

MINISTÈRE DE L'ENSEIGNEMENT SUPÉRIEUR ET DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE



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



MÉMOIRE DE MASTER

Filière : Physique

Spécialité : Physique Médicale

Présenté par :

MAKHALE Masehle Pricilla

Thème

OPTIMISATION INTÉGRÉE DES TRAITEMENTS DE RADIOTHÉRAPIE ET DE CURIETHÉRAPIE POUR LE CANCER DU COL UTÉRIN

Membres de Jury d'examen :

Mr O. MESSAOUDI	MCA	UMMTO Tizi-Ouzou	Président
Mme Z. SAKHRI-BRAHIMI	Chercheur Confirmé	CRNA Alger	Examinatrice
Mr S. BENCHEIKH	Physicien Médicale	HCM Tizi-Ouzou	Encadrant

Soutenu publiquement le : 08/07/2024

Résumé

Le cancer du col de l'utérus est l'un des cancers gynécologiques les plus fréquents dans le monde. Son traitement standard combine la radiothérapie externe et la curiethérapie, mais l'optimisation intégrée de ces deux modalités est cruciale pour maximiser l'efficacité tout en minimisant les effets secondaires.

Ce mémoire examine les défis liés à l'optimisation de la curiethérapie avec la radiothérapie externe, en évaluant des techniques telles que VMAT, IMRT et 3D-CRT. Il se divise en trois parties : un état des lieux des modalités de traitement, la méthodologie utilisée, et une analyse des résultats comparant la radiothérapie exclusive à la combinaison de radiothérapie et de curiethérapie.

Les résultats montrent que la technique VMAT est la plus efficace, offrant un meilleur indice de conformité et réduisant significativement la dose reçue par les organes à risque. Lors de la combinaison de la radiothérapie externe et de la curiethérapie, la combinaison VMAT/Curie a été la plus efficace pour protéger les organes à risque de gros volumes.

En conclusion, chaque technique présente des avantages et des inconvénients. Il est essentiel de choisir la méthode la plus adaptée en fonction des caractéristiques individuelles de la patiente, telles que le stade et la morphologie de la tumeur, afin d'optimiser les résultats cliniques.

Mots-clés : Optimisation intégrée, Curiothérapie, Radiothérapie externe, Cancer du col de l'utérus.

Abstract

Cervical cancer is one of the most common gynecological cancers worldwide. Its standard treatment combines external radiotherapy and brachytherapy, but the integrated optimization of these two modalities is crucial for maximizing efficacy while minimizing side effects.

This thesis examines the challenges associated with optimizing brachytherapy combined with external radiotherapy, evaluating techniques such as VMAT, IMRT, and 3D-CRT. It is divided into three parts : a review of the treatment modalities, the methodology used, and an analysis of the results comparing exclusive radiotherapy to the combination of radiotherapy and brachytherapy.

The results show that the VMAT technique is the most effective, offering the best conformity index and significantly reducing the dose received by at-risk organs. When combining external radiotherapy with brachytherapy, the VMAT/brachytherapy combination was the most effective in protecting large volumes of at-risk organs.

In conclusion, each technique has specific advantages and disadvantages. It is essential to choose the most suitable method based on the individual characteristics of the patient, such as the stage and morphology of the tumor, in order to optimize clinical outcomes.

Key words : Integrated optimization, Brachytherapy, external radiotherapy, cervical cancer.

Remerciements

*Le présent travail a été réalisé au service de radiothérapie de
l'Hôpital Chahids Mahmoudi à
Tizi-Ouzou Algerie*

*Je souhaite exprimer mes plus profonds remerciements à mon directeur de mémoire,
Monsieur S. Bencheikh, qui m'a honoré en me confiant ce projet. Ses encouragements
bienveillants, sa patience et ses précieux conseils empreints de sagesse ont été d'un soutien
inestimable tout au long de ce parcours intellectuel. Je le remercie sincèrement d'avoir cru en
moi et de m'avoir guidé pour mener à terme ce travail.*

*Je tiens à remercier le **Dr A. Toutaoui**, directeur de la physique médicale et de la
radioprotection à l'Hôpital Chahids Mahmoudi, pour son aide précieuse tout au long de ce projet.*

*Je remercie les membres du jury, **Monsieur O. Messaoudi**, pour m'avoir fait l'honneur de
présider, et **Madame Z. Sakhri-Brahimi**, pour avoir accepté d'examiner ce mémoire.*

*Je souhaite exprimer ma reconnaissance infinie envers **Madame S. Ait Chikh**. Ses sacrifices,
ses encouragements et sa disponibilité m'ont profondément touchée. Son professionnalisme et
son dévouement à partager son expertise ont été parmi les moments les plus admirables de cette
aventure académique. Je lui suis infiniment reconnaissante de son soutien et d'avoir fait de
cette expérience une véritable leçon de vie professionnelle.*

*Je tiens également à exprimer ma plus profonde gratitude à **M. Metchat**, **Mme Louelh** et
Mme Boumaza pour leurs précieuses contributions à la réalisation de ce travail.*

*Je remercie chaleureusement le **Dr Daksi** pour sa gentillesse et sa générosité. Ses
encouragements et ses précieuses explications dans son domaine d'expertise ont été d'un grand
soutien tout au long de cette expérience.*

*Je remercie le **Dr Mahmoudi** pour m'avoir offert l'opportunité de suivre une formation de
master professionnalisant au sein de cet établissement.*

*Un grand merci à toute **l'Équipe de physique de l'Hôpital Chahids Mahmoudi**. Ce
travail n'aurait pas été possible sans leur soutien.*

Je remercie également mes ami(e)s pour leur soutien dans la réalisation de ce travail.

MAKHALE Masehle Pricilla

Table des matières

Table des matières	ii
Table des figures	iii
Liste des tableaux	iv
Introduction générale	1
1 Anatomie du col de l'utérus	3
1.1 Introduction	3
1.2 Différentes parties du col de l'utérus	3
1.3 Cancer du col de l'utérus	4
1.3.1 Facteurs provoquant le cancer du col de l'utérus	4
1.3.2 Types de cancer du col de l'utérus	4
1.3.3 Classification du cancer du col de l'utérus	4
1.4 Traitement du cancer du col de l'utérus	5
1.4.1 Traitement chirurgical	5
1.4.2 Traitement chimio-thérapeutique	5
1.4.3 Traitement radio-thérapeutique	5
2 Radiothérapie du cancer du col de l'utérus	7
2.1 Introduction	7
2.2 Radiothérapie externe	7
2.2.1 Modalité de traitement en radiothérapie externe	7
2.2.2 Chaîne de traitement en radiothérapie	8
2.2.3 Définition des volumes cibles en radiothérapie	8
2.3 Radiothérapie interne ou curiethérapie	9
2.3.1 Modalité de traitement en curiethérapie	9
2.3.2 Définition des volumes cibles en curiethérapie	10
2.4 Techniques d'évaluation des plans de traitement	11
2.4.1 Histogrammes Dose-Volume	11
2.4.2 Indices de dose	12
2.4.3 Effets biologiques de la radiothérapie	13
2.5 Effets secondaires de la radiothérapie	15
3 Matériel et Méthodes	17
3.1 Échantillon des patientes et contourage	17
3.2 Définition des PTVs selon les protocoles de traitement	17
3.2.1 Délimitation des organes à risque :	19
3.3 Stratégies de planification du traitement et algorithmes de calcul correspondants	19
3.3.1 Planification de traitement en 3DCRT	20
3.3.2 Planification de traitement en RCMi	21
3.3.3 Planification de traitement en VMAT	22
3.3.4 Planification de traitement en curiethérapie HDR	23
3.4 Contraintes de dose en radiothérapie	24
3.5 Vérification des plans de traitement IMRT et VMAT par EPID	26
3.6 Contrôle de qualité de la position de la source HDR	27
3.7 Étalonnage de la source HDR	27

4 Résultats et discussions	31
4.1 Introduction	31
4.2 Indices de conformité	31
4.2.1 Indices de conformité pour la radiothérapie externe	31
4.2.2 Indices de conformité pour la curiethérapie	31
4.3 Indice d'homogénéité pour la radiothérapie externe	33
4.4 Doses moyennes reçues par les organes à risque	34
4.5 Dose totale reçue par le rectum et la vessie pour la radiothérapie combinées	35
4.6 Comparaison entre l'approche combinée et l'approche exclusive	36
4.6.1 Doses reçues par le rectum	36
4.6.2 Dose reçue par la vessie	40
4.6.3 Points chauds pour l'approche combinée et l'approche exclusive	42
4.7 Conclusion	44
Conclusion générale	45
Bibliographie	46
Annexe	48
A.1 Calculs des doses reçues par le rectum dans le cas des traitements de radiothérapie externe exclusive et combinée à la curiethérapie	48
A.2 Calculs des doses reçues par la vessie dans le cas des traitements de radiothérapie externe exclusive et combinée à la curiethérapie	51

Table des figures

1.1	Appareil génital féminin	3
1.2	Classification du cancer du col de l'utérus selon FIGO et TNM [9]	5
2.1	Histogramme dose-volume illustrant les paramètres de dose selon le rapport ICRU n° 83	12
3.1	Illustration du volume cible PTV 1 en coupe axiale	18
3.2	Illustration du volume cible PTV 2 en coupe axiale	18
3.3	Scanner simulateur GE-Optima-580 de l'Hopital Chahids Mahmoudi	19
3.4	Représentation des organes a risque	19
3.5	Organigramme de la planification direct (gauche) et planification inverse (droite)	20
3.6	Représentation de la marge utilisée.	21
3.7	Orientation des faisceaux en 3DCRT	21
3.8	Distribution de dose en 3DCRT	21
3.9	Orientation des faisceaux et distribution de dose en IMRT	22
3.10	Nombre d'arcs choisis et facilité de couverture	23
3.11	Distribution de dose en VMAT	23
3.12	Rotation des images pour une meilleure visualisation de l'applicateur sur le TPS	24
3.13	Définition du temps d'arrêt de la source sur le TPS	24
3.14	Définition du position d'arrêt de la source	24
3.15	Distribution de dose et HDV en curiethérapie HDR	25
3.16	Set-up de vérification du plan avec l'accélérateur	26
3.17	Analyses de la fluence prédite et la fluence réelle	27
3.18	Set-up de contrôle de qualité du positionnement de la source	28
3.19	Set-up d'étalonnage de la source d'Ir-192 HDR	28
4.1	Histogramme de l'CIPTV pour le PTV 50,4 Gy dans le cas de la radiothérapie externe	32
4.2	Histogramme de l'CIPTV dans le cas de la curiethérapie HDR	33
4.3	Histogramme de l'HI dans le cas de la radiothérapie externe	34
4.4	Histogramme des doses reçues par le rectum pour la radiothérapie combinées	37
4.5	Histogramme des doses reçues par le rectum pour le cas de la radiothérapie externe exclusive	39
4.6	Histogramme des doses reçues par la vessie cas de la radiothérapie combinée	40
4.7	Doses reçues par la vessie cas de la radiothérapie externe exclusive	42
4.8	Histogramme des points chauds dans la vessie et le rectum cas de la radiothérapie combinée	43
4.9	Points chauds pour la vessie et le rectum cas de la radiothérapie externe exclusive	44

Liste des tableaux

2.1	Effets secondaires de la radiothérapie	15
3.1	Protocoles utilisés pour la prescription de la dose	17
3.2	Limites de dose pour les volumes cibles	25
3.3	Limites de dose pour les organes à risque en fractionnement classique	25
3.4	Limites de dose pour les organes à risque en EQD2	25
4.1	CIPTV pour le PTV 50,4 Gy dans le cas de la radiothérapie externe	31
4.2	CIPTV dans le cas de la curiethérapie HDR	32
4.3	HI dans le cas de la radiothérapie externe	33
4.4	Doses reçues par les OAR pour le cas de la radiothérapie externe exclusive	35
4.5	Dose totale reçue par le rectum pour la radiothérapie combinées	36
4.6	Dose totale reçue par la vessie pour les traitements combinés	36
4.7	Doses reçues par le rectum pour la radiothérapie combinées	37
4.8	Doses reçues par le rectum pour le cas de la radiothérapie externe exclusive	38
4.9	Doses reçues par la vessie pour la radiothérapie combinée	40
4.10	Doses reçues par la vessie dans le cas de la radiothérapie exclusive	41
4.11	Points chauds sur le rectum pour la radiothérapie combinée	42
4.12	Points chauds sur la vessie pour la radiothérapie combinée	43
4.13	Points chauds dans la vessie et le rectum dans le cas de la radiothérapie externe exclusive	43

Introduction générale

Le cancer du col de l'utérus constitue l'un des cancers gynécologiques les plus répandus à l'échelle mondiale. Son traitement standard fait appel à une approche combinant la radiothérapie externe et la curiethérapie. Cependant, l'enjeu crucial consiste à optimiser de manière intégrée ces deux modalités thérapeutiques afin de maximiser l'efficacité du traitement tout en limitant les effets secondaires pour les patientes.

En effet, bien que la radiothérapie externe et la curiethérapie soient des composantes essentielles du traitement du cancer du col de l'utérus, leur utilisation respective soulève des défis complexes. D'un côté, la radiothérapie externe vise à détruire les cellules cancéreuses tout en préservant les tissus sains environnants. De l'autre, la curiethérapie permet de délivrer une dose de rayonnement plus élevée directement à la tumeur.

Ce mémoire se propose d'étudier les défis liés à l'optimisation intégrée de la curiethérapie combinée avec la radiothérapie externe dans la prise en charge du cancer du col utérin. Il s'agira d'examiner les différentes techniques existantes comme la RCMI, la VMAT et la 3DCRT, leurs avantages et leurs limitations, dans le but d'identifier les meilleures stratégies permettant d'améliorer les résultats cliniques.

Ce mémoire s'articulera en trois parties principales. La première partie présentera un état des lieux des modalités de radiothérapie et de curiethérapie utilisées dans le traitement du cancer du col utérin. La deuxième partie sera consacrée à la méthodologie et aux matériels qui ont été utilisés pour la réalisation de ce travail. La dernière partie est composée de l'analyse des résultats obtenus et de la comparaison entre la radiothérapie exclusive et la combinaison de radiothérapie et de curiethérapie sur les résultats thérapeutiques, en particulier en termes de contrôle local de la maladie. Ensuite, nous finirons par une conclusion générale.

Chapitre 1

Anatomie du col de l'utérus

Chapitre 1

Anatomie du col de l'utérus

1.1 Introduction

Le col de l'utérus est une composante de l'appareil reproducteur féminin située en bas de l'utérus, organe central du tractus reproducteur. Situé dans la zone pelvienne (bas-ventre) de la femme, l'utérus, aussi nommé matrice, joue un rôle majeur dans la fonction reproductrice : c'est lui qui abrite l'embryon lors de la grossesse. Il se divise en deux parties : la partie haute, aussi nommée le corps de l'utérus, et la partie basse, le col de l'utérus. Ainsi, le col de l'utérus est un petit passage étroit qui assure la communication entre le vagin et le corps de l'utérus [1, 2].

Le col de l'utérus mesure 2 à 3 cm de longueur, 2 à 3 cm d'épaisseur, avec un canal cervical de 2 à 3 mm de diamètre, et est entièrement tapissé d'une muqueuse. Cette muqueuse est composée d'un tissu nommé épithélium en surface, tandis que sa couche profonde se compose d'un tissu conjonctif. L'épithélium et le tissu conjonctif du col de l'utérus sont séparés par une fine membrane, la membrane basale [2].

1.2 Différentes parties du col de l'utérus

Comme l'utérus, le col de l'utérus est lui-même composé de deux parties distinctes : l'endocol et l'exocol [1, 3, 4]. L'endocol est la partie haute du col de l'utérus, qui se trouve à l'intérieur de l'organe utérin (« endo » signifiant « interne »). Il est aussi nommé canal endo-cervical. L'exocol est la partie basse du col de l'utérus, qui se trouve à l'extérieur de l'organe utérin (« exo » signifiant « externe »). Aussi, l'exocol est visible à l'œil nu par le vagin, à l'aide d'un spéculum comme le montre la **figure 1.1** [5].

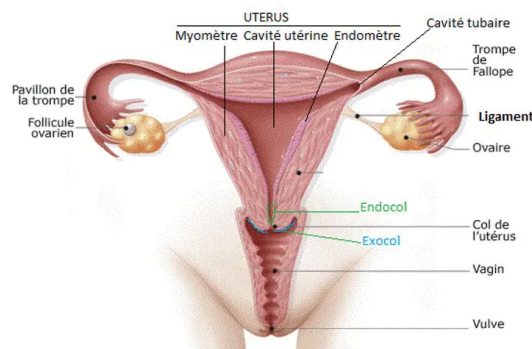


Figure 1.1 – *Appareil génital féminin*

1.3 Cancer du col de l'utérus

Le cancer du col de l'utérus est le quatrième cancer le plus courant chez la femme dans le monde et il est définie comme une maladie des cellules de la muqueuse du col de l'utérus [6]. Il se développe à partir d'une cellule initialement normale qui se transforme et se multiplie de façon anarchique, jusqu'à former une masse appelée tumeur maligne.

1.3.1 Facteurs provoquant le cancer du col de l'utérus

Il existe de nombreux facteurs qui peuvent provoquer le cancer du col de l'utérus, mais dans la très grande majorité des cas, c'est le papillomavirus humain (HPV), un virus qui se transmet par voie sexuelle. Ce virus disparaît la plupart du temps naturellement [3, 7]. Cependant, il arrive que le virus persiste pendant plusieurs années au niveau du col de l'utérus.

Il peut alors provoquer des lésions dites pré-cancéreuses qui se traduisent par des modifications des cellules de l'épithélium : on parle de dysplasies ou de néoplasies cervicales intra-épithéliales (CIN). Ces lésions peuvent évoluer de différentes manières : elles peuvent disparaître spontanément, persister ou se transformer en cancer [3].

D'autres facteurs sont [8] :

- Tabagisme.
- Contraception hormonale (pilule).
- Dysfonctionnement chronique du système immunitaire .

1.3.2 Types de cancer du col de l'utérus

Les cancers du col de l'utérus et les pré-cancers du col de l'utérus sont classés en fonction de leur apparence au microscope. Les principaux types de cancers du col de l'utérus sont le carcinome épidermoïde et l'adénocarcinome.

a) Carcinomes épidermoïdes

Ces cancers se développent à partir de cellules de l'exocol. Les carcinomes épidermoïdes commencent le plus souvent dans la zone de transformation (où l'exocol rejoint l'endocol), après changement de la muqueuse glandulaire en muqueuse épidermoïde. Ce type représente environ 90% des cancers du col de l'utérus, selon l'Association Américaine du Cancer [4].

b) Adénocarcinome

Les adénocarcinomes sont des cancers qui se développent à partir de cellules glandulaires. L'adénocarcinome du col de l'utérus se développe à partir des cellules glandulaires productrices de mucus de l'endocol [4].

1.3.3 Classification du cancer du col de l'utérus

Pour déterminer le stade du cancer, les médecins s'appuient sur le système de classification défini par la Fédération internationale de gynécologie obstétrique (FIGO) [1]. Dans cette classification simplifiée, il existe quatre stades différents, numérotés de I à IV, qui se décomposent eux-mêmes en sous-groupes qualifiés par une lettre et un chiffre, fournissant des précisions supplémentaires sur l'étendue du cancer. Voir la **figure 1.2** suivante.

STADE FIGO	TNM	CRITERES
Stade I IA IB	T1a T1b	Tumeur limitée à l'endomètre Tumeur infiltrant < 50 % de l'endomètre Tumeur envahissant > 50 % de l'endomètre
Stade II	T2	Invasion du stroma cervical sans extension au delà ²
Stade III - IIIA - IIIB - IIIC - IIIC1 - IIIC2	T3a T3b N1	Extension à la séreuse ou des annexes ou du péritoine Extension vaginale Extension aux ganglions - N+ pelviens - N+ para-aortiques
Stade IV IVA IVB	Tout T M1	Envahissement de la vessie ou du colon Métastases à distance

Figure 1.2 – Classification du cancer du col de l'utérus selon FIGO et TNM [9]

1.4 Traitement du cancer du col de l'utérus

Plusieurs méthodes thérapeutiques sont adoptées dans le cas du cancer du col utérin. Le choix des traitements est adapté à chaque situation. Lors d'une réunion de concertation pluridisciplinaire, plusieurs médecins de spécialités différentes se réunissent pour discuter des meilleurs traitements possibles selon le cas. Ils se basent pour cela sur des recommandations de bonne pratique. Ils peuvent également proposer au patiente de participer à un essai clinique.

1.4.1 Traitement chirurgical

La chirurgie est principalement utilisée pour traiter des tumeurs limitées au col de l'utérus, c'est-à-dire qui ne se sont pas propagées au-delà. Le but de la chirurgie est de retirer la totalité de la tumeur et de limiter le risque de récurrence. La chirurgie consiste le plus souvent en l'ablation de l'utérus, de certains tissus et organes voisins, et des ganglions lymphatiques [3].

