



REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE  
MINISTRE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR ET DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE



**UNIVERSITE ABOU-BEKR BELKAID - TLEMCCEN**

# MEMOIRE

Présenté à :

FACULTE DES SCIENCES – DEPARTEMENT DE PHYSIQUE

Pour l'obtention du diplôme de :

**MASTER EN PHYSIQUE**

Spécialité : Physique médicale

Par :

**Abbas Naima**

Sur le thème

**Etude et optimisation de la technique VMAT  
dans le traitement du cancer de la prostate  
-CLCC de sidi bel abbés-**

Soutenu Le 03/05/2021 à Tlemcen devant le jury composé de :

Pr. Khaldi Houria	Professeur	Faculté de médecine -sidi bel abbés-	Encadrant
Dr. Ziouche Belkacem	Maitre assistant Radiothérapeute	Faculté de médecine -sidi bel abbés-	Examineur
Mr. Bourouina Mourad	Physicien en chef Détaché du CRNA	Service de radiothérapie CLCC - sidi bel abbés-	Président

*Année Universitaire : 2019 ~ 2020*



## Table des matières

Pourquoi avoir choisi la radiothérapie.....	I
Contexte de l'étude .....	II
Glossaire .....	IV
Liste des figures .....	VII
Liste des Tableaux .....	IX
Introduction générale.....	1
<b>Première partie : Partie Théorique</b>	
<b>Chapitre I Nature et objet de l'étude.....</b>	<b>4</b>
I.1. Le cancer et son traitement.....	4
I.2.Définition des volumes en radiothérapie.....	5
I.2.1.Volumes à traiter ou volumes cibles .....	5
I.2.2.Volumes relatifs à la dose .....	6
I.2.2.1.Volumes à protéger .....	6
I.3. Objet d'étude : Prostate .....	8
I.3.1. Description anatomique de la prostate .....	9
I.3.2. Description de la fonction prostatique.....	10
I.3.3. Histoire de la maladie.....	11
I.3.4. Facteur de risque du cancer de la prostate .....	12
I.3.5. Démarche diagnostique .....	12
a. Le cancer de la prostate doit être recherché chez un homme symptomatique.....	12
b. L'examen de confirmation diagnostique du cancer de la prostate .....	13
I.3.6. Traitement du cancer de la prostate .....	14
I.3.6. Mobilité de la prostate .....	14
I.3.6.1. Origine de la mobilité de la prostate.....	14
Conclusion.....	15
<b>Chapitre II Notions de radiobiologie et grandeurs en radiothérapie .....</b>	<b>16</b>
Introduction .....	16
II.1. La dose absorbée : grandeur dosimétrique.....	16
II.2. L'effet de la dose absorbée sur les tissus .....	17
II.2.1. L'impact radio biologique .....	17
II.2.2.L'effet recherché en radiothérapie .....	18
II.3. Les grandeurs et concepts utilisés en radiothérapie .....	18
II.3.1. Principes physiques .....	18
II.3.2. Grandeurs caractérisant les dépôts d'énergie .....	19
II.3.2.1.Fluence .....	19
II.3.2.2. Kerma .....	19
II.3.2.3. Biologically Effective Dose (BED).....	20
II.3.2.4. Dose équivalente et dose efficace.....	21
Conclusion.....	21
<b>Chapitre III Radiothérapie externe et contexte technique de l'étude.....</b>	<b>22</b>
Introduction .....	22
III.1. La radiothérapie : histoire et définition.....	22
III.2. De la radiothérapie conformationnelle à l'arc thérapie dynamique .....	23
III.2.1. Radiothérapie externe .....	23
III.2.1.1. La radiothérapie conformationnelle trois dimensions.....	24
III.2.1.2. La radiothérapie par modulation d'intensité des faisceaux (IMRT) .....	25
III.2.1.3. La Thérapie par Arcs avec Modulation Volumétrique (VMAT).....	28
III.3.Contexte technique de l'étude.....	30

III.3.1 La structure technique du VMAT .....	30
III.3.1.1. Les systèmes de planification des traitements.....	32
III.3.1.2. L'accélérateur linéaire d'électrons : Varian/Trilogy.....	32
III.3.1.3 Mâchoires et collimateur multi-lames (CML).....	34
III.3.1.4 Rotation du bras .....	35
III.3.1.5. Débit de dose .....	35
III.3.1.6 Table de traitement.....	35
III.4. L'optimisation.....	35
III.5. La mise en œuvre.....	37
Conclusion.....	37

## **Deuxième partie : Partie Pratique**

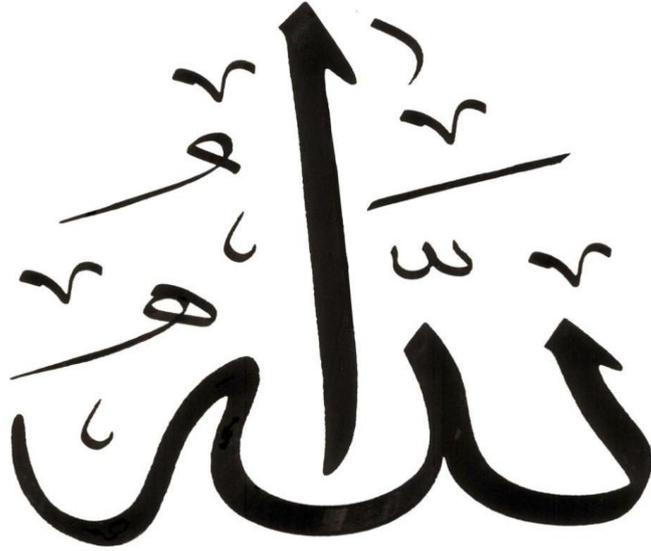
### **Chapitre IV Etude et évaluation de la technique VMAT dans le traitement du cancer de la prostate.....**

Introduction.....	39
IV.1. Place de la radiothérapie externe dans le traitement du cancer de prostate.....	39
IV.2. Planification d'arc thérapie en mode dynamique pour Rapid arc.....	40
IV.2.1. Processus de planification d'arc thérapie dans Eclipse .....	42
IV.2. 1.1. Position et contention .....	42
IV.2.1.2. Préparation des images .....	42
IV.2.1.3. Concepts associés à un plan .....	43
IV.2.1.4. Création de la géométrie de champ d'arc thérapie initial à l'aide.....	50
IV.2.1.5. Modélisation de la table.....	56
IV.2.1.6. Optimisation de plans VMAT .....	58
IV.2.1.7. Boîte de dialogue VMAT Optimization (Optimisation VMAT) .....	61
IV.2.1.8. Objectifs de doses.....	62
IV.2.1.9. Pour lancer l'optimisation VMAT .....	64
IV.2.1.10. Calcul de la dose.....	65
IV.2.1.11. Normalisation du plan.....	66
IV.3. Population d'étude .....	69
IV.4. Description de la position de traitement et du protocole d'acquisition des scanographies .....	70
IV.5. Définition des volumes d'intérêt .....	71
IV.5.1. Définition des volumes cibles .....	71
IV.5.1.1. Définition des volumes cibles anatomo cliniques .....	71
IV.5.1.2. Extensions .....	72
IV.5.1.3. Dose totale dans les volumes cibles.....	73
IV.5.1.3. 1. Prescription.....	74
IV.5.2. Définition des organes à risque.....	74
IV.6. Contraintes dosimétriques .....	76
IV.7. Evaluation de plans .....	79
IV.7.1. Valeur de dose en un point et profil de dose.....	79
IV.7.2. Histogramme dose-volume.....	81
IV.7.3. Evaluation par les indices.....	83
IV.8. Caractéristiques des patients .....	87
IV.8. 1. Résultats .....	87
IV.8. 1.1. Critères liés à l'efficacité .....	91
IV.8. 1.2. Analyse qualitative .....	92
A. Analyse des courbes d'isodoses.....	92
B. Analyse des histogrammes doses volumes.....	93
IV.8. 1.3. Analyse qualitative .....	93
Discussion.....	95
IV.9. Avantages de l'arc thérapie dans le cancer de prostate .....	98

IV.9.1.Sur le plan dosimétrique.....	98
A. Couverture des volumes cibles.....	98
B. Protection des organes à risque.....	99
C. Sur le plan efficience du traitement .....	99
IV.10. Inconvénients de l'arc thérapie dans le cancer de prostate.....	99
IV.11. les effets secondaires de la radiothérapie de la prostate.....	100
Conclusion.....	100
<b>Chapitre V Vérification et validation des plans de traitements.....</b>	<b>101</b>
Introduction.....	101
V.1.Contrôle de qualité.....	101
V.1.1.Vérification de la planification de traitement.....	101
V.1.1.1.Vérification avec fantôme Arc Check.....	102
V.1.1.2.Vérification au moyen de la prédiction par dosimétrie portale EPID .....	105
V.1.1.3.Évaluation Gamma.....	112
V.2.Création de champs de positionnement.....	114
V.2.1.Utilisation d'images de radiographies reconstruites numériquement.....	114
V.2.2.Utilisation d'imagerie Cone Beam CT.....	115
V.3.Approbation de plans pour traitement .....	119
V.4.Impression des informations d'images et de plan.....	119
V.5. Exécution du Traitement.....	119
V.6. Délivrance du traitement.....	121
Conclusion .....	122
Conclusion générale.....	123
Résumé.....	126
Abstract.....	127
Référence .....	128
Autorisation de soutenance.....	

A decorative, ornate frame with a central floral motif at the top and bottom. The frame is composed of two horizontal lines with intricate scrollwork and flourishes. The word "DEDICATES" is written in a bold, serif font across the center of the frame.

**DEDICATES**



*A Dieu, Tout puissant  
Qui m'a inspiré et m'a guidé vers le bon chemin  
Je vous dois ce que je suis devenu  
Louanges et remerciements pour votre clémence*



*Toutes les lettres ne  
sauraient trouver les  
mots qu'il faut...  
Tous les mots ne  
sauraient exprimer la  
gratitude, la tendresse,  
Le respect, la  
reconnaissance...  
Aux êtres qui me sont  
chers et c'est tout  
simplement que...*



*Je dédie cette Thèse*

### *A mon très cher père Abbas Saïd*

*Aucune dédicace ne saurait exprimer mon respect, mon amour éternel et ma considération pour les sacrifices consentis pour mon instruction et mon bien être. Tes prières ont été pour moi d'un grand soutien au cours de ce long parcours. J'espère réaliser en ce jour ton rêve et être digne de ton nom. C'est ton éducation, ta confiance et tes valeurs que tu m'as inculqué qui ont fait de moi ce que je suis. Je suis désolé d'avoir été occupé à étudier et de ne pas rester avec vous dans vos derniers jours. Que Dieu ait pitié de vous et vous rende spacieux au paradis.*

### *A mon adorable mère Outayeb malika*

*Aucune parole ne saurait suffisante afin d'exprimer mon amour et mon attachement à toi. Tu m'as toujours donné de ton temps, de ton énergie, de ta douceur et de ton amour. En ce jour j'espère réaliser, chère maman, un de tes rêves, sachant que tout ce que je pourrais faire ou dire ne saurait égaler ce que tu m'as donné. Que Dieu ait pitié de vous et vous rende spacieux au paradis.*

### *A Ma Très Chère sœur Amel et son mari Omar*

*Merci infiniment pour votre soutien, votre générosité qui ont été pour moi une source de courage. Vous avez été un modèle pour moi, un modèle de droiture et de persévérance. Ma très chère sœur tu as été pour moi une deuxième maman. Je te serais à jamais reconnaissant des sacrifices que tu as fais pour moi. J'implore Dieu qu'il apporte bonheur, joie et surtout santé à toute votre belle famille.*

*A ma très chère sœur Manel*

*Aucune dédicace ne saurait exprimer l'amour que je porte pour vous. Je vous remercie énormément et j'espère que vous trouveriez ici en cette thèse l'expression de mon affection sincère et de ma nostalgie pour tous les moments de joies et de taquineries qu'on a passés ensemble. Que Dieu nous laisse toujours unis. JE VOUS AIME*

*A mes très chers amis (es):*

*Djeziri nour el houda , Bentahar mama, Malki sarra, Abdellaoui manel, Benyamina naffissa, Azzaz wahiba, Meslem ismail, Chala*

*A.E.K, Oumensour amine :*

*Vous êtes pour moi plus que des amis! Je ne saurais trouver une expression témoignant de ma reconnaissance et des sentiments de fraternité que je vous porte. En témoignage de notre amitié qui, j'espère durera toute la vie, je vous dédie ce travail. Merci pour tous les moments formidables qu'on a partagés.*

*Spécial dédicace à Monsieur Bourouina Mourad*

*Merci de m'avoir motivé à poursuivre mes études. Je vous ai mis au défi et maintenant j'atteins mon objectif. Merci pour votre soutien et de votre serviabilité.*

***A NOTRE PROFESSEUR ET ENCADRE DE MEMOIRE :***

***Pr. Khaldi Houria***

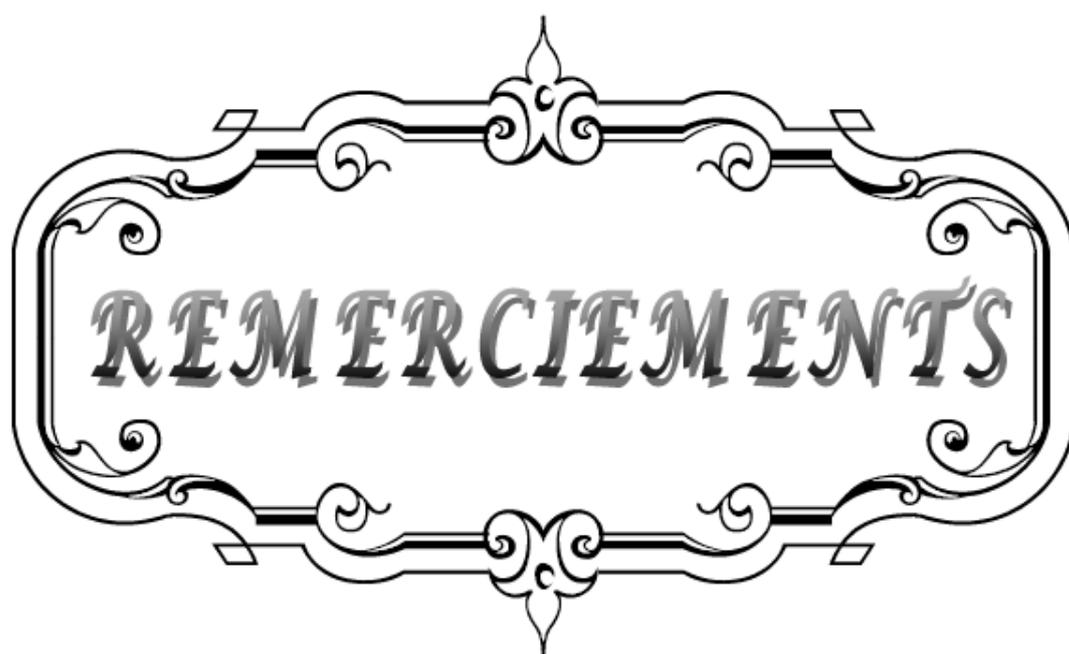
*Vous m'avez fait un grand honneur en acceptant de me confier ce mémoire. Je vous remercie de votre patience, votre disponibilité, de vos encouragements et de vos précieux conseils dans la réalisation de ce travail et même dans ma vie personnelle. Votre compétence, votre dynamisme et votre rigueur ont suscité en moi une grande admiration et un profond respect.*

*Vos qualités professionnelles et humaines me servent d'exemple. Veuillez croire à l'expression de ma profonde reconnaissance et de mon grand respect.*

***A NOTRE RADIOTHERAPEUTE ET JUGE DE MEMOIRE :***

***Dr. Ziouche Belkacem***

*Je vous remercie de m'avoir honoré par votre présence. Vous avez accepté aimablement de juger ce mémoire. Cet honneur me touche infiniment et je tiens à vous exprimer ma profonde reconnaissance. Veuillez accepter, dans ce travail l'assurance de mon estime et mon profond respect.*



**REMERCIEMENTS**



## ***REMERCIEMENTS***

Mes premiers remerciements vont à mon encadreur Professeur **Khaldi .H** qui a manifesté beaucoup d'intérêt et consacré énormément de temps pour ce travail. Je lui exprime ma vive reconnaissance et ma profonde et respectueuse considération.

Je remercie ainsi les médecins du service radiothérapie du centre de lutte contre le cancer -ska-pour leurs aides et leurs soutien.

Je remercie mes enseignants de la Faculté Abou Bakr Bélkaid et le Centre de lutte anti cancer de Tlemcen pour leur soutien et leur attention dont ils ont fait preuve à mon égard tout au long du déroulement de ma formation.

Grand merci à ma famille toute entière et particulièrement mon père et ma mère « rabi yarehamehom » pour tout ce qu'ils m'ont apporté durant ma vie.

Enfin, j'adresse mes remerciements aussi à mes collègues qui m'ont montré durant ma formation une amabilité et une forte compréhensibilité, dans l'esprit de faire notre formation un bon souvenir et une agréable expérience et je remercie également tous ceux, qui ont contribué près ou de loin à la réalisation de ce travail.

*La vie peut seulement être comprise en regardant derrière soi  
mais elle peut seulement être vécue en regardant vers l'avant.*

*Soren Kierkegaard*

*Il faut faire de la vie un rêve et faire d'un rêve une réalité .*

*P. Curie*

*Cela semble toujours impossible, jusqu'à ce qu'on le fasse.*

*Nelson Mandela*

## Pourquoi avoir choisi la radiothérapie ?

---

### Pourquoi avoir choisi la radiothérapie ?

Mon choix pour la radiothérapie a été influencé en partie par mon travail en service de radiothérapie au niveau du centre de lutte contre le cancer –Sidi bel abbés- Algérie, où notre professeur avait réussi à enthousiasmer le personnels.

J'ai donc présenté ma candidature au sein de l'université de Abou Bakr Bêlkaid afin d'obtenir le master en physique médicale, après les deux années de candidature, j'ai constaté la nécessité d'être une étudiante dans cette spécialité.

Au cours de mes études, j'ai pu fréquenter, comme étudiante, le service de radiothérapie du CLCC de Tlemcen ainsi CLCC de Sidi bel abbés, où le **Pr.Khaldi.H** m'initia à la rigueur scientifique.

La radiothérapie semblait donc un choix logique puisque le **Pr.Khaldi.H** m'accepta dans son service.

La radiothérapie était en pleine mutation partout dans le monde, avec la généralisation du cobalt-60, accélérateurs linéaires.

De plus, l'introduction de l'informatique et de la radiobiologie en clinique oncologique a fondamentalement modifié l'approche médicale et la manière de penser les problèmes de radiothérapie.

Mon défi le plus important a été de comprendre le concept de radiothérapie et de le mettre en œuvre.

Le premier malade a été traité par radiothérapie externe dans le service où je travaille était en septembre 2017, dans des conditions techniques comparables ou meilleures que les références de l'époque.

Dès mes débuts en radiothérapie, j'ai constaté combien il était important d'harmoniser à l'échelle internationale (et à fortiori nationale !) les définitions de concepts, grandeurs et unités.

Il est en effet important que les mêmes traitements soient décrits dans les mêmes termes dans les différents centres et, d'autre part, qu'une dose, rapportée ou publiée, corresponde à la même quantité de rayonnement.

Cette harmonisation/ normalisation est essentielle pour tout échange valable d'information.

Le but final est de permettre un meilleur échange, contribution à l'étude de l'efficacité biologique relative des faisceaux de photons et d'électrons.

## Contexte de l'étude

---

### Contexte de l'étude :

Ce travail s'intègre dans un contexte général d'amélioration de l'efficacité des traitements des cancers par radiothérapie externe à partir de faisceaux de rayons X (RX).

Le progrès majeur apporté par la radiothérapie au cours du temps est lié à l'augmentation progressive des doses délivrées aux volumes tumoraux.

Ceci a été possible grâce à l'évolution technique de la production des RX, du traitement dosimétrique des faisceaux et du contrôle technique de la réalisation des traitements.

Le développement des performances des accélérateurs linéaires d'électrons depuis le début des années 70 permettant la production de faisceaux de photons d'énergie moyenne supérieure à 1 MeV est un des éléments déterminant.

Le deuxième élément déterminant est lié à l'apport d'une imagerie 2D et 3D pour la définition précise de la cible à traiter et le troisième élément est lié à la possibilité de moduler en intensité les faisceaux produits grâce à l'informatisation des accélérateurs.

Si les nouvelles technologies implémentées au cours du temps sont destinées à apporter une amélioration considérable à la radiothérapie, elles conduisent à un accroissement de la complexité de mise en œuvre des traitements avec un risque d'aller vers une mauvaise application de la technique et/ou une mauvaise sécurisation des traitements.

Il faut pouvoir garantir avec un niveau de confiance élevé que les patients recevront le traitement prescrit de manière correcte, c'est-à-dire parfaitement optimisé et parfaitement sécurisé.

Il est à noter que l'échelle de temps dans un système qualité obéit à un cycle d'environ 8 à 10 ans, délai nécessaire pour aboutir à un niveau de qualité et de sécurité optimum.

Or dans le domaine de la radiothérapie, les évolutions des connaissances, des techniques et de la technologie se font souvent à un rythme plus élevé.

C'est le cas de la technique d'**arthérapie volumétrique modulée nommée** VMAT, pour **Volumetric Modulated ArcTherapy** en anglais, qui fait l'objet de ce travail.

Le concept de la technique VMAT a été développée en 2008 dans le but d'apporter à la fois un haut niveau de conformation de la dose au volume cible et une diminution du temps de réalisation des traitements sur des accélérateurs largement diffusés sur le marché.

Cette technique a été diffusée dès 2009 sur les accélérateurs linéaires d'électrons commercialisés.

## Contexte de l'étude

---

Le VMAT correspond à une sophistication de la délivrance des traitements qui rend complexe le paramétrage, la validation et la mise en œuvre technique du fait du grand nombre de nouveaux paramètres variables.

## Glossaire

---

**ADK** : Adénocarcinome.

**ADN**: L'acide désoxyribonucléique, ou ADN, est une macromolécule biologique présente dans toutes les cellules ainsi que chez de nombreux virus. L'ADN contient toute l'information génétique, appelée génome, permettant le développement, le fonctionnement et la reproduction des êtres vivants.

**BEV** : Beam Eye View.

**Ca P** : Cancer de prostate.

**CBCT** : (Cone Beam Computed Tomography).

**CI** : Conformity Index

**CLCC** : Centre de lutte contre le cancer.

**CQ** : Contrôle Qualité.

**CT** : Computed Tomography.

**CTV** (Clinical Target Volume) : tumeur visible complétée par une extension tumorale.

**CTV** : Clinical Target Volume.

**DEB** : Dose Equivalente Biologique.

**DHV** : Dose- Volume Histograms.

**DICOM** : The Digital Imaging and Communications in Medicine.

**Dose** : énergie déposée, rapportée à la masse.

**DRR** : Digital Reconstructed Radiograph.

**DTA** :Distance to agreement.

**EPID**: Electronic Portal Imaging Device.

**Événement sublétal pour la cellule** : est la double rupture réparable mais l'accumulation des lésions conduisent à la mort cellulaire.

**Événement létal pour la cellule** : est la double rupture non réparée ,car elle touche les fonctionnalités vitales de la cellule donc c'est la mort cellulaire.

**Fantôme** : représentation numérique d'un patient;

**Fluence primaire** : nombre de photons passant par une unité d'aire;

**Fluence du faisceau** : La **fluence** énergétique est l'énergie totale portée par le **faisceau** en lui-même. Elle est donc indépendante du milieu .

**gEUD** : generalized Equivalent Uniform Dose.

**GTV** : (Gross Tumor Volume) : tumeur visible sur l'imagerie.

## Glossaire

---

**GTV** : Gross Tumor Volume.

**HDV** : histogramme dose-volume;

**HI** : Homogeneity Index

**Hounsfield (UH)** : Unité définissant, en tomодensitométrie, l'absorption du faisceau de rayons X par les divers tissus qu'il traverse.

**ICRU** : La Commission internationale des unités et mesures radiologiques, couramment abrégée

ICRU pour International Commission on Radiation Units and Measurements, est un organisme créé en 1925, à l'occasion du 1<sup>er</sup> Congrès International de Radiologie.

**IMRT** : Intensity Modulated Radiation Therapy (RCMI en Français).

**Index gamma**: techniques d'évaluation de la qualité d'une distribution de dose, par comparaison à une distribution de référence.

**Interface** : surface séparant deux régions de compositions différentes .

**Isodoses** : lignes constituées de points qui reçoivent la même dose.

**IMAT** : Intensity Modulated Arc Therapy.

**IMRT** : Intensity-modulated radiotherapy (en anglais) *et* **RCMI** La radiothérapie conformationnelle par modulation d'intensité .

**IRM** : Imagerie par Résonance Magnétique

**MLC** : Collimateur MultiLames

**NTCP** : Normal Tissue Complications Probability

**OAR** : Organes A Risque

**Projection** : association d'un point d'un fantôme maillé à un point d'un fantôme homogène,

**PTV** : (Planned Target Volume) : CTV complété par une marge de sécurité tenant compte du mouvement du patient;

**Portique** : est composé d'un ensemble de bobines supraconductrices indépendantes constituant

l'aimant , ainsi que d'un dispositif de courbure, situé à l'avant de la structure, destiné à diriger le faisceau selon l'angle voulu.

**Pixel** : Le pixel est souvent abrégé p ou px. Il est l'unité de base permettant de mesurer la définition d'une image numérique matricielle. Son nom provient de la locution anglaise picture element, qui signifie « élément d'image ».

**PRO** : Progressive Resolution Optimization

**PRV** : Previsonal risk volume.

## Glossaire

---

**PSA** : Antigène Spécifique de Prostate.

**PTV** : Planning Target Volume.

**Radicaux libre** : Un radical est une espèce chimique possédant un ou plusieurs électrons non appariés sur sa couche externe. L'électron se note par un point.

**RCMI** : Radiothérapie Conformationnelle avec Modulation d'Intensité (IMRT en anglais);

**RC-3D** : Radiothérapie Conformationnelle Tridimensionnelle.

**ROI** : Regions Of Interest.

**RTOG** : The **Radiation Therapy Oncology Group**.

**Scaling** : dilatation ou compression d'une distribution de dose, ou du parcours d'une particule, en fonction de la densité électronique du milieu;

**SIB** : Simultaneous Integrated Boost.

**SW** : Sliding Window.

**TCP** : Tumor Control Probability.

**TEP** : la tomographie par émission de positons.

**TF** : Têtes fémorale.

**TOP** : Time output.

**TR** : Toucher Rectal.

**TPS** : Treatment Planning System (système de planification des traitements);

**UC** : Unités de Contrôle.

**UM** : Unités Moniteurs : L'unité moniteur est une unité machine qui fixe la durée de l'irradiation, donc la quantité e dose délivrée. La sensibilité électronique des chambre d'ionisation est ajustée pour que 1 UM corresponde à une dose de 1 cGy déposée dans un fantôme d'eau à une profondeur de référence, sur l'axe de champ, pour une taille de champ de 10x10 cm<sup>2</sup> à la distance source-point de référence de 100 cm.

**Voxel** : volume élémentaire dans une structure tridimensionnelle numérisée ("voxel" est la contraction de "volumetric pixel").

