoisier, C Fiorino, and Bernard Dubray. Radiothérapie prostatique : prédiction de la toxicité tardive à partir des données dosimétriques. *Cancer/Radiothérapie*, 14(6-7) :460–468, 2010.