1.4.2 Traitement chimio-thérapeutique

La chimiothérapie repose sur l'administration de médicaments anticancéreux. Lorsqu'une chimiothérapie est utilisée pour traiter un cancer du col de l'utérus, elle est très souvent associée à une radiothérapie dans le cadre d'une radiation chimiothérapie concomitante [3].

1.4.3 Traitement radio-thérapeutique

La radiothérapie est une modalité de traitement qui utilise des rayonnements ionisants pour détruire les cellules cancéreuses, son objectif est de diriger précisément ces rayonnements sur les cellules cancéreuses, tout en préservant le mieux possible les tissus sains et les organes avoisinants, dits organes à risque. La radiothérapie du cancer du col de l'utérus repose sur deux techniques : la radiothérapie externe et la curiethérapie. Elles peuvent être utilisées seules ; mais souvent ; elles sont associées à chimiothérapie et ou chirurgie [10].

Chapitre 2

Radiothérapie du cancer du col de l'utérus

Chapitre 2

Radiothérapie du cancer du col de l'utérus

2.1 Introduction

La radiothérapie est une méthode de traitement standard pour les patientes atteintes de cancer du col de l'utérus, ainsi que pour d'autres affections telles que l'endométriose. Elle est utilisée à la fois comme traitement principal et en tant que thérapie adjuvante.

2.2 Radiothérapie externe

La radiothérapie externe est le type de radiothérapie le plus largement utilisé. Les rayonnements proviennent d'une source située à l'extérieur du corps et sont dirigés vers la tumeur. Ce type de radiothérapie est le plus souvent administré à l'aide de machines appelées accélérateurs linéaires (linacs).

2.2.1 Modalité de traitement en radiothérapie externe

Il existe plusieurs techniques de traitement en radiothérapie externe, chacune ayant ses avantages et ses limitations. Le choix de la technique dépend des installations disponibles dans le service et de l'expertise du physicien médical.

2.2.1.1 Radiothérapie par rayonnement conformationnelle tridimensionnelle

La radiothérapie conformationnelle en trois dimensions (3DCRT) utilise des images obtenues par scanner, parfois associée à d'autres dispositifs d'imagerie comme l'IRM et/ou TEP pour générer des images tridimensionnelles d'une tumeur. Grâce à des logiciels utilisés en 3D, on peut voir virtuellement la forme des faisceaux d'irradiation et la distribution de doses [11]. Cela permet de cibler précisément le volume à irradier et d'épargner les tissus sains environnants. Le 3DCRT est utilisée pour le traitement à visée curative. Les faisceaux de rayonnement sont conformés à la forme de la tumeur grâce aux lames mobiles du collimateur multilames (MLC) qui s'ajustent à la structure voulue.

2.2.1.2 Radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité

La radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité (RCMI) est une forme avancée de radiothérapie conformationnelle en 3D. Elle repose sur l'utilisation de faisceaux non uniformes dont l'intensité est variable. Cette hétérogénéité est représentée par une association de nombreux petits éléments de faisceaux d'intensité différente, qui se combinent pour former le faisceau de traitement [12]. L'intérêt principal de la modulation d'intensité est de pouvoir mieux cibler la tumeur tout en protégeant davantage les organes

à risque autour de la tumeur.

La RCMI peut être mise en œuvre avec des faisceaux fixes. Dans ce cas, la modulation d'intensité résulte du seul mouvement des lames du MLC. Ces lames occupent successivement des positions différentes afin d'exposer chaque partie du champ uniquement pendant la durée nécessaire pour délivrer la dose requise en un point spécifique. Lorsque le mouvement des lames est discontinu, on parle de RCMI statique. En revanche, lorsque l'émission des particules est synchronisée avec le mouvement des lames, on parle de RCMI dynamique.

2.2.1.3 Radiothérapie à modulation d'intensité volumétrique

La radiothérapie à modulation d'intensité volumétrique (VMAT) est un type avancé de RCMI qui permet de délivrer des doses de rayonnement plus précises et conformes à la tumeur. Elle utilise des faisceaux d'irradiation tournants et une modulation dynamique de l'intensité du faisceau pendant le traitement [12]. Cela est rendu possible par un algorithme de planification de traitement qui modifie simultanément trois paramètres pendant le traitement :

- La vitesse de rotation du bras.
- Le mouvement des lames du collimateur.
- Le débit de dose délivrée.

Cette technique diffère des techniques existantes telles que RCMI ou IMRT (Intensity-Modulated Radiation Therapy) car elle délivre une dose sur l'ensemble du volume cible, plutôt que tranche par tranche. En outre, l'algorithme de planification de traitement garantit une grande précision, permettant de mieux cibler la tumeur tout en réduisant l'exposition des tissus sains aux rayonnements.

2.2.2 Chaîne de traitement en radiothérapie

La chaîne de traitement en radiothérapie désigne le processus complet et structuré qui guide le parcours d'un patient depuis la planification initiale jusqu'à la fin du traitement. Cette chaîne comprend plusieurs étapes essentielles : l'évaluation du patient, la simulation, le contourage, la planification du traitement et la vérification du plan. Chaque étape est cruciale pour garantir la précision, l'efficacité et la sécurité du traitement par radiothérapie.

2.2.3 Définition des volumes cibles en radiothérapie

Les rapports de l'ICRU n° 50 et 62 [13] définissent et décrivent plusieurs volumes cibles et structures critiques qui facilitent le processus de planification du traitement et servent de base pour la comparaison des résultats du traitement. Les volumes principaux liés à la planification du traitement en 3D sont les suivants : le volume de la tumeur primitive (GTV), le volume cible clinique (CTV), le volume cible interne (ITV) et le volume cible de planification (PTV).

- **Gross Tumor Volume** "Le Volume de la Tumeur Primitive (GTV) est l'étendue et l'emplacement palpables ou visibles/démonstrables de la croissance maligne" (Rapport de l'ICRU n° 50). Le GTV est généralement basé sur des informations obtenues à partir d'une combinaison de modalités d'imagerie (tomographie par ordinateur (CT), imagerie par résonance magnétique (IRM), échographie, etc.), de modalités diagnostiques (pathologie et rapports histologiques, etc.) et d'examen clinique.
- **Clinical Target Volume** "Le volume cible clinique (CTV) est le volume tissulaire qui contient un GTV démontrable et une marge clinique correspondant à une maladie maligne microscopique subclinique, qui doit être éliminée. Ce volume doit

donc être traité de manière adéquate afin d'atteindre l'objectif du traitement, à savoir la guérison ou la palliation" (Rapport de l'ICRU n° 50).

- **Internal Target Volume** "Le volume cible interne (ITV) est constitué du CTV plus une marge interne". La marge interne est conçue pour prendre en compte les variations de taille et de position du CTV par rapport au cadre de référence du patient (généralement défini par l'anatomie osseuse), c'est-à-dire les variations dues aux mouvements des organes internes tels que la respiration et le contenu de la vessie ou du rectum (Rapport de l'ICRU n° 62).
- **Planning Target Volume** "Le volume cible de planification (PTV) est un concept géométrique, défini pour sélectionner des agencements de faisceaux appropriés, en tenant compte de l'effet net de toutes les variations géométriques possibles, afin de garantir que la dose prescrite est effectivement absorbée dans le CTV" (Rapport de l'ICRU n° 50). Le PTV inclut la marge interne cible (Rapport de l'ICRU n° 62) et une marge supplémentaire pour les incertitudes de positionnement, les tolérances de la machine et les variations pendant le traitement. Le PTV est lié au cadre de référence de la machine de traitement et est souvent décrit comme le CTV plus une marge fixe ou variable (par exemple, $PTV = CTV + 1 \text{ cm}$).

Remarque : Conformément au rapport ICRU 89 sur la curiethérapie [14], le CTV est utilisé plutôt que le PTV, car la marge de sécurité, qui compense les variations dues au repositionnement de la patiente et aux mouvements internes du volume à traiter, n'est pas nécessaire. En effet, puisque la source est placée directement à l'intérieur de la tumeur, ces marges ne sont pas requises.

- **Organes à risque :** Les organes à risque sont des organes dont la sensibilité aux radiations est telle que la dose reçue d'un plan de traitement peut être significative par rapport à leur tolérance, ce qui peut nécessiter éventuellement une modification de l'agencement des faisceaux ou de la dose. Une attention particulière doit être accordée aux organes qui, bien qu'ils ne soient pas immédiatement adjacents au CTV, ont une très faible dose de tolérance.

2.3 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.

2.3.1 Modalité de traitement en curiethérapie

2.3.1.1 Classification selon la position de l'applicateur

a) Curieithérapie endocavitaire, endoluminale et intravasculaire

La curiethérapie endocavitaire consiste à introduire des sources radioactives scellées dans des cavités naturelles du corps humain. Cette technique est la plus couramment utilisée pour le cancer du col de l'utérus [15]. Les sources radioactives sont insérées dans un applicateur introduit dans le vagin et placé contre la tumeur.

La curiethérapie endoluminale implique l'insertion de sources radioactives dans des cavités internes telles que les branches de l'arbre respiratoire ou digestif. La curiethérapie intravasculaire concerne l'introduction de sources dans les vaisseaux sanguins.

Elle englobe également la curiethérapie ophtalmique, où les sources radioactives sont placées dans l'œil pour traiter certaines formes de cancer oculaire.

b) Curithérapie interstitielle

La curiethérapie interstitielle consiste à introduire des sources radioactives directement dans la tumeur à l'aide de fins cathéters implantés avec une grande précision [15].

2.3.1.2 Classification selon le débit de dose

Les techniques de curiethérapie sont classées en fonction du débit de la source radioactive. On distingue ainsi la curiethérapie à faible débit de dose, à débit pulsé et à haut débit de dose :

a) Curithérapie à faible débit de dose

Lors d'une curiethérapie à faible débit de dose (LDR), plusieurs sources radioactives scellées de césium ou d'iridium, introduites dans des applicateurs ou un matériel vecteur, émettent en continu pendant toute la durée du traitement. Le patient est relié à ces sources via des cathéters connectés à un projecteur de sources. Le débit de dose est compris entre 0,4 Gy/h et 2 Gy/h [16], avec des activités moyennes de l'ordre de 20 mCi/cm.

b) Curithérapie à débit pulsé

En curiethérapie à débit pulsé (PDR), la source radioactive d'iridium (grain) est diffusée par intervalles de 15 à 30 minutes toutes les heures. Le débit de dose est compris entre 2 Gy/h et 12 Gy/h [16], avec des activités moyennes de l'ordre de 5 à 10 Ci.

c) Curithérapie à haut débit de dose

La curiethérapie à haut débit de dose (HDR), plus courante actuellement pour le traitement des tumeurs du col de l'utérus, utilise un grain radioactive d'iridium ou de cobalt avec une activité radioactive relativement élevée par rapport au bas débit (de l'ordre de 10 à 20 Curie). Le débit de dose est supérieur à 12 Gy/h [16].

2.3.2 Définition des volumes cibles en curiethérapie

En complément des volumes définis par les rapports de l'ICRU n° 50 et 62, le rapport de l'ICRU n° 89 précise des volumes cibles spécifiques pour la curiethérapie HDR. Ces volumes sont cruciaux pour orienter le traitement et optimiser la distribution de la dose tout en limitant les effets sur les tissus sains environnants. Les principaux volumes cibles définis par ce rapport sont les suivants :

- **GTV-Tres ou Grosse Tumeur Visible Résiduelle** : Ce volume représente la tumeur résiduelle observée au moment de l'application de la curiethérapie, après un traitement préalable supposé suffisant pour contrôler la maladie microscopique. Le GTV-Tres présente des caractéristiques cliniques et/ou d'imagerie similaires à celles du GTV initial et peut potentiellement inclure une maladie macroscopique et/ou microscopique.
- **CTV-Tadapt ou Volume Cible Clinique Adaptatif** : Défini à tout moment pendant le traitement, ce volume inclut le GTV-Tres ainsi que le tissu pathologique résiduel entourant le GTV-Tres. Le CTV-Tadapt se distingue du GTV-Tres par ses

caractéristiques cliniques et/ou d'imagerie différentes (par exemple, fibrose). Il est situé dans la région du CTV-T initial, sauf en cas de progression locale pendant le traitement.

- **CTV-HR ou Volume Cible Clinique à Haut Risque** : Selon les recommandations du GEC ESTRO, ce volume comprend le GTV-Tres, le col de l'utérus entier, et le tissu pathologique résiduel adjacent, le cas échéant. C'est le volume présentant le risque de récurrence le plus élevé.
- **CTV-IR ou Volume Cible Clinique à Risque Intermédiaire** : Ce volume représente le GTV initial superposé à la topographie au moment de la curiethérapie, avec une marge entourant la bordure anatomique du col de l'utérus (CTV-THR) dans les zones où le GTV initial n'est pas présent. Il inclut donc l'intégralité du CTV-THR avec les marges appropriées.
- **CTV-LR ou Volume Cible Clinique à Faible Risque** : Ce volume représente les compartiments à risque de propagation microscopique potentielle, qu'ils soient adjacents ou non au site de la tumeur primaire. Dans le cas du cancer du col de l'utérus localement avancé, il comprend l'ensemble des paramètres, y compris l'utérus entier, la partie supérieure du vagin, ainsi que les espaces antérieurs et postérieurs vers la vessie et le rectum. Il inclut toujours le CTV-HR/IR (Volume Cible Clinique à Haut Risque ou à Risque Intermédiaire).

2.4 Techniques d'évaluation des plans de traitement

Les plans de traitement en radiothérapie sont évalués de manière rigoureuse pour garantir leur précision, leur efficacité et leur sécurité. L'évaluation des plans est réalisée selon plusieurs approches :

- **Évaluation qualitative** : Consiste à examiner visuellement les distributions de dose en trois dimensions (3D). On compare ces distributions avec les objectifs de traitement pour déterminer si les plans actuels répondent aux critères de qualité et d'efficacité. Cette étape implique l'utilisation de logiciels spécialisés pour visualiser et analyser les plans de traitement. Si des lacunes ou des préoccupations sont identifiées, des plans alternatifs peuvent être envisagés pour optimiser le traitement.
- **Évaluation quantitative** : Repose sur des mesures de la dose. Les outils de mesure de la dose fournissent des informations spécifiques, telles que la valeur de dose en un point particulier et les profils de dose, qui montrent comment la dose est distribuée à travers les différentes régions du volume cible et des structures avoisinantes. Les résultats obtenus sont comparés aux valeurs prescrites et aux objectifs cliniques pour assurer la conformité avec les critères de traitement définis.
- **Évaluation par réduction à l'aide des HDV** : Les histogrammes dose-volume (HDV) sont utilisés pour résumer la dose totale reçue par les structures cibles et les organes à risque. Ils fournissent une vue d'ensemble quantitative de la distribution de la dose dans le volume traité. Les informations issues des HDV permettent d'évaluer la couverture du volume cible et la protection des structures critiques. Les valeurs de dose obtenues peuvent également être affichées statistiquement, en indiquant les valeurs conformes de dose pour chaque structure. Cette analyse permet de vérifier si les doses administrées sont conformes aux objectifs thérapeutiques et de limiter les risques de toxicité.

2.4.1 Histogrammes Dose-Volume

Les HDV sont des outils essentiels pour visualiser et évaluer la distribution de la dose de radiothérapie dans les volumes cibles et les structures environnantes. Ils permettent

de transformer des distributions de dose tridimensionnelles complexes en graphiques bidimensionnels compréhensibles, facilitant ainsi l'analyse et la comparaison des plans de traitement. L'information dose-volume et les valeurs de conformité de dose sont également visibles sous forme de statistiques dans l'onglet Statistiques de dose de la "fenêtre Info" du TPS.

- **HDV Cumulatif** : Illustre le pourcentage (relatif) ou le volume (absolu) des structures qui reçoivent une dose égale ou supérieure à une valeur spécifiée. Ce graphique permet d'évaluer directement quelle proportion ou quel volume des structures traitées est exposé à des doses au-dessus d'un seuil donné. Par exemple, il peut montrer la fraction du volume du tissu cible qui reçoit au moins une certaine dose, ce qui est crucial pour s'assurer que les objectifs de traitement sont atteints.
- **HDV Différentiel** : Représente la proportion du volume total des structures qui reçoit une certaine dose, regroupée par intervalles de dose similaire spécifiques. Ce type d'histogramme est particulièrement utile pour évaluer la dose cumulée reçue par les tissus normaux et pour comprendre la répartition de la dose dans tout le volume traité. Il aide à visualiser comment la dose est distribuée à travers les différents volumes de tissus, permettant ainsi une analyse approfondie de l'impact du traitement sur les tissus sains.

2.4.2 Indices de dose

L'histogramme dose-volume peut également être évalué de manière quantitative en prenant en considération divers paramètres de dose (voir **figure 2.1**) , tels que [17] :

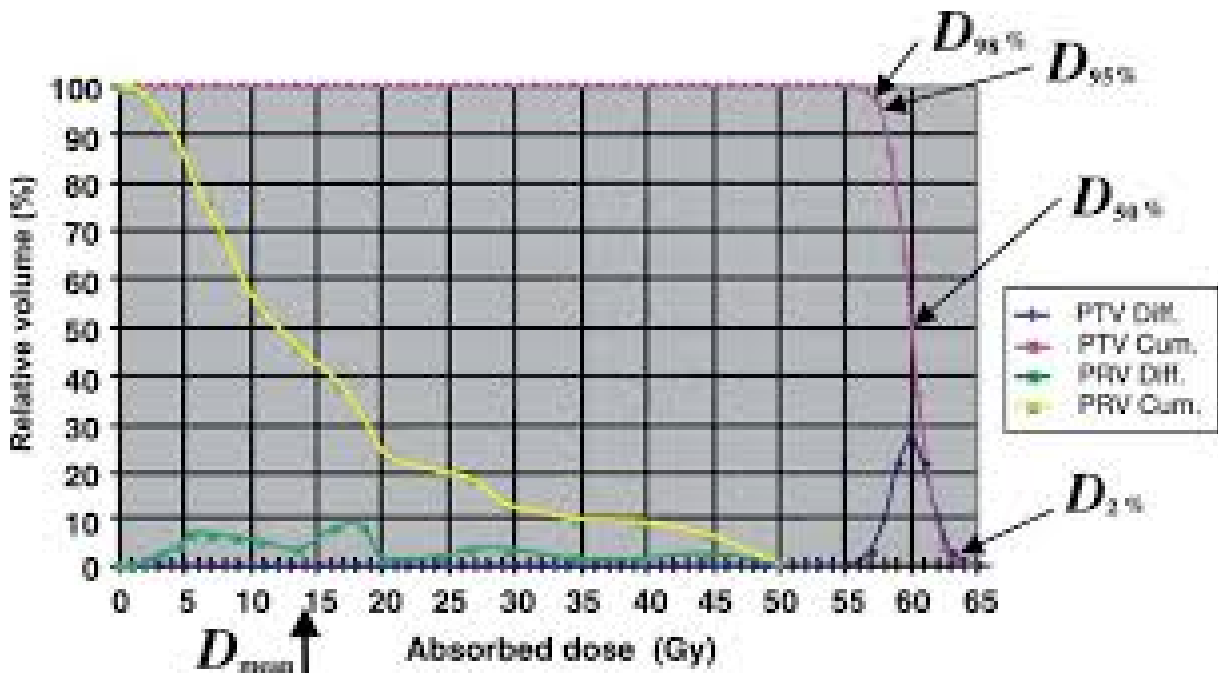


Figure 2.1 – *Histogramme dose-volume illustrant les paramètres de dose selon le rapport ICRU n° 83*

- **95% de la dose prescrite pour le PTV ($D_{95\%}$)** : Cette valeur indique que 95% du volume du PTV reçoit au moins la dose prescrite.
- **Point chaud** : 107% de la dose prescrite.
- **Dose maximale (D_{max})** : Souvent représentée par $D_{2\%}$, elle correspond à la dose reçue par les 2% du volume le plus irradié
- **Dose médiane (D_{50})** : Représente la dose à laquelle 50% du volume du PTV reçoit une dose supérieure. Cette dose est souvent proche de la dose prescrite et de

la dose de référence.

- **Dose minimale (Dmin)** : Défini comme la dose reçue par 98% du volume cible (D98%), elle donne une idée de la dose minimale reçue par la majorité du PTV.

2.4.2.1 Indice de conformité

Selon le rapport ICRU 83, l'indice de conformité (CIPTV) pour une isodose donnée est défini comme le rapport entre le volume traité par cette isodose et le volume total du PTV. La formule est la suivante :

$$CI_{PTV} = \frac{VT_{IR}}{VT} \quad (2.1)$$

où :

- VT_{IR} est le volume du PTV couvert par l'isodose de référence (IR),
- VT est le volume total du PTV.