**VMAT**: Arcthérapie volumétrique par modulation d'intensité.

**VOI** : Volume Of Interest.

**VS** : Vésicules Séminales.

## Liste Des Figures

<b>Figure</b>	<b>Commentaire</b>	<b>Page</b>
<b>Figure I.1</b>	Les volumes d'intérêt.	p5
<b>Figure I.2</b>	Illustration de l'organisation des unités fonctionnelles d'un OAR dit « en parallèle » et en « série ».	p6
<b>Figure I.3</b>	Situation et morphologie de la prostate	p10
<b>Figure II.1</b>	Lésions de l'ADN par effets direct et indirect faisant intervenir les produits de la radiolyse de l'eau.	p18
<b>Figure III.1</b>	Trois modes de radiothérapie.	p22
<b>Figure III.2</b>	Illustration sur les faisceaux et de la distribution de dose.	p24
<b>Figure III.3</b>	Exemple de faisceau possédant 4 segments en technique de RCMI type S&S	p26
<b>Figure III.4</b>	Exemple de faisceau modulé délivré en mode « Sliding Window ».	p27
<b>Figure III.5</b>	Représentation schématique des 2 concepts de planification inverse et direct. ; à gauche, planification conventionnelle ; à droite, planification inverse.	p28
<b>Figure III.6</b>	Schéma de la chaîne de traitement utilisée dans le cadre de l'étude	p31
<b>Figure III.7</b>	Collimateur multi-lames (MLC) Varian (120 lames).	p35
<b>Figure IV.1</b>	Etape de la segmentation des volumes cibles et organes à risques	p43
<b>Figure IV.2</b>	Concepts associés à un plan dans la fenêtre (Contexte).	p45
<b>Figure IV.3</b>	Modèles de structures de la prostate	p48
<b>Figure IV.4</b>	Exemple de structure d'optimisation créer par le physicien médical	P48
<b>Figure IV.5</b>	La reproduction de groupe de structure	p49
<b>Figure IV.6</b>	Modèles de plan	p49
<b>Figure IV.7</b>	Modèle d'objectif	p50
<b>Figure IV.8</b>	Positionnement de l'isocentre au centre du VOI	p52
<b>Figure IV.9</b>	Décalage de l'isocentre dans le sens longitudinal	p53
<b>Figure IV.10</b>	Angulation optimale	p53
<b>Figure IV.11</b>	Visualisation du potentiel de modulation dans la vue 3D	p55
<b>Figure IV.12</b>	Ajustement de taille de champs	p56
<b>Figure IV.13</b>	Structure de la table dans la vue 2D .	p57
<b>Figure IV.14</b>	Structure de la table Exact IGRT.	p57
<b>Figure IV.15</b>	Objectifs d'optimisation supérieurs et inférieurs.	p59
<b>Figure IV.16</b>	Objectif de dose moyenne.	p60
<b>Figure IV.17</b>	Objectif pour tissus normaux.	p60
<b>Figure IV.18</b>	Objectif UM .	p61
<b>Figure IV.19</b>	La boîte de dialogue VMAT Optimisation	p62
<b>Figure IV.20</b>	Modèle d'objectif d'optimisation	p63
<b>Figure IV.21</b>	Optimisation VMAT	p63
<b>Figure IV.22</b>	Indicateur d'avancement du calcul.	p63
<b>Figure IV.23</b>	La normalisation de plan de prostate.	p67
<b>Figure IV.24</b>	positionnement pour un traitement de prostate.	p71
<b>Figure IV.25</b>	Détermination des volumes cibles et organes à risques	p75
<b>Figure IV.26</b>	Représentation graphique des isodoses.	p79

## Liste Des Figures

<b>Figure IV.27</b>	Profil linéaire de dose	p80
<b>Figure IV.28</b>	Histogramme dose-volume.	p81
<b>Figure IV.29</b>	Graphique du HDV cumulatif.	p82
<b>Figure IV.30</b>	Graphique du HDV différentiel	p83
<b>Figure IV.31</b>	Analyse quantitative de l'histogramme dose-volume	p84
<b>Figure IV.32</b>	Courbe de NTCP et TCP. La section en rose représente la plage de dose qui peut être utilisée pour contrôler la tumeur tout en protégeant les tissus sains. C'est la fenêtre thérapeutique	p85
<b>Figure IV.33</b>	Représentation graphique du PTVHR à 98% et 2% par rapport au nombre du patient	p89
<b>Figure IV.34</b>	Représentation graphique du PTVHR à 95% par rapport au nombre d'UM et le temps de traitement	p92
<b>Figure IV.35</b>	comparaison entre la technique VMAT et RC 3D dans le traitement de la prostate.	p94
<b>Figure V.1</b>	Description du fantôme Arc check	p102
<b>Figure V.2</b>	connexion du fantôme avec sa propre application	p104
<b>Figure V.3</b>	la distribution de dose calculée par Arc check	p104
<b>Figure V.4</b>	Sélection de la méthode de vérification et de la distance de l'imageur Portal	p105
<b>Figure V.5</b>	Sélection correcte des cases à cocher et des valeurs associées.	p106
<b>Figure V.6</b>	Résultat de l'irradiation d'un plan dans QA	p107
<b>Figure V.7</b>	Volet de profils	p108
<b>Figure V.8</b>	Vue Histogramme	p109
<b>Figure V.9</b>	Onglet Dose Evaluation (Évaluation de la dose) du volet des tâches.	p110
<b>Figure V.10</b>	Analyse du Gamma index	p112
<b>Figure V.11</b>	Image DRR dans la BEV	p115
<b>Figure V.12</b>	Solutions de société Varian à droite avec	p116
<b>Figure V.13</b>	filtre half fan (à gauche) et full fan (à droite).	p117
<b>Figure V.14</b>	Emplacement du filtre half fan sur le KVS	p117
<b>Figure V.15</b>	Recalage prostatique à partir de la scanographie de planification et de la tomographie conique.	p118
<b>Figure V.16</b>	Rotation du bras : 0° Position pour réaliser une image latérale en kV ou traiter un champ antérieur (à gauche). Rotation du bras : 90° Position pour réaliser une image antérieure en kV ou traiter un champ latéral gauche (à droite).	p120
<b>Figure V.17</b>	Marquage du patient	p120
<b>Figure V.18</b>	Console du traitement	p121

## Liste Des Tableaux

---

<b>Tableaux</b>	<b>Commentaire</b>	<b>Page</b>
<b>Tableaux III.1</b>	Paramètres variables pendant l'irradiation pour un accélérateur Varian en fonction de la technique Radiothérapie mise en œuvre.	p29
<b>Tableaux III.2</b>	Descriptif technique des paramètres variables en mode Rapid arc pour notre accélérateur type Varian/Trilogy.	p33
<b>Tableaux IV.1</b>	Positionnements de champ d'arc thérapie prédéfinis.	P51
<b>Tableaux IV.2</b>	Prostate en place	p73
<b>Tableaux IV.3</b>	Prostate Post-Opération	p73
<b>Tableaux IV.4</b>	Dose totale dans les différents volumes cibles (cancers prostatiques)	p74
<b>Tableaux IV.5</b>	Contrainte dosimétrique pour les volumes cibles de la prostate	p76
<b>Tableaux IV.6</b>	contrainte dosimétrique pour les organes à risque de la prostate	p77
<b>Tableaux IV.7</b>	Contrainte dosimétrique pour les volumes cibles et OAR de la prostate au Pôle de radiothérapie oncologique ICM – Montpellier.	p78
<b>Tableaux IV.8</b>	Relevé des caractéristiques de chaque plan pour les 12 patients	p88
<b>Tableaux IV.9</b>	Relevés dosimétriques des plans par arc thérapie pour les volumes cibles y compris l'indice d'homogénéité et indice de conformité	p89
<b>Tableaux IV.10</b>	Relevés dosimétriques des plans par arc thérapie pour les organes à risques	p90
<b>Tableaux IV.11</b>	Relevés dosimétriques moyens des plans pour 12 patients	p90
<b>Tableaux IV.12</b>	Relevé dosimétrique donnant le nombre total d'UM et le temps de traitement pour chaque plan	p92
<b>Tableaux V.1</b>	Rapport d'analyse	p111

A decorative, ornate frame with intricate scrollwork and flourishes. The frame is rectangular with rounded corners and features a central decorative element at the top and bottom. The word "INTRODUCTION" is written in a bold, serif, all-caps font across the center of the frame.

**INTRODUCTION**

### Introduction générale:

La radiothérapie est une technique de traitement du cancer dont un des principes est de détruire les cellules tumorales.

La destruction de la tumeur est obtenue en radiothérapie externes au moyen d'irradiations successives par des faisceaux de rayonnements ionisants, tout en préservant au maximum les tissus sains.

Le mode opératoire nécessite une connaissance morphologique de la tumeur ainsi que sa localisation précise dans l'organisme du patient.

Ces informations sont obtenues à partir d'images issues d'un scanner ou encore d'images obtenues par résonance magnétique (IRM).

La notion de planification de traitement en radiothérapie traduit le besoin de traiter chaque patient différemment, selon la position et le type de tumeur ciblée ainsi que son dossier médical en général.

En effet, les tumeurs sont des structures aux formes très variées selon les patients, et elles peuvent être développées dans différentes régions corporelles.

Chaque cas de cancer appelle donc à une stratégie de traitement unique.

Le processus de planification de traitement consiste à optimiser tous les paramètres ajustables de la machine de radiothérapie, afin de cibler au mieux la tumeur tout en évitant les tissus sains environnants.

Les principales formes de radiothérapie externe existantes impliquent des rotations fractionnées du faisceau radioactif autour du patient, afin de traiter la tumeur depuis différents angles.

Ces méthodes sont communément qualifiées de "step and shoot", car le faisceau est stationnaire : il n'est envoyé que lorsque le portique est immobile, et bloqué lors de la rotation jusqu'au prochain angle d'émission.

Contrairement à cela, la radiothérapie VMAT est une forme de radiothérapie externe où la rotation du faisceau autour du patient se fait en continu, et en un seul mouvement.

L'aspect continu de la rotation du portique en radiothérapie VMAT rend le problème de planification de traitement plus complexe que les formulations discrètes des technologies existantes.

Ainsi, de nombreux travaux proposent de nouveaux modèles et algorithmes afin de simplifier et résoudre ce problème.

## Introduction générale

---

La dose absorbée est directement liée à l'impact du traitement en matière de destruction de cellules tumorales.

La dose absorbée dans l'eau est la grandeur de référence utilisée en radiothérapie.

La notion de TPS (système de planification des traitements) est apparue avec le développement de l'imagerie et des codes de calcul en radiothérapie.

Cet outil informatique est particulièrement utile dans le cadre de VMAT pour utiliser avantageusement les nombreuses possibilités des protocoles d'irradiation.

Le TPS aide tout au long de la chaîne de traitement : acquisition des données, délimitation des structures, définition des faisceaux, calcul de dose et contrôle de la concordance calcul/mesure.

Toute la difficulté consiste à choisir les meilleurs paramètres qui permettront d'atteindre une distribution de dose souhaitée dans le volume cible tout en épargnant les tissus sains dans un temps cliniquement acceptable.

L'objectif général est de rendre optimales les conditions de mise en œuvre de la technique VMAT autour d'un accélérateur (Trilogy /Varian ) afin de pouvoir potentiellement bénéficier de l'apport clinique de cette technique.

Il s'agit de :

- Réaliser une analyse aussi large que possible de l'influence des différents paramètres de la chaîne de traitement VMAT,

- Proposer des éléments d'optimisation des conditions de mise en œuvre afin de maintenir un niveau haut de confiance dans la technique VMAT au niveau de la planification des plans de traitement et au niveau de l'exécution des plans de traitement sur l'accélérateur linéaire d'électrons,

Ce mémoire est composé de cinq chapitres.

Le premier rappelle la notion du cancer et son traitement.

Dans le deuxième chapitre, nous définissons des notions de radiobiologie et grandeurs en radiothérapie.

Le troisième chapitre décrit la radiothérapie et contexte technique de l'étude.

Le quatrième chapitre présente les performances et l'optimisation par la technique VMAT pour la localisation : **prostate**.

Le cinquième chapitre précise les méthodes de vérification des plans et la façon pour valider ces derniers.

Les performances sont analysées autour de trois points clés:

- i) la distribution de dose délivrée,

## Introduction générale

---

- ii) l'efficacité,
- iii) la qualité de l'exécution des plans de traitement sur l'accélérateur.

Il propose ainsi des méthodes pour :

- i) le contrôle de qualité des plans dosimétriques de traitement,
- ii) le contrôle de qualité de l'exécution des plans dosimétriques de traitement sur l'accélérateur linéaire d'électrons.

Donc Nous avons cherché à savoir si l'administration de la radiothérapie par la technique VMAT pour le cancer localisé de la prostate en moins de fractions et une durée globale de traitement plus courte avec une dose (1,8 Gray par jour à 2 Gray par jour) administrée chaque jour, fonctionne aussi bien que le traitement habituel (conventionnel) et avait des effets secondaires semblables ?

A pair of hands is shown from a top-down perspective, cupping a glowing, translucent atomic model. The model consists of a central bright yellow nucleus with several white elliptical orbits around it. The hands are rendered in a soft, ethereal blue and white glow, set against a dark grey background. The text 'Partie Théorique' is overlaid in the center of the image.

# Partie Théorique

# *Chapitre I*

## *Nature et objet de l'étude*

**I.1. Le cancer et son traitement :**

Environ 8 millions de personnes déclarent un cancer chaque année dans le monde entier, et plus de 5 millions de ces personnes décèdent de leur maladie.

Avec le vieillissement de la population, les maladies cancéreuses vont concerner un nombre croissant de personnes et représenter une cause fréquente de décès, ce qui en fait un problème de santé publique grave.

En termes simples, le cancer est la transformation de cellules saines en cellules qui se divisent rapidement et en permanence, c'est-à-dire qui se reproduisent bien au-delà des besoins normaux du corps.

Alors que la plupart des cellules saines se divisent et croissent jusqu'à ce qu'elles rencontrent un autre tissu ou organe en respectant ainsi les limites anatomiques, les cellules cancéreuses continuent de se développer allant jusqu'à envahir les tissus voisins et même les détruire.

Un nombre significatif de cancers peuvent être soignés par la chirurgie, la radiothérapie et la chimiothérapie surtout s'ils sont détectés suffisamment tôt.

La chirurgie a pour objectif de retirer la tumeur et d'évaluer sa gravité et son étendue.

Les ganglions proches de la tumeur sont immédiatement analysés. Une intervention chirurgicale peut être combinée avec d'autres traitements comme la chimiothérapie et la radiothérapie [1,2].

La chimiothérapie est un traitement qui consiste à utiliser des médicaments (en général des substances toxiques) contre les cellules cancéreuses.

La majorité des substances chimio-thérapeutiques fonctionnent par arrêt de la mitose (division du noyau des cellules), ciblant ainsi préférentiellement les cellules se divisant très rapidement.

Mais les substances sont injectées dans la circulation sanguine, la chimiothérapie traite donc le corps entier et par conséquent, toutes les cellules en prolifération rapide sont attaquées.

Par exemple les cellules responsables de la pousse des cheveux sont également affectées, ce qui explique que la perte des cheveux est un effet secondaire courant.

Les cellules en prolifération rapide, telles que les cellules cancéreuses, sont plus sensibles au rayonnement que les cellules saines.

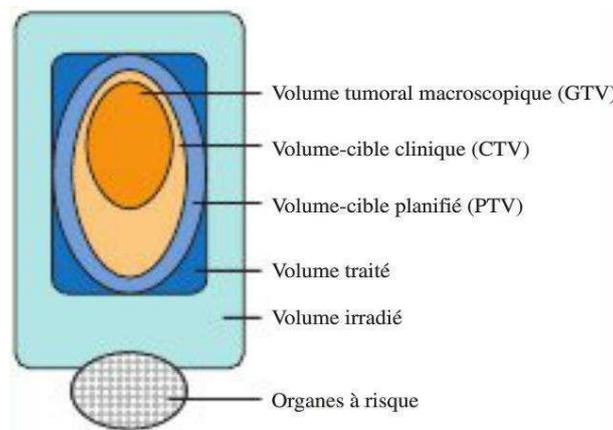
La radiothérapie, qui est sujet de notre étude, utilise cette propriété en administrant des faisceaux de rayonnement pour irradier les zones cancéreuses.

## I.2. Définition des volumes en radiothérapie :

### I.2.1. Volumes à traiter ou volumes cibles :

Les progrès de l'imagerie et des systèmes informatiques ont permis de définir plus clairement les volumes d'intérêt en radiothérapie.

Nous allons détailler ici les définitions des volumes venant du rapport (ICRU 50, 1993) [3]. Ils sont schématisés en (figure I.1) .



*Figure I.1 : Les volumes d'intérêt.*

➤ **Le volume tumoral macroscopique (Gross Tumor Volume : GTV)**

C'est celui qui est visible sur l'imagerie (scanner, IRM). Il recevra la dose la plus forte.

➤ **Le volume cible clinique (Clinical Target Volume : CTV)**

Il comprend le GTV, ainsi que des tissus avec une probabilité tumorale forte même si cela est non visibles à l'imagerie.

La définition du CTV reste encore subjective pour beaucoup de localisation et est fondé sur l'expérience et les connaissances de la maladie .

La définition du GTV et du CTV constitue une part essentielle de la prescription.

### ➤ **Le volume cible planifié (Planning Target Volume : PTV)**

Il comprend le CTV et une marge de sécurité qui permet de prendre en compte les incertitudes de positionnement, les mouvements éventuels des organes et du patient.

L'ICRU recommande d'optimiser les paramètres de la chaîne de traitement pour homogénéiser le plus possible la dose à l'intérieur du PTV.

Il est recommandé de réaliser une planification de manière à ce que la dose au PTV se trouve entre **95%** et **107%** de la dose prescrite.

### **I.2.2.Volumes relatifs à la dose :**

#### ➤ **Le volume traité**

Il s'agit du volume entouré d'une surface isodose spécifiée par le radiothérapeute, correspondant à un niveau de dose minimal permettant d'atteindre le but du traitement.

Idéalement, ce volume traité devrait correspondre au volume prévisionnel (PTV).

#### ➤ **Le volume irradié**

C'est le volume de tissus recevant une dose considérée comme significative vis-à-vis de la tolérance des tissus sains.

On pourra évaluer, par exemple, le volume de l'isodose correspondant à **80%**, **50%**, ou **25%** de la dose prescrite.

### **I.2.2.1.Volumes à protéger :**

Les organes à risque (Organs At. Risk, OAR) sont des tissus pour lesquels il est crucial de limiter l'irradiation afin de limiter les effets secondaires.

Une attention toute particulière doit être portée à la distribution de dose aux OARs, les contraintes de dose aux OARs interviennent souvent comme des pénalités dans la fonction de coût à optimiser pour définir le plan de traitement.

Trois classes d'organes à risque ont été définies selon leur niveau de morbidité :

- **Morbidité sévère** : les organes, susceptibles, en cas de lésions graves, d'entraîner la perte fonctionnelle totale. Par exemple lésions à **la moelle épinière** rendant paraplégique, lésion à **rétilne** ou **nerfs optique** rendant aveugle etc.

- **Morbidité modérée** : les organes dont la lésion conduit à une perte fonctionnelle importante. On y retrouve **les glandes salivaires, le cristallin, les oreilles**, etc.

- **Morbidité transitoire** : les organes dont la lésion conduit à une perte fonctionnelle mineure voire nulle. Par exemple **la peau ou les muqueuses**.

L'organisation du tissu est importante pour déterminer cette morbidité voir figure (I.2) :

- **Une architecture en série** : correspond à un organe à morbidité sévère car la fonction dépend de toutes ses sous-unités fonctionnelles.

Il peut être représenté par analogie avec les circuits électroniques en série.

La rupture d'un seul composant entraîne la perte totale de fonction de l'organe.

La surdose en un point de cet organe altère donc la fonction de l'organe entier.

On s'intéresse alors à la **dose maximale** reçue par ce tissu. C'est le cas d'organes comme la moelle épinière dont la section entraîne une paraplégie en aval.

- **Une architecture en parallèle** : correspond à un organe à morbidité modérée, voire faible ou transitoire.

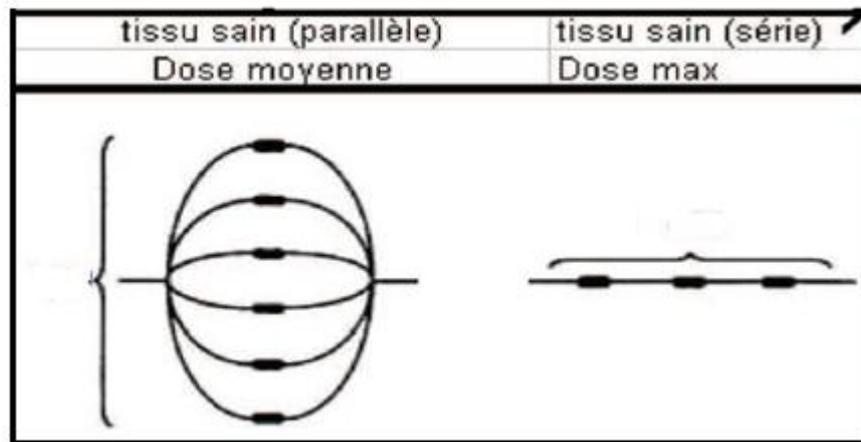
L'organe est constitué de plusieurs sous-unités fonctionnelles plus ou moins indépendantes les unes des autres.

Si le volume détruit par l'irradiation est réduit, on évite un retentissement sur l'organe et surtout la qualité de vie du patient.

Ainsi, un tel organe peut recevoir une dose élevée si une partie du volume est préservée.

On s'intéresse donc à une contrainte de type **dose moyenne ou dose-volume**, c'est-à-dire qu'une partie du volume ne doit pas être irradiée au-delà d'une certaine dose.

On peut citer comme organe en parallèle **les parotides** ou encore **la rétine**.



*Figure 1.2 : Illustration de l'organisation des unités fonctionnelles d'un OAR dit « en parallèle » et en « série ».*

Finalement, pour chacun des organes en série ou en parallèle, des relations dose-volume doivent être respectées.

Cette relation peut être représentée par des histogrammes dose-volume (HDV).

En pratique, la notion du PTV ont été étendues aux OARs. (ICRU 62, 1999) [4] défini un volume prévisionnel pour les organes à risque (Previsonal risk volume, PRV).

Ce volume correspond au volume des OARs étendu par une marge prenant en compte les mouvements ou les déformations des OARs à l'intérieur du corps, ainsi que les conséquences des incertitudes de mise en place du patient durant le traitement.

Les PRV sont préférentiellement utilisés pour les organes en série [5] (Aventin, et al., 2012).

### **I.3. Objet d'étude : Prostate :**

Le cancer de la prostate est le premier cancer chez l'homme, il s'agit d'un véritable problème de santé publique.

Selon les données de l'année 2005 du registre des cancers de la région le cancer de la prostate est le deuxième cancer chez l'homme après les cancers broncho pulmonaires.

Il s'agit d'un adénocarcimone dans 95 % des cas et il est le plus souvent sporadique (80 % des cas), mais il peut être héréditaire (10 % des cas) ou familial (10 % des cas) » [6].

La radiothérapie externe prostatique est indiquée dans le traitement des faibles risque selon la classification de D'Amico : son bénéfice est comparable à la chirurgie et à la curiethérapie [7].

Elle a également sa place dans le traitement des risques intermédiaire où elle peut être associée à une hormonothérapie courte de 3 à 6 mois [8], et dans les hauts risque pour lesquelles une hormonothérapie longue de 3 ans est indiquée [9].

L'intérêt de l'escalade de dose a été prouvé par plusieurs essais randomisés ayant montré un bénéfice en survie sans récurrence biochimique d'une haute dose d'irradiation (74 à 80 Gy) par rapport à une irradiation à dose classique [10].

Le terme VMAT ou Volumetric Modulated Arc Therapy a été introduit pour la première fois en 2008 par Karl Otto, pour désigner une nouvelle technique d'irradiation circulaire correspondant à une évolution de l'arc thérapie avec modulation d'intensité, appelé Intensity Modulated Arc Therapy (IMAT) introduite par Yu en 1995, qui associait initialement à la rotation continue du bras simplement un mouvement continu des lames du collimateur [11].

La technique VMAT se distingue l'IMAT par l'association au déplacement à vitesse variable des lames, un déplacement en rotation de la source, à vitesse variable, une variation du débit de dose et une rotation du collimateur.

Le but de notre étude est d'évaluer les paramètres dosimétriques de l'arc thérapie dynamique dans le traitement de cancer de prostate, au sein du centre d'anti cancer de sidi bel abbés.

### **I.3.1. Description anatomique de la prostate :**

La prostate est une glande musculo-fibro-glandulaire du système reproducteur masculin qui entoure la partie proximale de l'urètre juste sous la vessie.

Sa face postérieure est parcourue par un sillon médian séparant deux lobes et deux glandes annexes y sont accolées : les vésicules séminales.

Au toucher rectal, la consistance de la prostate est souple, régulière et élastique, ses bords sont bien délimités et le sillon médian séparant les deux lobes latéraux est palpable voir figure ( I.3).

La prostate est constituée de 25 % de tissu fibromusculaire et de 75 % de tissu glandulaire.

– **La zone glandulaire** dite de **transition**, formée des 2 lobes, entoure l'urètre proximal. Elle est le siège du développement de l'hypertrophie bénigne de la prostate.

– **La zone périphérique** glandulaire constitue 70 % du volume glandulaire. Elle est le siège de développement du cancer de la prostate.

La prostate est entourée d'une capsule fibroélastique.

La prostate est traversée par les canaux éjaculateurs et déférents qui vont s'aboucher à l'urètre dans sa partie intraprostatique (carrefour uro-génital).

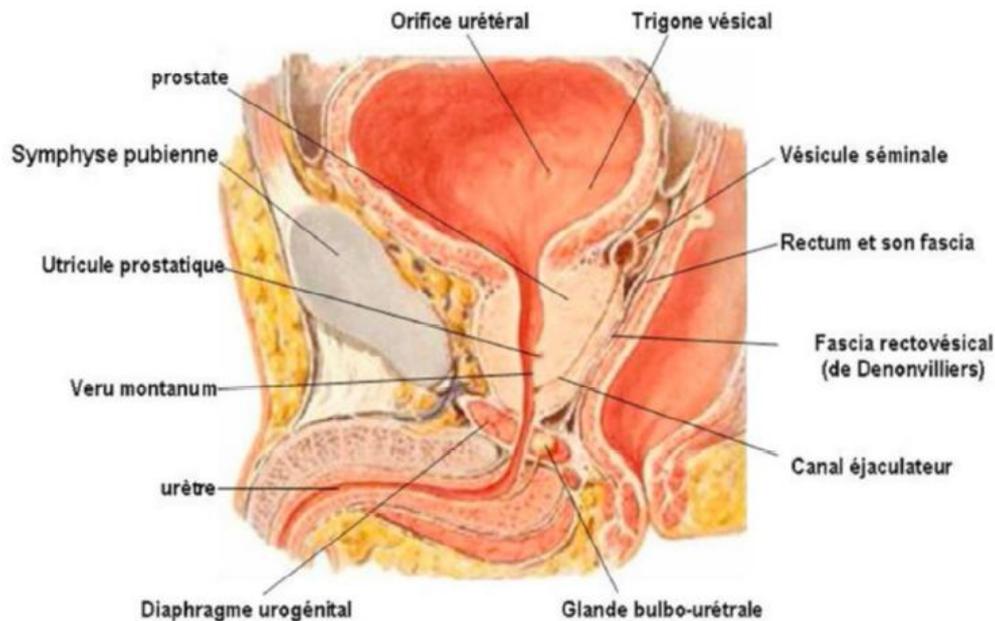
– **Les canaux déférents** naissent de la queue de l'épididyme et se terminent à l'abouchement des vésicules séminales.

– **Les canaux éjaculateurs** naissent de l'union des vésicules séminales et des canaux déférents.

De très petite taille à la naissance, la prostate augmente de volume au cours de deux périodes de la vie.

– **Pendant la puberté** : le poids de la prostate augmente pour se stabiliser à l'âge adulte aux alentours de 15 g à 20 g.

– **Après 50 ans** : la prostate augmente de volume, progressivement et de manière continue, ce qui est à l'origine de troubles mictionnels.



*Figure I.3 : Situation et morphologie de la prostate [12].*

### I.3.2. Description de la fonction prostatique

La prostate n'a pas de fonction hormonale propre mais elle est hormono dépendante.

Son développement dépend de la stimulation par la testostérone (hormone produite par les testicules).

La prostate participe à la fonction reproductrice en sécrétant le liquide séminal.

Ce dernier est composé entre d'autres enzymes dont la phosphatase acide et la prostate specific antigen (PSA) qui participent à la liquéfaction du sperme.

La prostate participe à l'éjaculation au cours de l'orgasme, en se contractant.

L'urètre prostatique (partie de l'urètre qui traverse la prostate) est fermé à ses deux extrémités par un sphincter qui permet le stockage temporaire du sperme et son expulsion pendant l'éjaculation:

- **un sphincter lisse en haut** à commande involontaire dont la contraction réflexe empêche l'éjaculation rétrograde ;

- **un sphincter lisse strié en bas**, à commande volontaire permettant d'assurer la continence.

### **I.3.3. Histoire de la maladie**

Le cancer de la prostate est une transformation maligne des cellules glandulaires prostatiques qui acquièrent progressivement la capacité de se multiplier.

Il s'agit d'un adénocarcinome dans 95 % des cas (les autres formes, très rares, sont le carcinome à petites cellules, le sarcome).

On distingue 4 stades différents de cancer de la prostate selon la classification internationale TNM (cette classification prend en compte la taille de la tumeur [**T**], la présence ou non de cellules cancéreuses dans les ganglions [**N**], la présence ou non de métastases [**M**] :

- le cancer de la prostate localisé sans extension au-delà de la capsule prostatique.
- le cancer de la prostate localement avancé, qui s'étend au-delà de la capsule prostatique ou aux organes adjacents ; sans envahissement ganglionnaire ou métastatique à distance.
- le cancer de la prostate avec atteinte ganglionnaire pelvienne.
- le cancer de la prostate métastatique, avec une (ou plusieurs) métastase(s) à distance [13].

Les cancers de la prostate localisés sont classés en 3 sous-catégories en fonction de leur risque d'évolution selon la classification de D'Amico (cette classification prend en compte le stade TNM, le score de Gleason, la valeur du PSA [plus le stade est élevé, plus le PSA augmente rapidement]):

- le cancer de la prostate localisé à **faible risque:PSA <10 ng/ml** et score de Gleason  $\leq 6$  et stade clinique **T1c** ou **T2**.

- le cancer de la prostate à **risque intermédiaire** : **PSA compris entre 10 et 20 ng/mL** ou score de Gleason de 7 ou stade **T2b**.

- le cancer de la prostate localisé à **risque élevé** : **PSA > 20 ng/mL** ou score de Gleason  $\geq 8$  ou stade clinique **T2c** [14].

La progression tumorale semble liée au stade et au grade de la tumeur et des formes plus ou moins agressives de cancer ont été identifiées : les tumeurs peu différenciées histologiquement progressent au stade métastatique plus fréquemment et plus rapidement que les tumeurs bien différenciées.

Le délai moyen entre le diagnostic et l'apparition de métastases varie de 5 ans pour les scores de Gleason de 8 à 10, à plus de 15 ans pour les scores de Gleason de 2 à 4.

Le décès survient en moyenne 2 à 3 ans après l'apparition des métastases.

La progression de la tumeur vers le stade métastatique après 10 ans de suivi concerne moins d'1 sujet sur 5 (en fonction des caractéristiques tumorales).

#### **I.3.4. Facteur de risque du cancer de la prostate :**

L'âge avancé, l'origine ethnique, et les antécédents familiaux de **cancer** de la **prostate** sont des **facteurs** de risque individuels de **cancer** de la **prostate**.

Le poids, l'obésité et la taille sont également des **facteurs** de risque de survenue de **cancer prostatique**. Ce sont les seuls **facteurs** de risques avérés.

#### **I.3.5. Démarche diagnostique :**

##### **a. Le cancer de la prostate doit être recherché chez un homme symptomatique**

Chez un homme ayant une symptomatologie du bas appareil urinaire, le bilan de première intention comprend :

- Un interrogatoire avec une évaluation des troubles fonctionnels urinaires .