L'IR est généralement définie comme l'isodose de prescription. Selon le rapport n°50 de l'ICRU, il est recommandé que l'isodose de référence soit la 95% de la dose prescrite (V95%). Ainsi, l'indice de conformité peut également être exprimé comme suit :

$$CI_{PTV} = \frac{VT_{95\%}}{VT} \quad (2.2)$$

L'objectif est d'atteindre une valeur de 1, ce qui indique que l'isodose de prescription couvre entièrement le PTV sans sous-dose significative.

2.4.2.2 Indice d'homogénéité

L'indice d'homogénéité (HI) est défini comme le rapport entre la différence entre la dose minimale (D98%) et la dose maximale (D2%) et la dose médiane (D50%). On a donc la relation suivante :

$$HI = \frac{(D2\% - D98\%)}{D50\%} \quad (2.3)$$

L'objectif est d'atteindre une valeur de 0. Cela signifie que toutes les parties du volume cible reçoivent exactement la même dose, ce qui est le résultat idéal en radiothérapie pour garantir une distribution uniforme de la dose et minimiser les risques de sous-dosage ou de surdosage.

2.4.3 Effets biologiques de la radiothérapie

Les effets biologiques de la radiothérapie dépendent de plusieurs facteurs, notamment la distribution de la dose, le volume traité, le débit de dose, le fractionnement et la durée du traitement. L'importance de ces facteurs peut varier en fonction de la méthode utilisée, qu'il s'agisse de radiothérapie par faisceaux externes ou de curiethérapie.

On distingue généralement deux types d'effets biologiques de la radiothérapie :

- **Effets directs** : Ces effets se produisent directement dans les cellules qui sont exposées aux rayonnements. Ils résultent de l'interaction directe des radiations avec les molécules cellulaires, notamment l'ADN, ce qui peut provoquer des dommages cellulaires et entraîner des anomalies génétiques ou des décès cellulaires.
- **Effets indirects** : Ces effets se manifestent dans les cellules qui ne sont pas directement exposées aux rayonnements. Ils sont provoqués par des réactions en chaîne déclenchées par les radiations dans les cellules voisines. Les radiations

peuvent créer des radicaux libres et d'autres espèces réactives qui endommagent les cellules environnantes, même si elles n'ont pas été directement irradiées.

2.4.3.1 Effets biologiques de la radiothérapie externe classique

Les faisceaux de rayonnements traversent les tissus sains pour atteindre la tumeur, provoquant des lésions indirectes par des réactions en chaîne et la production de radicaux libres. Ces dommages peuvent entraîner divers effets secondaires, tels que des lésions cutanées, de la fatigue, des nausées et des troubles de la reproduction. En général, ces effets secondaires sont moins intenses mais plus étendus avec la radiothérapie externe. La radiothérapie externe administre la dose totale en plusieurs séances réparties sur plusieurs semaines, ce qui permet aux tissus sains de se réparer entre les séances.

2.4.3.2 Effets biologiques de la curiethérapie HDR

La curiethérapie HDR délivre une dose élevée de rayonnements directement dans la tumeur, ce qui permet de limiter l'irradiation des tissus sains environnants. Les effets biologiques de la curiethérapie HDR sont influencés par deux principaux facteurs :

- **L'intensité des sources radioactives utilisées** : Plus l'intensité (en termes d'activité, de débit de kerma de référence, d'intensité de débit de kerma de référence ou de débit de dose de référence) de la source est élevée, plus la dose de rayonnement délivrée en un temps très court est importante, ce qui peut avoir un impact plus significatif sur les cellules cancéreuses. Le choix des sources radioactives influence la distribution de la dose et, par conséquent, les effets radiobiologiques sur la tumeur ainsi que sur les organes sains environnants.
- **La capacité de réparation des tissus irradiés** : Les tissus sains ont une certaine capacité à réparer les dommages causés par les rayonnements. En curiethérapie HDR, la dose est généralement administrée en une seule session plus intense qu'en curiethérapie LDR, ce qui peut limiter le potentiel de réparation des tissus sains et accentuer les effets secondaires.

2.4.3.3 Modèle quadratique linéaire

En raison des différentes modalités de fractionnement utilisées en radiothérapie externe et en curiethérapie, le modèle linéaire quadratique (MLQ) avec l'équation de la dose biologique équivalente (BED) est employé pour prédire les effets biologiques des différentes doses de rayonnement.

Le MLQ est utilisé en oncologie radiothérapeutique afin d'optimiser les protocoles de traitement et de comprendre la relation entre la dose de rayonnement et son impact biologique, tant sur les tumeurs que sur les tissus sains. Ainsi, le modèle linéaire quadratique permet aux radiothérapeutes de mieux anticiper et gérer les effets biologiques induits par les différents schémas de fractionnement de la radiothérapie externe et de la curiethérapie utilisés dans le traitement du cancer. La **relation 2.4** suivante représente le MQL [18].

$$S = \exp(-\alpha d - \beta d^2) \quad (2.4)$$

- **S** : Représente la survie cellulaire.
- **d** : Dose absorbée en une fraction unique. Cette dose est utilisée pour évaluer l'impact biologique du rayonnement sur les cellules, en tenant compte des effets directs et indirects des rayonnements.
- **Composante linéaire (α)** : Représente les dommages cellulaires directs causés par le rayonnement, comme les cassures simples brin de l'ADN. Ces dommages sont proportionnels à la dose de rayonnement.

- **Composante quadratique** (β) : Représente les dommages cellulaires indirects, comme les cassures double brin de l'ADN. Ces dommages augmentent de façon exponentielle avec la dose de rayonnement.
- α/β : Paramètre du MLQ, qui caractérise la sensibilité des cellules aux dommages indirects comparativement aux dommages directs.

L'équation 2.5 montre comment calculer le BED [18].

$$BED = D \left[1 + \frac{d}{\alpha/\beta} \right] \quad (2.5)$$

- **D** : Représente la dose totale délivrée.

Le BED est utilisé pour comparer les effets biologiques de différentes fractions de dose.

Afin d'évaluer la dose biologique efficace, la dose absorbée lors de la curiethérapie HDR est convertie en dose équivalente à 2 Gy par fraction (EQD2) en utilisant la relation 2.6 [18].

$$EQD2 = D \frac{(d + \alpha/\beta)}{(2 + \alpha/\beta)} \quad (2.6)$$

L'EQD2 est un paramètre permettant de comparer des schémas de fractionnement différents en radiothérapie. Elle consiste à convertir une dose totale délivrée en un nombre de fractions différent du standard de 2 Gy, en une dose équivalente si elle avait été délivrée en fractions de 2 Gy.

2.5 Effets secondaires de la radiothérapie

Les effets secondaires de la radiothérapie sont classés en deux catégories, effets immédiats et effets tardifs :

Le tableau 2.1 ci-dessous présente les effets secondaires typiques de la radiothérapie [15].

Table 2.1 – *Effets secondaires de la radiothérapie*

Type d'effets	Radiothérapie externe	Curiethérapie HDR
Effets précoces	- Troubles digestifs, notamment des diarrhées. - Nausées et vomissements.	- Infection urinaire qui survient après la première séance. - Mucite qui entraîne des pertes blanches
Effets tardifs	- Inflammation du rectum. - Ménopause prématurée.	- Sécheresse et rétrécissement de vagin. - Fistule.

- **Effets secondaires dits immédiats, aigus ou précoces** : Ils se produisent pendant le traitement et les quelques semaines qui suivent. Ils sont souvent transitoires.
- **Effets secondaires tardifs** : Appelés aussi complications ou séquelles, ils peuvent apparaître plusieurs mois après la fin du traitement.

Chapitre 3

Matériel et Méthodes

Chapitre 3

Matériel et Méthodes

3.1 Échantillon des patientes et contourage

Cette étude a été réalisée auprès d'un échantillon de 5 patientes atteintes d'un cancer du col de l'utérus aux stades IIB, IIIB, IIA2 et IB2 selon la classification de la Fédération Internationale de Gynécologie et d'Obstétrique (FIGO).

Les cinq (5) patientes ont reçu une radiothérapie externe utilisant trois techniques de traitement : la 3DCRT, l'IMRT et la VMAT, sur l'ensemble du pelvis avec des protocoles différents. Les images de planification ont été réalisées à l'aide d'un scanner GE-Optima-580 (**figure 3.3**) avec une épaisseur de coupe de 2,5 mm. Les moyens de contention utilisés sont la cale genoux, la cale pieds et l'oreiller. Les protocoles ont été choisis en fonction de l'extension tumorale et du stade de la maladie. La **table 3.1** illustre les différents protocoles utilisés en radiothérapie du col de l'utérus.

Table 3.1 – Protocoles utilisés pour la prescription de la dose

Type de protocole	Dose prescription	Nb. de patientes	Stade de cancer
Protocole 1	- Dose prescrite de 45 Gy sur le PTV1 - Boost de 21,6 Gy sur le PTV2	1	IB
Protocole 2	- Dose prescrite de 50,4 Gy sur le PTV1 - Boost de 16,6 Gy sur le PTV2	3	IIB, IIA
Protocole 3	- Dose prescrite de 50,4 Gy sur le PTV1 - Boost de 5,4 Gy sur le PTV2 - Boost de 10,8 Gy sur le PTV3	1	IIC

3.2 Définition des PTVs selon les protocoles de traitement

La définition précise des PTVs est essentielle pour garantir une couverture adéquate de la tumeur tout en préservant les tissus sains environnants. Pour optimiser la dose administrée et minimiser les effets secondaires, chaque protocole de traitement spécifie des volumes cibles distincts. Ces volumes incluent non seulement les zones tumorales,

mais également des marges de sécurité pour tenir compte des variations possibles dans la position de la tumeur et la précision du traitement :

— **Protocole 1 :**

- **PTV1 :** Ce volume cible englobe la lésion tumorale, une marge de 2 cm autour du vagin sain, l'utérus, les paramètres, ainsi que les aires ganglionnaires pelviennes bilatérales et prés-sacrées. Une marge de sécurité de 1 cm est également incluse pour couvrir les variations.
- **PTV2 :** Ce volume cible se concentre sur la lésion tumorale elle-même, avec une marge de sécurité de 1 cm.

— **Protocole 2 :**

- **PTV1 :** Ce volume comprend la lésion tumorale, ses extensions, une marge de 2 cm autour du vagin sain, l'utérus, les paramètres, ainsi que les aires ganglionnaires pelviennes bilatérales et prés-sacrées, avec une marge de sécurité de 1 cm.
- **PTV2 :** Ce volume cible est limité à la lésion tumorale avec une marge de sécurité de 1 cm.

— **Protocole 3 :**

- **PTV1 :** Ce volume inclut le col utérin, l'utérus, les paramètres, le tiers supérieur du vagin, et les chaînes ganglionnaires iliaques externes bilatérales, avec une marge de sécurité de 1 cm.
- **PTV2 :** Ce volume cible comprend le col utérin, l'isthme et les deux paramètres.
- **PTV3 :** Ce volume cible se concentre sur la lésion tumorale elle-même avec une marge de sécurité de 1 cm.

Les figures 3.1 et 3.2 illustrent le PTV1 et le PTV2. Chaque protocole est conçu pour assurer une couverture efficace de la zone tumorale tout en réduisant les risques d'exposition excessive des tissus sains aux radiations.

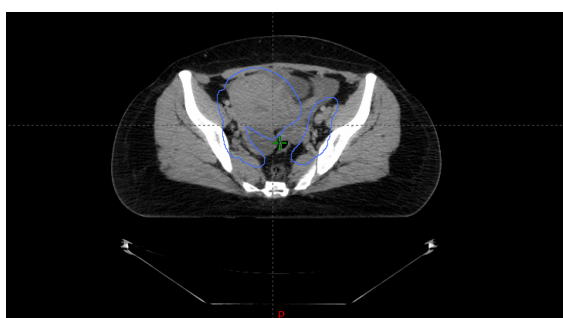


Figure 3.1 – *Illustration du volume cible PTV 1 en coupe axiale*

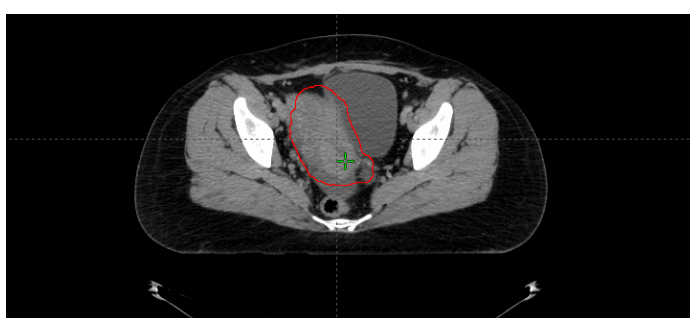


Figure 3.2 – *Illustration du volume cible PTV 2 en coupe axiale*

Les cinq patientes ont reçu une radiothérapie externe sur le PTV1 en utilisant les trois techniques mentionnées précédemment, tout en suivant le même protocole. Par la suite, elles ont bénéficié d'une dose complémentaire par curiethérapie intra-cavitaire, avec une dose totale prescrite de 7 Gy administrée en 3 fractions, à l'aide d'un applicateur Fletcher de type Tandem et ovoïdes.

Les images de planification ont été réalisées avec le scanner GE-Optima-580, en utilisant les paramètres suivants : une épaisseur de coupe de 1,25 mm, une tension de 120 kV et un courant de 500 mA. L'épaisseur de coupe en curiethérapie est plus petite

que celle utilisée en radiothérapie externe pour permettre une meilleure visualisation du col et de l'applicateur, déjà en place lors de la simulation. Le médecin oncologue a délimité le CTV-HR, le CTV-IR et les organes à risque (sigmoïde, rectum, vessie) selon les recommandations du groupe de travail GEC-ESTRO II [19].



Figure 3.3 – Scanner simulateur GE-Optima-580 de l'Hopital Chahids Mahmoudi

3.2.1 Délimitation des organes à risque :

Les organes à risque délimités, qui comprennent la vessie, le rectum, le sac intestinal, la tête fémorale droite, la tête fémorale gauche et le canal anal, sont représentés sur la figure 3.4.

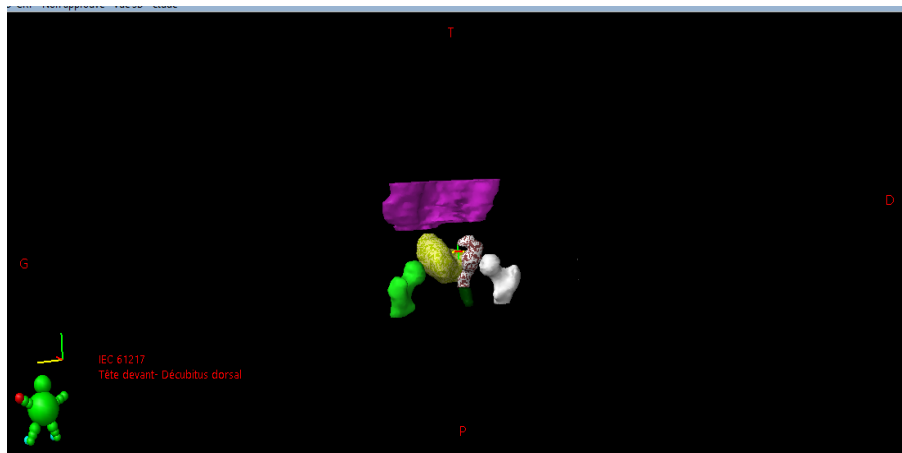


Figure 3.4 – Représentation des organes a risque

3.3 Stratégies de planification du traitement et algorithmes de calcul correspondants

Pour élaborer un plan de traitement en radiothérapie externe, un système de planification de traitement (TPS) est nécessaire et doit être adapté à la pratique clinique. Ce système informatique permet de déterminer les dispositions optimales des faisceaux, les énergies, la taille des champs, et il prédit finalement la distribution de la dose dans la patiente.

Planification directe : Dans le cas de la planification directe, typiquement utilisée en radiothérapie 3DCRT, le physicien est chargé de définir la balistique

du traitement, c'est-à-dire le nombre de champs, leur orientation, l'énergie, les limites des champs, et la pondération. De plus, si nécessaire, il peut choisir d'utiliser des accessoires pour modifier le faisceau comme les filtres en coin, les caches, etc (**figure 3.5**).

Planification inverse : La planification inverse est une méthode qui optimise la "fluence" des faisceaux en fonction des contraintes prescrites. Elle constitue un système qui offre une solution dosimétrique à un problème d'irradiation en prenant en compte les contraintes planimétriques imposées. Dans ce cas, le nombre de faisceaux, leur angle et leur énergie sont prédéterminés par l'opérateur. Le logiciel calcule ensuite la forme des faisceaux en fonction des contours du PTV et ajuste la "fluence" en tenant compte des contraintes dosimétriques et de leurs pondérations (**figure 3.5**).

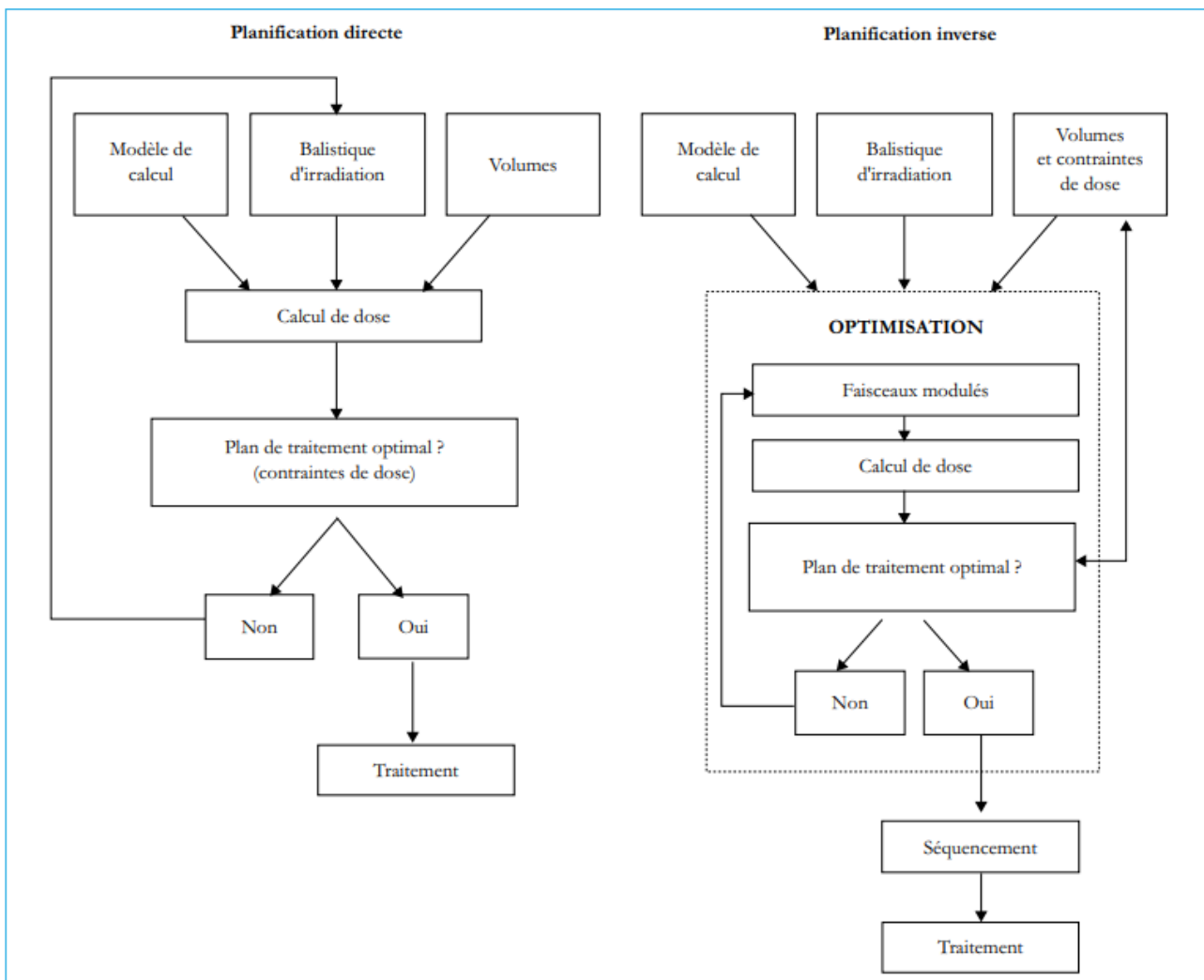


Figure 3.5 – Organigramme de la planification direct (gauche) et planification inverse (droite)

3.3.1 Planification de traitement en 3DCRT

Pour la planification de traitement, nous avons utilisé cinq champs avec les orientations suivantes : deux champs latéraux (gauche et droit), deux champs obliques antérieurs (gauche et droit) et un champ postérieur. L'énergie de 18 MV a été choisie pour sa capacité de pénétration adéquate. Une marge de 0,7 cm a été appliquée pour les MLCs (Multi-Leaf Collimators), comme illustré dans la **figure 3.6**. Cette marge permet de

garantir que le volume cible est couvert de manière adéquate, en tenant compte des risques de sous-dosage liés aux imprécisions ou aux mouvements du patient, ainsi que pour compenser la pénombre du faisceau de traitement.

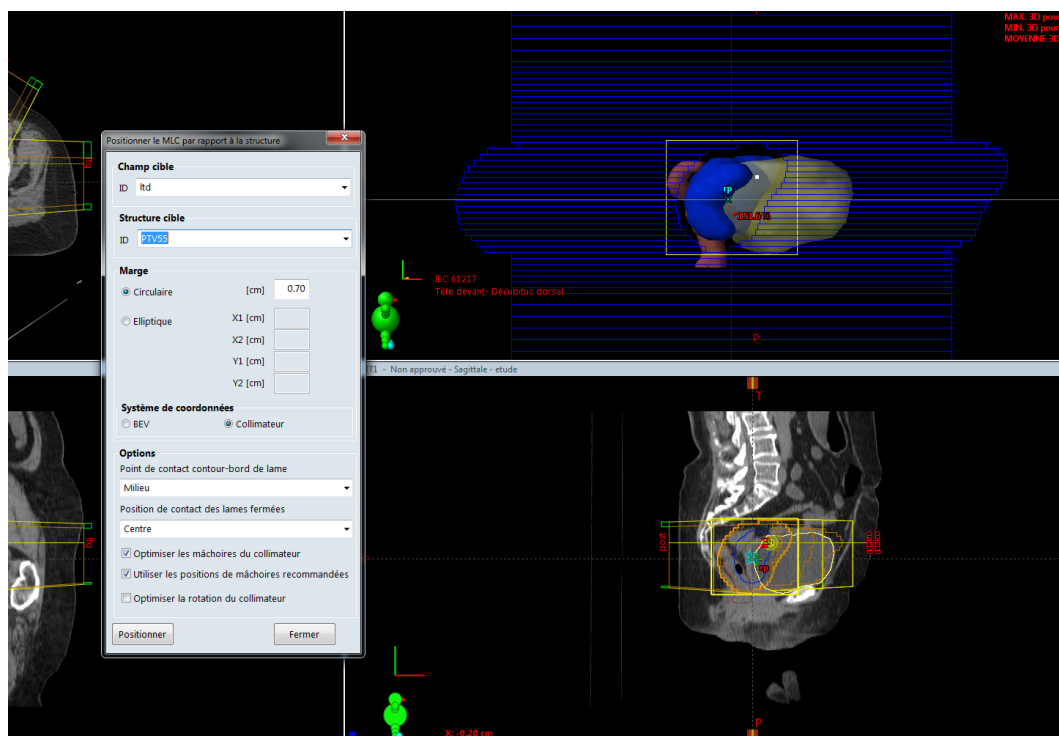


Figure 3.6 – Représentation de la marge utilisée.

Un seul isocentre est positionné au centre du PTV, et le point de référence est déterminé selon les recommandations de l'ICRU n° 50. Selon ces recommandations, le point doit être facilement identifiable, situé dans une région où le gradient de dose est faible, et il doit toujours être spécifié [13].

L'algorithme de calcul de dose utilisé est l'Algorithme Anisotrope Analytique (AAA), avec une taille de grille de 0,25 cm.

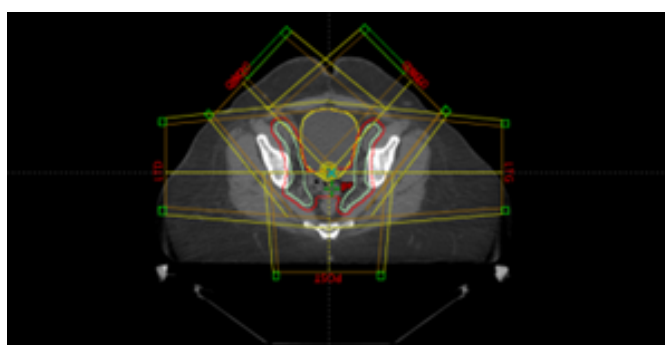


Figure 3.7 – Orientation des faisceaux en 3DCRT

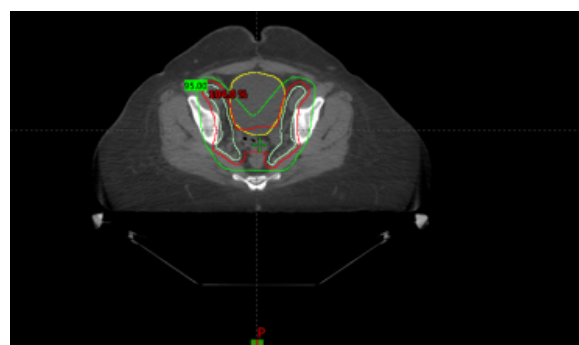


Figure 3.8 – Distribution de dose en 3DCRT

3.3.2 Planification de traitement en RCMI

La planification en RCMI est généralement réalisée à l'aide de la planification inverse. Dans ce processus, le médecin radiothérapeute délimite les volumes cibles sur les images de tomodensitométrie de simulation (images CT), tandis que le physicien spécifie les limites de dose souhaitées pour la tumeur ainsi que les contraintes de dose pour les tissus sains environnants.

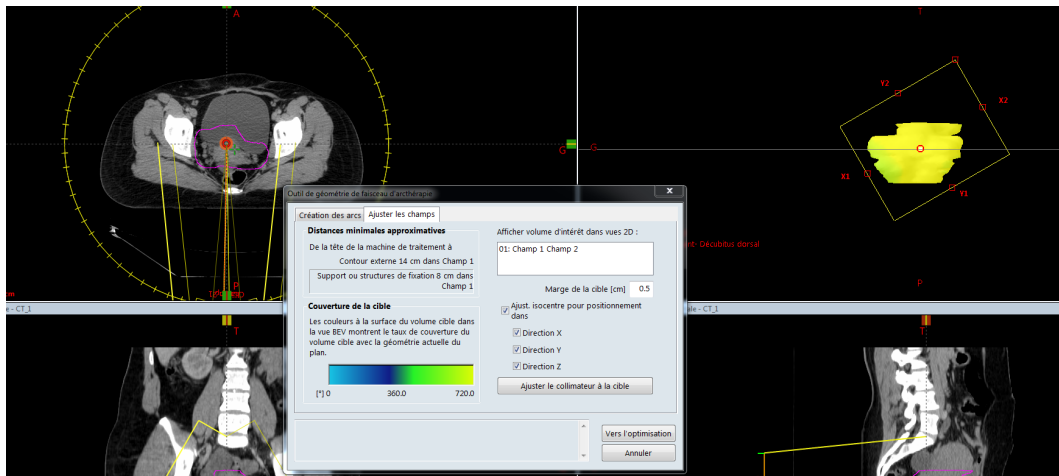


Figure 3.10 – *Nombre d'arcs choisis et facilité de couverture*

Remarque : Les contraintes utilisées sont les mêmes que celles appliquées lors de la planification en RCMi.

L'algorithme de calcul de dose ajuste continuellement le débit de dose, les positions des lames du MLC, ainsi que la vitesse de rotation du bras (gantry) pour répondre aux exigences de la prescription définies au début du processus de planification. La **figure 3.11** montre la distribution de dose obtenue avec la technique VMAT.

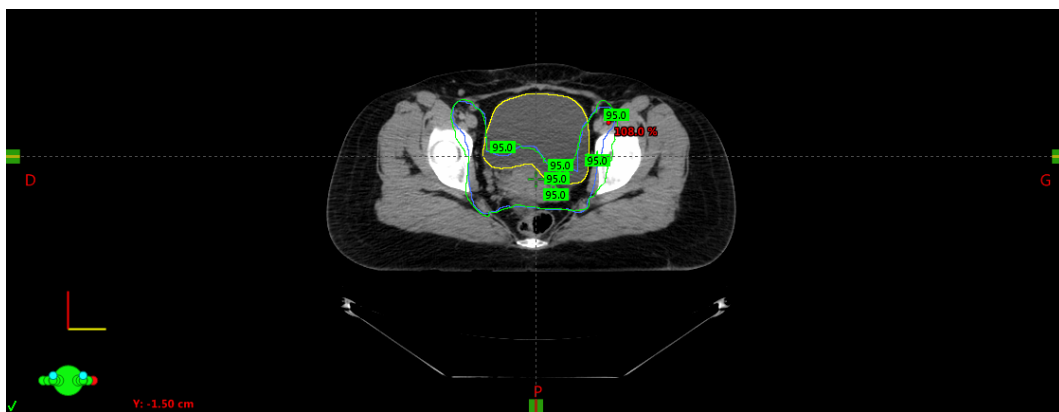


Figure 3.11 – *Distribution de dose en VMAT*

3.3.4 Planification de traitement en curiethérapie HDR

Avant de créer le plan de traitement, il est essentiel de consulter le dossier de la patiente et de vérifier que tous les volumes cibles sont correctement délimités. Cette vérification garantit que la planification du traitement repose sur des informations anatomiques précises.

Une fois la vérification des volumes cibles effectuée, on peut procéder à la création du nouveau plan de traitement. Cette étape inclut la spécification de la dose prescrite pour chaque séance, l'alignement des coupes CT pour obtenir la meilleure visualisation de l'applicateur utilisé (**figure 3.12**), ainsi que l'enregistrement de cet alignement et l'insertion de l'applicateur sur la coupe axiale.

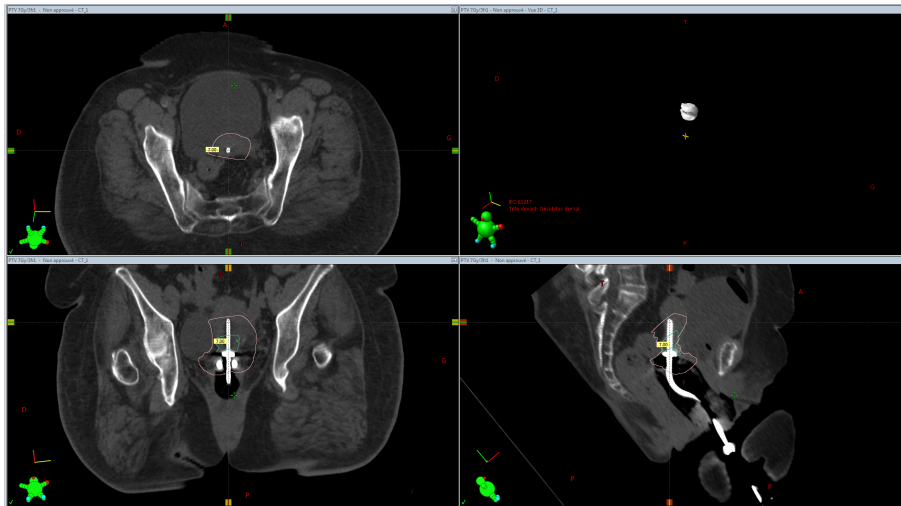


Figure 3.12 – *Rotation des images pour une meilleure visualisation de l'applicateur sur le TPS*

Les positions d'arrêt de la source sont déterminées en fonction de la taille de la tumeur, avec un temps d'arrêt de cinq secondes (5 sec) par position.

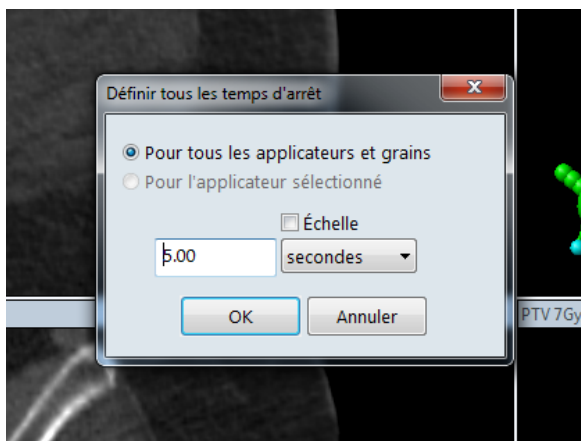


Figure 3.13 – *Définition du temps d'arrêt de la source sur le TPS*

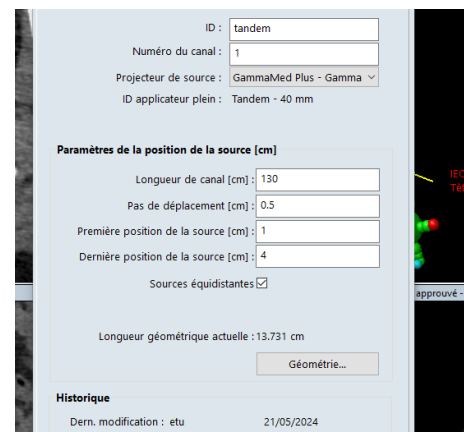


Figure 3.14 – *Définition du position d'arrêt de la source*

Pour optimiser la distribution de la dose (figure 3.15), des modificateurs d'isodose sont utilisés afin d'obtenir la meilleure couverture du CTV-HR ou la distribution de dose souhaitée.

Il est également possible d'ajuster le temps d'arrêt à chaque position pour atteindre la couverture désirée. Enfin, les calculs de dose sont réalisés en utilisant l'algorithme de calcul de dose Acuros XB.

3.4 Contraintes de dose en radiothérapie

Les contraintes de dose sont des limites spécifiques de la quantité de rayonnement ionisant que les tissus sains adjacents à une tumeur peuvent recevoir lors d'un traitement de radiothérapie. Ces limites sont établies pour minimiser les dommages aux tissus normaux tout en assurant une dose optimale à la zone tumorale.

Les contraintes de dose pour les tissus sains sont généralement prises en compte comme suit : lorsque nous avons deux volumes cibles (PTVs) à traiter, nous combinons les deux plans de traitement et examinons ensuite la dose globale reçue par les organes à risque. Nous comparons cette dose globale aux limites de tolérance définies pour chaque

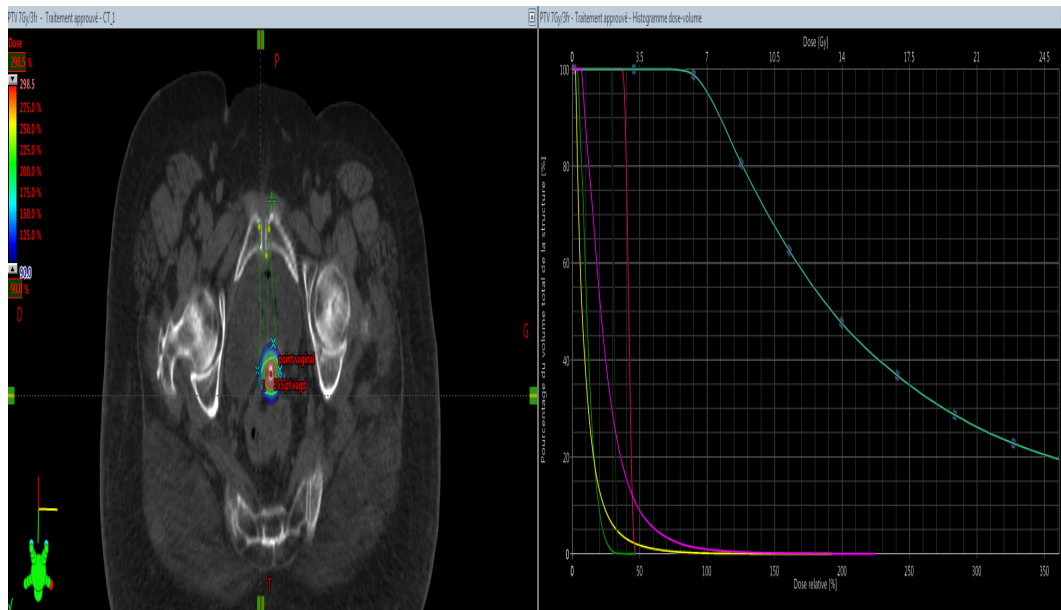


Figure 3.15 – Distribution de dose et HDV en curiethérapie HDR

Table 3.2 – Limites de dose pour les volumes cibles

PTV	Dose(%)	Dose (Gy)
D98	90%	45,36
D95	95%	47,88
D50	100%	50,4
D2	105%-107%	52,92

organe afin de vérifier que les contraintes de dose pour les tissus sains sont respectées (voir tableaux 3.2 et 3.3) [20].

Table 3.3 – Limites de dose pour les organes à risque en fractionnement classique

OAR	Contraintes de dose (Gy)
Canal anal	$D_{\text{moy}} \leq 40$ Gy
Sac intestinal	$D_{\text{moy}} \leq 30$ Gy
Vessie	$D_{\text{max}} \leq 75$ Gy
Rectum	$D_{\text{max}} \leq 70$ Gy
Tête fémorale	$D_{\text{max}} \leq 52$ Gy

Dans le cas où deux traitements avec des fractionnements différents sont combinés, nous utilisons la Dose Équivalente en 2 Gy (EQD2) pour convertir l'hyperfractionnement en fractions classiques. Nous additionnons ensuite les doses reçues par les OAR et les comparons aux tolérances bien définies pour chaque organe donnée sur le tableau 3.4. C'est le protocole utilisé à l'Hôpital Chahids Mamoudi.

Table 3.4 – Limites de dose pour les organes à risque en EQD2

OAR	Contraintes de dose en EQD2 totale(Gy)
Vessie	$\text{EQD2} \leq 85$ Gy
Rectum	$\text{EQD2} \leq 70$ Gy
Sigmoïde	$\text{EQD2} \leq 70$ Gy

3.5 Vérification des plans de traitement IMRT et VMAT par EPID

Le processus de vérification et d'assurance qualité en radiothérapie (PSQA) est une étape nécessaire et indispensable dans la planification et la délivrance des traitements aux patients. Son but est de s'assurer que les plans de traitement individualisés respectent les normes de qualité requises.

L'objectif principal du PSQA est de vérifier que le plan de traitement élaboré par le TPS peut être correctement exécuté par la machine de traitement (l'accélérateur Varian). Cela implique de vérifier avec précision la synchronisation du collimateur, du MLC et le débit de dose, notamment pour les techniques avancées VMAT et IMRT.

Le PSQA permet également de détecter toute erreur, incohérence ou insuffisance dans le plan de traitement, afin de pouvoir la ou les corriger avant la délivrance du traitement à la patiente. Cela peut nécessiter des ajustements de la géométrie du faisceau, de la dose ou d'autres paramètres, dans le but d'optimiser la qualité et la précision du plan de traitement final (voir **figure 3.16** pour le set-up de PSQA par EPID).

Les analyses sont effectuées séparément pour chaque arc. La **figure 3.17** représente l'interface du logiciel. Le panneau A montre la distribution calculée par le TPS, le panneau B montre la distribution prédite, et le panneau C, au centre, représente la superposition des deux distributions. En bas, nous pouvons voir une comparaison des profils selon les axes X et Y ainsi que les écarts de dose et l'évaluation de l'indice gamma.