Les troubles fonctionnels urinaires étant le plus souvent, notamment après 50 ans, secondaires à une hypertrophie bénigne de la prostate, l'interrogatoire a pour objectif d'évaluer le degré de gêne liée aux symptômes du bas appareil urinaire et leur impact sur la qualité de vie ;

- Un toucher rectal afin de rechercher une augmentation de volume de la glande (le toucher rectal ne permet pas de connaître précisément son volume), d'évaluer la consistance de la prostate.

En cas de cancer de la prostate la consistance de la prostate est ferme ou dure, l'induration pouvant concerner la glande tout entière ou être simplement nodulaire.

Un toucher rectal suspect sera une indication à la réalisation de biopsies prostatiques échoguidées par voie transrectale, indépendamment de la valeur du PSA [15].

- Un dosage du PSA sérique total (prostate specific antigen ou antigène spécifique de la prostate), le PSA est une glycoprotéine de bas poids moléculaire sécrétée par les cellules de la prostate (à une concentration de l'ordre du g/ml).

Il est un des constituants du liquide séminal et son rôle est de fluidifier le sperme pour faciliter la mobilité des spermatozoïdes.

Sa production est liée au poids et à l'activité prostatique.

Une partie du PSA sécrété passe dans la circulation sanguine à une concentration très faible (de l'ordre du ng/ml).

Le PSA est augmenté en cas d'hypertrophie bénigne de la prostate, de prostatite et de cancer de la prostate.

Le PSA sérique total est la somme des deux formes du PSA : la forme dite liée ou complexée et la forme dite libre (non liée aux protéines, elle correspond à 30 % du PSA total).

La forme liée augmente en cas de cancer, la forme libre augmentant en cas d'hypertrophie bénigne de la prostate.

Le rapport PSA libre/PSA total tend à s'abaisser en cas de cancer mais la valeur seuil discriminante de ce rapport n'a pas été définie et validée.

- Un examen des urines (bandelette urinaire, culot urinaire, examen cytobactériologique des urines ou ECBU) qui permet de rechercher une hématurie, une leucocyturie, une infection urinaire.

### **b. L'examen de confirmation diagnostique du cancer de la prostate :**

#### **➤ les biopsies prostatiques [16]:**

Les biopsies prostatiques et l'examen anatomopathologique de tissus biopsies sont les examens par lesquels on affirme le diagnostic de cancer de la prostate.

Il s'agit d'un examen invasif qui peut être douloureux et avoir des complications.

**Indication :** Une série de biopsies prostatiques avec examen anatomopathologique des tissus biopsies sera proposée à tout homme chez qui une suspicion diagnostique de cancer de la prostate aura été évoquée sur la base de signes fonctionnels urinaires selon le schéma suivant :

-si le toucher rectal est anormal, une série de biopsies prostatiques sera effectuée, que la valeur du PSA sérique total soit normale ou  $> 4$  ng/ml ;

- si le toucher rectal est normal et la valeur du PSA sérique total est  $> 4$  ng/ml, la réalisation de biopsies prostatiques n'est pas systématique mais est conditionnée par une cinétique d'évolution du PSA qui s'élève régulièrement lors de plusieurs contrôles successifs.

### I.3.6. Traitement du cancer de la prostate :

Les options de traitement varient selon extension tumorale, le score de Gleason, l'âge du malade, son taux de PSA, ses troubles urinaires éventuels.

- la chirurgie,
- la radiothérapie (radiothérapie externe et radiothérapie interne ou curiethérapie)
- la surveillance active (consiste en une surveillance de l'évolution de la maladie sans intervention médicale),
- l'hormonothérapie,
- la chimiothérapie, plus rarement, peut également être utilisée.

D'autres techniques moins répandues, sont également proposées : le traitement par ultrasons focalisés de haute intensité, et la photothérapie dynamique.

- Les cancers à **faible risque** (stade T1 à T2a et score histologique de Gleason $<6$  et PSA $<10$ ) : le traitement par radiothérapie exclusive est un standard de même que la chirurgie si l'espérance de vie du patient est supérieure à dix ans ;

- Les cancers à **risque intermédiaire** (stade T2b ou score histologique de Gleason=7 ou PSA compris entre 10 et 20) : La radiothérapie associée à une hormonothérapie courte ou la chirurgie sont des standards thérapeutique ;

- les cancers à **haut risque** (stade T2c à T3/T4 ou score de Gleason $>7$  ou PSA $>20$ ) : le traitement de référence associe une radiothérapie à une hormonothérapie longue de deux ans minimum.

### I.3.6. Mobilité de la prostate :

#### I.3.6.1. Origine de la mobilité de la prostate :

La prostate est animée de mouvements aléatoires liés à son contact avec les organes qui l'entourent ce qui rend difficile le contrôle et la prédiction de ces mouvements. Des essais de modèles ont été proposés avec un degré de similarité avec le modèle humain acceptable.

Cependant, ces modèles ont leur limite et ne permettent pas de prédire totalement les mouvements et déformations de la prostate.

Dans la littérature, la mobilité de la prostate a fait l'objet de nombreuses études.

Parmi les causes de mobilité de la prostate, nous notons :

- L'état de réplétion du rectum : principal facteur.
- L'état de réplétion de la vessie : moindre impact.
- La toux, la respiration.
- le péristaltisme intestinal.
- le degré de contraction des muscles pelvien.
- la position et les mouvements des membres inférieurs.

**Conclusion :**

Le but recherché est d'obtenir le meilleur contrôle de la maladie en produisant le minimum d'effets secondaires liés au traitement.

La radiothérapie externe est l'un des moyens les plus souvent utilisés.

Les deux techniques actuelles sont la radiothérapie conformationnelle et la radiothérapie volumétrique avec modulation d'intensité guidée par l'image.

## *Chapitre II*

# *Notions de radiobiologie et grandeurs en radiothérapie*

### Introduction :

Les radiations ionisantes sont des rayonnements constitués par des flux de particules en mouvement de nature et de vitesse variées et capables de créer des ions dans la matière qu'ils traversent.

Les radiations ionisantes sont utilisées en médecine du fait de leur capacité à entraîner une destruction cellulaire relativement sélective.

L'effet biologique est directement lié à la dose absorbée.

### II.1. La dose absorbée : grandeur dosimétrique [1, 2, 5] :

Lorsqu'un volume est exposé à un flux de rayonnement ionisant, les particules ionisantes interagissent avec la matière pour déposer une partie de leur énergie dans ce volume.

La dose absorbée est une grandeur physique qui ne prend pas en compte les effets des rayonnements ionisants sur les tissus ni le fractionnement de l'irradiation.

Les prescriptions médicales pour les traitements de radiothérapie sont exprimées en dose absorbée par fraction.

L'énergie moyenne impartie  $\epsilon$  à la matière de ce volume est donnée par la relation (I.1) :

$$\epsilon = R_{in} - R_{out} + \Sigma Q \quad (\text{II.1})$$

Où :

**R<sub>in</sub>** : l'énergie radiante incidente, somme des énergies (hors énergie de masse) de toutes les particules ionisantes pénétrant le volume.

**R<sub>out</sub>** : l'énergie radiante sortant du volume.

**$\Sigma Q$**  : la somme de toutes les modifications de l'énergie de masse.

L'énergie moyenne impartie s'exprime en **Joule (J)**.

La dose absorbée est définie comme le quotient de l'énergie moyenne impartie à ce volume par la masse du volume est donné par la relation :

$$D = \epsilon / m \quad (\text{II.2})$$

Avec :

**D** : la dose absorbée par le volume,  **$\epsilon$**  l'énergie moyenne impartie (J) et **m** la masse du volume (kg).

La dose absorbée s'exprime en Gray (**1Gy = 1J/kg**).

### **II.2. L'effet de la dose absorbée sur les tissus :**

#### **II.2.1. L'impact radio biologique :**

Le nombre de dommages causés au sein d'une cellule par les rayonnements ionisants est directement lié à la dose absorbée.

Les effets biologiques des rayonnements ionisants sont essentiellement dus aux dommages causés à l'ADN des cellules bien que des dommages sur d'autres sites cellulaires puissent entraîner la mort cellulaire.

Les dommages au niveau de l'ADN peuvent être produits suivant deux voies : les dommages directs et les dommages indirects [3].

##### **➤ Les dommages directs**

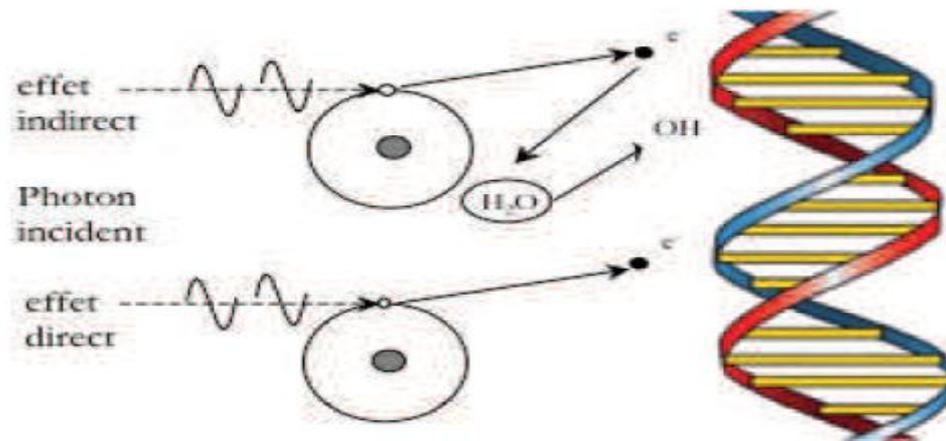
L'action directe se caractérise par l'interaction d'une particule chargée ou non avec un atome de l'ADN.

L'énergie absorbée entraîne la libération d'un électron secondaire qui va directement interagir avec l'ADN de la cellule et engendrer des lésions de l'ADN.

##### **➤ Les dommages indirects**

Ce sont ceux produits par les radicaux issus des interactions du rayonnement avec le milieu biologique.

Nos cellules sont composées de 80 % d'eau. L'action indirecte des radiations ionisantes sur les molécules est induite par les produits de la radiolyse de l'eau cellulaire voir (figure II.1).



*Figure II.1 : Lésions de l'ADN par effets direct et indirect faisant intervenir les produits de la radiolyse de l'eau.*

### II.2.2.L'effet recherché en radiothérapie :

La dose absorbée à la tumeur doit être suffisamment grande pour assurer sa stérilisation avec une dose absorbée aux structures avoisinantes minimale pour les préserver. L'objectif d'un traitement par radiothérapie repose donc sur un compromis **efficacité/toxicité**.

#### ➤ L'effet différentiel entre tumeur et tissus sains

L'effet différentiel entre tumeur et tissus sains, reporté dès les années 1920-1930 par les professeurs Regaud et Coutard, est à la base de l'utilisation des rayonnements ionisants.

Il repose sur le principe que l'effet des rayonnements ionisants est plus important sur les cellules tumorales que sur les cellules normales. Cet effet différentiel est dû à la capacité des cellules à réparer ou non les cassures d'ADN.

Cet effet différentiel peut être augmenté en modifiant le fractionnement, et donc en modifiant la dose absorbée ou en ajoutant une chimiothérapie dite concomitante, modulant ainsi la radiosensibilité des cellules tumorales.

L'évolution des connaissances de la biologie des tumeurs et les progrès technologiques facilite l'identification des sites tumoraux résistants aux radiations. La radiothérapie devient alors « **adaptative** », guidée par la biologie [4].

## II.3. Les grandeurs et concepts utilisés en radiothérapie :

### II.3.1. Principes physiques :

Les principes physiques d'intérêt en radiothérapie externe utilisant des faisceaux de photons sont les interactions des photons provenant de l'accélérateur médical dans les tissus du patient et dans les éléments composant la tête de l'accélérateur.

## Chapitre II Notions de radiobiologie et grandeurs en radiothérapie

Ces interactions sont à l'origine des dommages « directs » à l'ADN et de la radiolyse de l'eau responsables des effets sur les tissus biologiques.

La probabilité de survenue de ces interactions dépend à la fois de l'énergie du photon incident et de la nature de la matière cible qui est caractérisée par son numéro atomique  $Z$ .

**L'effet photoélectrique** concerne les photons de faible énergie (énergie inférieure à 100 keV).

Cette interaction correspond à une absorption complète du photon incident qui transmet la totalité de son énergie à un électron du cortège qui est alors éjecté.

**L'effet Compton** est l'interaction photon-matière prédominante pour les énergies des photons utilisés pour les faisceaux de radiothérapie.

Dans ce cas, le photon incident interagit avec un électron du milieu lui cédant une partie de son énergie. L'électron est alors éjecté et le photon est diffusé avec une énergie inférieure c'est-à-dire que sa trajectoire est déviée.

Finalement, **la création de paires** est une interaction engendrant la création d'un couple électron positron à partir d'un unique photon énergétique. Cette réaction se produit pour des photons d'une énergie minimale de 1,022 MeV, soit le double de l'énergie de masse au repos d'un électron (511 keV). Les électrons générés par les interactions des photons dans la matière vont ensuite transférer leur énergie par collisions avec les électrons du milieu générant l'excitation et l'ionisation de la matière.

### II.3.2. Grandeurs caractérisant les dépôts d'énergie :

Les grandeurs utilisées pour la dosimétrie des rayonnements ionisants ont été définies dans le rapport 83 [5] de l'ICRU [ICRU, 2010].

#### II.3.2.1. Fluence :

La fluence  $\Phi$  est une grandeur caractérisant les faisceaux de particules. La fluence en un point est le quotient du nombre total de particules  $dN$  traversant la sphère élémentaire centrée sur ce point, par la surface  $dS$  de la section diamétrale. Elle s'exprime en  $m^{-2}$  et est calculée selon l'équation (II.3).

$$\Phi = \frac{dN}{dS} \quad (II.3)$$

#### II.3.2.2. Kerma :

Le Kerma (Kinetic Energy released per Unit MAAss) est une grandeur macroscopique caractéristique des interactions des particules indirectement ionisantes c'est-à-dire des

## Chapitre II Notions de radiobiologie et grandeurs en radiothérapie

particules non chargées. Elle représente l'énergie transférée aux électrons secondaires par les particules indirectement ionisantes par unité de masse (équation (II.4)). Cette grandeur s'exprime en J.kg-1 ou gray (Gy).

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (II.4)$$

### II.3.2.3. Biologically Effective Dose (BED)

La dose efficace biologique ou BED [6] [Jones *et al.*, 2000] est une grandeur basée sur la dose absorbée qui permet de prendre en compte en radiothérapie le régime de fractionnement utilisé pendant le traitement de radiothérapie et la radiosensibilité des tissus biologiques.

Ce concept s'appuie sur le modèle de survie cellulaire linéaire quadratique [7] [Rossi and Kellerer, 1972]. Ce modèle décrit la survie cellulaire selon l'équation (II.5) :

$$S = e^{-(\alpha D + \beta D^2)} \quad (II.5)$$

Où  $S$  est la probabilité de survie cellulaire,  $\alpha$  représente la probabilité d'un événement létal pour la cellule,  $\alpha$  la probabilité de survenue d'un événement sublétaux et  $D$  la dose absorbée par les cellules. Le rapport  $\frac{\alpha}{\beta}$  correspond à la dose pour laquelle la mort cellulaire est due en proportion égale aux dommages létaux et à l'accumulation de dégâts sublétaux.

Ce rapport est spécifique de chaque tissu et dépend de ses propriétés biologiques de réparation.

La BED, exprimée en gray (Gy), est alors calculée comme suit (équation (II.6)) :

$$BED = nD \left( 1 + \frac{D}{\bar{\alpha}} \right) \quad (II.6)$$

## **Chapitre II Notions de radiobiologie et grandeurs en radiothérapie**

---

Où  $n$  est le nombre de fractions du traitement et  $D$  la dose délivrée pour une fraction du traitement. Cette grandeur est utilisée en clinique pour optimiser la dose par fraction et le nombre de fractions par rapport aux effets sur les tissus biologiques.

### **II.3.2.4. Dose équivalente et dose efficace**

Dans le domaine de la radioprotection, les doses absorbées exprimées en gray (Gy) sont converties en dose équivalente conventionnellement notée  $H$  et en dose efficace  $E$ . Ces deux grandeurs sont exprimées en sievert (Sv).

La dose équivalente permet de prendre en compte l'effet radiologique des particules par un facteur caractéristique des rayonnements mis en jeu noté  $W_R$ . La dose efficace est basée sur la dose équivalente mais considère en plus la radiosensibilité spécifique à chaque organe en appliquant un facteur de pondération tissulaire noté  $W_T$  [8][CIPR 60, 1991 ; CIPR 92, 2003 ; CIPR 103, 2007].

### **Conclusion**

La traversée de la matière par un faisceau de particules aboutit à un dépôt d'énergie dans cette matière. En radiothérapie, qui implique un faisceau de photons ou les électrons, le but de la dosimétrie est d'évaluer quantitativement cette énergie absorbée afin de déterminer les effets des traitements sur les tissus sains et les tissus tumoraux.

Dans le cadre de ce mémoire, nous nous sommes intéressés par des faisceaux de photons dans la radiothérapie externe.

## *Chapitre III*

# *Radiothérapie externe et contexte technique de l'étude*

### Introduction :

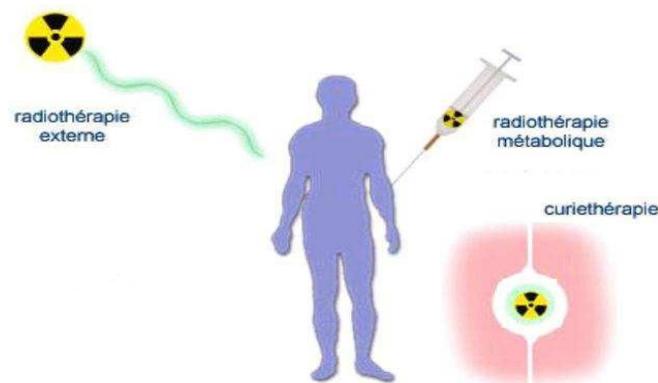
Dans ce chapitre, nous posons le contexte de l'étude en rappelant succinctement le principe de la radiothérapie externe avec modulation d'intensité et plus particulièrement celui du VMAT. Nous présentons également le contexte technique de l'étude en présentant la chaîne de traitement utilisée.

### III.1. La radiothérapie : histoire et définition

Plusieurs méthodes de traitement existent contre le cancer, comme la chimiothérapie, la chirurgie et enfin la radiothérapie. Cette dernière méthode est prescrite chez plus de la moitié de la population cancéreuse [1], et représente, avec la chirurgie, le traitement le plus utilisé, promettant jusqu'à une rémission totale à elle seule.

La radiothérapie peut être interne (la source de radiations est insérée directement dans le corps du patient afin d'être en contact avec la tumeur) ou externe (les radiations sont envoyées depuis l'extérieur du corps) voir figure (III.1).

Cette étude se concentre sur la radiothérapie externe.



*Figure III.1 : Trois modes de radiothérapie.*

En radiothérapie externe, un faisceau de particules radioactives est envoyé en direction de la tumeur du patient, afin de détruire les cellules cancéreuses et d'empêcher leur prolifération.

La radiothérapie par émission de photons est apparue dans les années 1940, avec l'invention des accélérateurs linéaires comme source de rayonnements radioactifs [2].

Plusieurs travaux montrent alors que les rayons X sont capables de détruire les cellules cancéreuses, et ont donc des propriétés prometteuses, mais avec de nombreux effets secondaires sur les tissus environnants [3].

En effet, ce rayonnement a le désavantage de détruire également les tissus sains qu'il traverse avant d'atteindre sa cible.

Or, selon la position de la tumeur, ces tissus sains peuvent appartenir à des organes vitaux tels que le cœur, les poumons ou autre.

Ainsi, le principal défi de la radiothérapie est d'arriver à délivrer un maximum de radiations dans la tumeur tout en évitant les organes à risque environnants, dans le but de limiter tant que possible les effets secondaires et d'améliorer la qualité de vie des patients après le traitement.

La radiothérapie s'est depuis perfectionnée dans ce sens, avec le développement des techniques d'imagerie connues actuellement, qui permettent de mieux visualiser les tumeurs [4].

L'apport de nouveaux dispositifs aux machines ont également permis d'apporter plus de précision dans les rayonnements envoyés, amenant ainsi à des résultats de plus en plus encourageants [5].

Les effets secondaires liés à ce type de traitement ont depuis été considérablement réduits.

Ces améliorations sont notamment prouvées pour des cas de cancers divers où la qualité de vie est suivie sur plusieurs années après le traitement [6–7].

Limiter les effets secondaires afin d'améliorer la qualité de vie des patients est au cœur des objectifs dans les avancées en radiothérapie et également de ce mémoire.

## **III.2. De la radiothérapie conformationnelle à l'arc thérapie**

### **dynamique :**

#### **III.2.1. Radiothérapie externe [8]:**

Utilise des sources de rayonnements ionisants externes au patient pour traiter de manière ciblée volume cible (VC).

L'évolution de la radiothérapie poursuit deux buts concurrents : **augmenter** la dose délivrée aux volumes cibles afin d'améliorer le contrôle local de la maladie et **diminuer** la dose reçue par les tissus sains afin de limiter les effets secondaires indésirables.

La dose est la quantité d'énergie absorbée par unité de masse, elle s'exprime en Gray

(Gy) avec l'équivalence de **1 Gy égal à 1 J/kg**.

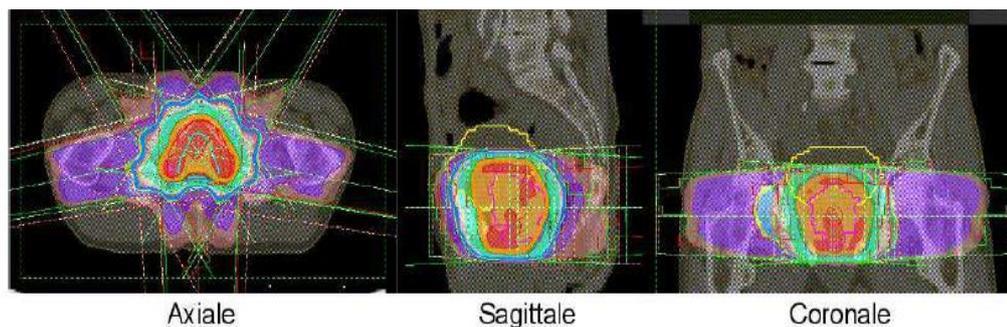
### III.2.1.1. La radiothérapie conformationnelle trois dimensions :

La radiothérapie conformationnelle se définit par une délivrance de la dose suivant la forme de la tumeur ou plus généralement du volume cible [9].

Un traitement par 3D-CRT débute par la création de structures anatomiques par contourage ou segmentation (comprenant les tumeurs et les organes à risque) en trois dimensions dans un TPS à partir des images acquises par le tomodynamomètre.

Une fois la tumeur définie, son volume se projette dans la vue de la source (Beam-Eye-View) permettant ainsi d'ouvrir les lames pour irradier la tumeur tout en fermant les lames pour protéger les organes à risques.

Le nombre et l'orientation des faisceaux étaient définis selon une méthode de planification directe (figure III.2).



*Figure III.2 : Illustration sur les faisceaux et de la distribution de dose.*

La planification était orientée de façon à optimiser l'homogénéisation dosimétrique dans les volumes cibles.

L'homogénéisation de la dose aux volumes cibles dépend de plusieurs facteurs :

- l'énergie, l'incidence et le nombre de faisceaux.
- la répartition des pondérations.
- l'utilisation de modificateurs (filtres, compensateurs).
- la pénombre dosimétrique (liée à la qualité du faisceau et la collimation).
- les épaisseurs traversées.
- les densités des tissus.
- les marges dosimétriques (liées aux incertitudes de position des volumes cibles).

-Les positions des lames du collimateur dessinent une surface supérieure à la surface du volume à l'isocentre, vue de la source.

La position des lames est fixée par le logiciel en repérant le croisement entre la lame et le bord du volume cible et en ajoutant une marge (liée à la pénombre du faisceau, aux mouvements de la cible et aux incertitudes de repositionnement).

Le nombre d'unités du moniteur, souvent mentionné comme « **unités moniteur** », ou **UM**, par abus de langage, est le paramètre qui relie l'étalonnage absolu de l'accélérateur linéaire à l'application des doses au patient [10].

Lors de l'étalonnage absolu de l'accélérateur, le nombre d'UM nécessaire pour délivrer 1 Gy est alors déterminé.

Le nombre d'UM de chaque faisceau dépend de tous ces éléments mais aussi de la prescription de la dose. L'ICRU 83 recommande d'optimiser les paramètres physiques afin d'atteindre un objectif d'homogénéisation à l'intérieur du volume à traiter [11].

Il est recommandé d'obtenir une distribution de dose au volume cible planifié entre **95%** et **107%** de la dose prescrite.

### III.2.1.2. La radiothérapie par modulation d'intensité des faisceaux (IMRT) ;

En 1994, les collimateurs multi-lames (MLC) ont été développés [12,13] dans le but de cibler au mieux les tissus cancéreux en évitant les organes à risque environnants.

Ce sont des structures constituées de plusieurs fines lames de tungstène indépendantes, dont la position peut être adaptée pour produire une géométrie spécifique, modulant le faisceau radioactif à sa sortie de l'accélérateur de particules.

Ces dispositifs sont alors adoptés pour leur efficacité en modulation des rayonnements, donnant naissance à une nouvelle forme de radiothérapie : la radiothérapie par modulation d'intensité (IMRT) [14].

En IMRT, l'émission des radiations s'arrête à plusieurs reprises sur des angles spécifiques pour traiter la tumeur depuis plusieurs directions.

Pour chaque angle, tous les paramètres du rayonnement sont ajustés et entre ces angles, aucun rayonnement n'est émis.

Cette technologie, inhérente au dispositif MLC, a été étudiée dans plusieurs travaux depuis 1994 [15,16] et améliore alors la qualité des traitements.

Elle est encore largement utilisée dans de nombreux établissements hospitaliers.

➤ **Modulation d'intensité par faisceaux stationnaires :**

Pour les techniques de RCMI par faisceaux stationnaires, le bras de l'accélérateur reste fixe pendant l'irradiation.

En général de cinq à douze faisceaux sont utilisés, ces faisceaux ont différents angles d'incidence convergeant vers un même point.

Chaque faisceau est subdivisé en un certain nombre de segments plus petits contribuant chacun à la fluence du faisceau ; la somme de chacun des segments crée la modulation de la fluence.

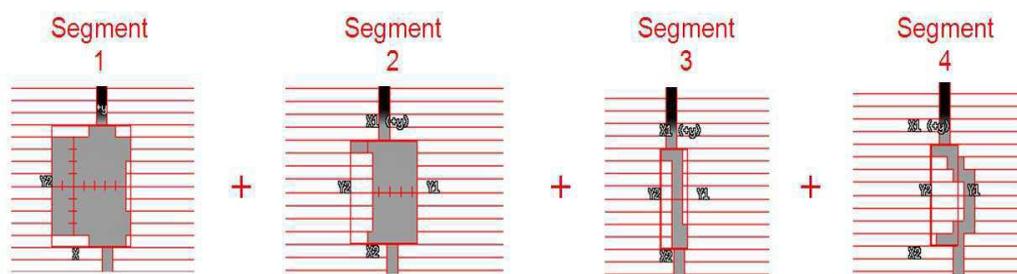
La forme des segments est réalisée par les lames du collimateur multi-lames (MLC) et chaque segment possède sa propre pondération en dose : un certain nombre d'UM est associé à chaque segment.

Deux modes de délivrance des segments existent : **le mode statique** pour la technique S&S et **le mode dynamique** pour la technique SW.

**En RCMI type S&S**, l'irradiation se fait de manière séquentielle (figure III.3): entre deux irradiations successives les lames du collimateur se déplacent pour définir une nouvelle forme de champ à laquelle est associée un certain nombre d'UM à délivrer.

Le champ d'irradiation est décomposé en segments d'irradiation dont le nombre est fonction des contraintes de modulation du faisceau, de 2 à 20 segments par faisceau selon la localisation tumorale à traiter et les contraintes imposées.

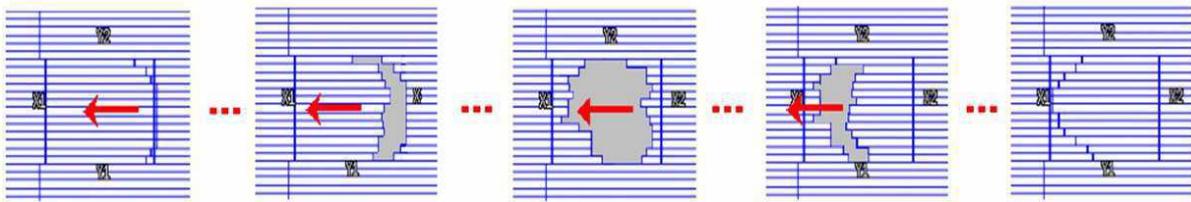
En RCMI, la dose de rayonnement peut être délivrée soit par des faisceaux stationnaires, ce sont les techniques nommées « Step and Shoot » (S&S) et « Sliding Window » (SW).



**Figure III.3 : Exemple de faisceau possédant 4 segments en technique de RCMI type S&S**

**En RCMI type SW**, l'irradiation se fait en continu simultanément au déplacement continu des lames figure (III. 4).

Les lames partent d'une situation de fermeture totale d'un côté du champ puis un balayage en continu des lames est réalisé pour arriver à une situation de fermeture totale de l'autre côté du champ.



*Figure III.4: Exemple de faisceau modulé délivré en mode « Sliding Window ».*

Le nombre de faisceaux stationnaires utilisés est fonction du niveau des contraintes de doses imposées aux volumes cibles, aux OAR et aux tissus sains au voisinage de la tumeur.

Plus les volumes cibles présentent une ou des concavités importantes et une proximité des organes à risque, plus le nombre de faisceaux nécessaires pour réaliser une bonne conformation de la distribution de dose au volume cible augmente.

Ainsi par exemple dans le cas du traitement de la prostate par RCMI, cinq faisceaux modulés quasiment équi-répartis permettent une bonne conformation de la dose au volume cible et une bonne épargne des organes à risque, l'augmentation du nombre de faisceaux n'apportant pas d'amélioration majeure.