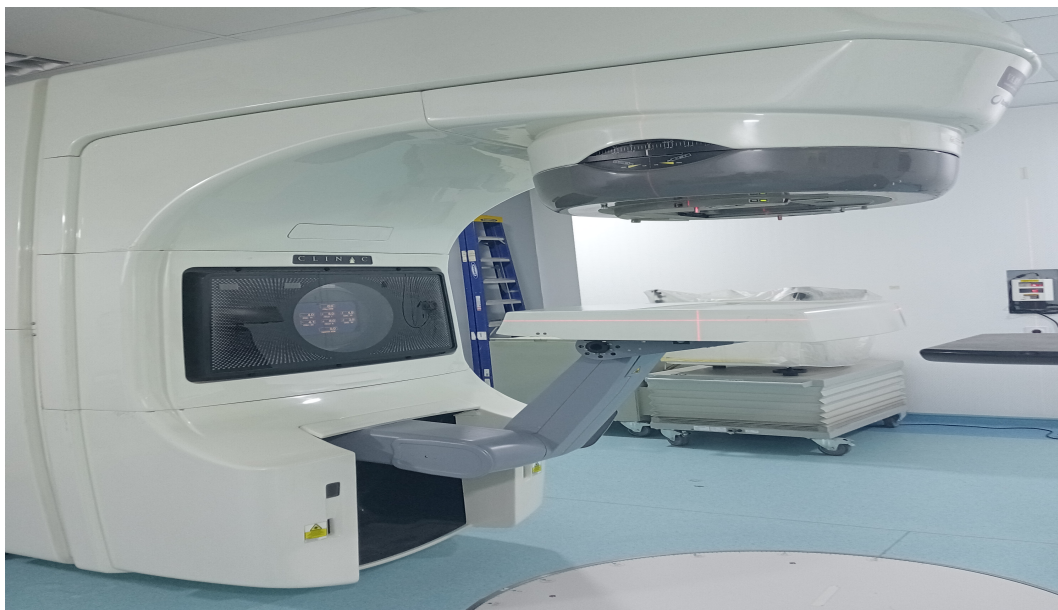


Figure 3.16 – Set-up de vérification du plan avec l'accélérateur

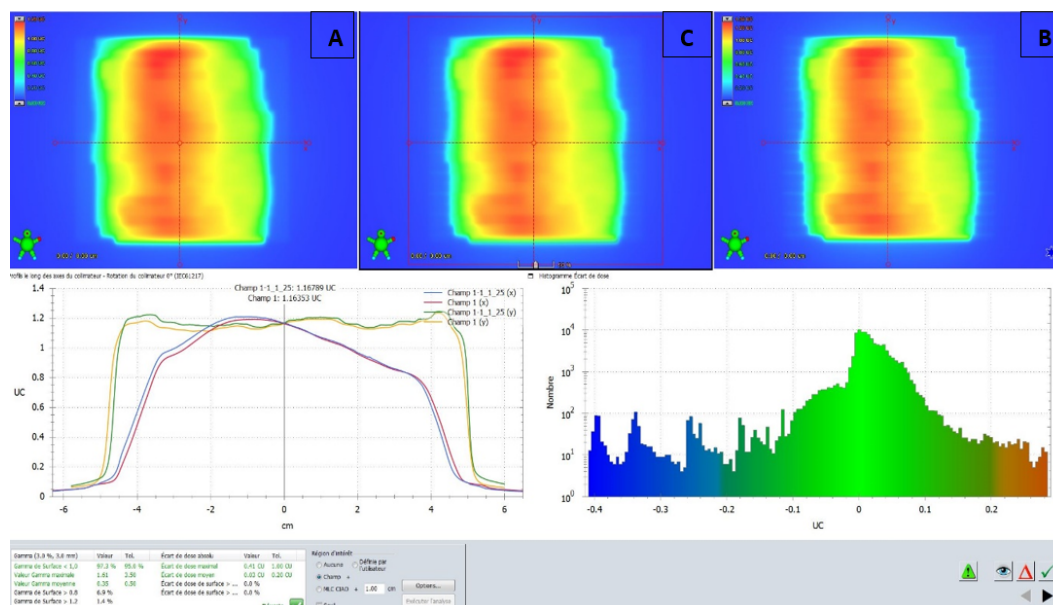


Figure 3.17 – Analyses de la fluence prédite et la fluence réelle

3.6 Contrôle de qualité de la position de la source HDR

Le contrôle de qualité (QC) de la position de la source radioactive est un processus systématique effectué avant chaque traitement en curiethérapie. Son objectif est de garantir que toutes les exigences de qualité sont respectées, assurant ainsi la qualité du traitement. Ce contrôle permet de vérifier que le déplacement de la source est conforme à celui programmé dans le TPS. En cas d'écarts, des ajustements et corrections peuvent être apportés avant le branchement de la patiente et la délivrance du traitement pour garantir une qualité optimale.

Pour réaliser ce test, un plan est élaboré à l'aide du logiciel varian medical systems GammaMedplus iX (version 1.2) est exécuté via le pupitre de commande. Les équipements requis pour le set-up comprennent une source HDR d'IR-192, un projecteur de source GammaMed plus IX, un fantôme en plaque PermaDoc, une tige guide de source de 257 mm, un cathéter de 1300 mm, ainsi que des films Gafchromic RTQA 2 (voir [figure 3.18](#)).

Les films sont analysés à l'aide du logiciel ImageJ. Les écarts entre les positions programmées et celles mesurées sur les films doivent être inférieurs ou égaux à 1 mm, conformément aux recommandations de la Société Française de la Physique Médicale (SFPM).

3.7 Étalonnage de la source HDR

L'étalonnage de la source radioactive est une étape cruciale en curiethérapie, garantissant la précision, la sécurité et la conformité des traitements administrés aux patientes.

Pour cette procédure, le matériel requis inclut la source HDR d'IR-192, un projecteur de source GammaMed plus IX NS : 5512, une chambre d'ionisation Puits NS 121780 REF : TM33005, un électromètre PTW, un adaptateur REF : T33004.1.013 (1.8 mm - 320 mm), une tige (mould prob) R39-067 1.8 × 320 mm, un thermomètre et un baromètre.

La première étape consiste à assembler le montage expérimental comme indiqué sur la [figure 3.19](#). Ensuite, sur le pupitre de commande, l'opérateur allume la station de



Figure 3.18 – Set-up de contrôle de qualité du positionnement de la source

curiethérapie, tourne la clé d'alimentation, et ouvre l'application. Il accède aux plans de contrôle, sélectionne le plan "chambre Puits" et clique sur "Suivant". Une copie du test est ensuite réalisée et sauvegardée, après quoi le plan de déplacement de la source est vérifié. La source doit se déplacer de 128 cm à 122 cm, par paliers de 5 mm avec un temps d'arrêt de 10 secondes. L'opérateur sélectionne ensuite la plage "high" et le mode "courant" sur l'électromètre pour effectuer les mesures (La mesure doit être effectuée à la position optimale où la réponse est maximale).

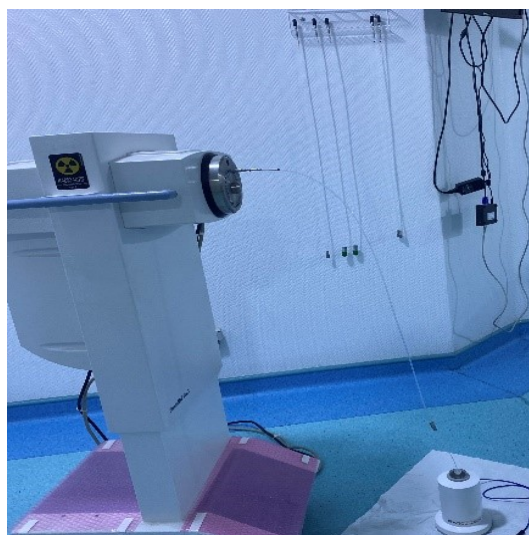


Figure 3.19 – Set-up d'étalonnage de la source d'Ir-192 HDR

Le plan "chambre Puits 126-125 mm" est alors sélectionné, et les paramètres sont vérifiés de nouveau (10 positions, pas de 5 mm, temps d'arrêt de 10 s). On La dernière étape consiste à relever la température et la pression et mesurer la charge pendant 60 secondes pour chaque position afin de calculer le débit de kerma de référence dans l'air

(AKS) ou de l'intensité du débit de kerma de référence (S_k) en utilisant un fichier Excel où sont introduits toutes les informations de la source et les mesures effectuées pour le calcul du S_k . L'équation du AKS ou de S_k est définie comme suit :

$$S_k = Amps \times N_{S_k} \times P_{ion} \times P_{pol} \times P_{TP} \times P_{elec} \quad (3.1)$$

où :

— $Amps$ est le courant mesuré, il est égale à :

$$Amps = \frac{Q_C}{t_{acq}} \quad (3.2)$$

- Q_C est la charge collectée.
- t_{acq} est le temps d'acquisition de la charge Q_C .
- P_{ion} est un facteur d'efficacité de collection (effets de recombinaison).
- P_{pol} est un facteur de correction de polarité.
- P_{TP} est un facteur de correction de température et de pression.
- P_{elec} est un facteur de correction lié à l'étalonnage de l'électromètre.
- N_{S_k} est un facteur d'étalonnage en terme de débit de kërma.

La différence entre la valeur mesurée et la valeur mentionnée sur le certificat d'étalonnage de la source ne doit pas dépasser 5%, conformément aux recommandations du rapport AAPM TG-40 [22].

Remarque : Le contrôle de la position de la source HDR et l'étalonnage de la source HDR ont été réalisés conformément aux protocoles établis et aux recommandations en vigueur. Cependant, en raison de contraintes de temps, les résultats n'ont pas pu être intégrés dans le mémoire. Les données et les analyses relatives à ces tests sont disponibles, mais leur présentation a uniquement été effectuée dans le rapport de contrôle qualité du service. Il est à noter que les résultats sont conformes aux recommandations.

Chapitre 4

Résultats et discussions

Chapitre 4

Résultats et discussions

4.1 Introduction

Dans ce chapitre, nous présenterons les résultats des différentes techniques utilisées pour traiter les cinq patientes atteintes de cancer du col de l'utérus à l'HCM. Nous comparerons les techniques employées 3DCRT, IMRT et VMAT en se basant sur divers critères, tels que la distribution de dose, la dose reçue par les organes à risque, ainsi que les indices dosimétriques de conformité et d'homogénéité.

4.2 Indices de conformité

4.2.1 Indices de conformité pour la radiothérapie externe

Les résultats des calculs pour le PTV 50,4 Gy sont regroupés dans le **tableau 4.1** et illustrés par l'histogramme sur la **figure 4.1** ci-dessous. Ces données comprennent les valeurs spécifiques des volumes cibles (VT) et les indices de conformité (*CIPTV*) pour chaque patiente. Le tableau fournit une comparaison détaillée des performances des différentes techniques de radiothérapie, tandis que l'histogramme visualise les variations des IC, facilitant ainsi l'évaluation de l'efficacité et de l'uniformité de la distribution de dose pour chaque technique utilisée.

Table 4.1 – *CIPTV* pour le PTV 50,4 Gy dans le cas de la radiothérapie externe

Patiente	3DCRT	IMRT	VMAT
Patiente 1	0.985	0.987	0.985
Patiente 2	0.988	0.986	0.989
Patiente 3	0.988	0.989	0.994
Patiente 4	0.978	0.993	0.995
Patiente 5	0.968	0.955	0.958
Moyenne	0.9820	0.9824	0.9847

Selon les résultats précédents, les moyennes des indices de conformité (*CIPTV*) pour les trois techniques sont proches de la valeur idéale de 1. Toutefois, pour la patiente n°5, les valeurs sont déviées : 0,968 pour 3DCRT, 0,955 pour IMRT et 0,958 pour VMAT. Cette déviation peut être attribuée à la morphologie, la taille et la forme complexes de la tumeur de la patiente n°5, ce qui a influencé l'obtention d'un *CIPTV* optimal.

4.2.2 Indices de conformité pour la curiethérapie

Les résultats des calculs des *CIPTV* pour la technique de curiethérapie HDR utilisant une source d'Ir-192 sont détaillés dans la **table 4.2** et illustrés par l'histogramme sur la

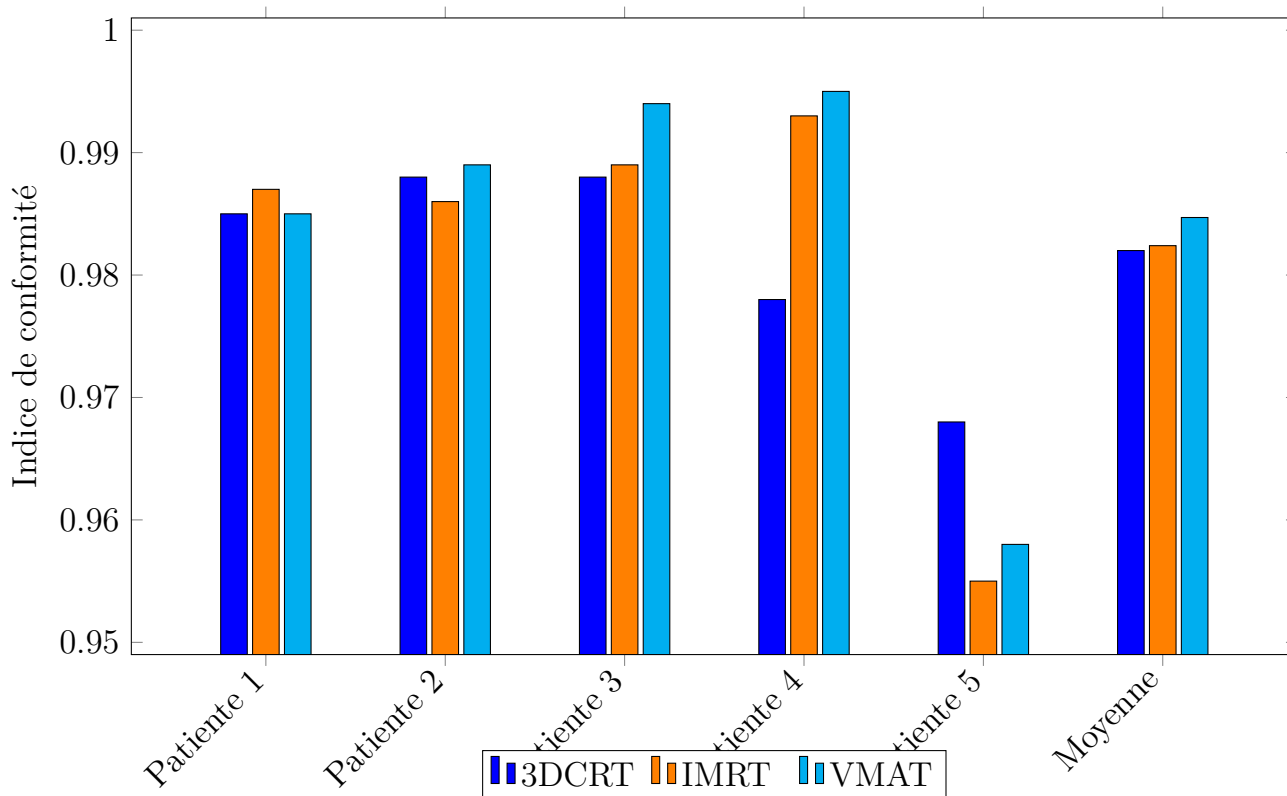


Figure 4.1 – *Histogramme de l'CIPTV pour le PTV 50,4 Gy dans le cas de la radiothérapie externe*

figure 4.2. Ces données comprennent les valeurs spécifiques des volumes cibles couverts à 90 % de la dose prescrite (VT90%), les volumes cibles totaux (VT) et les *CIPTV* pour chaque patiente. Elles permettent d'évaluer l'efficacité et la précision de la distribution de dose de la curiethérapie HDR.

Table 4.2 – *CIPTV dans le cas de la curiethérapie HDR*

Patiente	VT90%	VT	IC
Patiente 1	8,000	7,930	0,991
Patiente 2	22,100	19,010	0,860
Patiente 3	14,000	12,600	0,900
Patiente 4	19,740	21,900	0,901
Patiente 5	5,100	5,500	0,927
Moyenne	13,788	13,388	0,9160

La valeur moyenne des *CIPTV* est 0,916 elle est proche de 1, ce qui indique une bonne conformité globale du traitement de curiethérapie pour cet ensemble de patientes. Aussi on remarque que les valeurs des *CIPTV* sont relativement homogènes entre les patientes, avec un écart maximal de 0,131 entre la valeur la plus basse 0,860 et la plus haute 0,991. Cette homogénéité suggère que les techniques de positionnement des sources radioactives et de planification du traitement sont appliquées de manière cohérente pour toutes ces patientes.

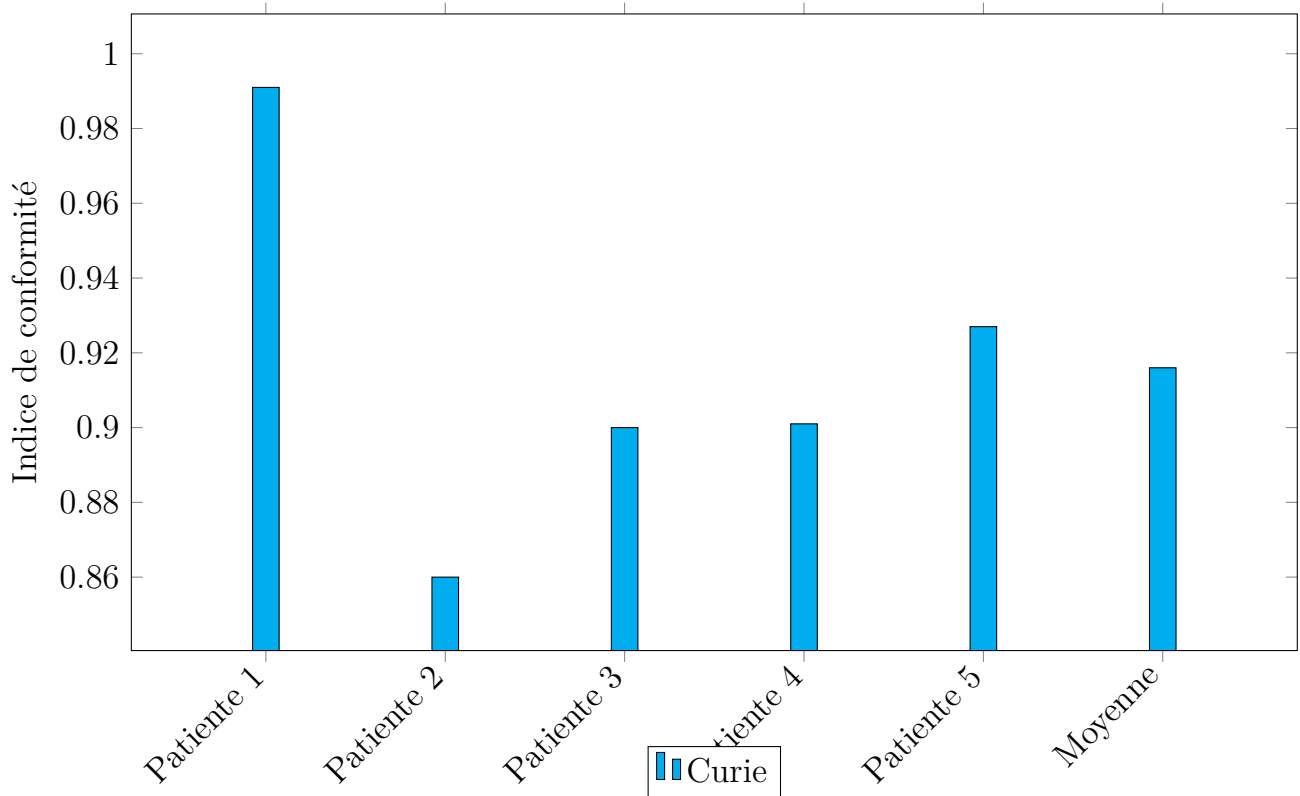


Figure 4.2 – Histogramme de l'CIPTV dans le cas de la curiethérapie HDR

4.3 Indice d'homogénéité pour la radiothérapie externe

Les résultats des calculs des indices d'homogénéité (HI) sont détaillés dans le **tableau 4.3** et illustrés par l'histogramme de la **figure 4.3** ci-dessous.

Le **tableau 4.3** présente les indices d'homogénéité pour chaque patiente en fonction des différentes techniques de radiothérapie externe : 3DCRT, IMRT et VMAT. Pour chaque patiente, les HI montrent la constance de la distribution de la dose à l'intérieur du volume cible. Le tableau inclut également les moyennes des indices pour chaque technique, offrant une vue d'ensemble de leur performance respective.

L'histogramme sur la **figure 4.3** visualise ces indices d'homogénéité, facilitant ainsi la comparaison des variations entre les différentes techniques et patientes. Cette représentation graphique aide à évaluer la capacité des techniques de radiothérapie à fournir une distribution homogène de la dose au volume cible.

Table 4.3 – HI dans le cas de la radiothérapie externe

Patiente	3DCRT	IMRT	VMAT
Patiente 1	0.089	0.077	0.096
Patiente 2	0.078	0.087	0.100
Patiente 3	0.082	0.101	0.111
Patiente 4	0.065	0.101	0.099
Patiente 5	0.094	0.090	0.098
Moyenne	0.0822	0.0916	0.1012

Les résultats des calculs d'homogénéité présentés ci-dessus montrent que les trois techniques de radiothérapie externe offrent une bonne homogénéité de la dose dans le

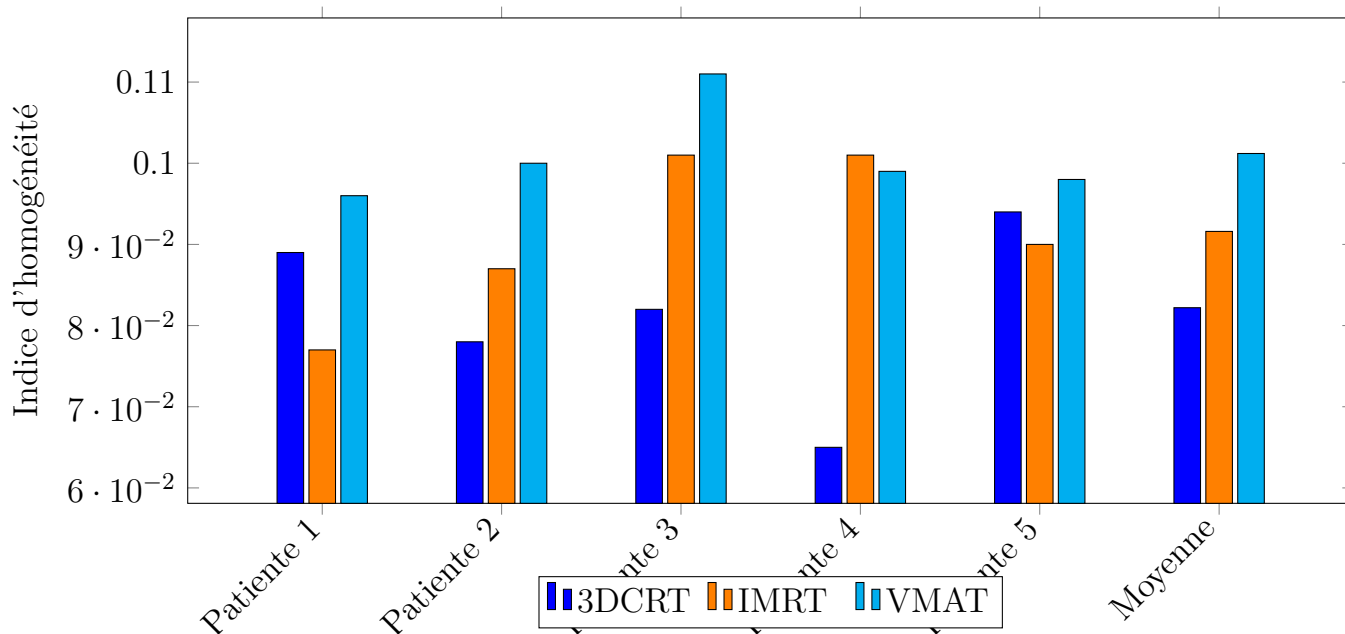


Figure 4.3 – Histogramme de l'HI dans le cas de la radiothérapie externe

volume cible. Plus précisément : La technique 3DCRT présente une moyenne de HI de 0,08. Ce résultat est le plus bas parmi les trois techniques, indiquant une distribution de dose relativement plus homogène au sein du volume cible. La technique IMRT a une moyenne de 0,09, et la technique VMAT affiche une moyenne de 0,10. Bien que ces deux valeurs soient légèrement plus élevées que celles de la 3DCRT, elles restent proches de la valeur idéale, qui est $HI = 0$ ce qui souligne la capacité des techniques 3DCRT, IMRT, et VMAT à fournir une distribution de dose homogène dans le volume cible. Cela démontre leur flexibilité et leur capacité à s'ajuster aux spécificités anatomiques et cliniques de chaque patiente, ce qui est essentiel pour optimiser les résultats thérapeutiques tout en minimisant les effets secondaires.

4.4 Doses moyennes reçues par les organes à risque

Les résultats des calculs des doses reçues par les organes à risque (OAR) sont résumés dans le **tableau 4.4** ci-dessous, qui présente les contraintes de dose pour chaque organe et les moyennes des doses pour les cinq patientes traitées avec les trois techniques de radiothérapie externe utilisées dans le traitement du cancer du col de l'utérus : 3DCRT, IMRT et VMAT. Les données incluent les contraintes de dose et les valeurs mesurées pour les OAR tels que la vessie, le rectum, l'intestin grêle et les têtes fémorales. Les doses sont comparées aux contraintes spécifiées par le protocole de traitement en vigueur à l'Hôpital Chahids Mahmoudi (HCM) en utilisant les HDV.

L'analyse de ces résultats nous a permis de conclure :

— **Vessie :**

La dose maximale reçue par la vessie ($D_{max,vessie}$) est conforme à la contrainte de ≤ 75 Gy pour toutes les techniques évaluées. Toutefois, le volume de la vessie recevant 60 Gy (V_{60Gy}) est significativement plus faible pour les techniques IMRT (27,83%) et VMAT (26,95%) comparé à 3DCRT (46,37%). Cette différence indique une meilleure épargne de la vessie avec les techniques avancées, ce qui permet de réduire l'exposition des tissus sains.

— **Rectum :**

La dose maximale reçue par le rectum ($D_{max,rectum}$) reste dans la contrainte de ≤ 70 Gy pour toutes les techniques. Cependant, le volume du rectum

Table 4.4 – Doses reçues par les OAR pour le cas de la radiothérapie externe exclusive

OAR	Contraintes de dose	3DCRT	IMRT	VMAT
Vessie	$D_{max} \leq 75\text{Gy}$	67,6	68,00	68,98
	$V_{60\text{Gy}} \leq 50\%$	46,37%	27,83%	26,95%
Rectum	$D_{max} \leq 70\text{Gy}$	67,11	67,08	66,99
	$V_{40\text{Gy}} \leq 60\%$	94,97%	59,98%	56,94%
Sac intestinal	$D_{moy} \leq 30\text{Gy}$	19,83	17,47	16,48
	$V_{45\text{Gy}} \leq 200\text{cc}$	183,47cc	83,05cc	57,30cc
Tête fémorale D	$V_{50\text{Gy}} \leq 10\%$	11,41%	2,77%	4,09%
Tête fémorale G	$V_{50\text{Gy}} \leq 10\%$	12,07%	2,96%	4,14%

recevant 40 Gy ($V_{40\text{Gy}}$) est nettement inférieur avec IMRT (59,98%) et VMAT (56,94%) par rapport à 3DCRT (94,97%). Cette différence est attribuée à l'utilisation par 3DCRT d'un arrangement de faisceaux fixes, moins flexible pour adapter la distribution de dose autour du volume cible. En revanche, les techniques IMRT et VMAT, utilisant des faisceaux dynamiques et modulables, permettent une meilleure conformité de la dose, réduisant ainsi la dose au rectum.

— Intestin Grêle :

La dose moyenne reçue par l'intestin grêle ($D_{moy,intg}$) est conforme à la contrainte de ≤ 30 Gy pour toutes les techniques, VMAT (16,48 Gy) offrant la dose moyenne la plus faible. Le volume de l'intestin grêle recevant 45 Gy ($V_{45\text{Gy}}$) est également inférieur pour IMRT (83,05 cc) et VMAT (57,30 cc) par rapport à 3DCRT (183,47 cc), ce qui indique une meilleure épargne de l'intestin grêle, probablement en raison du bon remplissage de la vessie. Cette réduction des volumes exposés à des doses élevées est attribuée à une gestion plus précise de la distribution de dose, facilitée par une meilleure planification et des techniques de modulation de faisceaux plus avancées.

— Têtes Fémorales :

Le volume des têtes fémorales recevant 50 Gy ($V_{50\text{Gy}}$) est significativement inférieur avec IMRT (2,77% pour la tête fémorale droite et 2,96% pour la tête fémorale gauche) et VMAT (4,09% pour la tête fémorale droite et 4,14% pour la gauche) par rapport à 3DCRT (11,41% pour la tête fémorale droite et 12,07% pour la gauche). Les doses élevées observées avec 3DCRT résultent de la configuration des faisceaux, qui se croisent au niveau des têtes fémorales, entraînant une exposition accumuler. En revanche, les techniques IMRT et VMAT, grâce à leur capacité d'ajuster les faisceaux et d'optimiser la distribution de la dose, offrent une meilleure protection des têtes fémorales.

4.5 Dose totale reçue par le rectum et la vessie pour la radiothérapie combinées

Pour calculer la dose totale (EQD2-Totale) reçue par le rectum et la vessie, nous avons additionné la dose maximale reçue par ces organes ($D_{max,org}$) en radiothérapie externe avec l'EQD2 de la dose reçue en 2cc de ces organes en curiethérapie HDR. Les **tableaux 4.5** et **4.6** présentent respectivement les résultats obtenus pour les cinq patientes, ainsi que les moyennes et les écart-types calculés.

Les résultats présentés dans les tableaux ci dessus montrent que les trois techniques offrent des résultats assez similaires en termes de dose moyenne délivrée au rectum et à la vessie, avec des valeurs avoisinant 60 Gy pour le rectum et 82 Gy pour la vessie.

Table 4.5 – Dose totale reçue par le rectum pour la radiothérapie combinées

Patiente	3DCRT/Curie	IMRT/Curie	VMAT/Curie
Patiente 1	49,91	50,05	50,31
Patiente 2	58,32	58,95	57,80
Patiente 3	57,78	56,95	58,18
Patiente 4	73,69	76,26	74,49
Patiente 5	57,51	58,57	56,51
Moyenne \pm écart	59,44 \pm 7,77	60,15 \pm 8,67	59,45 \pm 8,03

Table 4.6 – Dose totale reçue par la vessie pour les traitements combinés

Patiente	3DCRT/Curie	IMRT/Curie	VMAT/Curie
Patiente 1	80,09	82,09	80,79
Patiente 2	84,01	85,66	83,63
Patiente 3	79,71	80,57	81,61
Patiente 4	85,32	87,42	86,92
Patiente 5	78,38	78,76	76,58
Moyenne \pm écart	81,50 \pm 2,68	82,90 \pm 3,20	81,90 \pm 3,40

Cependant, les doses reçues par la vessie sont légèrement plus élevées que celles reçues par le rectum, bien que ces doses restent dans les limites des contraintes établies à l’HCM. Cette différence peut s’expliquer par l’intersection du CTV HR avec la vessie, ce qui n’affecte pas autant le rectum.

Nous avons également observé que la patiente n°4 a reçu des doses dépassant les contraintes établies pour la vessie et le rectum. Cette situation est probablement due à l’intersection du volume cible clinique à haut risque (CTV HR) avec la vessie et à la proximité immédiate de la tumeur avec ces organes, ce qui entraîne une dose accrue. Cependant, une réduction de la dose reçue par ces organes pourrait également entraîner un sous-dosage du CTV HR, compromettant ainsi l’efficacité du traitement.

L’IMRT semble montrer une légère augmentation de la dose moyenne par rapport aux autres techniques, avec des écarts-types plus élevés pour 3DCRT, IMRT et VMAT au niveau du rectum, indiquant une plus grande dispersion des valeurs.

4.6 Comparaison entre l’approche combinée et l’approche exclusive

Dans le cadre du traitement par curiethérapie, les organes à risque considérés sont le rectum, le sigmoïde et la vessie, en raison de leur proximité avec le CTV HR. Cette étude se concentre exclusivement sur la comparaison des doses reçues par le rectum et la vessie dans les deux approches de traitement du cancer du col de l’utérus : la radiothérapie externe exclusive et la radiothérapie combinée (radiothérapie externe et curiethérapie). Les moyennes et les écart-types des doses pour les cinq patientes sont présentés, tandis que les calculs détaillés pour chaque patiente se trouvent en annexe A.

4.6.1 Doses reçues par le rectum

4.6.1.1 Radiothérapie combinées

Les résultats des doses reçues par le rectum dans le cadre de la radiothérapie combinée sont présentés de manière détaillée dans le **tableau 4.7**. De plus, une représentation visuelle de ces données est fournie sous forme d’histogramme dans la **figure 4.4** ci-dessous.

Ces résultats présentent les doses reçues par le rectum à différents niveaux de pourcentage du volume irradié, permettant de comparer les effets des différentes techniques de radiothérapie combinée. Les doses sont affichées en fonction des paramètres de dose tels que D80%, D60%, D40%, D20%, D10%, et D5%. Ces paramètres montrent respectivement les doses administrées à 80%, 60%, 40%, 20%, 10%, et 5% du volume total de la vessie pour les techniques combinées 3DCRT/Curie, IMRT/Curie, et enfin la VMAT/Curie respectivement.

Table 4.7 – Doses reçues par le rectum pour la radiothérapie combinées

Technique	D80%	D60%	D40%	D20%	D10%	D5%
3DCRT	45,64 ±7,43	51,27 ±6,15	53,83 ±5,98	56,02 ±6,86	57,48 ±7,88	58,58 ±8,82
IMRT	34,26 ±5,20	39,54 ±6,34	46,13 ±7,24	52,51 ±8,03	55,44 ±8,78	57,22 ±9,68
VMAT	30,27 ±8,33	35,54 ±8,87	43,77 ±7,78	52,35 ±7,42	55,24 ±8,31	56,84 ±9,24

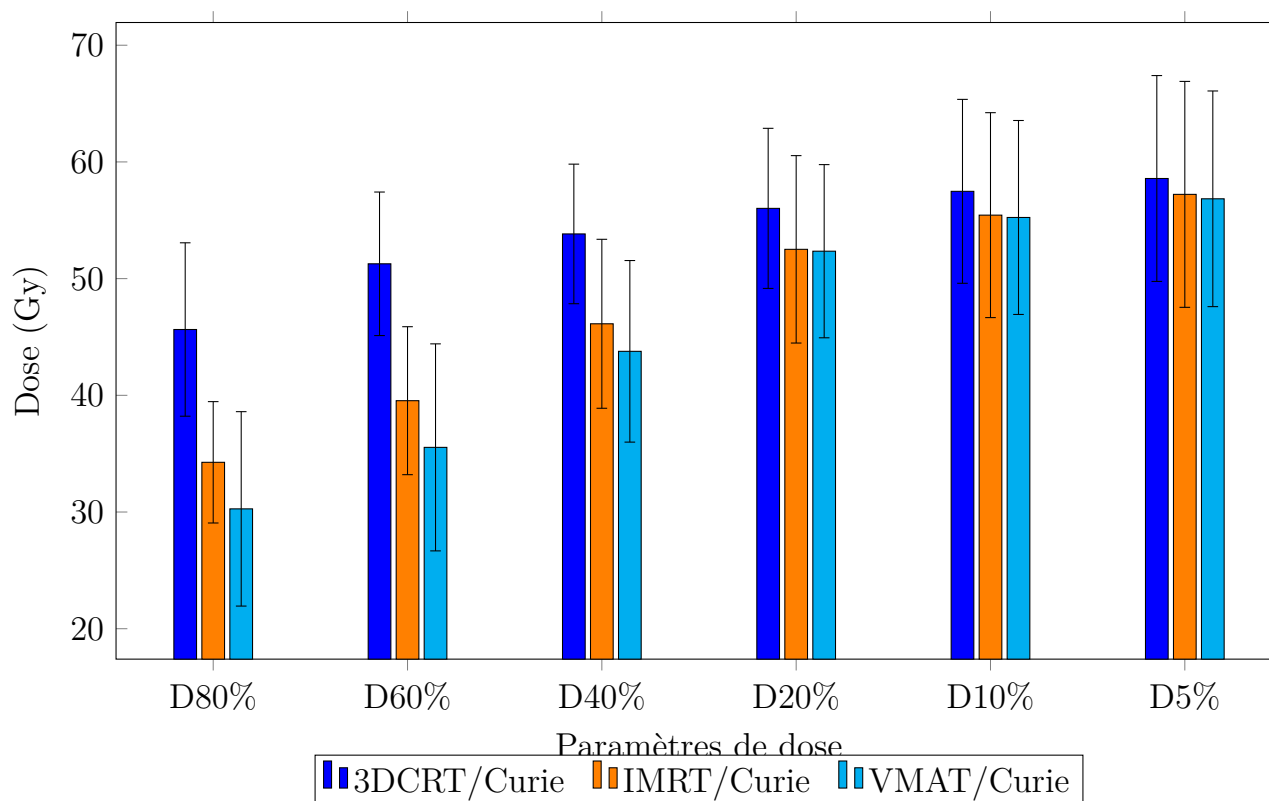


Figure 4.4 – Histogramme des doses reçues par le rectum pour la radiothérapie combinées

a) Interprétation des résultats

- **Dose à D80%** : Des doses plus faibles à D80% indiquent une meilleure préservation de la majorité du volume rectal, réduisant ainsi le risque d'effets secondaires induits par la radiation dans les tissus sains environnants.
- **Dose à D60%** : Des doses plus faibles à D60% suggèrent une réduction supplémentaire de l'exposition au rayonnement à une partie significative du rectum, minimisant potentiellement la toxicité.

- **Dose à D40%** : Des doses plus faibles à D40% indiquent une préservation efficace d'une partie substantielle du rectum, contribuant à réduire le risque d'effets secondaires.
- **Dose à D20%** : Des doses plus faibles à D20% montrent une meilleure préservation du rectum, réduisant le risque d'effets secondaires induits par la radiation dans les tissus sains environnants.
- **Dose à D10%** : Des doses plus faibles à D10% impliquent une réduction supplémentaire de la probabilité de toxicité due à la radiation, améliorant ainsi les résultats de traitement.
- **Dose à D5%** : Des doses plus faibles à D5% sont essentielles pour une préservation efficace d'une plus petite partie du rectum, réduisant significativement le risque d'effets secondaires graves.

b) Comparaison des trois techniques de traitement

- **3DCRT/Curie** : Des valeurs plus élevées à D80%, D60% et D40% par rapport à l'IMRT et à la VMAT suggèrent que des proportions plus importantes du volume rectal reçoivent des doses de rayonnement plus élevées, augmentant ainsi le risque de toxicité rectale. De plus, des valeurs plus élevées à D20%, D10% et D5% indiquent une exposition accrue à des doses de rayonnement plus élevées dans le volume rectal, ce qui peut également augmenter le risque de toxicité rectale.
- **IMRT/Curie** : L'IMRT présente des doses plus faibles à D80%, D60% et D40% par rapport à la 3DCRT, ce qui indique une meilleure préservation du rectum à ces niveaux de dose et offre potentiellement une meilleure conformité de la dose et une réduction de l'exposition au rayonnement pour une partie significative du volume rectal. De même, des valeurs plus faibles à D20%, D10% et D5% mettent en évidence une meilleure préservation du rectum à des points critiques, suggérant ainsi des résultats de traitement améliorés.
- **VMAT/Curie** : Tout comme l'IMRT, la VMAT montre des doses plus faibles à D80%, D60% et D40% par rapport à la 3DCRT, indiquant une meilleure distribution des doses et une meilleure préservation du rectum. Cela suggère une réduction des effets secondaires et des résultats de traitement améliorés. De plus, des valeurs plus faibles à D20%, D10% et D5% mettent en avant une meilleure préservation du rectum avec la VMAT.

4.6.1.2 Radiothérapie externe exclusive

Les résultats obtenus sont représentés sous forme de **tableau 4.8** et d'**histogramme 4.5**, illustrant les doses reçues par le rectum pour chaque technique de traitement de radiothérapie externe exclusive.