Par contre dans le cas du traitement de la sphère ORL qui présente de fortes concavités et une proximité de nombreux OAR, sept à neuf faisceaux modulés sont nécessaires pour obtenir une bonne homogénéité de la dose au volume cible et une bonne protection des OAR, dont les principaux sont la moelle, le tronc cérébral et les parotides.

L'augmentation du nombre de portes d'entrée entraîne une augmentation du temps de délivrance du traitement qui peut-être néfaste pour la qualité du traitement en raison des mouvements potentiels du volume à irradier.

La planification en RCMI se fait selon la méthode dite de planification inverse voir figure (III.5).

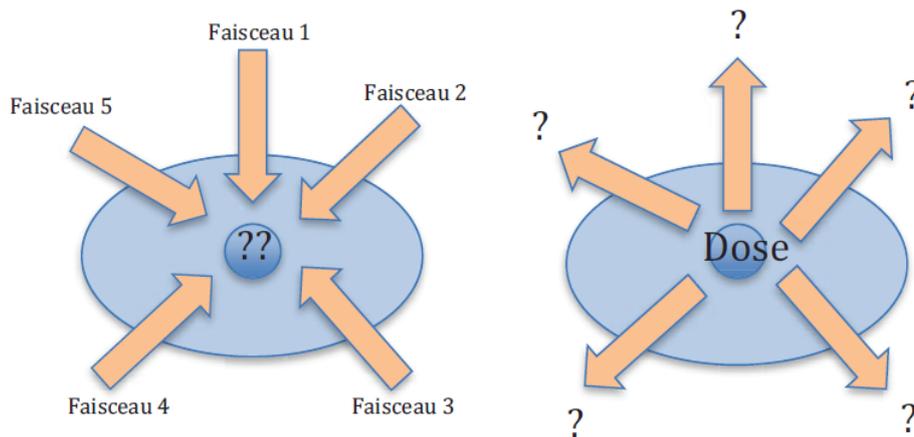
En radiothérapie conventionnelle, la distribution de dose optimale est déterminée à partir d'une configuration donnée de faisceaux.

A l'inverse en RCMI, la dose qui doit être délivrée au volume cible et les doses maximales autorisées sur les différents organes à risque sont décidées.

A partir de ces données, le logiciel de planification (TPS, Treatment planning system) détermine quelle distribution de fluence est optimale pour parvenir à une distribution de dose.

Il permet de calculer la répartition de la dose à l'intérieur de l'organisme à l'aide d'algorithmes de calcul.

La figure (III.5) représente schématiquement le concept de planification inverse.



**Figure III.5 : Représentation schématique des 2 concepts de planification inverse et direct.**  
à gauche, planification conventionnelle ; à droite, planification inverse.

### III.2.1.3. La Thérapie par Arcs avec Modulation Volumétrique (VMAT)

La forme de radiothérapie la plus développée est la radiothérapie VMAT (Volumetric Modulated Arc Therapy).

Cette technologie émet des radiations en une seule rotation du portique autour du patient.

La forme et l'intensité sont modulées en continu au cours du mouvement.

La VMAT s'est premièrement développée en 1995 sous le terme d'IMAT (Intensity Modulated Arc Therapy) [17].

Toutefois, elle n'a pu être implantée dès lors, par manque d'algorithmes robustes capables de produire des plans de traitements sur ce type de rotation.

En 2008, cette approche refait surface, notamment grâce à l'apparition des logiciels RapidArc (Varian) et SmartArc (Philips) de planification de traitement relançant la recherche sur le sujet [18].

La technologie est dorénavant plus communément nommée VMAT dans la littérature.

Cependant, les travaux se dirigeront plus vers des avancées dans des algorithmes permettant de valider l'efficacité des traitements fournis par des logiciels existants, plutôt que d'en proposer de nouveaux.

Plusieurs études ont montré que la VMAT, pour une méthode de planification identique à l'IMRT, permet de réduire le temps de traitement en conservant une qualité du dosage comparable [19,20].

Des travaux montrent ainsi qu'en réduisant le temps de traitement, il est possible de réduire la durée des créneaux alloués sur la machine et donc d'augmenter le flux des patients dans la clinique [21].

Cette technologie présente donc des intérêts dans l'optimisation du flux de patients dans les hôpitaux.

En plus d'un intérêt logistique pour les hôpitaux, ce gain de temps de traitement permet également de mieux détruire les cellules visées, en envoyant la dose sur des fractions de temps plus réduites et donc plus intenses [22].

Enfin, selon certaines études la VMAT présente également une meilleure efficacité de traitement que l'IMRT, en ce qu'elle atteint autant la zone cible, mais en préservant mieux les tissus sains environnants [23,24].

Cet avantage est toutefois contrebalancé par l'apparition d'un "low-dose bath", c'est à dire une distribution de faible dose de radiation dans l'ensemble du patient, du fait de la continuité d'émission des radiations.

Ce désavantage impliquerait notamment un risque accru de développement de nouveaux cancers par le patient traité.

Cette méthode est déjà implantée pour une utilisation en hôpital et les objectifs actuels sont de développer des méthodes de planification permettant de réduire les durées des traitements.

Cette technique est connue commercialement sous les appellations VMAT (Elekta, Stockholm, Suède), Rapid Arc (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA) ou Smart Arc (Philips Healthcare, Andover, MA).

Le tableau III.1 récapitule les paramètres variables en fonction de la technique de radiothérapie mise en œuvre.

Technique de RCM	Bras	Débit de dose (UM/Degré)	Lames (MLC)	Diaphragmes (Mâchoires X et Y)	Rotation Collimateur	Table
« Step and Shoot »	Statique	Constant	Statiques	Statiques	Statique	Statique
« Sliding Window »	Statique	Constant	Déplacement en continu à vitesse variable	Mobiles à vitesse variable	Statique	Statique
VMAT	Mobile à vitesse variable	Variable	Déplacement à vitesse variable	Mobiles à vitesse variable	Statique ou Mobile	Statique

**Tableau III.1: Paramètres variables pendant l'irradiation pour un accélérateur Varian en fonction de la technique Radiothérapie mise en œuvre.**

### **III.3.Contexte technique de l'étude :**

La chaîne de traitement en radiothérapie est composée de plusieurs éléments :

- d'un scanner pour l'acquisition des données morphologiques 3D du patient et des données qualitatives des tissus dont les densités électroniques,
- d'un système pour réaliser une simulation virtuelle du traitement, comprenant un logiciel et un système de lasers mobiles,
- d'une station de planification dosimétrique nommée TPS pour Treatment Planning

System comprenant le logiciel de planification qui va simuler le dépôt de la dose dans le patient par l'intermédiaire d'un algorithme de calcul de dose.

Ce logiciel permet ensuite la visualisation de la distribution de la dose dans le patient,

- d'un système informatique appelé « Record and Verify » (R&V) qui contient l'ensemble des éléments propres à la prescription technique pour la délivrance du traitement par l'accélérateur.

Cette prescription est transmise depuis le TPS et est transférée à l'appareil de traitement.

Le R&V enregistre et contrôle la délivrance de la dose,

- d'un accélérateur linéaire d'électrons intégrant un collimateur multi-lame (MLC),
- de systèmes d'imagerie embarqués sur l'accélérateur pour le contrôle du

positionnement du patient sous l'appareil de traitement.

Ces systèmes d'imagerie possèdent un couple composé d'un tube RX et d'un détecteur.

Ils offrent la possibilité d'acquérir des images par projections coniques du faisceau RX nommées 2DKV et des images 3D nommées CBCT (Cone Beam Computed Tomography).

La qualité du traitement du patient dépend de chaque maillon de la chaîne de traitement. Il est essentiel de bien appréhender le rôle joué par chacun des éléments sur la qualité du résultat et de les expertiser afin d'être en mesure d'optimiser les performances de la technique.

#### **III.3.1 La structure technique du VMAT : présentation des éléments de la chaîne de traitement :**

La chaîne de traitement sur laquelle la technique VMAT a été expertisée dans le cadre de ce mémoire est présentée dans la figure (III.6).

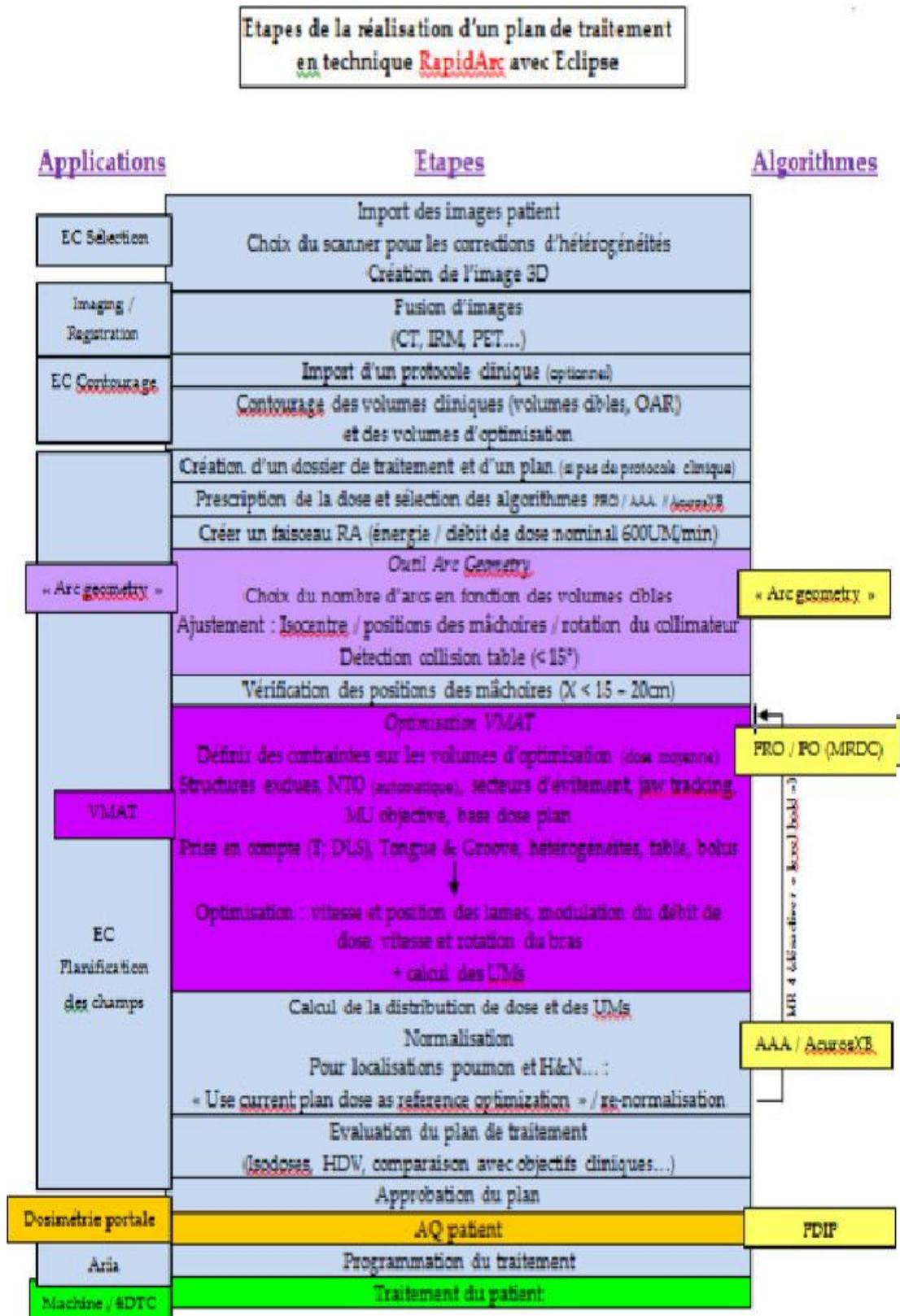


Figure III.6: Schéma de la chaîne de traitement utilisée dans le cadre de l'étude [25].

### III.3.1.1. Les systèmes de planification des traitements :

Les TPS sont utilisés en clinique pour calculer les doses prévisionnelles au patient qui sont le fruit d'une optimisation par rapport aux objectifs cliniques.

Le logiciel génère également la définition des faisceaux pour délivrer ces doses (UM, orientation...).

Pour effectuer le calcul de dose, des modèles de calcul de dose sont intégrés dans les TPS avec un compromis entre exactitude et rapidité de calcul.

#### ➤ Algorithme de calcul de dose pour la technique VMAT

Les données d'entrée des algorithmes de calcul de dose des TPS sont, d'une part, des données de base relatives à l'accélérateur qui peuvent être des mesures et/ou une modélisation de faisceaux et, d'autre part, des données relatives au patient telles que des données anatomiques ou fonctionnelles.

Ce sont les images CT qui sont utilisées comme géométrie pour le calcul final de la dose.

En effet, elles permettent de considérer les hétérogénéités voxel par voxel car elles renseignent sur l'atténuation des tissus à travers une cartographie des unités Hounsfield (UH) selon l'équation (III.1).

$$UH = \frac{\mu(\text{tissu}) - \mu(\text{eau})}{\mu(\text{eau})} * 1000 \quad (\text{III.1})$$

Où

$\mu$  (cm-1) est le coefficient d'atténuation linéique spécifique à chaque tissu.

### III.3.1.2. L'accélérateur linéaire d'électrons : Vrian/Trilogy

L'accélérateur linéaire d'électrons utilisé pour cette étude est un accélérateur Varian type Linac installé en Mars 2017.

Il possède deux énergies photons de 6 MV et 18 MV.

Le tableau III.2 détaille les caractéristiques des paramètres variables en VMAT de l'accélérateur.

La délivrance des traitements par l'accélérateur est pilotée par un système de contrôle de la délivrance nommé « 4D » .

Le plan de traitement est généré par le TPS puis il est exporté via un fichier DICOM RT (Digital Imaging and Communications in Medicine RadioTherapy) plan au système R&V.

En VMAT, ce fichier contient pour chaque arc le détail des positions des lames et des mâchoires associées et au nombre d'UM cumulé pour un angle du bras donné.

Le plan de traitement est ensuite transmis par le R&V au 4D de l'accélérateur pour sa réalisation.

Le but de cette optimisation est une délivrance du traitement de façon homogène et le plus rapidement possible.

La 4D détermine la meilleure combinaison débit de dose et vitesse de rotation du bras en fonction du nombre d'UM à délivrer et de l'amplitude de déplacement des lames afin de minimiser le temps de délivrance.

L'accélérateur linéaire utilisé de société Varian de type Trilogy Rapid Arc, équipé d'un MLC millenium à 120 lames, a été utilisé pour le traitement par des arcs de photons énergie 6MV ont été appliqués aux plans de traitement.

On utilisant le système de planification de traitement **Eclipse (v 13.7.16)**.

Dans le cadre de la planification inverse, le processus d'optimisation a été réalisé à l'aide de l'algorithme **PO (Photon Optimiser)**.

Les points de contrôle décrivent la vitesse du bras, le débit de dose, le temps de livraison total et la vitesse de déplacement des lames.

Paramètres variables de l'accélérateur en mode Rapid arc	Valeurs
Débit de dose	0 à 600 UM/min
Vitesse maximale du bras	4,8 degrés / s
Vitesse minimale du bras	0.5 degrés / s
la vitesse de mouvement MLC	2,5 et 3 cm/sec

**Tableau III.2 : Descriptif technique des paramètres variables en mode Rapid arc pour notre accélérateur type Varian/Trilogy.**

Trois niveaux de contrôle existent pour assurer la qualité de la délivrance par l'accélérateur :

➤ Le premier niveau enregistre et vérifie les prescriptions reçues depuis le R&V; il contrôle que les paramètres de l'accélérateur sont en accord avec ceux prescrits.

➤ Le deuxième niveau de contrôle vérifie l'accord entre la position des lames, des mâchoires et du bras par rapport à la dose délivrée toutes les **40 ms**.

➤ Le troisième niveau contrôle le bon fonctionnement des deux premiers. Si des écarts sont constatés, ce troisième niveau de contrôle stoppe la délivrance.

### **III.3.1.3 Mâchoires et collimateur multi-lames (CML):**

Les CML permettent de réaliser des champs d'irradiation avec des formes complexes adaptées aux contours des volumes cibles.

L'évolution de la capacité informatique des stations de travail qui les pilotent et les contrôlent, l'évolution des systèmes de planification et la faisabilité de la technologie ont permis ces dernières années d'accroître le nombre de lames, tout en diminuant leurs épaisseurs. Il dispose, pour l'accélérateur Varian, de 120 lames inter digitalisées (entrecroisement des lames).

L'épaisseur projetée à l'isocentre est de 5 mm sur un grand champ en partie centrale.

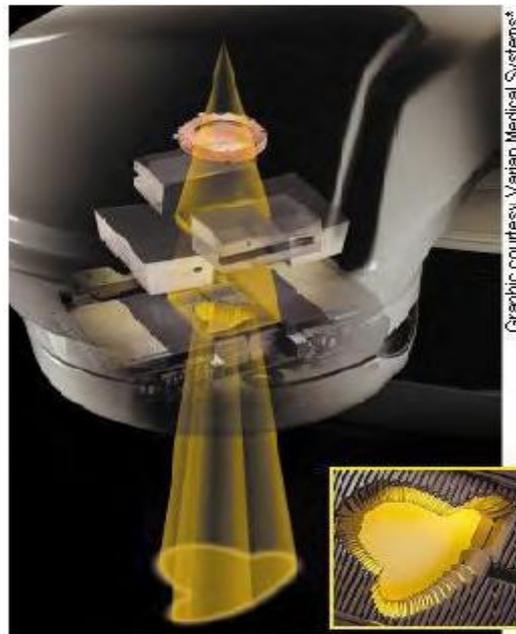
Le champ est de 40 x 40 cm, avec au centre des lames d'une épaisseur de 5 mm sur un champ de 20 x 40 cm, et sur les bords des lames d'une épaisseur de 10 mm.

La vitesse maximale des lames pendant un arc se situe entre 2,5 et 3 cm/sec, en moyenne 2,76 cm/sec.

Le MLC est un des paramètres variables qui participe à la modulation de la dose en VMAT et c'est l'élément majeur qui réalise la collimation variable du faisceau.

Les MLC de la société Varian intégrés à la tête de l'accélérateur.

La collimation du faisceau est réalisée par un système standard de collimation primaire puis par un système de collimation mobile spécifique au plan de traitement d'un patient qui est constitué d'un collimateur multi-lames (MLC) et de diaphragmes voir (figure III.7).



*Figure III.7. Collimateur multi-lames (MLC) Varian (120 lames).*

#### III.3.1.4 Rotation du bras :

La vitesse maximale théorique de rotation du bras est de 1 arc en 1 min. L'optimisation sous Eclipse prévoit de ne ralentir la vitesse du bras que si, et seulement si, le débit nécessaire est supérieur au débit maximum (jusqu'à 600 UM/min).

#### III.3.1.5. Débit de dose :

Cet accélérateur équipé de la technique Rapid'Arc se caractérise par une technologie à klystron utilisable jusqu'à une énergie maximale de 22 MeV, une section à onde stationnaire, un canon à électrons, une commutation d'énergie par « energy switch » et une déviation achromatique du faisceau de 270°. Le débit de dose maximum est de 600 UM/min.

#### III.3.1.6 Table de traitement :

La table est fixe pendant le traitement. Il s'agit d'une table en carbone. Le déplacement est possible dans les 3 directions, avec une précision de l'ordre de 1 mm.

### III.4. L'optimisation [26] :

La technique VMAT va donc nécessiter de contrôler simultanément la vitesse du bras, l'angle du collimateur, la position variable du MLC et l'importance du débit de dose, pour chaque arc.

Chacun des algorithmes d'optimisation de planification inverse utilisée à l'heure actuelle propose des méthodes d'optimisation et de calcul de dose différentes.

La méthodologie est similaire à une optimisation conventionnelle de RCMI consistant à optimiser la distribution de dose par des algorithmes mathématiques recherchant le minimum global d'une fonction de coût à partir de contraintes prédéfinies sur un histogramme dose-volume.

Initialement l'utilisateur doit définir le nombre d'arcs et le degré de rotation de chaque arc.

Ainsi on peut définir un arc complet de  $360^\circ$  ou des segments d'arcs multiples.

L'utilisateur doit aussi définir le niveau de positionnement des points de contrôle dans les arcs réalisés : tous les 2, 3, 4 ou  $6^\circ$ ... pour lesquels l'optimisation est réalisée.

Entre ces points de contrôle l'accélérateur de particule interpolera la position des lames tout en contrôlant le nombre d'UM délivré à chaque point de contrôle.

Afin d'obtenir le degré de modulation désiré, le processus d'optimisation peut faire varier en simultané le débit de dose, la position des lames ainsi que la vitesse de rotation de bras.

Les valeurs limites sont la vitesse de rotation maximum du bras et la vitesse de déplacement des lames.

Une angulation différente de zéro est appliquée au MLC afin de bénéficier de trajectoires non coplanaires par rapport aux volumes définis, et d'augmenter dans le sens tête-pied la taille des volumes irradiés au cours d'une rotation (diagonale du champ).

Par exemple, pour la solution Rapid arc, la première phase de l'optimisation est réalisée sur la conformation du MLC, en gardant le débit de dose et la vitesse de rotation du bras aux valeurs maximales autorisées.

Afin de générer la modulation volumétrique en mode dynamique, la vitesse de rotation de bras est gardée aussi élevée que possible, se réduisant uniquement lorsqu'une dose par degré plus importante est nécessaire.

De façon similaire, le débit de dose est réduit lorsqu'une modulation avec dose par degré moindre est demandée.

Le système modulera en priorité le débit de dose au profit de la vitesse de rotation du bras.

Tout au long de cette optimisation, les limites mécaniques, électroniques et dosimétriques dues au système sont prises en compte de sorte à ne pas générer des contraintes qui ne soient pas réalisables par l'accélérateur linéaire de particules.

On obtient ainsi les paramètres de variations des UM et de positionnement du MLC.

La distribution de dose est calculée pendant l'optimisation avec d'autres algorithmes utilisant un calcul de convolution 3D du rayonnement diffusé et une prise en compte des hétérogénéités présentes dans le milieu.

Le temps d'optimisation est à l'heure actuelle de 15 à 45 minutes selon la localisation.

### **III.5. La mise en œuvre [26]:**

L'implémentation de cette technologie est possible sur les accélérateurs Varian et Elekta disposant d'un collimateur de 120 lames et d'un système d'imagerie embarquée avec acquisition cone beam.

La mise à jour d'anciennes machines peut être réalisée pour fonctionner avec le réseau existant et le logiciel de dosimétrie installé.

Son installation sur un accélérateur conventionnel lui laisse des possibilités d'irradiations non coplanaires qui peuvent être très intéressante pour diverses localisations.

Des tests spécifiques sont cependant à réaliser afin de valider pas à pas le fonctionnement des différents paramètres que sont le collimateur multilames, la rotation du bras et la variation du débit.

En effet, aux éléments permettant la variation de la dose délivrée par degré, il faut ajouter la possibilité de rotation du pied de table qui augmente le degré de modulation.

Pour certains cas très complexes, la possibilité d'ajouter d'autres arcs existe et ceci sans augmenter de façon majeure le temps de traitement puisque l'on peut programmer une rotation de l'accélérateur dans un sens pour le premier arc (aller) et dans le sens opposé pour le second (retour).

### **Conclusion**

L'analyse détaillée des éléments de la chaîne de traitement VMAT montre qu'un grand nombre de paramètres peuvent intervenir sur la qualité du résultat.

Ces principaux paramètres sont :

- des paramètres propres à l'accélérateur.
- des paramètres mécaniques et physiques liés au MLC.
- des paramètres liés au TPS dont des paramètres propres aux modèles de calcul implémentés dans le TPS et des paramètres ajustables par l'opérateur.

## **Chapitre III                      Radiothérapie externe et contexte technique de l'étude**

---

La mise en œuvre du VMAT est rendue complexe du fait du grand nombre de ces paramètres variables, elle implique une évolution à la fois des programmes de contrôle de qualité des plans dosimétriques de traitement et des programmes de contrôle de qualité de la réalisation des traitements sur l'accélérateur.

Avant de mettre en œuvre en routine une chaîne de traitement VMAT, il faut s'assurer que ses performances sont au moins aussi bonnes que les techniques déjà implémentées.



# **Partie Pratique**

## *Chapitre IV*

*Etude et évaluation de la  
technique VMAT dans le  
traitement du cancer de la  
prostate*

### Introduction

Actuellement, les techniques de traitement disponibles sur les accélérateurs linéaires d'électrons standards sont nombreuses.

Ainsi la mise en place d'une technique récente comme le VMAT en clinique par rapport à une autre technique de RCMI doit être justifiée par une comparaison des performances pour chacune des localisations tumorales d'intérêt.

Les résultats obtenus sur objets tests sont encourageants pour l'application du VMAT à des cas cliniques.

En 2011, la réalisation d'un état de l'art de l'utilisation clinique du VMAT.

Il est essentiel de valider la mise en place du VMAT avec sa propre chaîne de traitement et sa propre méthodologie.

Dans ce chapitre nous situons les performances de la technique VMAT optimisée pour notre chaîne de traitement pour une localisation tumorale majeure : **prostate**.

### IV.1. Place de la radiothérapie externe dans le traitement du cancer de prostate :

La radiothérapie représente une des armes thérapeutiques indiscutables dans la prise en charge des cancers de prostate et ce quel que soit le stade initial.

Les développements techniques de ces dernières années ont permis l'évolution vers des techniques de conformation tridimensionnelle offrant une répartition de la dose adaptée à l'anatomie de chaque patient.

Il est ainsi possible de mieux protéger les organes à risque tout en respectant une dose thérapeutique suffisante aux volumes cibles.

Cette technique nécessite une parfaite connaissance de la radio-anatomie mais également de la balistique et de la dosimétrie.

La généralisation de la radiothérapie conformationnelle permet une équivalence dans la qualité des traitements délivrés, elle est aussi la base nécessaire pour faire évoluer la radiothérapie vers des techniques de traitement plus complexes comme la modulation d'intensité [1].

La décision thérapeutique est prise en réunion de concertation pluridisciplinaire où sont représentés l'ensemble des spécialistes concernés par la pathologie (oncologue-radiothérapeute ; oncologue médical ; chirurgien ; radiologue ; anatomopathologiste) [1].

La radiothérapie avec modulation d'intensité est en particulier le VMAT est recommandée en cas de:

- haute dose délivrée dans la prostate (au moins 76Gy);
- irradiation des aires ganglionnaires pelviennes.
- irradiation hypo fractionnée.

### **IV.2. Planification d'arc thérapie en mode dynamique pour Rapid arc [2] :**

Cette partie décrit les principales fonctions de la planification d'arc thérapie en mode dynamique dans Eclipse.

La planification Dose Dynamic Arc (Arc thérapie dynamique à dose variable) est la fonction d'Eclipse qui prend en charge Rapid Arc et permet de créer des plans VMAT.

Dans la fonction de planification Dose Dynamic Arc (Arc thérapie dynamique à dose variable), les traitements sont produits à partir de l'optimisation de la dose volumétrique.

Rapid Arc permet de réaliser un traitement à l'aide de la rotation du bras, d'un MLC dynamique et d'une dose variable par degré.

La dose variable par degré est obtenue par un débit de dose variable et une vitesse de bras variable.

La planification Dose Dynamic Arc (Arc thérapie dynamique à dose variable) dans Eclipse permet de créer des plans d'arc thérapie VMAT et de planifier facilement des traitements complexes, et de réduire ainsi le délai d'irradiation du traitement par rapport à un IMRT standard.

Elle simplifie et améliore l'irradiation ainsi que la gestion de traitements hautement conformationnelle.

Les plans VMAT sont créés à l'aide d'un champ statique ou d'arc thérapie, ou de plusieurs champs d'arc thérapie comme champs d'entrée.

Si un champ statique est utilisé, le système le transforme en un champ d'arc thérapie complet au cours du processus optimisation VMAT, lorsque l'outil Arc Geometry (Géométrie d'arc) est ouvert.

Si le plan contient des champs de positionnement, ils sont ignorés lors de l'optimisation VMAT.

Le plan créé est ensuite optimisé avec l'optimisation VMAT qui suit la géométrie des champs d'arc thérapie du plan.

Dans l'optimisation VMAT, les positions des lames du MLC et la dose par degré sont calculées pour certains de points de contrôle dans un champ d'arc thérapie.

Les positions des lames du MLC et la dose par degré qui en résultent sont stockées dans un certain nombre de points de contrôle du champ.

Le système de commande de la machine de traitement détermine la modulation du débit de dose et de la vitesse du bras afin de délivrer la séquence de points de contrôle dans le plan.

Enfin, une dose de volume est calculée pour le plan avec une version de l'algorithme de calcul de dose AAA ou Acuros XB prenant en charge les calculs des champs VMAT.

Après l'optimisation, le MLC dans l'onglet Fields (Champs) de la fenêtre Info et dans la boîte de dialogue MLC Properties (Propriétés du MLC) est de type « VMAT ».

Les plans VMAT peuvent être importés/exportés à l'aide de DICOM.



### *Remarque :*

La vitesse du bras maximum configurée de la machine de traitement a un effet sur la façon dont Eclipse calcule le temps de traitement d'un champ, et sur l'affichage des informations spécifiques aux points de contrôle dans l'onglet Control Points (Points de contrôle) de la boîte de dialogue Field Properties (Propriétés de champ).

En outre, les éléments de la validation de plan sont basés sur cette valeur.

Pour les clinacs, réglez la valeur sur 4,8 deg /sec. Pour les machines de traitement Varian avec suivi des mâchoires, définissez la valeur sur 6 deg/sec.

Si aucune vitesse de bras n'est définie dans Administration, la valeur 4,8 deg/sec est définie par défaut.

Pour les machines de traitement Varian avec suivi des mâchoires, cette valeur entraîne une surestimation du temps de traitement.

Après l'optimisation VMAT, le plan final optimisé peut être enregistré comme modèle ou comme protocole clinique.

Le type du MLC (VMAT) n'est pas enregistré dans le modèle ni dans le protocole clinique; les objectifs de champ et d'optimisation sont enregistrés et le processus d'optimisation VMAT est indispensable lorsque le modèle ou le protocole clinique est utilisé.

### IV.2.1. Processus de planification d'arc thérapie dans Eclipse :

Le processus de planification de l'optimisation VMAT est légèrement différent du processus de planification IMRT.

L' algorithme utilisés pour la planification d'arc thérapie dynamique dose variable est le **PO (Photon Optimiser)**.

#### IV.2. 1.1. Position et contention :

Dans notre étude (Cas de Prostate), l'acquisition des données anatomique est faite par tomographie (CT) en décubitus dorsal avec moyens de contentions (repose genoux et cale-pieds), vessie confortablement remplie et rectum vide, par coupes jointives de 2,5mm d'épaisseur prenant tout l'abdomen jusqu'à 5 cm au-dessous des tubérosités ischiatiques.

Les images acquises en CT sont transférées par la suite vers le système de planification de traitement Eclipse.

#### IV.2.1.2. Préparation des images :

La session de planification commence par la sélection d'une image 3D et la définition des structures de patient dans l'image et, le cas échéant, des structures de table de traitement.

Puisque les plans VMAT produisent des distributions de dose hautement conformationnelles aux formes des cibles, le clinicien doit généralement définir les structures avec une plus grande précision (pour les cibles et les volumes d'évitement) que pour la planification conventionnelle c'est ce qu'on appelle le 'Contourage' ou 'segmentation' voir figure (IV.1).



Figure IV.1 : Etape de la segmentation des volumes cibles et organes à risques [3].

### IV.2.1.3. Concepts associés à un plan :

#### Plan :

Dans External Beam Planning (Planification de radiothérapie), un plan comprend le positionnement géométrique des champs, y compris de tous les accessoires et paramètres de champ et la prescription de dose définie pour le plan.

Les plans peuvent se trouver dans différents états d'approbation.

#### Fraction :

La dose totale administrée au patient est généralement divisée en un certain nombre de fractions.

Une fraction correspond à la dose administrée au patient pendant une session de traitement.

Selon la Société Américaine pour la Radio-Oncologie (ASTRO, 2008), le fractionnement standard pour un traitement de la prostate est compris entre **1.8** et **2 Gy**.

Quant à la dose totale, elle dépend du grade de la tumeur. Pour une tumeur de bas risque, la dose conseillée est comprise entre **75.6** et **79.2 Gy**, dépendant de l'inclusion ou l'exclusion dans l'irradiation des chaînes ganglionnaires.

Pour une tumeur de risque intermédiaire ou élevé, la dose peut aller jusqu'à **81 Gy**.

Dans notre étude pour une dose totale de **76 Gy**, par exemple, un patient peut recevoir **35** fractions de **2.171 Gy** chacune.

### Fractionnement

Le fractionnement est une technique d'administration de radiothérapie en plusieurs doses réparties sur un certain nombre de jours ou de semaines pour atteindre un taux thérapeutique maximum.

### Prescription de dose :

La prescription de dose se réfère à la procédure de détermination de la dose totale à administrer au patient.

La dose est déterminée de manière différente dans la planification d'un traitement et dans les fonctions relatives au traitement actuel ou à la programmation du traitement.

Dans Eclipse, la dose est prescrite à un pourcentage d'isodose spécifique ou à un point de référence.

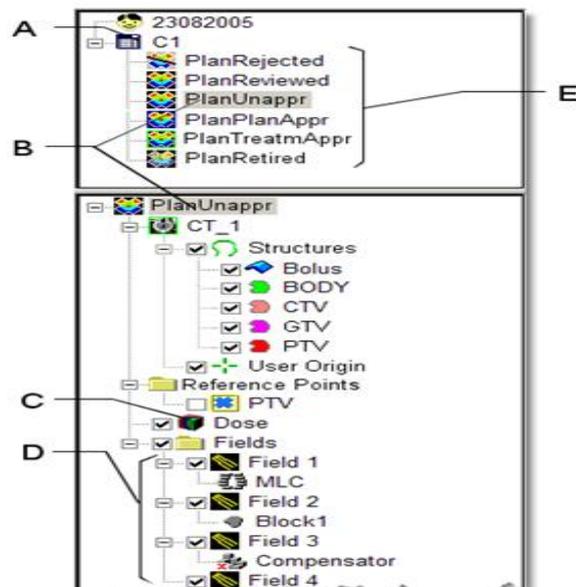
### Dose :

La distribution de la dose calculée pour un plan est représentée par une ramification dans l'arborescence de la fenêtre Context (Contexte).

La distribution de la dose est indiquée soit en **dose absolue (Gy)**, soit en dose **relative (%)** et affichée sous forme d'isodoses ou en color wash.

Vous pouvez décocher la case située à côté de l'icône de dose dans la fenêtre pour masquer la distribution de dose dans les vues 2D et 3D.

La répartition des concepts associés à un plan est visible dans la fenêtre Context (Contexte), comme illustré dans la figure (IV.2):



**A.** Dossier de traitement **B** Plan actif **C.** Matrice de dose **D.** Champs et accessoires de champs contenus dans le plan actif **E.** Plans et états du plan, de haut en bas : Refusé, Revu(e), Non approuvé, Planification approuvée, Traitement approuvé, Retiré

*Figure IV.2 : Concepts associés à un plan dans la fenêtre (Contexte).*

### Création de nouveaux plans

Le ou les plans d'un patient sont toujours créés dans un dossier de traitement, quelque fois dans plusieurs dossiers de traitement, selon les pratiques cliniques.

Avant de commencer à créer un plan, vérifiez s'il existe déjà des dossiers de traitement pour le patient sélectionné et, si c'est le cas, s'ils peuvent être utilisés pour le nouveau plan.

Par exemple, le même patient a un diagnostic différent du précédent, vous devez créer un nouveau dossier patient.

Pour chaque plan, sélectionnez la cible du plan souhaitée et enregistrez la dose et les fractionnements qui correspondent le mieux au traitement prescrit au patient.

Dans (Planification de radiothérapie), un point de référence est également créé automatiquement pour un nouveau plan et associé au volume cible, s'il en existe un pour le plan.

Les plans peuvent être créés à l'aide de la commande Insert New Plan (Insérer nouveau plan) ou de l'Assistant Insert New Plan from Template (Insérer nouveau plan à partir d'un modèle).



### Remarque :

Avant de créer un nouveau plan : vérifiez que l'image 3D que vous utilisez comporte un nombre suffisant de coupes. Cela garantit que l'image 3D couvre toutes les structures nécessaires pour la planification du traitement.

Assurez-vous que les contours cliniques nécessaires sont définis dans les images.

Parfois, l'importation d'images et de structures avec DICOM peut entraîner des structures multiples du type de volume Body (Contour externe).

Contrôlez les propriétés de ces structures et supprimez les structures inappropriées ou modifiez leur type de volume.

### Insertion de nouveaux champs :

Lorsque la préparation des images est terminée, vous pouvez créer le plan pour l'optimisation.

Vous pouvez insérer un seul champ statique ou jusqu'à 10 champs d'arc thérapie dans le plan.

L'optimisation d'arc thérapie permet d'optimiser les longueurs des arcs de 30 à 359,8 degrés.

Les angles de début et d'arrêt d'un champ d'arc thérapie ne doivent pas se situer dans la plage de rotation étendue du bras.

Si les angles de début ou d'arrêt sont dans la gamme de déplacement étendue, ils seront réduits à une valeur de 180 degrés moins 0,1 degré IEC 61217.

Par exemple, si un champ d'arc thérapie en sens antihoraire est défini avec un angle de début de 181 degrés et un angle d'arrêt de 182 degrés (IEC 61217), l'angle de début sera défini sur 179,9 degrés afin de le définir hors de la gamme de déplacement étendue.

Pour effectuer l'optimisation VMAT, la dimension X du champ ne doit pas dépasser **30 cm**.

Vous pouvez aussi utiliser un modèle de plan pour ajouter les champs au plan.

Lorsque vous sélectionnez la machine de traitement du champ, assurez-vous de définir une machine pouvant générer des faisceaux VMAT.

Dans les limites des paramètres de la machine de traitement, le mode de mouvement de la limite *Dose Rate* (Débit de dose) doit être réglé sur *Dynamic* (Dynamique).

La machine de traitement doit aussi être équipée du Millennium MLC 120 ou du HD120 MLC.



### Remarque :

- Lorsque vous insérez un champ dans un plan VMAT : Le débit de dose défini dans la boîte de dialogue Field Properties (Propriétés du champ) sera le débit de dose maximum utilisé lors de l'optimisation VMAT.
- Il est recommandé d'utiliser le débit de dose le plus élevé disponible sur la machine de traitement.

### ✚ Modèles de structures :

Un **modèle de structure** contient des informations relatives aux structures, comme le type du volume de structure ou la couleur et le style utilisés pour afficher la structure.

Les modèles de structures individuels appartiennent toujours à un groupe de modèles de structures.

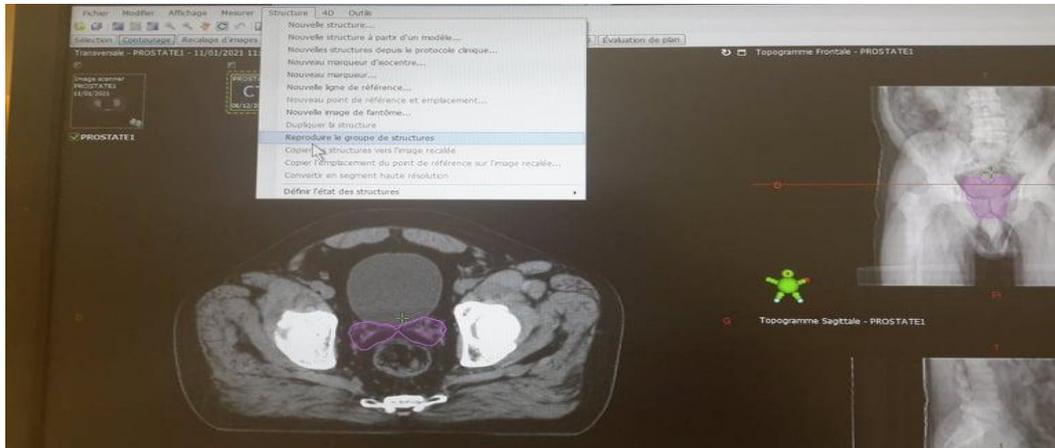
Les modèles de structures contiennent des informations relatives aux structures, comme le type et le code de volume de structure, la couleur et le style de la structure, la couleur des lignes HDV, le style et la largeur utilisés pour décrire la structure et les options de recherches associées à la structure (valeurs de pixels scanner inférieures et supérieures) voir figure (IV.3).





### Remarque :

Il est recommandée de reproduire les structures faites par le radiothérapeute pour éviter la suppression ou modification de ces structure voir figure (IV.5).



*Figure I.V.5 : La reproduction de groupe de structure [3].*

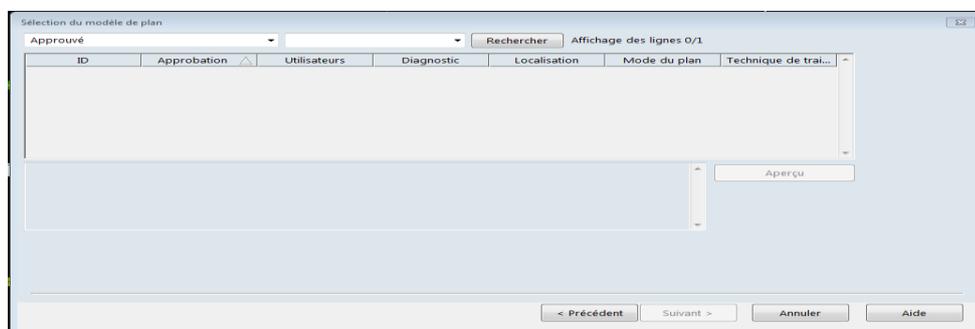
### Modèles de plans

Un modèle de plan est un regroupement de caractéristiques standard de plan.

Lorsque vous utilisez un modèle pour créer un plan pour un patient, le nouveau plan se base sur les informations contenues dans le modèle.

Pour créer un plan à partir d'un modèle de plan, recherchez d'abord le modèle de plan désiré.

Eclipse crée le plan à partir du modèle sélectionné et définit la géométrie du champ, les modificateurs de champ et la prescription de dose voir figure (IV.6).



*Figure IV.6: Modèles de plan [3].*

## Modèles d'objectifs

Un modèle d'objectif contient des objectifs dose-volume prédéfinis pour spécifier les objectifs d'optimisation d'un plan.

Les objectifs d'optimisation sont définis en spécifiant le type d'objectif (point ou ligne), la structure pour laquelle l'objectif limite la dose, la limite de dose (supérieure ou inférieure), le pourcentage du volume de la structure recevant la dose, la dose prescrite et la priorité de l'objectif voir figure (IV.7).

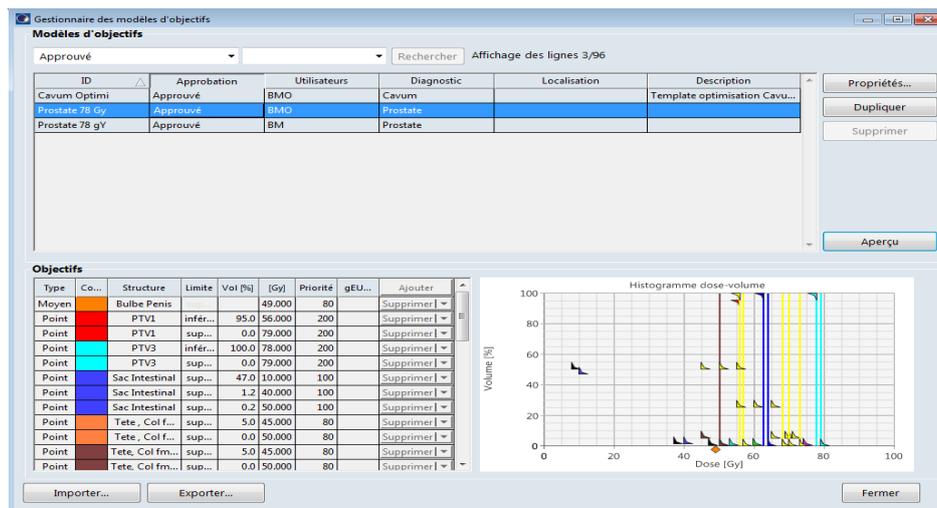


Figure IV.7: Modèle d'objectif [3].



### Remarque :

Outre les objectifs d'optimisation utilisés pour un plan existant, il existe des objectifs du plan qui font partie d'un protocole clinique.

Pour les plans Rapid Arc, le modèle d'objectifs contient également des indications sur l'objectif (UM).

### IV.2.1.4. Création de la géométrie de champ d'arc thérapie initial à l'aide

#### de l'outil Arc Geometry (Géométrie d'arc) :

L'outil Arc Geometry (Géométrie d'arc) permet d'obtenir une bonne géométrie de champ d'arc thérapie initial avant de lancer l'optimisation VMAT.

## Chapitre IV Etude et évaluation de la technique VMAT dans le traitement du cancer de la prostate

Si un plan a été défini avec un champ statique ou un champ d'arc thérapie et une rotation de collimateur de 0 degré, ou un champ avec les mâchoires sur leur position par défaut, l'outil Arc Geometry (Géométrie d'arc) s'ouvre automatiquement lorsque vous lancez l'optimisation VMAT.

Vous pouvez également ouvrir l'outil à partir du menu Planning (Planification).

L'outil utilise des règles basées sur la géométrie de la cible, afin de déterminer le nombre d'isocentres requis et leur emplacement.

Lorsque l'outil Arc Geometry (Géométrie d'arc) est actif, vous pouvez également utiliser les outils Eclipse pour modifier la géométrie de champ d'arc.

Par exemple, vous pouvez modifier la taille de champ et la rotation de collimateur graphiquement dans la BEV ou modifier les valeurs sous l'onglet Fields (Champs).



### Remarque :

Un texte d'avertissement s'affiche en bas de la boîte de dialogue si des parties de la cible ne sont pas du tout irradiées, si elles sont irradiées avec un champ ouvert (ouverture du collimateur X supérieure à 30 cm), si l'ouverture du collimateur dans un plan de champ unique est supérieure à 20 cm, ou s'il y a risque de collision.

### Positionnements de champ d'arc thérapie prédéfinis :

L'outil Arc Geometry (Géométrie d'arc) inclut plusieurs positionnements d'arc prédéfinis. L'outil effectue le positionnement d'arc sur la cible comme indiqué dans le tableau (IV.1) :

Positionnement suggéré	Rotation du collimateur
3 isocentres –3 rotations complètes	10° et 350°
2 isocentres –2 rotations complètes	10° et 350°
2 isocentres –4 demi- rotations	30° et 330°
1 isocentre –2 demi- rotations	30° et 330°
1 isocentre –2 rotations complètes	10° et 350°

*Tableau IV.1 : Positionnements de champ d'arc thérapie prédéfinis.*

# Chapitre IV Etude et évaluation de la technique VMAT dans le traitement du cancer de la prostate

Dans notre étude, les plans créés contiennent un seul isocentre et deux rotations complètes (pour certain cas on ajoute un arc complémentaire), et la rotation du collimateur est réglée suivant le PTV.

Lorsque vous définissez un positionnement sur plusieurs champs, la machine de traitement et l'énergie sont définies sur celles du premier champ.

Lorsque l'outil crée un arc de rotation complet, les angles de début et d'arrêt sont définis sur **181** et **179** degrés.

L'isocentre est toujours positionné au centre du **VOI** voir figure (IV.8).

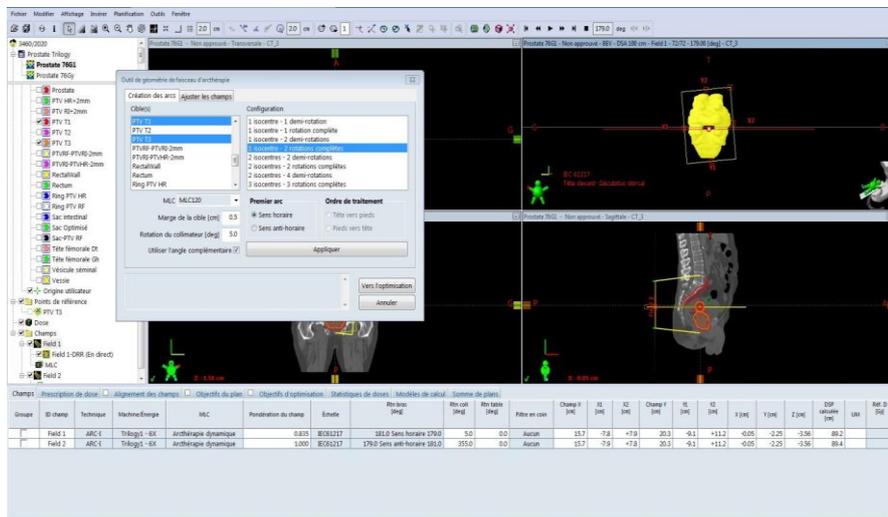


Figure IV.8 : Positionnement de l'isocentre au centre du VOI [8].



## Remarque :

➤ Dans certains cas on introduit un décalage de l'isocentre dans le sens longitudinal afin d'obtenir un positionnement d'isocentre centré dans le VOI voir figure (IV.9).

# Chapitre IV Etude et évaluation de la technique VMAT dans le traitement du cancer de la prostate



Figure IV.9: Décalage de l'isocentre dans le sens longitudinal [3].

➤ Pour protéger le rectum on choisit un plan contenant des rotations complètes dont les angles de début et d'arrêt sont définis par exemple sur 160 ° et 200° degrés dans le sens horaire et les angles de début et d'arrêt sur 200° et 160 ° degrés pour le sens antihoraire voir figure (IV.10).

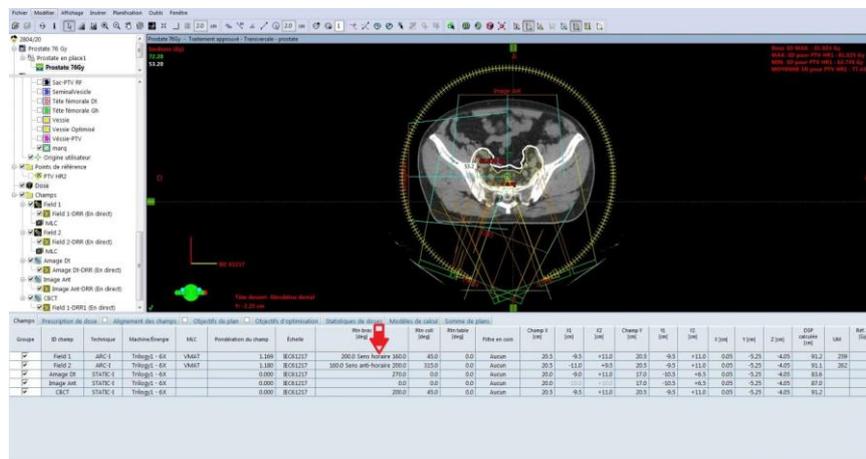


Figure IV.10 : Angulation optimale [3].

## ✚ Pour ajouter des MLC aux champs d'arc thérapie :

- Créez un champ d'arc thérapie.
- Choisissez **Insert > New MLC** (Insérer > Nouveau MLC).
- Si vous avez configuré plusieurs systèmes MLC, une boîte de dialogue de sélection du type de MLC s'ouvre.

- Si nécessaire, sélectionnez le type de MLC et cliquez sur **OK**.
- Dans l'onglet General (Général), entrez un ID pour le MLC.
- Suivant le type de MLC souhaité, dans la liste déroulante **Technique**, sélectionnez Static (Statique) ou Arc Dynamic (Arc thérapie dynamique)
- L'icône du MLC apparaît dans la fenêtre Focus (Synopsis) et les lames sont affichées dans la BEV.

### Visualisation de la couverture de cible :

Lorsque l'outil Arc Geometry (Géométrie d'arc) est actif, la couverture de cible est visualisée à la surface de la cible dans la vue 3D et la BEV.

La couverture de cible en surface indique la qualité de la couverture de la cible avec la géométrie de plan actuelle.

Vous pouvez faire pivoter le collimateur ou ajuster la taille de son ouverture dans la BEV, et voir si cela permet d'améliorer la couverture de la cible.



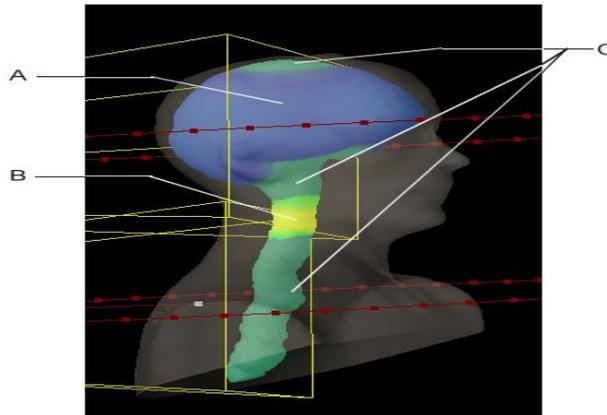
### *Remarque :*

La figure (IV.11) montrant l'échelle de couleurs de l'onglet Fine-tune Fields (Optimiser les champs) indique les couleurs correspondant aux degrés définis pour l'arc.

- **La couleur bleue (A)** indique que le potentiel de modulation est réduit, car l'ouverture du collimateur est supérieure **15 cm**.
- **La couleur verte (B)** indique que la cible peut être modulée **360 degrés**.
- **La couleur jaune (C)** indique la zone de chevauchement de deux champs (modulation à **720 degrés**).

En observant les couleurs dans la BEV ou la vue 3D, vous pouvez voir si une partie de la cible n'est pas du tout couverte, ou, dans le cas d'un plan avec plusieurs isocentres voir figure (IV.11).

La signification des couleurs est la même pour les plans à isocentre simple et à isocentres multiple.



*Figure IV.11 : Visualisation du potentiel de modulation dans la vue 3D*

**✚ Sélection de géométrie initiale de champ d'arc thérapie :**

Une fois ouvert, l'outil Arc Geometry (Géométrie d'arc) analyse la cible actuelle du plan et suggère un positionnement d'arc en fonction de la taille et de l'emplacement de la cible.



**Remarque :**

L'outil affiche toutes les structures contourées dans la liste de cibles.

Si nécessaire, vous pouvez sélectionner une nouvelle cible de traitement ou plusieurs cibles ; le positionnement suggéré sera modifié en fonction.

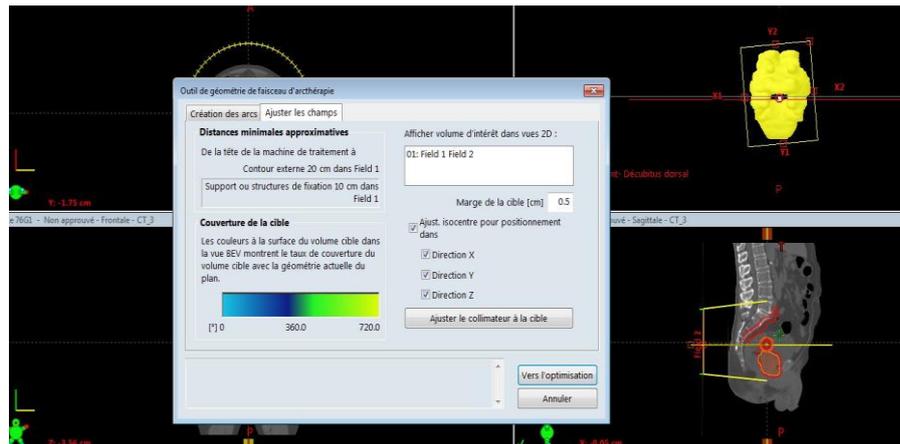
Si la longueur des cibles est importante, vous pouvez également indiquer un ordre de traitement (*Head to Feet* (Tête aux pieds) ou *Feet to Head* (Pieds à la tête)).

Dans ces cas, l'option **Use Complement Angle (Utiliser l'angle complémentaire)** est sélectionnée dans l'outil.

Cela permet d'améliorer la couverture de la cible.

L'utilisation de deux champs sur le même isocentre associés à l'angle complémentaire permet d'utiliser des champs plus petits.

Cependant, vous devez ajuster les tailles de champ manuellement voir figure (IV.12).



*Figure IV.12 : Ajustement de taille de champs [3].*

Vérifiez la couverture affichée dans les vues d'image.

Cliquez sur **Close** (Fermer) pour fermer l'outil. Vous pouvez continuer l'optimisation VMAT.



### Remarque :

L'outil Arc Geometry (Géométrie d'arc) ne permet pas de procéder une optimisation de taille de champ.

Il ajuste simplement le champ en l'adaptant à la cible, avec la marge indiquée.

Lorsque vous définissez deux positionnements avec deux arcs situés au même isocentre, il convient généralement de réduire **la taille de champ X**.

Réduisez la taille **X1** d'un arc et la taille **X2** d'un autre arc pour obtenir une taille de champ inférieure **18 - 20 cm**. Vous améliorez ainsi le potentiel de modulation MLC.

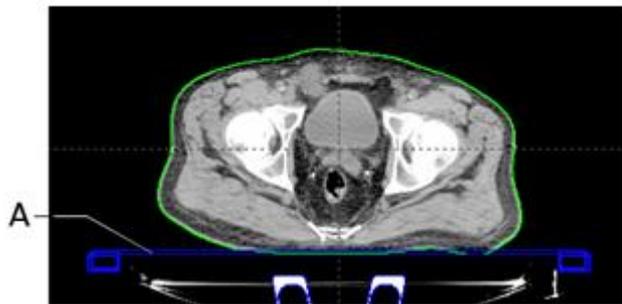
#### IV.2.1.5. Modélisation de la table :

Eclipse peut modéliser les tables Varian Exact, Exact IGRT et BrainLAB/iBeam.

Une table est modélisée sous la forme d'un groupe de structures de table.

La surface du panneau de la table, les rails structurels intérieurs amovibles et la grille (pour panneau unique uniquement) sont tous modélisés sous forme de structures de table distinctes.

Dans le cas de la table Exact IGRT (notre étude), Eclipse peut modéliser un panneau mince, moyen et épais voir figure (IV.13).



A. Écran de la table (panneau intérieur de la grille).

Figure IV.13 : Structure de la table dans la vue 2D .

➤ **Pour intégrer des structures de table dans une image :**

Pour insérer une structure de table dans une image, choisissez **Insert > New Couch Structures** (Insérer > Nouvelles structures de table).

Sélectionnez le profil de la table à créer dans la liste déroulante.

Dans la zone de groupe CT values (Valeurs scanner), assurez-vous que les valeurs UH sont définies pour la surface du panneau, l'intérieur du panneau et les rails structurels amovibles.

Pour insérer les structures de la table dans l'image, cliquez sur **OK** .voir figure (IV.14).

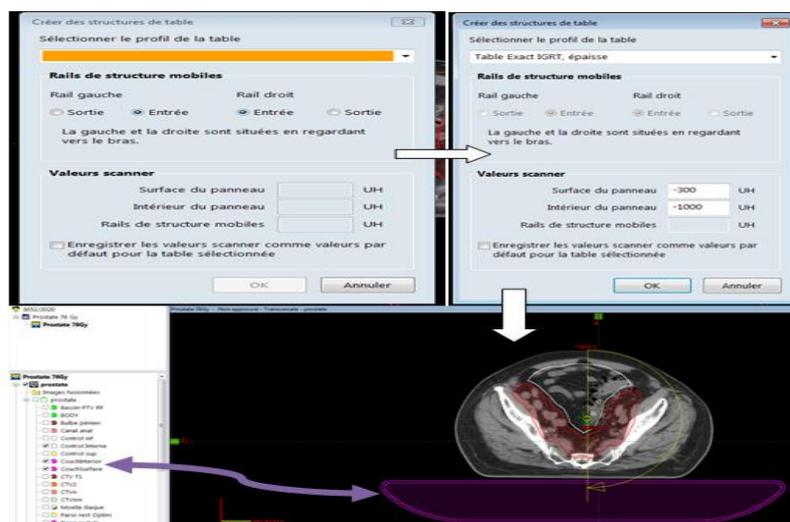


Figure IV.14 : Structure de la table Exact IGRT.