Table 4.8 – Doses reçues par le rectum pour le cas de la radiothérapie externe exclusive

Technique	D80%	D60%	D40%	D20%	D10%	D5%
3DCRT	51,34 ±6,03	57,06 ±5,14	61,78 ±4,93	64,96 ±3,53	65,93 ±3,25	66,42 ±3,11
IMRT	40,75 ±4,54	46,05 ±4,79	52,58 ±5,03	59,33 ±4,62	62,67 ±3,75	63,84 ±3,09
VMAT	35,43 ±7,81	41,31 ±6,19	50,12 ±3,07	59,57 ±1,99	63,05 ±1,65	64,32 ±1,13

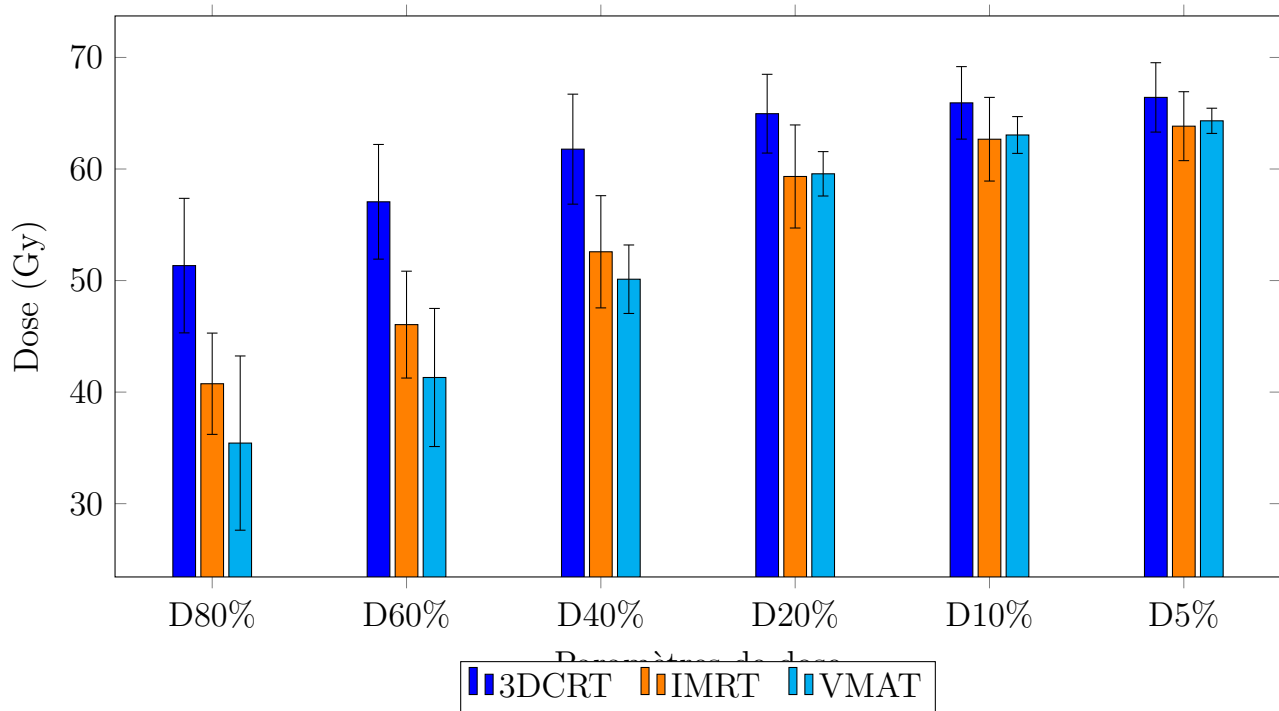


Figure 4.5 – *Histogramme des doses reçues par le rectum pour le cas de la radiothérapie externe exclusive*

a) Interprétation des résultats

- **Dose à D80%** : Les valeurs diminuent selon l'ordre suivant : VMAT (35,43) < IMRT (40,75) < 3DCRT (51,34). Cela indique que la technique VMAT délivre la dose la plus faible à 80% du volume rectal, suivie par l'IMRT, et enfin la 3DCRT, qui a la dose la plus élevée à ce niveau.
- **Dose à D60%** : De manière similaire à D80%, les valeurs suivent l'ordre VMAT (41,31) < IMRT (46,05) < 3DCRT (57,06), démontrant que VMAT administre la dose la plus faible à 60% du volume rectal, suivie par l'IMRT, puis par la 3DCRT.
- **Dose à D40%** : Les valeurs décroissent encore une fois dans l'ordre VMAT (50,12) < IMRT (52,58) < 3DCRT (61,78), ce qui montre que la VMAT fournit la dose la plus faible à 40% du volume rectal, suivie par l'IMRT, et enfin la 3DCRT.
- **Dose à D20%** : Les valeurs diffèrent légèrement avec IMRT (59,33) < VMAT (59,57) < 3DCRT (64,96), ce qui indique que l'IMRT donne la dose la plus faible à 20% du volume rectal, suivie de près par la VMAT, puis par la 3DCRT.
- **Dose à D10%** : Les valeurs suivent l'ordre IMRT (62,67) < VMAT (63,05) < 3DCRT (65,93), montrant que l'IMRT délivre la dose la plus faible à 10% du volume rectal, suivie par la VMAT, et enfin par la 3DCRT.
- **Dose à D5%** : Les valeurs diminuent dans l'ordre IMRT (63,84) < VMAT (64,32) < 3DCRT (66,42), ce qui démontre que l'IMRT administre la dose la plus faible à 5% du volume rectal, suivie par la VMAT, et enfin par la 3DCRT, qui a la dose la plus élevée à ce niveau.

4.6.2 Dose reçue par la vessie

4.6.2.1 Radiothérapie combinée

Les résultats relatifs aux doses reçues par la vessie lors du traitement du cancer du col de l'utérus, en utilisant la technique de radiothérapie combinée (radiothérapie externe et curiethérapie), sont illustrés sur le **tableau 4.9** ci-dessous. Pour une meilleure visualisation de ces résultats, nous avons représenté les données sous forme d'histogramme (voir **figure 4.6**).

Cet histogramme présente les doses reçues par la vessie à différents niveaux de pourcentage du volume irradié, permettant de comparer les effets des différentes techniques de radiothérapie combinée. Les doses sont affichées en fonction des paramètres de dose tels que D80%, D50%, D35%, D25%, et D5%. Ces paramètres montrent respectivement les doses administrées à 80%, 50%, 35%, 25%, et 5% du volume total de la vessie pour les techniques combinées 3DCRT/Curie, IMRT/Curie, et enfin la VMAT/Curie respectivement.

Table 4.9 – Doses reçues par la vessie pour la radiothérapie combinée

Technique	D80%	D50%	D35%	D25%	D5%
3DCRT/Curie	47,84 ±3,03	50,57 ±2,92	51,91 ±3,14	53,10 ±3,43	60,38 ±5,02
IMRT/Curie	32,78 ±3,73	43,55 ±3,55	48,53 ±3,48	51,37 ±3,53	59,58 ±4,78
VMAT/Curie	28,61 ±4,91	42,08 ±4,24	48,25 ±3,58	51,15 ±3,16	59,17 ±4,50

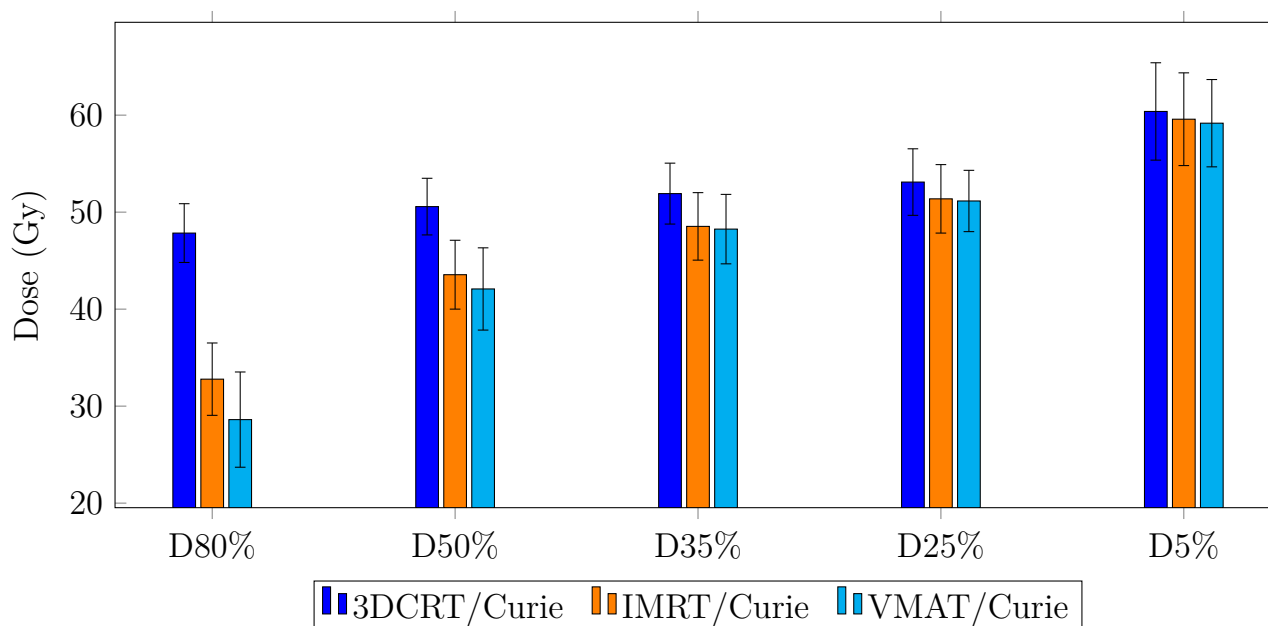


Figure 4.6 – Histogramme des doses reçues par la vessie cas de la radiothérapie combinée

a) Interprétation des résultats

L'analyse des résultats montre des différences notables dans les doses reçues par la vessie selon les techniques de radiothérapie combinée employées. L'histogramme 4.6 offre une vue comparative claire des doses délivrées par chaque technique, facilitant ainsi la compréhension de l'impact de ces approches sur la dose totale reçue par la vessie et, par extension, sur le risque de toxicité et les résultats du traitement.

D80% : les doses sont plus faibles avec la technique VMAT/Curie ($28,61 \pm 4,91$ Gy) comparée à IMRT/Curie ($32,78 \pm 3,73$ Gy) et 3DCRT/Curie ($47,84 \pm 3,03$ Gy). Cela indique que VMAT/Curie est la plus efficace pour préserver 80% du volume vésical, offrant ainsi une meilleure épargne des tissus par rapport aux autres techniques.

D50% : la technique VMAT/Curie présente également des doses plus faibles ($42,08 \pm 4,24$ Gy) par rapport à IMRT/Curie ($43,55 \pm 3,55$ Gy) et 3DCRT/Curie ($50,57 \pm 2,92$ Gy). Cette tendance confirme que VMAT/Curie assure une meilleure préservation de la moitié du volume vésical, réduisant ainsi le risque d'irradiation excessive.

D35%, D25%, et D5% : les valeurs pour D35%, D25%, et D5% suivent la même tendance, montrant des doses plus faibles avec la technique VMAT/Curie par rapport à IMRT/Curie et 3DCRT/Curie. Cela indique que VMAT/Curie permet une meilleure épargne du volume vésical à divers niveaux de dose, offrant une protection contre les effets secondaires.

Ces résultats suggèrent que la combinaison de VMAT avec la curiethérapie est plus efficace pour préserver la vessie à différents seuils de volume, par rapport aux autres techniques de radiothérapie combinée. En conséquence, cela pourrait se traduire par un risque réduit de complications vésicales, telles que la fibrose, et une amélioration des résultats globaux du traitement.

4.6.2.2 Radiothérapie exclusive

Les résultats relatifs aux doses reçues par la vessie lors du traitement du cancer du col de l'utérus, en utilisant la technique de radiothérapie externe seule (radiothérapie externe sans curiethérapie), sont illustrés sur le **tableau 4.10** ci-dessous. Pour une meilleure visualisation de ces résultats, nous avons représenté les données sous forme d'histogramme (voir **figure 4.7**). Les valeurs D80%, D50%, D35%, D25%, D5%, D2% représentent la dose reçue par un pourcentage spécifique du volume vésical. Par exemple, D2% est la dose reçue par 2% du volume vésical.

Table 4.10 – *Doses reçues par la vessie dans le cas de la radiothérapie exclusive*

Technique	D80%	D50%	D35%	D25%	D5%	D2%
3DCRT	53,51 ±4,23	58,97 ±4,77	61,69 ±3,67	63,47 ±2,62	66,35 ±2,40	66,88 ±2,56
IMRT	39,62 ±5,86	51,48 ±5,14	56,77 ±4,17	60,03 ±3,48	65,08 ±2,07	65,79 ±1,87
VMAT	34,50 ±6,48	49,25 ±4,93	56,01 ±3,44	59,96 ±2,76	66,03 ±0,70	66,68 ±0,76

a) Interprétation des résultats

La technique 3DCRT montre les doses plus élevées sur tous les pourcentages de volume par rapport à l'IMRT et au VMAT. Cela signifie que la 3DCRT délivre une dose plus élevée à un plus grand volume de la vessie. Ensuite, la technique IMRT montre des doses plus faibles par rapport à la 3DCRT, indiquant une meilleure épargne de la vessie. La différence de dose est particulièrement notable aux faibles pourcentages de volume (D50%, D35%, D25%, D5%). La technique VMAT montre les doses les plus faibles sur tous les pourcentages de grande volume de vessie, suggérant qu'elle offre la meilleure épargne de la vessie parmi les trois techniques.

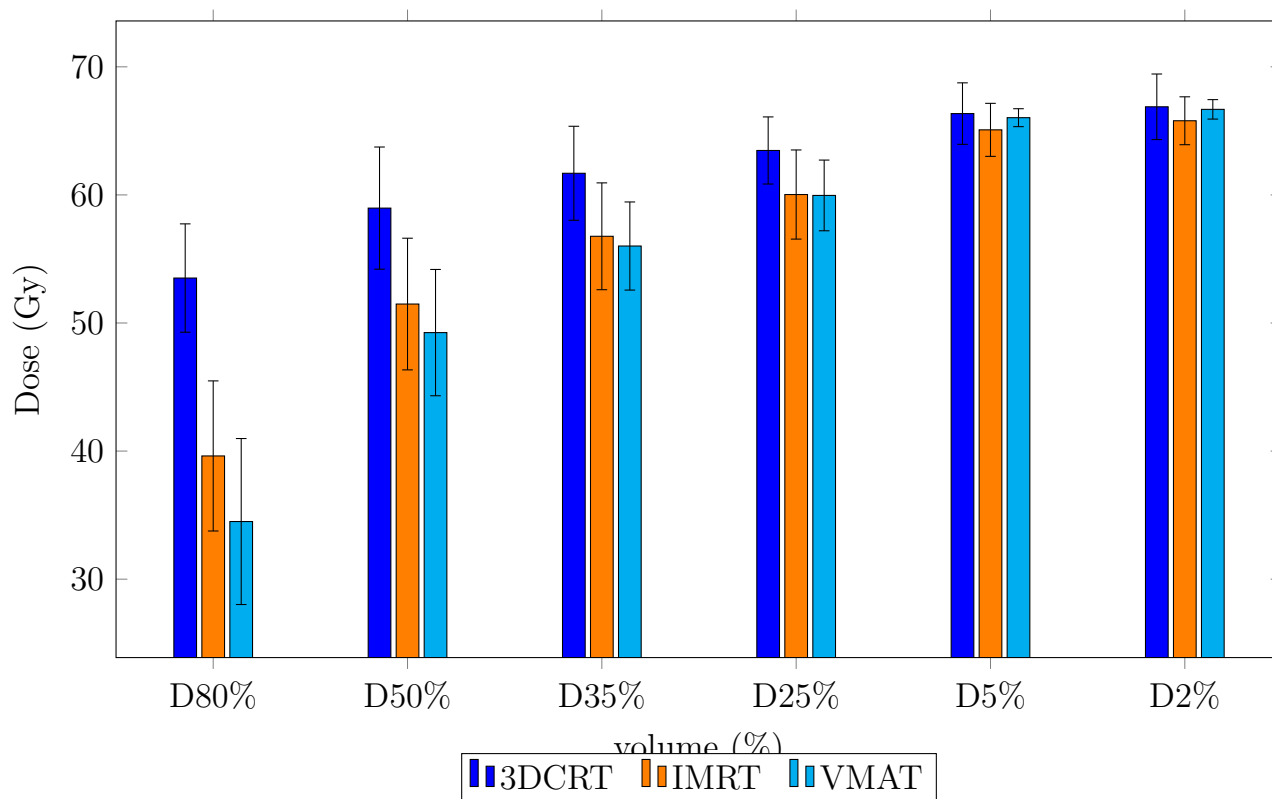


Figure 4.7 – Doses reçues par la vessie cas de la radiothérapie externe exclusive

4.6.3 Points chauds pour l’approche combinée et l’approche exclusive

Les points chauds désignent les zones situées en dehors du volume cible (PTV) qui reçoivent une dose de radiation excédant 100 % de la dose prescrite. Ces zones sont critiques car elles peuvent entraîner une exposition excessive des tissus voisins, augmentant le risque de toxicité. Pour les organes à risque, les points chauds sont spécifiquement évalués pour des volumes sphériques d’un diamètre supérieur à 15 mm, afin de mieux comprendre l’impact potentiel sur ces structures.

Les résultats relatifs aux points chauds pour les approches de radiothérapie combinée (radiothérapie externe associée à la curiethérapie) et exclusive (radiothérapie seule) sont présentés de manière comparative dans les **tableaux 4.11, 4.12 et 4.13**. Ces tableaux récapitulent les données pour les points chauds observés dans les régions de la vessie et du rectum pour le cas des traitement combinés et exclusives. De plus, les **histogrammes 4.8 et 4.9** offrent une visualisation graphique des différences en termes de distribution des points chauds entre les différentes techniques de traitement.

Table 4.11 – Points chauds sur le rectum pour la radiothérapie combinée

Patiente	3DCRT/Curie	IMRT/Curie	VMAT/Curie
Patient 1	49.87	47.97	48.08
Patient 2	58.24	56.18	56.71
Patient 3	53.56	51.00	51.32
Patient 4	73.80	74.83	73.22
Patient 5	56.35	56.69	55.37
Moyenne	58.36 ± 8.21	57.33 ± 9.33	56.94 ± 8.69

Table 4.12 – Points chauds sur la vessie pour la radiothérapie combinée

Patiente	3DCRT/Curie	IMRT/Curie	VMAT/Curie
Patiente 1	81.60	82.67	81.68
Patiente 2	85.66	86.62	83.98
Patiente 3	57.53	57.82	57.45
Patiente 4	86.68	86.32	87.27
Patiente 5	80.07	77.76	75.58
Moyenne	78.31 ± 10.68	78.24 ± 10.70	77.19 ± 10.59

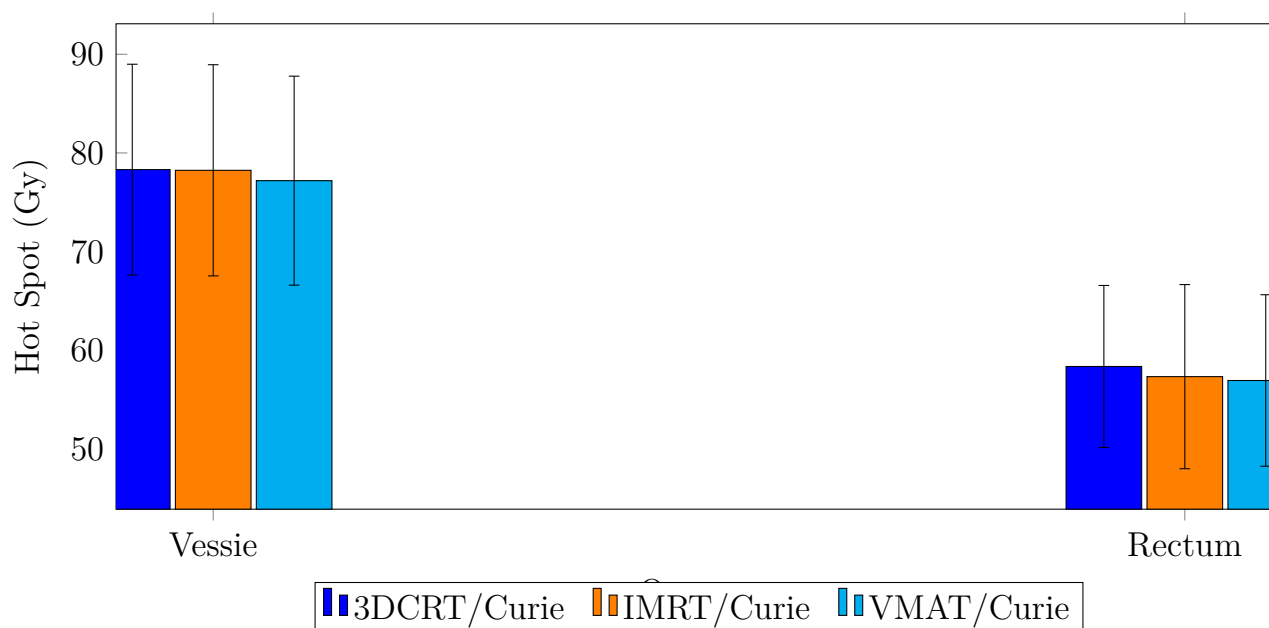


Figure 4.8 – Histogramme des points chauds dans la vessie et le rectum cas de la radiothérapie combinée

Table 4.13 – Points chauds dans la vessie et le rectum dans le cas de la radiothérapie externe exclusive

Patiente	Vessie			Rectum		
	3DCRT	IMRT	VMAT	3DCRT	IMRT	VMAT
Patiente 1	62,03	63,14	67,55	60,72	57,87	62,44
Patiente 2	68,54	67,58	66,70	68,35	63,01	66,01
Patiente 3	65,74	69,05	68,53	65,72	69,93	66,10
Patiente 4	67,23	66,33	67,71	66,88	65,79	65,37
Patiente 5	69,80	68,23	66,69	67,07	66,53	65,45
Moyenne ± Écart	66,66 ±2,68	66,86 ±2,06	67,43 ±0,69	65,74 ±2,65	64,62 ±4,03	65,07 ±1,35

a) Interprétation des résultats

Radiothérapie combinée externe et curiethérapie :

Pour la vessie, les valeurs moyennes des dose au niveau des points chauds sont très proches avec presque la même dispersion de l'ordre de 10.5 Gy entre les trois techniques évaluées (3DCRT/Curie, IMRT/Curie, VMAT/Curie), avec une dose moyenne autour de 78 Gy et un écart moyen de l'ordre de 10.66 Gy. Cela indique que les approches fournissent des doses similaires aux points chauds dans le cas de la vessie, et les différences entre elles sont faibles (l'écart max et de 1 Gy) malgré la dispersion des résultats dans l'échantillon de cinq patientes.



Figure 4.9 – *Points chauds pour la vessie et le rectum cas de la radiothérapie externe exclusive*

En revanche, pour le rectum, la technique VMAT/Curie affiche une moyenne des doses aux points chauds de $56,94 \pm 8,69$ Gy, ce qui est légèrement inférieur aux moyennes observées avec 3DCRT/Curie ($58,36 \pm 8,21$ Gy) et IMRT/Curie ($57,33 \pm 9,33$ Gy) avec les mêmes dispersions. Cela suggère que VMAT/Curie pourrait offrir une meilleure préservation du rectum en réduisant les doses aux points chauds. De plus, la variabilité entre les patients est relativement élevée pour la vessie et le rectum, comme en témoigne les écart-types moyens de l'ordre de 9 Gy (15%) pour la vessie et 10.66 Gy (13.5%) pour le rectum, ce qui indique une variation importante des doses reçues par les patients dans cette zone.