### IV.2.1.6. Optimisation de plans VMAT :

L'optimisation des plans VMAT s'effectue via la boîte de dialogue VMAT

Optimization (Optimisation VMAT), dans laquelle vous définissez les objectifs dose-volume de l'optimisation. Vous pouvez définir les objectifs d'optimisation pour chaque plan séparément ou utiliser un modèle d'objectif.

Le processus d'optimisation est itératif ; il se compose de quatre niveaux multi-résolution.

Pendant l'optimisation, il est possible de maintenir » l'optimisation à un niveau spécifique pendant une période de temps continue pour permettre de modifier les objectifs avant de passer au niveau de résolution suivant.

Il est également possible de revenir au niveau précédent ou de passer au niveau suivant si nécessaire.

#### Paramètres d'optimisation :

Les paramètres d'optimisation sont définis dans une boîte de dialogue Optimization (Optimisation).

Vous définissez les objectifs d'optimisation pour chaque organe important.

Pour les structures cibles, vous définissez des objectifs supérieur et inférieur.

Pour les autres structures anatomiques critiques, vous définissez uniquement les objectifs supérieurs.

En outre, l'optimisation VMAT vous permet de définir un objectif de dose moyenne à ne pas dépasser.

L'objectif moyen est utilisé pour réduire la dose administrée à une structure.

En plus des objectifs d'optimisation pour les structures anatomiques critiques, vous pouvez utiliser **Normal Tissue Objective** (Objectif pour tissus normaux).



### Remarque :

Les dispositifs porte-patient externes, tels que la structure porte-patient de la table, ne sont pas représentés dans la liste Structures and Objectives (Structures et objectifs) de la boîte de dialogue Optimization (Optimisation).

Toutefois, les structures de support sont prises en compte dans l'optimisation.

### ✚ Objectif dose-volume supérieur et inférieur :

- **Objectif supérieur (B)** : Utilisé pour limiter la dose dans une structure donnée (par exemple, « 0.1 % au plus de la structure peuvent recevoir plus de 58 Gy »).
- **Objectif inférieur (A)** : Utilisé pour définir les niveaux de dose désirés dans les structures cibles (par exemple, « 97 % au moins de la structure doivent recevoir un minimum de 56 Gy »).

La figure (IV.15) montre un exemple d'objectif supérieur et inférieur qui en résulte dans une boîte de dialogue d'optimisation.

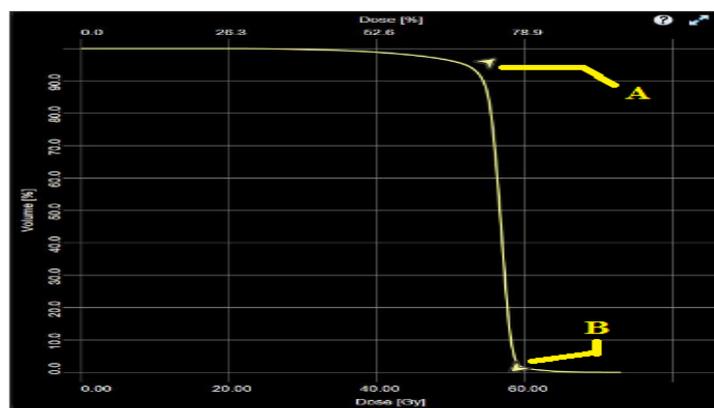


Figure (IV.15) : Objectifs d'optimisation supérieurs et inférieurs.

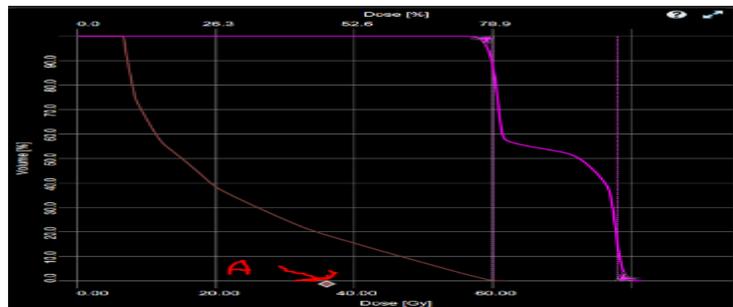
### ✚ Objectif de dose moyenne :

L'objectif de dose moyenne est utilisé pour définir la dose moyenne ne pas dépasser pour une structure voir figure (IV.16).

La dose est définie en Grays, mais le pourcentage de la structure n'est pas défini.

L'objectif de dose moyenne est visualisé dans l'HDV lors de l'optimisation il peut être ajouté de façon interactive pendant cette opération.

L'objectif de dose moyenne ne peut pas être utilisé pour augmenter la dose d'une structure.



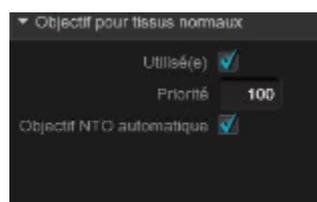
A. Indicateur de dose moyenne.

*Figure (IV.16) : Objectif de dose moyenne.*

### Objectif pour tissus normaux : (Normal Tissue Objective)

Normal Tissue Objective (Objectif pour tissus normaux) est utilisé :

- Pour tenir compte de la diminution du niveau de dose avec l'augmentation de la distance par rapport aux cibles.
- Pour limiter le niveau de dose et éviter les points chauds dans les tissus sains voir figure (IV.17).



*Figure IV.17 : Objectif pour tissus normaux.*

- **Priority (Priorité)** : Détermine l'importance relative de Normal Tissue Objective par rapport aux autres objectifs d'optimisation.

Le paramètre Priority (Priorité) est similaire à celui des objectifs dose-volume.

Pour appliquer Normal Tissue Objective (Objectif pour tissus normaux) dans l'optimisation, le paramètre Priority (Priorité) doit avoir une valeur non nulle.

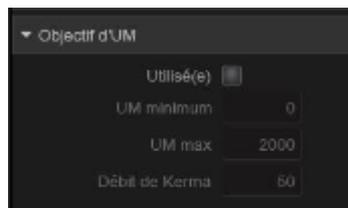
### Objectif UM :

L'objectif UM peut être utilisé pour augmenter le nombre d'UM, ce qui tend à accroître la modulation au cours du processus d'optimisation, ou pour conserver un nombre d'UM le plus faible possible, si nécessaire du point de vue clinique.

Dans les plans contenant plusieurs champs d'arc thérapie, l'objectif UM se réfère au total des UM de tous les champs.

Lorsque vous utilisez l'objectif UM, vous devez définir la puissance ainsi que les valeurs UM maximum et minimum de l'objectif.

Les valeurs minimales et maximales des UM peuvent être définies entre 0 et 10000 voir figure (IV.18).

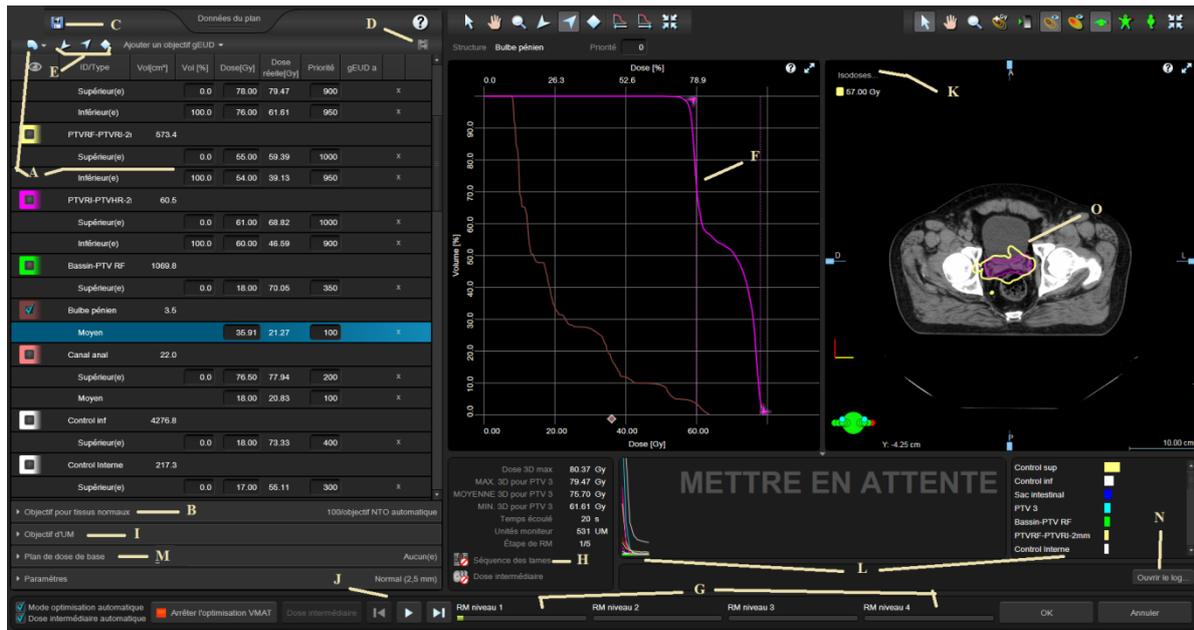


**Figure IV.18 : Objectif UM .**

### IV.2.1.7. Boîte de dialogue VMAT Optimization (Optimisation VMAT) :

La boîte de dialogue VMAT (Optimisation VMAT) voir la figure (IV.19) permet de définir les objectifs et les paramètres d'optimisation, de voir la progression de l'optimisation, d'évaluer l'efficacité des objectifs de dose sur la base des informations de progression et si nécessaire, de modifier les objectifs sans avoir à arrêter le processus d'optimisation.

Vous pouvez également vous déplacer entre les niveaux multi-résolution. Dans le volet Structures and Objectives (Structures et Objectifs), vous pouvez inclure d'autres structures dans l'optimisation ou les exclure de l'optimisation pour accélérer le calcul de dose en un point et choisir d'afficher ou de masquer toutes les structures du volet HDV simultanément.



**A.** Affiche les structures contenues dans le plan (à l'exception des structures de table), les volumes des structures, les points et la définition des points utilisés pour la modélisation des structures dans l'optimisation, ainsi que les valeurs des objectifs définis.. **B.** Sélection pour l'objectif pour tissus normaux. **C.** Cliquez pour charger les objectifs d'un modèle d'objectifs, enregistrer les objectifs dans un modèle ou gérer les modèles d'objectifs. **D.** Cliquez pour exclure des structures de l'optimisation. **E.** Cliquez pour ajouter des objectifs d'optimisations (supérieurs/inferieurs/moyens).. **F.** Affiche les résultats de l'optimisation sous la forme d'un HDV. **G.** Affichage des niveaux d'optimisation. **H.** Sélection pour utiliser le suivi des mâchoires. **I.** Sélection pour l'objectif UM. **J.** Cliquez sur les boutons de niveaux de résolution pendant l'optimisation pour vous déplacer entre les niveaux d'optimisation.

**K.** Modification des lignes d'isodose. **L.** Indique la progression de l'optimisation sous forme de graphique linéaire ou à barres, et la phase et l'état du processus d'optimisation. **M.** Cliquez pour ajouter ou supprimer un plan de dose de base. **N.** Afficher le log du dossier patient. **O.** Afficher la distribution de dose.

*Figure IV.19 : La boîte de dialogue VMAT Optimisation [3].*

### IV.2.1.8. Objectifs de doses :

Pour lancer l'optimisation, vous définissez un ensemble d'objectifs dose-volume dans la boîte de dialogue VMAT (Optimisation VMAT) pour chaque cible et structure critique concernées, puis vous lancez l'optimisation VMAT.

Vous pouvez également utiliser un modèle pour ajouter les objectifs d'optimisation au plan voir figure (IV.20).

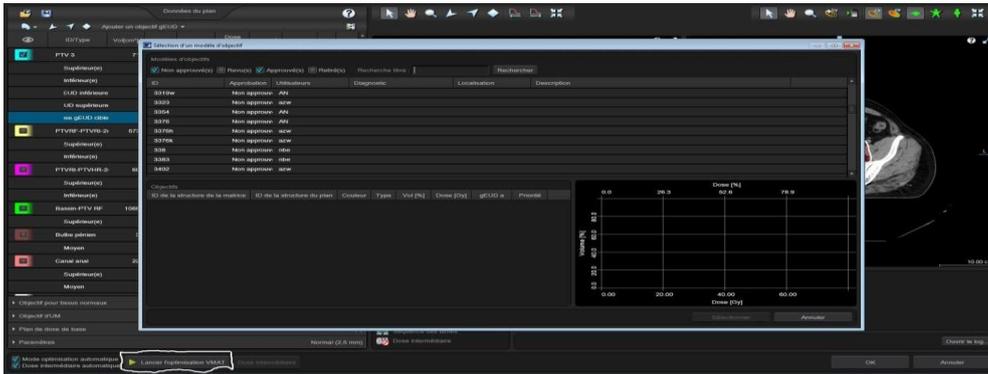


Figure IV.20: Modèle d'objectif d'optimisation [3].



### Remarque :

Des optimisations successives du même plan peuvent produire des résultats sensiblement différents.

### Optimisation interactive :

L'optimisation VMAT crée des distributions de doses hautement conformationnelle en modulant à plusieurs reprises les ouvertures du MLC et la dose par degré correspondante jusqu'à ce que les objectifs de doses prescrites du plan soient satisfaits de manière optimale.

Le processus d'optimisation est interactif, et vous permet de modifier les objectifs de dose en fonction des résultats de l'optimisation voir figure (IV.21).



Figure IV.21: Optimisation VMAT [3] .

### ✚ Utilisation de la dose calculée comme référence de dose lors de l'optimisation :

L'algorithme d'optimisation permet d'ajuster les séquences de lame en fonction de la dose de référence.

La deuxième session d'optimisation commence au **niveau 4**, une fois que vous avez cliqué sur Continue (Continuer) dans la boîte de dialogue d'optimisation VMAT, ou commence automatiquement au bout de **10 minutes** si aucune action n'a été effectuée par l'utilisateur.

#### IV.2.1.9. Pour lancer l'optimisation VMAT :

- Choisissez **Planning > VMAT Optimization** (Planification > Optimisation VMAT).
- Si vous n'avez pas défini la prescription de doses auparavant, le programme vous y invite.
- L'algorithme Optimizer Photon ne modifie pas la position de l'isocentre, la rotation de collimateur et la taille de champ (sauf si le suivi de mâchoire est utilisé).
- Pour modifier ces réglages, vous devez utiliser l'outil Arc Geometry ou les ajuster manuellement.
- Si le plan a déjà été optimisé, vous pouvez choisir de poursuivre l'optimisation précédente ou de reprendre depuis le début.
- Par défaut, toutes les structures sont incluses dans l'optimisation. Pour laisser des structures en dehors de l'optimisation, cliquez sur (Exclure des structures), sélectionnez les structures à exclure puis cliquez sur **OK**.
- L'exclusion de structures de l'optimisation accélère le calcul de dose en un point.
- Définissez les objectifs d'optimisation ou chargez les objectifs d'un modèle d'objectifs et sélectionnez les structures pour lesquelles afficher le HDV dans la liste Structures and Objectives (Structures et objectifs).
- Pour définir un objectif UM, cochez la case en regard de **Use** (Utiliser) et définissez les valeurs UM maximale et minimale.
- Vous ne pouvez pas ajouter ou modifier des secteurs d'évitement lorsque le processus d'optimisation a démarré.

- Pour utiliser le suivi des mâchoires dans le plan, sélectionnez l'option **Jaw Tracking** (Suivi des mâchoires).
- Pour lancer automatiquement le calcul de la dose après l'optimisation, cochez la case appropriée. La case est cochée par défaut.
- Pour enregistrer le résultat de calcul après l'optimisation et le calcul de dose, cochez la case appropriée.
- Cliquez sur **Optimize** (Optimiser) pour lancer la procédure d'optimisation VMAT et suivre sa progression.
- Une fois le processus d'optimisation VMAT terminé, cliquez sur **OK** pour accepter le résultat.
- Pour enregistrer les objectifs de doses définis avant d'annuler le processus d'optimisation, cliquez sur **Apply** (Appliquer).
- Pour arrêter l'optimisation VMAT et ignorer tous les résultats de l'optimisation, cliquez sur **Cancel** (Annuler).

Après l'optimisation :

- Lorsque le plan d'optimisation est enregistré, les paramètres d'optimisation suivants sont également sauvegardés : l'objectif UM, les objectifs dose volume, les objectifs pour tissus normaux, les secteurs d'évitement, le plan de dose de base, les structures exclues et le suivi des mâchoires.

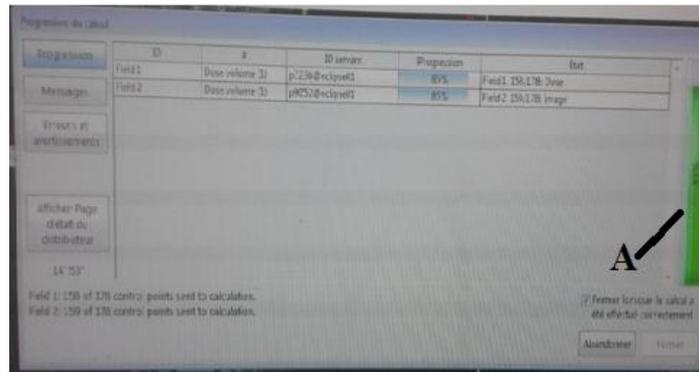
### IV.2.1.10. Calcul de la dose :

Lorsque l'optimisation VMAT est terminée, vous calculez la distribution de dose pour produire une distribution de dose 3D pour l'évaluation finale.

Le calcul séparé du séquenceur n'est pas nécessaire, car l'optimisation VMAT produit directement des données de mouvement des lames.

Le calcul de dose est effectué sur la base des points de contrôle du MLC.

Si vous le souhaitez, le calcul de dose peut être lancé automatiquement à la fin de l'optimisation VMAT voir figure (IV.22).



.A. Barre d'avancement montrant l'état d'avancement global du calcul de dose

**Figure IV.22 : Indicateur d'avancement du calcul.**

Les pondérations de champ produites par optimisation VMAT sont utilisées pour obtenir le niveau de dose souhaité dans le plan, mais aussi pour définir la pondération relative de chaque champ dans un plan multi champ.

Les résultats de calcul peuvent être automatiquement sauvegardés une fois le calcul de dose terminé.

### IV.2.1.11. Normalisation du plan :

Dans la normalisation du plan, les distributions de doses totales sont normalisées à 100 % à une valeur ou un point sélectionné, ou à un pourcentage de dose sélectionné ou un pourcentage sélectionné d'une structure de patient.

Eclipse prend en charge deux types de normalisation du plan :

- Normalisation du plan par défaut, qui correspond à une normalisation dans toutes les utilisations cliniques est utilisée pour tous les nouveaux plans
- Normalisation du plan spécifique, qui peut être sélectionnée pour outrepasser la méthode de normalisation par défaut si vous ne souhaitez pas l'utiliser

La normalisation de plan permet d'ajuster le niveau de dose totale du plan voir figure (IV.23).

## Chapitre IV Etude et évaluation de la technique VMAT dans le traitement du cancer de la prostate



Figure (IV.23) : La normalisation de plan de prostate.



**Matériels et méthodes**

### IV.3. Population d'étude :

Il s'agit d'une étude dosimétrique rétrospective portant sur 12 patients ayant bénéficié d'une radiothérapie type VMAT (Volumetric Modulated Arc Therapy) pour un adénocarcinome prostatique localisé au sein du service de radiothérapie du centre de lutte contre le cancer –Sidi Be Abbes- .

Trois plans de radiothérapie sont définis selon la stadification du risque de la maladie :

- Un plan incluant prostate  $\pm$  vésicules séminales
- Un plan incluant l'ensemble du pelvis avec la prostate et les aires ganglionnaires.
- Un plan pour le lit prostatique après une prostatectomie radicale.

Les résultats de cette analyse ont fait l'objet de la publication montrée ci-dessous :

#### Radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité en Arcthérapie Volumetric modulated Arc Therapy (VMAT)

O. Riou<sup>1</sup>, G. Louvel<sup>2</sup>, D.Azria<sup>1</sup>, P. Fenoglietto<sup>1</sup>

1/ Service de Radiothérapie, CRLC Val d'Aurelle, Paul Lamarque, Montpellier

2/ Service de Radiothérapie, CRLC Eugène Marquis, Rennes

Avancées thérapeutiques & formation



## Radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité en Arcthérapie Volumetric modulated Arc Therapy (VMAT)

O. Riou<sup>1</sup>, G. Louvel<sup>2</sup>, D.Azria<sup>1</sup>, P. Fenoglietto<sup>1</sup>

1/ Service de Radiothérapie, CRLC Val d'Aurelle, Paul Lamarque, Montpellier

2/ Service de Radiothérapie, CRLC Eugène Marquis, Rennes

**Mots-clés:** radiothérapie, RCMI, RapidArc, VMAT.

### Résumé

Les progrès de l'informatique (en particulier des algorithmes de planification dosimétrique inverse) et les avancées technologiques des accélérateurs linéaires de particules (collimateurs multilames ou MLC) ont permis le développement de la radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité (RCMI). Celle-ci permet de sculpter des courbes isodoses autour des volumes cibles (distributions de dose concaves) et ainsi limiter la dose aux organes à risque à proximité des lésions tumorales, en particulier dans le cadre d'irradiations prostatique et ORL. Initialement développée par la mise en place de faisceaux stationnaires, elle a progressivement évolué vers l'utilisation d'arcs de traitement sous le nom d'IMAT (Intensity Modulated Arc Therapy) puis d'arcthérapie volumétrique (ou VMAT: Volumetric Modulated Arc Therapy). Nous présentons ici une définition de la technique, les résultats dosimétriques et le contrôle qualité nécessaire, ainsi que les perspectives cliniques de ce nouveau type de délivrance de la RCMI.

#### **IV.4. Description de la position de traitement et du protocole d'acquisition des scanographies :**

Le patient est en décubitus dorsal, bras repliés sur la poitrine. Différents moyens de contention peuvent être utilisés (repose-jambes, moules thermoformés, mousse expansive, etc.).

Un lavement peut éventuellement être proposé avant la scanographie. En cas de distension rectale majeure (diamètre rectal antéro-postérieur supérieur à 5 cm environ), une nouvelle scanographie doit être réalisée après évacuation des gaz et/ou des matières.

Une sonde urinaire intra-rectale permet éventuellement de bien visualiser les parois rectales et le canal anal, mais sans injection de produit de contraste, pour éviter une distension rectale.

Des recommandations sont également proposées aux patients pour que la scanographie et le traitement soient effectués: une vessie pleine ou « non vide » (par exemple: en évitant d'uriner dans les 2 heures qui précèdent l'examen ou la séance).

Une injection intraveineuse de produit de contraste peut être réalisée pour opacifier la vessie.

Le volume d'acquisition se situe classiquement entre l'interligne L4-L5 et la limite inférieure des petits trochanters.

Les coupes scénographiques hélicoïdales sont jointives, de 2.5 mm d'épaisseur.

Des repères sont placés sur la peau du patient, de façon à définir les coordonnées spatiales de la projection de l'isocentre du volume cible (barycentre de la prostate et des vésicules séminales) voir figure (IV.24).



*Figure IV.24 : positionnement pour un traitement de prostate.*

L'emplacement de ces repères peut être secondairement tatoué pour pouvoir positionner le patient sous l'accélérateur.

Les images acquises en CT sont transférées par la suite vers le système de planification de traitement Eclipse (Varian Medical Systems).

#### **IV.5. Définition des volumes d'intérêt :**

Les définitions des différents volumes suivent les recommandations des différents essais du groupe d'étude des tumeurs urogénitales .

Pour les organes à risque, plusieurs définitions peuvent être considérées, présentant des différences mineures, en particulier également celles correspondant au Radiation Therapy Oncology Group (RTOG) [4].

##### **IV.5.1. Définition des volumes cibles :**

Le volume cible comprend: toujours la prostate, le plus souvent les vésicules séminales (en totalité ou en partie) et parfois les aires ganglionnaires pelviennes, en fonction des différents facteurs pronostiques [5].

##### **IV.5.1.1. Définition des volumes cibles anatomo cliniques :**

La tumeur prostatique (volume tumoral macroscopique) est invisible sur la scanographie et l'oncologue radiothérapeute segmente directement un volume cible anatomoclinique.

Celui-ci se définit classiquement en deux volumes dans un schéma d'irradiation séquentielle :

- le CTV1 correspond à la prostate et aux vésicules séminales, étendu éventuellement aux aires ganglionnaires pelviennes;

- le CTV2 correspond à la prostate seule et aux éventuelles extensions macroscopiques du cancer dans les vésicules séminales et dans la graisse périprostatique.

En cas d'irradiation avec boost intégré simultané, on peut aussi définir un volume cible anatomoclinique « prostate », un volume cible anatomoclinique « vésicules séminales » et un éventuel volume cible anatomoclinique ganglionnaire .

### Prostate :

Le volume cible anatomoclinique inclut l'ensemble de la glande prostatique avec des marges de **0 à 5 mm** , et les éventuelles extensions péri prostatiques diagnostiquées sur le toucher rectal ou sur l'imagerie.

### Vésicules séminales :

La totalité ou seulement une partie des vésicules séminales (tiers ou moitié proximale ou les premiers 2cm) sont incluses dans le CTV1 selon le groupe pronostique.

Le volume cible anatomoclinique correspond finalement, en fonction des groupes pronostiques:

- à la prostate seule pour les tumeurs de pronostic favorable;
- à la prostate (avec des marges de 0 à 5mm, excluant le rectum) et aux vésicules séminales (limitées à leur moitié proximale ou aux deux premiers centimètres ou en totalité) pour les tumeurs de risque intermédiaire;
- à la prostate (avec des marges en fonction de l'atteinte extra capsulaire) et aux vésicules séminales pour les tumeurs à haut risque.

### Aires ganglionnaires pelviennes :

La délimitation des aires ganglionnaires peut suivre les recommandations du RTOG. [6,7] voir figure (IV.25).

#### IV.5.1.2. Extensions :

##### Prostate en place :

Pour la prostate en place, on définit les volumes montrés dans le tableau (IV.2) :

PTV RF : PTV à faible risque

PTV RI : PTV à risque intermédiaire.

PTV HR : PTV haut risque.

<b>PTV RF</b>	
<b>CTV N</b>	Aires ganglionnaires
<b>PTV N</b>	Aires ganglionnaire+5mm
<b>CTV T1</b>	Prostate +VS
<b>PTV T1</b>	CTV T1+1cm
<b>PTV RI</b>	
<b>CTV T2</b>	Prostate +1 er cm des VS (ou VS envahies)
<b>PTV T2</b>	CTV T2 +10 mm
<b>PTV HR</b>	
<b>CTV T3</b>	Prostate +VS
<b>PTV T3</b>	CTV T3+10 mm

*Tableau IV.2 : Prostate en place [3].*

**✚ Prostate Post-Opération :**

Pour la prostate Post Opération, on définit les volumes montrés dans le tableau (IV.3) :

<b>PTV RF</b>	
<b>CTV N</b>	Aires ganglionnaires
<b>PTV N</b>	Aires ganglionnaire+5mm
<b>CTV T1</b>	Loge Prostatique
<b>PTV T1</b>	CTV T1+1cm
<b>PTV HR</b>	
<b>CTV T2</b>	Loge Prostatique +/-GTV T (si récidence macroscopique)
<b>PTV T2</b>	CTV T2+0mm

*Tableau IV.3 : Prostate Post-Opération [3]*

**IV.5.1.3. Dose totale dans les volumes cibles :**

Plusieurs schémas d'irradiation (dose totale et volumes cibles) peuvent être proposés en fonction du groupe pronostique voir Tableau (IV.4) « schémas d'irradiation utilisé au centre de lutte contre le cancer –sidi bel abbés » et le schéma d'irradiation utilise au « Pôle de radiothérapie oncologique ICM – Montpellier » voir tableau (IV.7).

## Chapitre IV Etude et évaluation de la technique VMAT dans le traitement du cancer de la prostate

La relation dose effet est clairement démontrée dans le groupe de risque intermédiaire en cas de radiothérapie seule.

Celle-ci est moins établie en cas d'hormonothérapie associée à l'irradiation si le risque est intermédiaire favorable.

Une haute dose (au moins 78 Gy) est recommandée pour les tumeurs de risque intermédiaire.

Les doses totales sont délivrées avec un fractionnement (2.171 Gy/séance), cinq fois par semaine [8].

La faisabilité des schémas boost intégré simultané est cependant bien démontrée et ils pourraient permettre une optimisation dosimétrique supérieure, par rapport à une optimisation dans un schéma séquentiel, en cas de radiothérapie par la technique VMAT.

### IV.5.1.3. 1. Prescription :

#### A- Prostate en place :

Volume	Dose totale (Gy)	Dose/fraction(Gy)	Fraction/semaine
PTVRF=PTV50	50/54	1.63 Gy	5
PTVRI=PTV56	56/65	1.96 Gy	5
PTVHR=PTV 76 à 80	76 à 80 Gy	2.171 Gy	5

#### B. Prostate Post-Opération :

Volume	Dose totale (Gy)	Dose/fraction(Gy)	Fraction/semaine
PTVRF=PTV 46	46	2 Gy	5
PTVHR=PTV 60 à 70	60 à 70	2.5 Gy	5

Tableau IV.4 : Dose totale dans les différents volumes cibles (cancers prostatiques [3]).

### IV.5.2. Définition des organes à risque :

#### ✚ Rectum et canal anal :

Le Gétug définit des limites rectales qui sont fonction du volume cible anatomoclinique:

- limite inférieure: 2cm en dessous du CTV1 ;
- limite supérieure: 2cm au-dessus du CTV1 ou à la jonction avec l'anse sigmoïde.

La paroi rectale est segmentée dans sa délimitation externe.

Elle a une épaisseur de **5mm** et correspond donc au volume compris entre la délimitation externe et une délimitation interne correspondant à une contraction de **5mm** du contour externe.

### + Vessie :

La vessie est segmentée dans sa délimitation externe.

Le volume de paroi vésicale est le volume compris entre la délimitation externe et une délimitation interne défini par contraction de **7mm** du contour interne.

Quand la prostate bombe dans la vessie, il faut s'assurer qu'il n'y a pas de chevauchement entre les organes critiques et les volumes cibles anatomocliniques voir figure (IV.26).

### + Bulbe pénien :

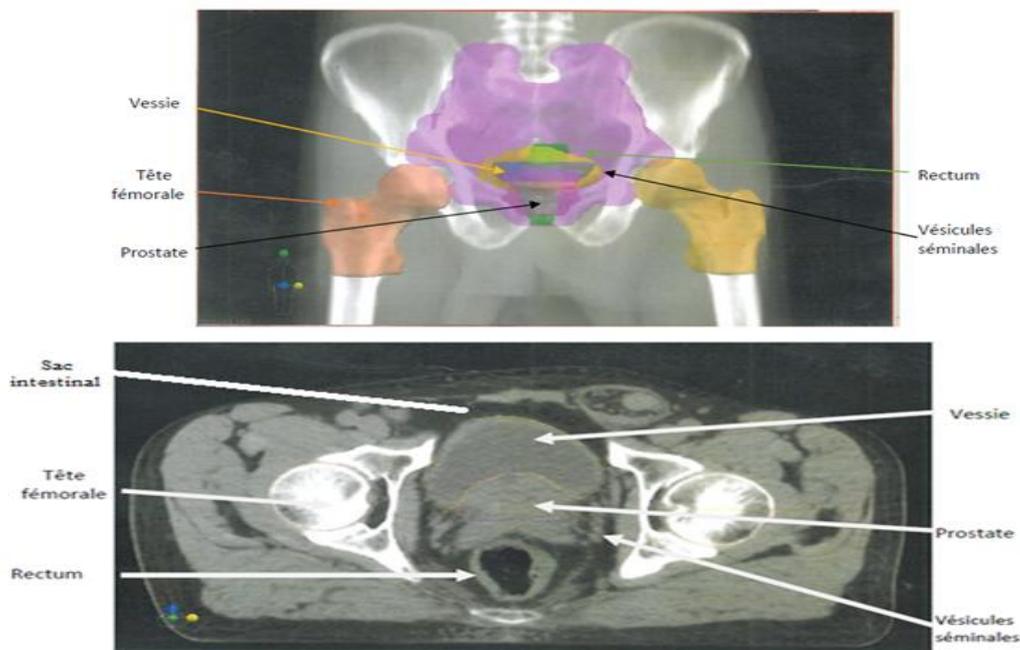
Il est dessiné sur les coupes où il apparaît, 10 à 15 mm sous l'apex prostatique.

Sa segmentation est facultative.

### + Intestin grêle :

La délimitation de « l'intestin » est nécessaire en cas d'irradiation ganglionnaire.

Il ne correspond pas à l'intestin grêle anatomique mais à la cavité « intestinale » délimitée par la paroi pelvienne latéralement, la face postérieure de la paroi abdominale en avant, le rectum et la vessie en bas et le bord supérieur de l'os iliaque en haut, excluant les volumes cibles anatomocliniques, la vessie, le rectum et les muscles abdominopelviens.



*Figure IV.25 : Détermination des volumes cibles et organes à risques*

**IV.6. Contraintes dosimétriques :**

Dans le tableau (IV.5) on présente des contraintes dosimétrique pour les volumes cibles suivant différentes références.

Contraintes aux PTV	Contrainte de dose	Référence
PTV 46 Gy	D50% =46 Gy D98%= 43.7Gy D2%= 49.22 Gy	ICRU 83
PTV 56 Gy	D50% =56 Gy D98%= 53.2Gy D2%= 59.92 Gy	
PTV 74 Gy	D50% = 74 Gy D98%= 70.3Gy D2%=79.18 Gy	
PTV 76 Gy	D50% = 76Gy D98%= 72.2 Gy D2%= 81.32 Gy	
PTV 78 Gy	D50% =78 Gy D98%= 71.1 Gy D2%= 83.46 Gy	

*Tableau IV.5: Contrainte dosimétrique pour les volumes cibles de la prostate [3].*



**Remarque :**

D98%  $\approx$  95% Dose prescrite.

D2%  $\approx$  107% Dose prescrite.

Dans le tableau (IV.6) on présente des contraintes dosimétrique pour les organes à risque suivant différentes références.

Puis dans le tableau (IV.7) on présente les Contrainte dosimétrique pour les volumes cibles et OAR de la prostate au Pôle de radiothérapie oncologique ICM – Montpellier.

## Chapitre IV Etude et évaluation de la technique VMAT dans le traitement du cancer de la prostate

---

Organes à risque	Contrainte de dose	Référence
Paroi Rectal	V75 Gy<15% V70Gy<20% V65Gy<25% V60Gy<35%	Quantec
	V50Gy<50%	RTOG 0621, PMID
Paroi Vesical	V80 Gy<15% V75Gy<25% V70Gy<35% V65Gy<50%	Quantec
	V50Gy<55%	RTOG 0621, PMID
Sac Intestinal	V15 Gy<1200 cc V45 Gy<195 cc	Quantec
	D <sub>max</sub> =52 Gy	RTOG 0621, PMID
Tête Fémorale	V50Gy<5%	RTOG 0621, PMID
Bulbe Pénien	D <sub>moy</sub> <50Gy	Quantec/ RTOG

**Tableau IV.6 : contrainte dosimétrique pour les organes à risque de la prostate [3].**

# Chapitre IV Etude et évaluation de la technique VMAT dans le traitement du cancer de la prostate

PROSTATE PRONOSTIC FAVORABLE ET STADE INTERMEDIAIRE - RapidArc																									
<p><b>Conditions de simulation</b></p> <p>Décubitus dorsal - MBR - Cales sous les genoux et les pieds Rectum vide</p>		<p><b>Prescription</b></p> <p>PTV2 : 80 Gy (40fr x 2 Gy/fraction) PTV1 : équivalent biologique 46 Gy – dose physique 56 Gy</p>																							
<p><b>Contours anatomiques</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>Prostate</li> <li>Vésicules séminales (moitié proximale)</li> <li>Rectum (2 cm au-dessus et en dessous du CTV)</li> <li>Vessie en totalité</li> <li>Têtes fémorales (de l'acétabulum au petit trochanter exclu)</li> </ul>		<table border="1"> <thead> <tr> <th></th> <th></th> <th>95 %</th> <th>107 %</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>PTV2</td> <td>80 Gy</td> <td>76 Gy</td> <td>85.6 Gy</td> </tr> <tr> <td>PTV1</td> <td>56 Gy</td> <td>53.2 Gy</td> <td>60 Gy</td> </tr> </tbody> </table>				95 %	107 %	PTV2	80 Gy	76 Gy	85.6 Gy	PTV1	56 Gy	53.2 Gy	60 Gy										
		95 %	107 %																						
PTV2	80 Gy	76 Gy	85.6 Gy																						
PTV1	56 Gy	53.2 Gy	60 Gy																						
<p><b>Contours dosimétrie</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>Contour externe (-350 UH)</li> <li>Table de traitement : Exact IGRT, épais</li> </ul>		<p><b>Contraintes dosimétriques</b></p> <p>PTV Bonne couverture de l'isodose 95 % sur 95% du volume cible (pas de sous-dosages) et surdosage &lt; 107 % Analyse des Histogrammes Dose-Volume</p>																							
<table border="1"> <tr> <td>CTV1 = [prostate + VS]</td> <td>PTV1 = CTV1 + 1 cm (0.5 cm en regard du rectum)</td> </tr> <tr> <td>CTV2 = Prostate</td> <td>PTV2 = CTV2 + 1 cm (0.5 cm en regard du rectum)</td> </tr> </table>		CTV1 = [prostate + VS]	PTV1 = CTV1 + 1 cm (0.5 cm en regard du rectum)	CTV2 = Prostate	PTV2 = CTV2 + 1 cm (0.5 cm en regard du rectum)	<p><b>Organes à risque</b></p> <table border="1"> <thead> <tr> <th rowspan="2">OAR</th> <th colspan="2">Contraintes GETUG 06</th> <th rowspan="2">Objectifs ICM</th> </tr> <tr> <th>Dmax</th> <th>D%</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Rectum</td> <td>76 Gy</td> <td>V72&lt;25%</td> <td>V50-60&lt;25% V26-30&lt;50%</td> </tr> <tr> <td>Vessie</td> <td>80 Gy</td> <td>V70&lt;50%</td> <td>V60&lt;25-35% V30-40&lt;50%</td> </tr> <tr> <td>Têtes fémorales</td> <td>55 Gy</td> <td>V50&lt;5%</td> <td></td> </tr> </tbody> </table>		OAR	Contraintes GETUG 06		Objectifs ICM	Dmax	D%	Rectum	76 Gy	V72<25%	V50-60<25% V26-30<50%	Vessie	80 Gy	V70<50%	V60<25-35% V30-40<50%	Têtes fémorales	55 Gy	V50<5%	
CTV1 = [prostate + VS]	PTV1 = CTV1 + 1 cm (0.5 cm en regard du rectum)																								
CTV2 = Prostate	PTV2 = CTV2 + 1 cm (0.5 cm en regard du rectum)																								
OAR	Contraintes GETUG 06		Objectifs ICM																						
	Dmax	D%																							
Rectum	76 Gy	V72<25%	V50-60<25% V26-30<50%																						
Vessie	80 Gy	V70<50%	V60<25-35% V30-40<50%																						
Têtes fémorales	55 Gy	V50<5%																							
<ul style="list-style-type: none"> <li>PTV1-PTV2m (m=0.2 cm)</li> <li>Externe-PTV1m à scinder en 2 volumes à mi-prostate : → protection antérieure → protection postérieure</li> <li>PTV2-rectum</li> <li>Overlap rectum = PTV2 et rectum</li> <li>Overlap vessie = PTV2 et vessie</li> <li>Ring 80 = anneau de 0.8cm d'épaisseur autour du PTV2m (m=0.1cm)</li> </ul>																									

« Cancer de la prostate » S.Viellot, P.Fenoglietto, N.Aillères, MH. Hay, JB. Dubois, D. Azria - Cancer/Radiothérapie, Vol. 14 (Nov 2010), pp. S161-S173  
Exemple : 1205677

PROSTATE HAUT RISQUE ET LOCALEMENT AVANCES - RapidArc																													
<p><b>Conditions de simulation</b></p> <p>Décubitus dorsal - MBR - Cales sous les genoux et les pieds Rectum vide</p>		<p><b>Prescription</b></p> <p>PTV2 : 74 Gy PTV1 : équivalent biologique 46 Gy – dose physique 54 Gy</p>																											
<p><b>Contours anatomiques</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>Prostate</li> <li>Vésicules séminales (2/3 proximale)</li> <li>Vaisseaux (iliaques externes, internes/obturateurs, pré-sacrés, ne contourer que la veine)</li> <li>Rectum (2 cm au-dessus et en dessous du CTV)</li> <li>Vessie en totalité</li> <li>Digestif (cavité abdominale en regard du PTV)</li> <li>Têtes fémorales (de l'acétabulum au petit trochanter exclu)</li> </ul>		<table border="1"> <thead> <tr> <th></th> <th></th> <th>95 %</th> <th>107 %</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>PTV2</td> <td>74 Gy</td> <td>70.3 Gy</td> <td>79.2 Gy</td> </tr> <tr> <td>PTV1</td> <td>54 Gy</td> <td>51.3 Gy</td> <td>57.8 Gy</td> </tr> </tbody> </table>				95 %	107 %	PTV2	74 Gy	70.3 Gy	79.2 Gy	PTV1	54 Gy	51.3 Gy	57.8 Gy														
		95 %	107 %																										
PTV2	74 Gy	70.3 Gy	79.2 Gy																										
PTV1	54 Gy	51.3 Gy	57.8 Gy																										
<p><b>Contours dosimétriques</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>Contour externe (-350 UH)</li> <li>Table de traitement : Exact IGRT, épais</li> </ul>		<p><b>Contraintes dosimétriques</b></p> <p>PTV Bonne couverture de l'isodose 95 % sur 95% du volume cible (pas de sous-dosages) et surdosage &lt; 107 % Analyse des Histogrammes Dose-Volume</p>																											
<table border="1"> <tr> <td>CTVn = [vaisseaux + 0.7cm]</td> <td>PTV1 = [(prostate +VS) + 1 cm (0.5 cm en regard du rectum)] + [CTVn + 0.7 cm]</td> </tr> <tr> <td>CTV2 = Prostate</td> <td>PTV2 = CTV2 + 1 cm (0.5 cm en regard du rectum)</td> </tr> </table>		CTVn = [vaisseaux + 0.7cm]	PTV1 = [(prostate +VS) + 1 cm (0.5 cm en regard du rectum)] + [CTVn + 0.7 cm]	CTV2 = Prostate	PTV2 = CTV2 + 1 cm (0.5 cm en regard du rectum)	<p><b>Organes à risque</b></p> <table border="1"> <thead> <tr> <th rowspan="2">OAR</th> <th colspan="2">GETUG 06</th> <th rowspan="2">Objectifs ICM</th> </tr> <tr> <th>Dmax</th> <th>D%</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Rectum</td> <td>74 Gy</td> <td>V72&lt;25% V60&lt;50%</td> <td>V30-35&lt;50%</td> </tr> <tr> <td>Vessie</td> <td>74 Gy</td> <td>V70&lt;50% V74&lt;25%</td> <td>V50-60&lt;50%</td> </tr> <tr> <td>Têtes fémorales</td> <td>55 Gy</td> <td>V50&lt;5%</td> <td></td> </tr> <tr> <td>Digestif</td> <td>Dmax&lt;54 Gy D<sub>300cc</sub>&lt; 40 Gy</td> <td>D<sub>450cc</sub>&lt; 30 Gy</td> <td>D<sub>100cc</sub>&lt; 50 Gy</td> </tr> </tbody> </table>		OAR	GETUG 06		Objectifs ICM	Dmax	D%	Rectum	74 Gy	V72<25% V60<50%	V30-35<50%	Vessie	74 Gy	V70<50% V74<25%	V50-60<50%	Têtes fémorales	55 Gy	V50<5%		Digestif	Dmax<54 Gy D <sub>300cc</sub> < 40 Gy	D <sub>450cc</sub> < 30 Gy	D <sub>100cc</sub> < 50 Gy
CTVn = [vaisseaux + 0.7cm]	PTV1 = [(prostate +VS) + 1 cm (0.5 cm en regard du rectum)] + [CTVn + 0.7 cm]																												
CTV2 = Prostate	PTV2 = CTV2 + 1 cm (0.5 cm en regard du rectum)																												
OAR	GETUG 06		Objectifs ICM																										
	Dmax	D%																											
Rectum	74 Gy	V72<25% V60<50%	V30-35<50%																										
Vessie	74 Gy	V70<50% V74<25%	V50-60<50%																										
Têtes fémorales	55 Gy	V50<5%																											
Digestif	Dmax<54 Gy D <sub>300cc</sub> < 40 Gy	D <sub>450cc</sub> < 30 Gy	D <sub>100cc</sub> < 50 Gy																										
<ul style="list-style-type: none"> <li>PTV1-PTV2m (m=0.2 cm)</li> <li>Externe-PTV1m à scinder en 2 volumes à mi-prostate : → protection antérieure → protection postérieure</li> <li>Ring 74 = anneau de 0.8cm autour du PTV2m (m=0.1cm)</li> <li>PTV haut (ptv1-ptv2m avec m = 2cm)</li> </ul>		<ul style="list-style-type: none"> <li>Digestif-ptv1m</li> <li>Vessie-ptv1m</li> <li>Rectum-ptv1m</li> </ul>																											

« Cancer de la prostate » S.Viellot, P.Fenoglietto, N.Aillères, MH. Hay, JB. Dubois, D. Azria - Cancer/Radiothérapie, Vol. 14 (Nov 2010), pp. S161-S173

**Tableau IV. 7 : Contrainte dosimétrique pour les volumes cibles et OAR de la prostate au Pôle de radiothérapie oncologique ICM – Montpellier.**

### IV.7. Evaluation de plans :

Vous pouvez évaluer vos plans de traitement comme suit :

Visuellement, en contrôlant et en comparant les distributions de dose 3D pour décider si des plans alternatifs doivent être utilisés pour le traitement.

Quantitativement, en utilisant les outils de mesure de la dose - valeur de dose en un point et profil de dose.

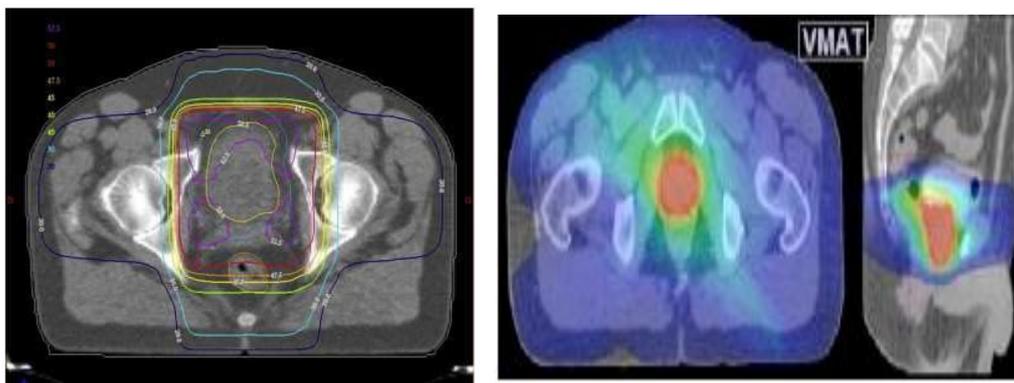
Par réduction en utilisant les histogrammes dose-volume qui résument la dose totale reçue par les structures.

Les informations de l'histogramme dose-volume peuvent également être affichées au format statistique, avec les valeurs conformes de dose.

#### IV.7.1. Valeur de dose en un point et profil de dose:

Utilisez les outils de mesure avec les isodoses et le mode Color wash pour vérifier la distribution de dose voir figure (IV.26).

Les outils Dose en un point et Courbe de dose permettent d'étudier la dose en un emplacement.



*Figure IV.26: Représentation graphique des isodoses.*

À l'aide des courbes isodoses (endroit des points recevant la même dose d'irradiation dans un plan passant par l'axe du faisceau), il est possible de déterminer plusieurs éléments : des points « froids » et « chauds ». Selon les recommandations Recorad (2016), les points froids peuvent être définis ainsi :

- Les régions du volume cible recevant une dose inférieure à 95% de la dose prescrite,

Les points chauds sont définis comme :

- Les régions hors du volume cible recevant une dose supérieure à 107% à 110 % de la dose prescrite,

### ➤ Affichage de la dose en un point :

La dose en un point est la dose calculée pour un point sur lequel vous cliquez dans un plan affiché dans une vue d'image.

- **Dose absolue** : dose totale en Gy ou cGy au point sélectionné, décomposée en contribution de dose absolue des champs individuels.
- **Dose relative** : dose totale en pourcentage de la valeur de normalisation du plan ainsi que la contribution de dose relative normalisée et non normalisée de chaque champ.
- **Points coordonnées** : coordonnées (x, y, z) du point, exprimées en centimètres.

### ➤ Affichage d'un profil de dose

Le profil de dose indique l'intensité de la dose le long de la ligne.

Pour afficher la valeur de dose et la distance à un point quelconque le long du profil de la ligne, placez le pointeur de la souris dans le graphique.

La valeur et la distance à ce point sont affichées dans des labels voir figure (IV.27).

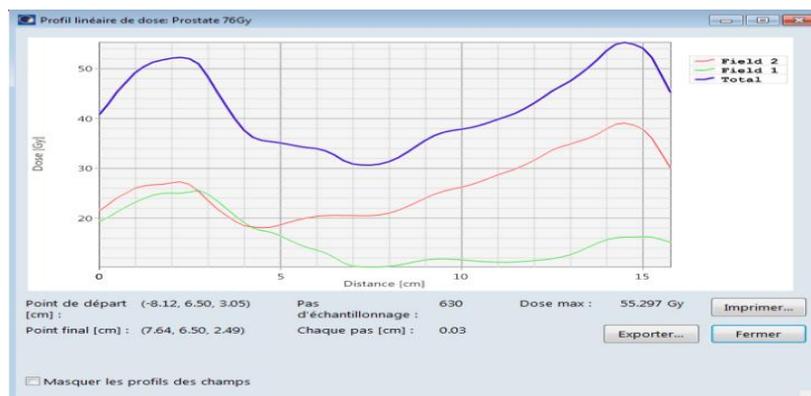


Figure IV.27 : Profil linéaire de dose [3].

## IV.7.2. Histogramme dose-volume :

Un histogramme dose-volume (HDV) affiche la distribution de dose 3D complexe dans un graphique bidimensionnel.

Le HDV révèle l'uniformité des doses délivrées à l'ensemble des structures et constitue un outil idéal pour l'évaluation des distributions de doses à partir de divers plans.

L'information dose-volume et les valeurs de conformité de dose sont également visibles sous forme de statistiques dans l'onglet Dose Statistics (Statistiques de dose) de la fenêtre Info.

### ➤ Visualiser le graphique HDV :

Un graphique du HDV peut être affiché dans la vue 3D à la place d'une vue 3D ou d'une image BEV (vue de la source) du patient.

Le graphique du HDV affiche la dose pour les structures sélectionnées, dans un ou plusieurs plans voir figure (IV.28).



Figure IV.28 : Histogramme dose-volume.



### Remarque :

Lorsque vous utilisez un HDV, tenez compte des points suivants :

- Vous pouvez afficher la structure, le dossier de traitement, le plan et la profondeur de sphère équivalente pour les points le long d'une courbe d'histogramme en activant

l'outil pointeur en croix et en déplaçant le pointeur de la souris sur la courbe et en cliquant dessus.

- Avant de créer le HDV, prescrivez la dose pour le plan.
- Le volume est indiqué en  $\text{cm}^3/\text{Gy}$ , cGy ou %.

### ➤ Types de HDV disponibles :

Il est possible de tracer, dans le même graphique, des HDV pour structures multiples à partir d'un seul plan (HDV pour un seul plan).

Les types de HDV disponibles sont :

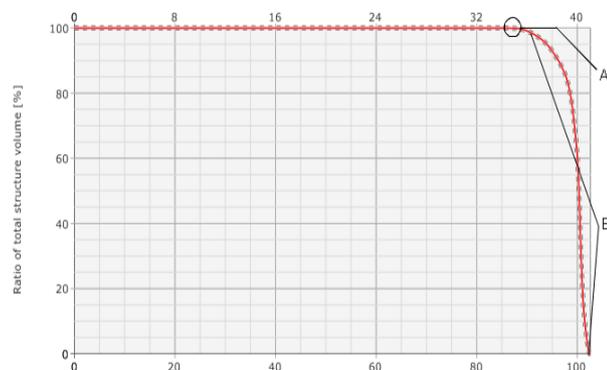
- ✓ Cumulative (Cumulatif).
- ✓ Differential (Différentiel).
- ✓ Natural (Naturel) (disponible pour les plans de curiethérapie uniquement).

#### ❖ HDV cumulatif

Le graphique du HDV cumulatif affiche le pourcentage (relatif) ou le volume (absolu) des structures qui reçoivent une dose égale ou supérieure à une dose définie.

La Figure (IV.29) illustre un graphique HDV cumulatif.

**A.** Par exemple, ce point indique que 100 % de la structure reçoit au moins 87 % de la dose. **B.** Plus la courbe entre les points indiqués est raide et plus la distribution de dose est uniforme.



**Figure IV.29. Graphique du HDV cumulatif.**

La proportion du volume est indiquée en pourcentage ou en  $\text{cm}^3$ .

L'axe des X inférieur représente la dose indiquée en pourcentage ou en dose absolue entre les valeurs de la plage de dose définies dans la vue (Histogramme dose-volume).

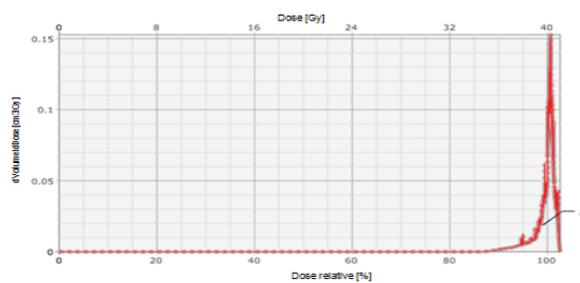
L'axe des X supérieur représente la dose indiquée en dose absolue.

Si le plan n'a pas de prescription, seule la dose relative est affichée.

### ❖ HDV différentiel :

Le HDV différentiel affiche la portion du volume total dans les structures recevant une certaine dose en tant que fonction d'intervalles de dose similaires.

Cela est utile pour additionner la dose distribuée aux tissus normaux. La Figure (IV.30) illustre un graphique HDV différentiel pour une structure.



A. Plus la pointe est large et moins la distribution de dose est uniforme.

*Figure IV.30 : Graphique du HDV différentiel*

Dans le graphique du HDV différentiel, l'axe Y représente la portion du volume total des structures recevant la dose.

L'axe des X inférieur représente les intervalles de dose avec la dose indiquée en dose relative ou en dose absolue et l'axe des X supérieur représente les intervalles de dose en dose absolue.

### IV.7.3. Evaluation par les indices:

L'histogramme dose-volume peut également être évalué de manière quantitative voir figure (IV.31) (rapport ICRU83) en prenant en considération différents paramètres comme :

- 95% de la dose prescrite pour le PTV
- Dose moyenne
- Dose max (point chaud : 107%)
- La dose maximum (Dmax) est définie à D2%
- La dose médiane (D50%) est proche de la dose de prescription et très proche de la dose de référence.
- La dose minimum (Dmin) est définie à D98%

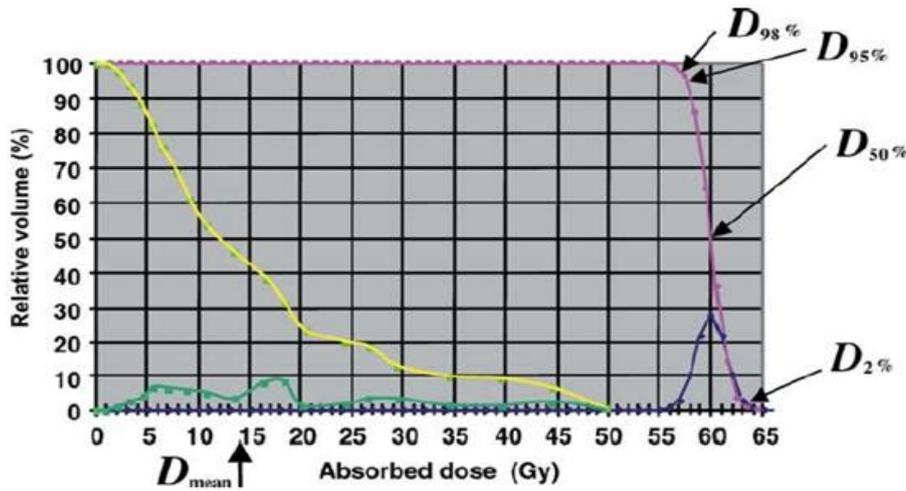


Figure IV.31 : Analyse quantitative de l'histogramme dose-volume

✚ L'indice de conformité IC :

La norme ICRU83 définit l'indice de conformité (pour une isodose donnée) comme étant le rapport du volume traité par cette isodose sur le PTV ; voir relation (IV.1).

$$CI_{PTV} = VT_{IR} / VT \quad (IV.1)$$

Où : « VT<sub>IR</sub> » est le volume tumoral couvert par l'isodose de référence et « VT » est le volume tumoral.

L'isodose de référence (IR) est définie comme l'isodose de prescription.

Le rapport 50 de l'ICRU recommande que l'isodose de référence soit la 95% de la dose prescrite (V<sub>95%</sub>) et donc on obtient la relation (IV.2) :

$$CI_{PTV} = VT_{95\%} / VT \quad (IV.2)$$

L'objectif est d'atteindre 1.

✚ L'indice d'homogénéité : IH

C'est le rapport de la dose minimale normalisée moins la dose la dose maximale par la dose moyenne ; on a donc la relation (IV.3). L'objectif est d'atteindre 0.

$$IH = \frac{D_{2\%} - D_{98\%}}{D_{moy}} \quad (IV.3)$$

## ✚ L'indice thérapeutique :

L'indice thérapeutique, ou ratio thérapeutique, se définit comme le ratio des doses aux cellules normales et des cellules tumorales donnant le même effet biologique. L'équation décrivant l'indice thérapeutique (IV.4) est [8] :

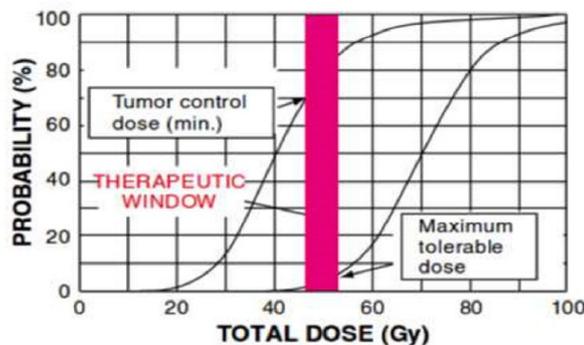
$$\text{Indice thérapeutique} = \frac{\text{Dose aux cellules normales}}{\text{Dose aux cellules tumorales}} \quad \left| \begin{array}{l} \text{Même effet biologique} \end{array} \right. \quad (\text{IV.4})$$

Les effets biologiques pour les cellules cancéreuses et les cellules saines ont été modélisés par des fonctions à partir de mesures expérimentales.