Radiothérapie externe exclusive :

Concernant la vessie, les moyennes des points chauds sont légèrement plus basses avec la technique 3DCRT (66,66 Gy) par rapport à IMRT (66,86 Gy) et VMAT (67,43 Gy), bien que les différences entre les techniques restent faibles. Pour le rectum, les moyennes des points chauds sont également très proches entre les trois techniques, se situant autour de 65 Gy. Les écarts-types observés sont plus faibles comparés à ceux enregistrés pour la radiothérapie externe combinée avec curiethérapie, ce qui indique une meilleure homogénéité des doses entre les patients dans cette configuration.

4.7 Conclusion

Ce chapitre visait à évaluer quelle technique optimise et épargne le plus les organes à risque dans le contrôle du cancer du col de l'utérus. Les études ont été basées sur 5 patientes traitées selon deux approches différentes : la radiothérapie exclusive et la combinaison de radiothérapie et de curiethérapie. D'après les résultats présentés, on peut conclure que la technique VMAT est la meilleure pour épargner les organes à risque, que ce soit en combinaison avec la curiethérapie ou utilisée exclusivement, suivie par la technique IMRT, puis en dernier la technique 3DCRT, dans le contrôle du cancer du col de l'utérus

Conclusion générale

Dans cette étude, nous avons comparé deux approches de traitement pour le cancer du col de l'utérus : la radiothérapie combinée à la curiethérapie et la radiothérapie exclusive. Trois techniques de radiothérapie exclusive ont été évaluées : VMAT, IMRT et 3DCRT. Les résultats ont montré que la technique VMAT était la plus efficace parmi ces options.

Cette conclusion est basée sur les distributions des doses, où la technique VMAT a présenté le meilleur indice de conformité, optimisant ainsi le contrôle local de la maladie. En outre, VMAT a permis une réduction significative de la dose reçue par les organes à risque, comme la vessie et le rectum, minimisant les effets secondaires associés aux fortes doses administrées à ces organes.

Lorsque les techniques de radiothérapie externe ont été combinées avec la curiethérapie, les approches suivantes ont été comparées : VMAT/Curie, IMRT/Curie et 3DCRT/Curie. Les résultats ont indiqué que la combinaison VMAT/Curie était la plus efficace pour protéger les organes à risque de gros volumes, tandis que IMRT/Curie a montré de meilleurs résultats pour les petits volumes des organes à risque.

Comparant la radiothérapie exclusive à la radiothérapie combinée avec la curiethérapie, il a été observé que l'ajout de la curiethérapie offrait une meilleure réduction des doses sur la vessie et le rectum. Toutefois, les valeurs des points chauds dans les organes à risque étaient plus élevées avec la combinaison curiethérapie et radiothérapie qu'avec la radiothérapie exclusive. Cela peut être attribué au fort gradient de dose associé à la curiethérapie HDR, dû aux petits volumes des organes concernés et à la proximité de la source radioactive de la tumeur.

En conclusion, chaque technique (VMAT, IMRT, 3DCRT) offre des avantages et des inconvénients spécifiques. Pour maximiser les résultats cliniques, il est essentiel de sélectionner la méthode la mieux adaptée en fonction des caractéristiques individuelles de la patiente, telles que le stade du cancer, la localisation et la taille de la tumeur, ainsi que sa morphologie.

Bibliographie

- [1] GEC ESTRO. *GEC ESTRO Handbook of Brachytherapy, Second Edition*. European Society for Radiotherapy and Oncology, 41, 2022.
- [2] Chirurgie Femme Paris. *Col de l'utérus : anatomie et reproduction*. 2024. Available : <https://chirurgiefemme-paris.fr/cancer-col-uterus/col-uterus-anatomie-et-reproduction/>
- [3] Khediri, I. *Mémoire de fin des études : Le cancer du col de l'utérus : étude moléculaire*. 2015. Available : <https://fac.umc.edu.dz/snv/faculte/biblio/mmf/2015/168-2015.pdf>
- [4] American Cancer Society. *What is cervical cancer?* 23 August 2023. Retrieved 24 April 2024. Available : <https://www.cancer.org/cancer/types/cervical-cancer/about/what-is-cervical-cancer.html>
- [5] Appareil génital féminin - coupe frontale. *Microbiologie Médicale*, 2019. Available : <https://microbiologiemedicale.fr/wp-content/uploads/2019/06/appareil-genital-feminin-coupe-frontale-2.jpg.webp>
- [6] Davidson, S.J., El-Rayes, D., Khalifa, M., Fok, C.S., Erickson, B.K. *HPV-independent cervical cancer associated with non-reducible pelvic organ prolapse : A case report*. Available : <https://doi.org/10.1016/j.j.gore.2024.101408>
- [7] Stoppler, M.C. *Cervical Cancer*. Academia.edu, 2016. Available : <https://www.academia.edu/30348217>
- [8] Organisation mondiale de la Santé. *Cancer du col de l'utérus*. (n.d.). Available : <https://www.who.int/fr/news-room/fact-sheets/detail/cervical-cancer>
- [9] IMAGYN. *Les stades du cancer de l'endomètre*. 2024. Available : <https://www.imagyn.org/cancers/corps-de-luterus-endometre/formes-de-la-maladie/les-stades/>
- [10] Haie-Meder, E. *Papillomavirus and cancer : from basic studies to clinical application*. *Nat Rev*, 2010, pp. 342-350.
- [11] Williamson, C.W., Liu, H.C., Mayadev, J., Mell, L.K. *Advances in External Beam Radiation Therapy and Brachytherapy for Cervical Cancer*. *Clin Oncol*, 33, 567-578, 2021. Available : <https://doi.org/10.1016/j.clon.2021.06.012>
- [12] Elith, C., et al. *An Introduction to the Intensity-modulated Radiation Therapy (IMRT) Techniques, Tomotherapy, and VMAT*. *Journal of Medical Imaging and Radiation Sciences*, 42, 37-43, 2011. Available : <http://dx.doi.org/10.1016/j.jmir.2010.11.005>
- [13] ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements). *Quantities and Units in Radiation Protection Dosimetry*. ICRU Report 50, Bethesda, MD : ICRU, 1993.

- [14] ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements). *Severity of Tissue Reactions and Dose Constraints for Planned Emergency Exposure Situations*. ICRU Report 89, Journal of the ICRU, 16(1-2), 2016.
- [15] INCa. *Les traitements du cancer invasif du col de l'utérus*. Collection Guides patients Cancer info, juin 2011.
- [16] Podgorsak, E.B. (Ed.). *A Handbook for Teachers and Students*. International Atomic Energy Agency, Radiation Oncology Physics, 2005. Available : <https://www-pub.aiea.org/mtcd/publications/pdf/pub1196web.pdf>
- [17] ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements). *Conversion Coefficients for Radiological Protection Quantities for External Radiation Exposures*. ICRU Report 83, Journal of the ICRU, 10(2), 2010.
- [18] Joiner, M., van der Kogel, A. (Eds.). *Basic Clinical Radiobiology* (4th ed.). Hodder Arnold, 2009, pp. 51, 109, 115.
- [19] Potter, R., et al. *Recommendations from gynaecological (GYN) GEC ESTRO working group (II) : Concepts and terms in 3D image-based treatment planning in cervix cancer brachytherapy—3D dose volume parameters and aspects of 3D image-based anatomy, radiation physics, radiobiology*. Radiotherapy and Oncology, 78, 67–77, 2006.
- [20] Noël, G., et al. *Délimitation des organes à risque et contraintes dosimétriques*. Cancer Radiotherapy, 2016. Available : <http://dx.doi.org/10.1016/j.canrad.2016.07.032>
- [21] Mundt, A.J., Lujan, A.E., Rotmensch, J., Waggoner, S.E., Yamada, S.D. *Intensity-modulated whole pelvic radiotherapy in women with gynecologic malignancies*. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2002 ; 52 :1330e1337. Available : [https://doi.org/10.1016/S0360-3016\(01\)02785-7](https://doi.org/10.1016/S0360-3016(01)02785-7).
- [22] Kutcher et al. Report of AAPM Radiation Therapy committee Task Group 40 *Medical Physics* , Vol. 21, No. 4, April 1994

Annexes

A.1 Calculs des doses reçues par le rectum dans le cas des traitements de radiothérapie externe exclusive et combinée à la curiethérapie

TABLE A.1.1 - Doses reçues par le rectum dans le cas de la 3D-CRT combinée pour chaque patiente

Patientes	Technique	D80%	D60%	D40%	D20%	D10%	D5%
1	RTE	44.77	49.5	50.6	51.64	52.01	52.2
	CURIE	0.30	0.42	0.55	0.75	0.93	1.10
	TOTALE	45.07	49.92	51.15	52.39	52.94	53.30
2	RTE	46.9	49	49.72	50.16	50.35	50.48
	CURIE	8.73	10.99	13.69	18.05	21.73	24.78
	TOTALE	55.63	59.99	63.41	68.21	72.08	75.26
3	RTE	40.1	46.82	49.01	49.88	50.2	50.35
	CURIE	1.77	2.23	2.85	3.95	5.01	5.86
	TOTALE	41.87	49.05	51.86	53.83	55.21	56.21
4	RTE	32.53	39.53	42.76	44.08	44.52	44.73
	CURIE	1.75	2.36	2.98	3.85	4.54	5.05
	TOTALE	34.28	41.89	45.74	47.93	49.06	49.78
5	RTE	50.59	54.6	55.96	56.47	56.67	56.76
	CURIE	0.77	0.92	1.07	1.30	1.47	1.60
	TOTALE	51.36	55.52	57.03	57.77	58.14	58.36
Moyenne		45.64	51.27	53.84	56.03	57.49	58.58
±Écart		±7.43	±6.15	±5.98	±6.86	±7.88	±8.82

TABLE A.1.2 - Doses reçues par le rectum dans le cas de la 3D-CRT exclusive pour chaque patiente

Patientes	D80%	D60%	D40%	D20%	D10%	D5%
1	55.28	60.93	67.58	68.98	69.55	69.82
2	53.61	57.30	60.78	64.46	65.76	66.44
3	49.06	55.41	60.13	65.14	66.29	66.82
4	40.76	48.37	53.91	58.68	60.00	60.66
5	57.99	63.33	66.51	67.54	68.09	68.36
Moyenne	51.34	57.07	61.78	64.96	65.94	66.42
±Écart	±6.03	±5.14	±4.93	±3.53	±3.25	±3.11

TABLE A.1.3 - Doses reçues par le rectum dans le cas de l'IMRT combinée pour chaque patiente

Patientes	Technique	D80%	D60%	D40%	D20%	D10%	D5%
1	RTE	29.5	35.07	42.84	48.46	49.3	49.56
	CURIE	0.3	0.42	0.55	0.75	0.93	1.1
	TOTALE	29.8	35.49	43.39	49.21	50.23	50.66
2	RTE	33.75	39.03	44.38	48.38	49.85	50.7
	CURIE	8.73	10.99	13.69	18.05	21.73	24.78
	TOTALE	42.48	50.02	58.07	66.43	71.58	75.48
3	RTE	33.23	35.96	41.7	47.32	49.35	50.2
	CURIE	1.77	2.23	2.85	3.95	5.013	5.86
	TOTALE	35	38.19	44.55	51.27	54.363	56.06
4	RTE	25.97	29.17	33	37.96	41.07	42.69
	CURIE	1.75	2.36	2.98	3.85	4.54	5.05
	TOTALE	27.72	31.53	35.98	41.81	45.61	47.74
5	RTE	35.55	41.57	47.63	52.57	53.97	54.56
	CURIE	0.77	0.92	1.07	1.3	1.47	1.6
	TOTALE	36.32	42.49	48.7	53.87	55.44	56.16
Moyenne		30.272	34.264	39.544	46.138	52.518	55.444
±Écart		±5.20	±6.34	±7.24	±8.03	±8.78	±9.68

TABLE A.1.4 - Doses reçues par le rectum dans le cas de l'IMRT exclusive pour chaque patiente

Patientes	D80%	D60%	D40%	D20%	D10%	D5%
1	38.95	45.91	55.69	62.29	65.21	65.53
2	48.04	52.65	56.27	61.27	64.04	65.23
3	42.05	45.10	51.68	60.41	64.66	65.81
4	34.01	38.05	43.10	50.21	55.20	57.68
5	40.73	48.55	56.18	62.51	64.27	64.96
Moyenne	40.756	46.052	52.584	59.338	62.676	63.842
±Écart	±4.54	±4.79	±5.03	±4.62	±3.75	±3.09

TABLE A.1.5 - Doses reçues par le rectum dans le cas de la VMAT combinée pour chaque patiente

Patientes	Technique	D80%	D60%	D40%	D20%	D10%	D5%
1	RTE	28.79	32.59	39.59	46.88	49.15	49.99
	CURIE	0.3	0.42	0.55	0.75	0.93	1.1
	TOTALE	29.09	33.01	40.14	47.63	50.08	51.09
2	RTE	36.65	41.53	45.05	47.83	48.96	49.66
	CURIE	8.73	10.99	13.69	18.05	21.73	24.78
	TOTALE	45.38	52.52	58.74	65.88	70.69	74.44
3	RTE	20.79	26.06	34.16	47.25	48.83	49.24
	CURIE	1.77	2.23	2.85	3.95	5.01	5.86
	TOTALE	22.56	28.29	37.01	51.2	53.84	55.1
4	RTE	29.78	32.78	36.34	40.22	41.87	42.84
	CURIE	1.75	2.36	2.98	3.85	4.54	5.05
	TOTALE	31.53	35.14	39.32	44.07	46.41	47.89
5	RTE	22.03	27.85	42.59	51.69	53.74	54.12
	CURIE	0.77	0.92	1.07	1.3	1.47	1.6
	TOTALE	22.8	28.77	43.66	52.99	55.21	55.72
Moyenne		30.272	35.546	43.774	52.354	55.246	56.848
±Écart		±8.33	±8.87	±7.78	±7.42	±8.31	±9.24

TABLE A.1.6 - Doses reçues par le rectum dans le cas de la VMAT exclusive pour chaque patiente

Patientes	D80%	D60%	D40%	D20%	D10%	D5%
1	38.72	43.79	52.74	62.00	64.69	65.63
2	45.47	49.7	53.47	58.43	61.93	64.00
3	28.15	34.7	44.74	60.20	64.27	65.03
4	40.25	44.78	49.57	56.33	60.35	62.31
5	24.59	33.59	50.10	60.93	64.02	64.65
Moyenne	35.436	41.312	50.124	59.578	63.052	64.324
±Écart	±7.81	±6.19	±3.07	±1.99	±1.65	±1.13

A.2 Calculs des doses reçues par la vessie dans le cas des traitements de radiothérapie externe exclusive et combinée à la curiethérapie

TABLE A.2.1 - Doses reçues par la vessie dans le cas de la 3D-CRT combinée pour chaque patiente

Patientes	Technique	D80%	D50%	D35%	D25%	D5%
1	RTE	46.73	48.78	49.2	49.38	50.8
	CURIE	0.16	0.31	0.45	0.59	1.7
	TOTALE	46.89	49.09	49.65	49.97	52.5
2	RTE	47.26	48.87	49.27	49.6	50.4
	CURIE	1.32	2.82	4.19	5.65	15.33
	TOTALE	48.58	51.69	53.46	55.25	65.73
3	RTE	49.29	50.1	50.7	51.09	53.19
	CURIE	1.44	2.35	3.12	3.97	10.74
	TOTALE	50.73	52.45	53.82	55.06	63.93
4	RTE	41.51	43.81	44.3	44.57	45.41
	CURIE	0.96	1.86	2.69	3.59	11.14
	TOTALE	42.47	45.67	46.99	48.16	56.55
5	RTE	49.9	52.82	54.05	55.03	56.54
	CURIE	0.64	1.16	1.58	2.07	6.67
	TOTALE	50.54	53.98	55.63	57.1	63.21
Moyenne		47.842	50.576	51.91	53.108	60.384
±Écart		±3.03	±2.92	±3.14	±3.43	±5.02

TABLE A.2.2 - Doses reçues par la vessie dans le cas de la 3D-CRT exclusive pour chaque patiente

Patientes	D80%	D50%	D35%	D25%	D5%	D2%
1	51.66	56.45	59.40	62.74	67.64	68.50
2	56.37	63.30	64.88	65.52	66.96	67.16
3	58.54	64.47	65.96	66.41	67.89	68.46
4	46.35	51.33	55.90	58.88	61.59	61.85
5	54.65	59.34	62.31	63.80	67.68	68.44
Moyenne	53.514	58.978	61.69	63.47	66.352	66.882
Écart	±4.23	±4.77	±3.67	±2.62	±2.40	±2.56

TABLE A.2.3 - Doses reçues par la vessie dans le cas de l'IMRT combinée pour chaque patiente

Patientes	Technique	D80%	D50%	D35%	D25%	D5%
1	RTE	28.6	40.8	46.29	48.68	50.69
	CURIE	0.16	0.31	0.45	0.594	1.7
	TOTALE	28.76	41.11	46.74	49.274	52.39
2	RTE	36.25	44.28	47.1	48.87	50.3
	CURIE	1.32	2.82	4.19	5.65	15.33
	TOTALE	37.57	47.1	51.29	54.52	65.63
3	RTE	32.87	41.63	45.98	48.37	50.8
	CURIE	1.44	2.35	3.12	3.97	10.74
	TOTALE	34.31	43.98	49.1	52.34	61.54
4	RTE	27.12	36.3	40.16	42.03	44.73
	CURIE	0.96	1.86	2.69	3.59	11.14
	TOTALE	28.08	38.16	42.85	45.62	55.87
5	RTE	34.58	46.27	51.1	53.06	55.8
	CURIE	0.64	1.16	1.58	2.07	6.67
	TOTALE	35.22	47.43	52.68	55.13	62.47
Moyenne		32.788	43.556	48.532	51.3768	59.58
±Écart		±3.73	±3.55	±3.48	±3.53	±4.78

TABLE A.2.4 - Doses reçues par la vessie cas de l'IMRT exclusive pour chaque patiente

Patientes	D80%	D50%	D35%	D25%	D5%	D2%
1	35.02	48.20	54.91	59.32	65.98	66.63
2	49.73	60.42	63.27	64.84	66.03	66.24
3	41.89	52.27	58.21	61.72	66.64	67.40
4	33.13	45.08	50.51	54.17	60.97	62.12
5	38.35	51.44	56.97	60.14	65.78	66.58
Moyenne	39.624	51.482	56.774	60.038	65.08	65.794
±Écart	±5.86	±5.14	±4.17	±3.48	±2.07	±1.87

TABLE A.2.5 - Doses reçues par la vessie dans le cas de la VMAT combinée pour chaque patiente

Patientes	Technique	D80%	D50%	D35%	D25%	D5%
1	RTE	26.08	36.89	44.22	48.01	51.02
	CURIE	0.16	0.31	0.45	0.59	1.70
	TOTALE	26.24	37.20	44.67	48.60	52.72
2	RTE	35.24	46.30	48.66	49.45	50.65
	CURIE	1.32	2.82	4.19	5.65	15.33
	TOTALE	36.56	49.12	52.85	55.10	65.98
3	RTE	29.78	40.80	46.33	48.00	49.03
	CURIE	1.44	2.35	3.12	3.97	10.74
	TOTALE	31.22	43.15	49.45	51.97	59.77
4	RTE	26.00	36.36	40.85	42.94	45.05
	CURIE	0.96	1.86	2.69	3.59	11.14
	TOTALE	26.96	38.22	43.54	46.53	56.19
5	RTE	21.47	41.55	49.19	51.50	54.53
	CURIE	0.64	1.16	1.58	2.07	6.67
	TOTALE	22.11	42.71	50.77	53.57	61.20
Moyenne		28.618	42.08	48.256	51.1548	59.172
±Écart		±4.91	±4.24	±3.58	±3.16	±4.50

TABLE A.2.6 - Doses reçues par la vessie dans le cas de la VMAT exclusive pour chaque patiente

Patientes	D80%	D50%	D35%	D25%	D5%	D2%
1	31.11	43.79	51.99	56.85	66.2	67.39
2	44.79	58.18	61.89	64.79	67	67.50
3	37.06	50.42	57.15	60.94	65.19	65.72
4	34.34	47.07	53.29	57.98	66.5	67
5	25.22	46.79	55.77	59.28	65.28	65.81
Moyenne	34.504	49.25	56.018	59.968	66.034	66.684
±Écart	±6.48	±4.93	±3.44	±2.76	±0.70	±0.76