La probabilité de contrôle tumoral, ou TCP (Tumor Control Probability), est la probabilité de tuer les cellules cancéreuses à une certaine dose, dépendant du fractionnement utilisé et de l'organe ciblé. Le TCP et le NTCP ont des formes sigmoïdes.

La fenêtre thérapeutique dépend de ces deux courbes et permet de déterminer la plage de dose qui peut être utilisée pour tuer les cellules cancéreuses sans pour autant négliger les risques de complication aux OAR.

Le NTCP tient en compte une distribution de dose uniforme. Afin de gérer les distributions de dose hétérogènes, la notion de dose équivalente uniforme généralisée (**gEUD** — generalized Equivalent Uniform Dose) a été introduite [8]. Elle permet de trouver la distribution de dose uniforme qui donne les mêmes effets biologiques qu'une distribution de dose donnée voir (figure IV.32).



*Figure IV.32 : Courbe de NTCP et TCP. La section en rose représente la plage de dose qui peut être utilisée pour contrôler la tumeur tout en protégeant les tissus sains. C'est la fenêtre thérapeutique [9].*



*RESULTATS*

### **IV.8. Caractéristiques des patients :**

Le nombre total des patients est de 12, d'âge moyen de **70.5** ans Ils ont bénéficié d'une radiothérapie type VMAT (Volumetric Modulated Arc Therapy) pour un adénocarcinome prostatique localisé au sein du service de radiothérapie du centre de lutte contre le cancer –Sidi Be Abbes- .

#### **IV.8. 1.Résultats :**

Dans cette section, nous allons vous présenter les résultats obtenus à l'issue de la planification par arc thérapie.

Dans les tableaux ci-dessous, nous avons relevé :

- La dose est exprimée en Gy.
- le nombre des champs, l'angulation du bras et le sens de la rotation (sens horaire SH et sens anti horaire SAH), l'angulation du collimateur pour chaque plan (12 patient) puis nous avons extrait le nombre d'unité moniteurs nécessaire pour chaque plans voir tableau (IV.8). (l'angulation de la table est égale à 0)
- les valeurs permettant d'évaluer la dose au PTV tableau (IV.9)
- les différents indices ont été calculés à l'aide des équations mathématiques présentés dans la section précédente voir Tableau (IV.9).
- les valeurs permettant d'évaluer la dose aux OAR voir tableau (IV.10).
- Enfin, la valeur moyenne pour les 12 patients voir tableau (IV.11).

**Chapitre IV Etude et évaluation de la technique VMAT dans le traitement du cancer de la prostate**

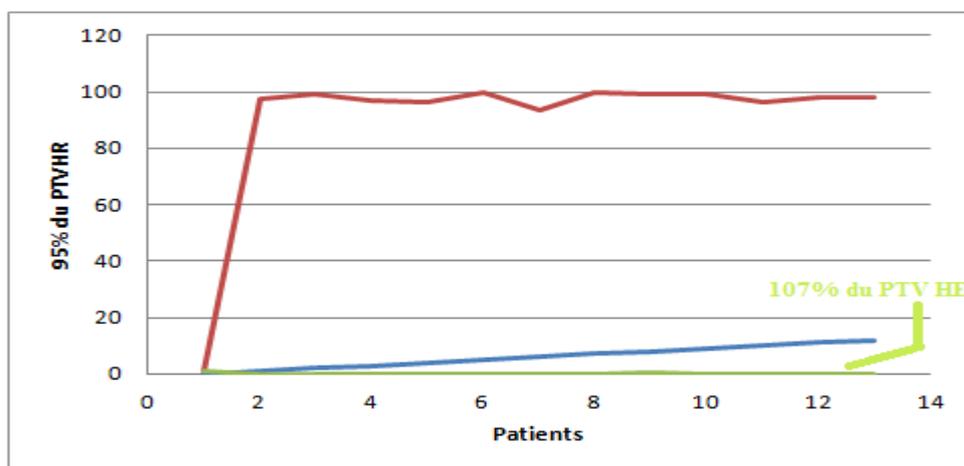
		Champ	Angulation Bras (deg)	Angulation Collimateur (deg)	UM	Temps de traitement
<b>Patients</b>	<b>1</b>	C1	190/170 SH	15	193.9	58
		C2	170/190 SAH	345	200.6	173
		C3	190/170 SH	85	187.3	58
	<b>2</b>	C1	181/179 SH	5	201.8	61
		C2	170/190 SAH	355	202.6	57
		C	190/170 SH	85	194.7	57
	<b>3</b>	C1	200/160 SH	30	291	75
		C2	160/200 SAH	330	279	73
	<b>4</b>	C1	200/160 SH	30	259.1	54
		C2	160/200 SAH	330	263	54
	<b>5</b>	C1	181/179 SH	15	206	76
		C2	179/181 SAH	345	221	77
		C3	181/179 SH	85	187	77
	<b>6</b>	C1	190/170 SH	5	188	74
		C2	170/190 SAH	355	185	73
		C3	190/170 SH	85	186	74
	<b>7</b>	C1	181/179 SH	30	366	77
		C2	179/181SAH	330	330	78
	<b>8</b>	C1	179/181 SAH	330	269	78
		C2	181/179 SH	30	277	77
	<b>9</b>	C1	179/181SAH	330	264.9	82
		C2	181/179 SH	30	273.6	80
	<b>10</b>	C1	181/150 SH	30	284	74
		C2	179/210 SAH	330	271	74
<b>11</b>	C1	181/179 SH	45	315	78	
	C2	179/181 SAH	315	329	77	
<b>12</b>	C1	181/179 SH	30	331	77	
	C2	179/181 SAH	330	320	77	

**Tableau (IV.8) : Relevé des caractéristiques de chaque plan pour les 12 patients [3].**

		Volume cible						
		PTV HR					PTVFR	PTV RI
		D98%=95%	D2% =107%	Dmoy	IC	IH	D98%=95%	D98%=95%
<b>Patients</b>	<b>1</b>	97.28	0	77.5	0.81	0	97.60	99.86
	<b>2</b>	99.26	0	76.76	0.76	0	98.31	99.03
	<b>3</b>	96.92	0	77.39	0.69	0	97.6	99.48
	<b>4</b>	96.51	0.002	77.39	0.77	2.07E <sup>-05</sup>	98.81	97.46
	<b>5</b>	99.84	0.12	78.09	0.93	0.0012	98.54	98.84
	<b>6</b>	93.56	0.036	77.74	0.79	0.000385	97.42	99.88
	<b>7</b>	99.53	0	75.24	0.84	0	96.92	98.51
	<b>8</b>	98.98	0.37	76.49	0.6	0.003738	96.21	99.53
	<b>9</b>	99.01	0	72.44	0.53	0	97.75	99.15
	<b>10</b>	96.2	0	76.33	0.71	0	95.64	99.51
	<b>11</b>	98	0	79.07	0.8	0	91.22	96.79
	<b>12</b>	98.27	0	70.015	0.45	0	99.34	99.44

**Tableau (IV.9) : Relevés dosimétriques des plans par arc thérapie pour les volumes cibles y compris l'indice d'homogénéité et indice de conformité [3].**

Donc on peut tracer à partir du tableau (IV.9) un graphe qui montera la D98% et D2% en fonction du nombre de patients voir figure (IV.33).



**Figure IV.33 : Représentation graphique du PTVHR à 98% et 2% par rapport au nombre du patient [3].**

## Chapitre IV Etude et évaluation de la technique VMAT dans le traitement du cancer de la prostate

		Organe à risque									
		Paroi Rectale			Paroi Vésical			TFG	TFD	Sac Intestinal	
		V <sub>60</sub>	V <sub>70</sub>	V <sub>75</sub>	V <sub>60</sub>	V <sub>70</sub>	V <sub>75</sub>	V <sub>50&lt;10%</sub>	V <sub>15Gy&lt;1200cc</sub>	V <sub>45Gy&lt;195cc</sub>	
<b>Patients</b>	<b>1</b>	44.68	52.9	71.35	34.99	45.84	62.2	27.24	28.55	875	21.1
	<b>2</b>	47.95	64.18	76.63	49.78	54.77	74.87	31.59	32.33	872.61	88.71
	<b>3</b>	49.27	57.66	75.14	50.85	57.66	76.08	35.14	35.76	240.16	34.53
	<b>4</b>	50.99	57.4	64.92	53.88	59.66	77.6	36	39.33	511.65	32.73
	<b>5</b>	44.11	53.38	66.83	45.28	53.93	64.92	26.41	28.11	821.33	105.06
	<b>6</b>	50.89	54.86	71.23	40.63	51.29	76.90	29.25	31.81	848.78	124.18
	<b>7</b>	42.43	47.75	69.63	47.91	60.37	74.96	29.42	34.18	890	115.66
	<b>8</b>	49.02	57.29	75.49	52.16	64.61	75.5	35.17	36.90	895.36	11.54
	<b>9</b>	22.36	31.27	53.54	17.82	31.27	65.67	26.49	30.91	816.62	61.18
	<b>10</b>	51.64	67.42	75.84	58.22	76	77.88	37.16	37.82	1197.2	217.8
	<b>11</b>	29.22	44.93	73.74	43.93	54.35	78.41	27.2	26.52	844.99	123.37
	<b>12</b>	46.32	55.55	72.13	46.98	56.8	75.4	21.77	22.95	623.29	25.65

*Tableau (IV.10) : Relevés dosimétriques des plans par arc thérapie pour les organes à risques [3].*

<b>Valeur moyenne</b>	<b>PTV HR</b>	
	<b>D98%=95%</b>	96,74
	<b>D2% =107%</b>	0,0185
	<b>Dmoy</b>	76,26
	<b>IC</b>	0,765
	<b>IH</b>	0,00019
	<b>Paroi Rectale</b>	
	<b>V<sub>60&lt;50%</sub></b>	43,365
	<b>V<sub>70&lt;25%</sub></b>	41,51
	<b>V<sub>75&lt;5%</sub></b>	40,1425
	<b>Paroi Vésical</b>	
	<b>V<sub>60&lt;50%</sub></b>	37,975
	<b>V<sub>70&lt;25%</sub></b>	33,6
	<b>V<sub>75,77&lt;5%</sub></b>	30,67
	<b>TFG</b>	
	<b>V<sub>50&lt;10%</sub></b>	24,505
	<b>TFD</b>	
	<b>V<sub>50&lt;10%</sub></b>	25,75
	<b>Sac Intestinal</b>	
	<b>V<sub>15Gy&lt;1200cc</sub></b>	749,145
<b>V<sub>45Gy&lt;195cc</sub></b>	23,375	

*Tableau (IV.11) : Relevés dosimétriques moyens des plans pour 12 patients [3].*

**IV.8. 1.1. Critères liés à l'efficience :**

Les différences de cadence de travail sont uniquement liées au temps de calcul et le temps du traitement voir tableau (IV.12) ainsi la figure (IV.34).

Le calcul de la dose passe de 2 min avec la technique 3D conformatinelle à 19 ou 20 min avec la technique VMAT.

Le nombre moyens d'UM utilisé par la technique VMAT est à **616.2 UM** par contre si on utilise la technique 3D conformationnelle le nombre moyens d'UM augmente à **870 UM** donc le VMAT permet de diminuer de 7% le nombre d'UM voir figure (IV.35).

Concernant le temps de délivrance de la dose par séance, il passe en moyenne de 4 min avec la technique 3D conformatinelle à 2 min avec la technique VMAT et la présence du patient sous la machine, (nombre de séance est réduit pour la technique VMAT que la technique 3D conformationnelle).

<b>Patients</b>	<b>95% du PTV HR</b>	<b>Nombre d'UM</b>	<b>Temps de traitement</b>
<b>1</b>	97,28	581,8	289
<b>2</b>	99,26	599,1	175
<b>3</b>	96,92	554	148
<b>4</b>	96,51	522,1	108
<b>5</b>	99,84	614	230
<b>6</b>	93,56	559	221
<b>7</b>	99,53	696	155
<b>8</b>	98,98	546	155
<b>9</b>	99,01	538,5	162
<b>10</b>	96,2	555	148
<b>11</b>	98	644	155
<b>12</b>	98,27	651	154

*Tableau (IV.12) : Relevé dosimétrique donnant le nombre total d'UM et le temps de traitement pour chaque plan [3].*

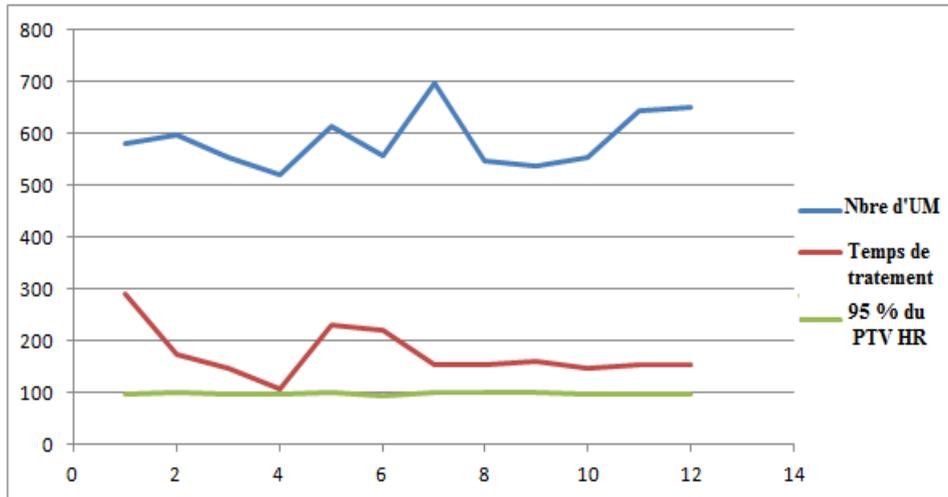


Figure IV.34 : Représentation graphique du PTVHR à 95% par rapport au nombre d'UM et le temps de traitement [3].

#### IV.8. 1.2.Analyse qualitative :

Il s'agit d'une étude sur l'évaluation dosimétrique de l'arc thérapie dans le cancer de la prostate localisé, réalisée dans le centre de lutte contre le cancer de sidi bel abbés.

L'analyse de notre base de données concorde avec les bénéfices rapportés dans la littérature en faveur de la technique tant sur le plan de la distribution de dose obtenue avec un meilleur index de conformité et d'homogénéité que sur l'efficacité avec un temps de traitement et un nombre d'UM réduit avec une meilleure couverture .

Ce gain dosimétrique est traduit en bénéfice clinique observé avec une faible toxicité aiguë.

Cette technique permet une distribution de doses plus conformationnelle dans des volumes cibles concaves tels que la prostate, les vésicules séminales et les ganglions pelviens.

#### A. Analyse des courbes d'isodoses :

L'évaluation visuelle des courbes d'isodoses, nous permet de mettre en évidence l'absence de points chauds au niveau du PTV HR ; il n'y a aucune région dans le PTV recevant plus de 107% et 110% de la dose prescrite.

De plus, nous pouvons constater que certaines régions du PTV HR reçoivent moins de 90% et 95% de la dose prescrite, ce qui correspond aux points froids.

Notons toutefois que la présence de points froids ne signifie pas la présence d'un sous dosage du PTV ; il s'agit de moins de 95% de la dose, ce qui reste tout à fait acceptable.

### B. Analyse des histogrammes doses volumes :

Pour les 12 patients, nous pouvons remarquer que la couverture du PTV est plus optimale dans les plans de traitements; la pente de la courbe est plus abrupte. ; La dose reçue est donc plus homogène.

De plus, les courbes des DVH se rejoignent à la dose médiane ; la dose reçue par 50% du volume est de 76Gy.

Les index de conformité et d'homogénéité idéalement proches de 1

Ainsi l'arc thérapie dynamique volumétrique par Rapid Arc a permis une couverture à la fois optimale et homogène du PTV « Haut risque » dans notre série dosimétrique voir figure (IV.34).

Les paramètres dosimétriques du PTV « Intermédiaire » étaient tout aussi optimaux avec les doses moyennes dans 95% du volume dépassant les 102%.

Le surdosage du PTV « Intermédiaire » s'explique par le chevauchement avec le PTV « Haut risque », ainsi les paramètres dosimétriques de conformité et d'homogénéité ne sont pas applicables au PTV « Intermédiaire » .

#### IV.8. 1.3. Analyse qualitative :

Les index de conformation et d'homogénéité sont présentés dans le tableau IV.9.

Ces index sont tous plus proches de la valeur idéale avec la technique VMAT.

Les points froids observés sur le volume cible (PTV2) sont surtout présents dans une zone correspondant au chevauchement des volumes PTV2 et paroi rectale.

#### PTV

Concernant les objectifs pour le PTV, nous pouvons remarquer que la couverture à D95% a été respectée pour les 12 patients.

En effet, d'après le tableau IV.9, la couverture du PTV (D95%) a été observée.

La D98% est théoriquement de la valeur de dose prescrite.

La dose médiane (D50%) a été observée pour les 12 patients et témoigne d'une bonne homogénéité de la dose dans le volume voir figure (IV.34).

Enfin, à propos des différents indices utilisés pour notre étude, nous constatons que :

- L'indice d'homogénéité est à peu près égale à 0 pour tout les patient (cas idéal tend vers 0).

- L'indice de conformité est peut prés égale à 1 pour tout les patient (cas idéal tend vers 1).

## OAR

Dans cette section, nous allons examiner les résultats pour chaque organe à risque et les confronter entre chaque patient.

### • Paroi Rectal :

D'après les résultats obtenus, nous pouvons constater que la dose maximale préconisée par les recommandations, a été respecté.

La V70 Gy est nettement inférieur à la prescription.

La V60 Gy est aussi bien inférieure à la prescription.

### • Paroi Vésical :

Comme pour la paroi rectale, concernant la V70 Gy, et V60 sont les deux respectés mais pour la V75 elle n'est pas vraiment respectés et ca peut être conduit à des Cystite radique pour le patient.

### • Têtes fémorales :

Enfin, concernant les têtes fémorales, nous relevons que les contraintes de doses ont été clairement respectées pour les 12 patients.

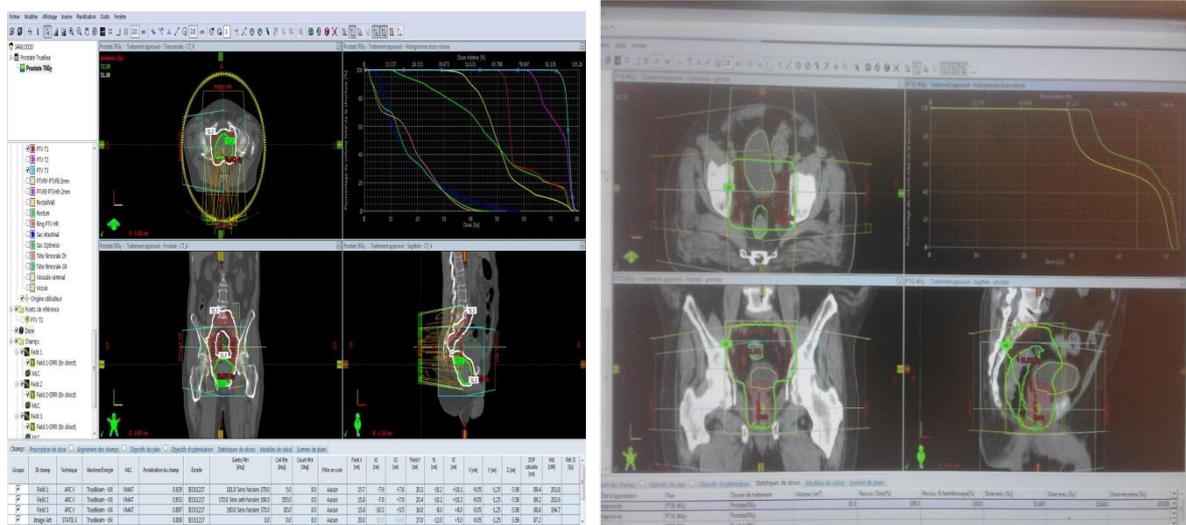


Figure (IV.35) : comparaison entre la technique VMAT et RC 3D dans le traitement de la prostate.



*DISCUSSION*

La technique VMAT mises en œuvre dans notre étude sur un accélérateur Varian, montrent des distributions de dose très satisfaisantes en cas de haute dose délivrée dans la prostate (>74Gy), en accord avec les recommandations.

De manière générale, les contraintes pour le PTV et les OAR ont été respectées, et ce, pour les patients; la couverture du PTV a été assurée et les organes à risques, épargnés. Cependant, nous avons pu relever quelques éléments concernant le rapport couverture du PTV en fonction de la préservation des organes.

En effet, en analysant les différents résultats obtenus, nous pouvons remarquer que les contraintes concernant les OAR ont été respectées sans toutefois être optimale.

Alors que la dosimétrie réalisée montre un tout autre raisonnement ; les contraintes des OAR étant respectés (sans trop « sérés » sur ces derniers), la couverture du PTV n'a pas alors été affectée. D'où cette « meilleure » couverture du PTV.

Cela nous permet donc de conclure que le VMAT permet de mieux couvrir le volume cible.

La technique VMAT permet une diminution de la dose dans les organes à risque principalement pour les têtes fémorales et dans une moindre mesure pour la paroi rectale.

Ce bénéfice apparait variable selon les patients.

L'expérience clinique (toxicité/contrôle biologique) des cancers prostatiques traités par VMAT est quasi inexistante ce jour, du fait de la nouveauté de la technique.

Les index de conformation du VMAT sont tous plus proches de la valeur idéale.

Ces éléments de comparaison sont soumis aux performances de mise en œuvre des différentes techniques.

Dans notre étude, l'index d'homogénéité était plus proche de la valeur idéale. Concernant les différents indices, nous constatons, que pour les 12 patients, l'arc thérapie possède un meilleur rendement par rapport à la technique trois dimensions conformationnelle (la vessie et le rectum est en plein champ).

Mentionnons toutefois qu'il s'agit essentiellement d'un résultat dépendant de la méthode de planification et d'optimisation (expérience du planificateur).

La technique VMAT offre un gain de temps majeur, pour la délivrance de la dose au patient.

Ce gain de temps, également rapporté dans la littérature, peut se traduire par au moins deux bénéfices : d'une part une diminution du mouvement prostatique pendant la séance (intra-fraction) et donc une amélioration du ciblage tumoral et d'autre part un gain

économique permettant de traiter un nombre supplémentaire de patients et/ou de réaliser plus d'images de vérification.

L'amélioration des performances du matériel en terme de vitesse d'exécution, mais aussi de taille de stockage, les plans VMAT étant considérablement plus volumineux (**de 4 à 6Go**) que les autres plans (3d conformationnelle et IMRT) constitue donc un enjeu majeur aujourd'hui.

Dans notre étude, la technique VMAT délivre doit pouvoir aboutir à des résultats d'autant plus satisfaisants que de nombreux paramètres propres à cette technique ne sont pas encore optimisés. Il s'agit des paramètres balistiques : le nombre d'arcs, la superposition d'arcs de tailles différentes, l'utilisation d'arcs non coplanaires, l'utilisation de différentes énergies des faisceaux sur des portions d'arcs, ou encore des paramètres propres à l'accélérateur et plus particulièrement au collimateur multi-lames, comme la rotation du collimateur pendant l'irradiation.

Notre étude a porté sur l'analyse des performances de la technique VMAT par rapport à une technique de modulation d'intensité par faisceaux statiques dans le cas particulier de la prostate.

Nous avons évalué dans un premier temps la capacité du VMAT à délivrer une dose homogène au volume cible.

Ces caractéristiques du VMAT deviennent particulièrement intéressantes si l'on envisage un schéma d'irradiation hypo fractionné pour les adénocarcinomes de la prostate du fait d'un rationnel biologique adapté.

Les nouvelles modalités d'imagerie, en particulier basées sur l'IRM, peuvent donner des informations spatiales sur les caractéristiques biologiques

Plusieurs études ont ainsi modélisé la faisabilité d'une forte escalade de dose (>80Gy) dans des volumes segmentés par IRM ou par imagerie TEP .

La technique VMAT constitue une amélioration des techniques de modulation d'intensité existantes à la seule condition que la qualité de sa mise en œuvre soit optimale au niveau de la planification mais aussi au niveau de la réalisation du plan de traitement sur l'accélérateur.

Le logiciel de planification utilisé constitue un élément crucial de la chaîne de traitement. La qualité de la distribution de dose et l'efficacité lors de la mise en œuvre de la technique VMAT sont étroitement liées aux performances des algorithmes de calcul de la dose et de l'algorithme utilisé pour l'optimisation des distributions de dose.

Le contrôle de qualité de l'accélérateur doit être basé sur des séries de tests : tests de précision et de reproductibilité du positionnement des lames, tests d'uniformité du faisceau durant la délivrance des UM.

A ces tests doivent s'ajouter des tests de stabilité et de cohérence de la dose dans le cas de variations simultanées du bras, du collimateur mutilâmes et du débit de dose.

De plus un contrôle dosimétrique de chaque plan de traitement doit être réalisé pour s'assurer de la cohérence entre la distribution de la dose calculée et la distribution de la dose mesurée

Ces contrôles pour être pertinents doivent respecter les conditions balistiques de traitement, doivent utiliser un fantôme de morphologie proche de celle du patient.

### **IV.9. Avantages de l'arc therapie dans le cancer de prostate :**

#### **IV.9.1. Sur le plan dosimétrique :**

##### **A. Couverture des volumes cibles :**

L'arc therapie volumétrique modulée (Rapid Arc®, Varian Medical Systems, Palo Alto, CA, États-Unis), supposée avoir une distribution de dose plus « conforme » aux volumes tumoraux que la RCMi classique à faisceaux fixes, est utilisée tous les jours dans les services de radiothérapie, sans réelle validation clinique, notamment pour les cancers pelviens autres que ceux de la prostate.

Bien que rétrospectives et souvent sur de faibles effectifs, plusieurs études dosimétriques pour différents cancers pelviens ont toutefois confirmé des bénéfices substantiels en termes d'homogénéité et de couverture du volume cible prévisionnel [10–11].

Pour évaluer la couverture des volumes cibles, il existe de nombreux paramètres recommandés par le rapport ICRU 83, tels que D2%, D98%, l'index d'homogénéité (HI) et l'index de conformité (CI). Cependant, il n'existe pas de formule standardisée pour calculer CI et HI.

Ce problème rend difficile toute comparaison entre les séries en particulier pour CI.

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

### B. Protection des organes à risque :

A côté de la meilleure couverture des volumes cibles, notre étude a montré que Rapid arc© permet une préservation des OAR toute en respectant les recommandations du QUANTEC sur les contraintes de dose notamment dans le rectum, la vessie et le grêle.

Des résultats similaires en termes de protection des organes à risque ont été rapportés par plusieurs auteurs pour la plupart des localisations pelviennes par rapport aux techniques classiques de RCMI à faisceaux fixes [14].

L'utilisation de deux arcs permettait une meilleure épargne digestive.

L'augmentation de la conformité avec les techniques de modulation d'intensité notamment VMAT, permet de réduire les doses élevées dans les tissus sains en dehors du volume cible, et contre balance de ce fait l'augmentation des faibles doses en périphérie [15].

### C. Sur le plan efficience du traitement :

#### ➤ Temps de traitement :

Un autre avantage de cette technique par rapport à la RCMI à faisceaux fixes est la réduction importante du temps de traitement, limitant le risque de mouvements internes entre les fractions et l'inconfort du patient, favorisant un gain d'activité pour les services de radiothérapie et le raccourcissement des délais de la mise en route des traitements des nouveaux patients [15-16].

Dans notre étude, le délai moyen de traitement était de 1,99 minute qui est considérablement plus court qu'un plan 3D conformationnelle fixe, qui prend environ 4-5 minutes.

#### ➤ Nombre d'unités moniteurs :

Dans cette étude, les UM moyennes requises par Rapid Arc étaient de  $555,94 \pm 86,34$  unités. Bien que plusieurs études aient révélé que le nombre d'UM requises pour un plan VMAT était inférieur à celui d'un plan 3D conformationnelle fixe  $877 \pm 85$  unités le nombre des unités moniteurs délivrées par VMAT ou 3D conformationnelle varie considérablement selon l'algorithme de planification.

### IV.10. Inconvénients de l'arc thérapie dans le cancer de prostate :

Le débit de dose avec RA peut être modulé ainsi que la vitesse du bras de l'accélérateur.

Par contre la vitesse du CML est relativement lente et l'irradiation est volumique.

On peut effectuer plusieurs arcs pour augmenter les degrés de modulation mais avec une augmentation du temps de traitement.

### IV.11. les effets secondaires de la radiothérapie de la prostate :

Les **effets secondaires** courants de la **radiothérapie** employée pour traiter le cancer de la **prostate** comprennent : fatigue, troubles intestinaux, dont la diarrhée, la présence de sang dans les selles, la douleur rectale, une sensation de brûlure dans le rectum ou des fuites rectales.

### Conclusion

Le choix de l'intégration du VMAT doit être motivé par une évaluation de ses performances par rapport aux autres techniques établies pour les localisations cliniques d'intérêt et pour sa propre chaîne de traitement.

L'évaluation doit intégrer plusieurs points : conformation de la dose au volume cible, efficacité de délivrance du traitement mais aussi la qualité de réalisation des plans.

Notre étude a évalué l'apport du VMAT pour la localisation tumorale : prostate. L'irradiation de la prostate avec un schéma d'irradiation hypo fractionné nous avons montré que le VMAT permet une meilleure conformation de la dose au PTV et une diminution de la dose aux OARs.

De plus nous avons montré que le VMAT permet une diminution du temps de traitement et de limiter l'effet des mouvements intrafractions qui peuvent être cruciaux pour des localisations mobiles (prostate).

La diminution du temps de traitement constitue pour nous l'apport majeur du VMAT par rapport aux techniques par faisceaux stationnaires.

L'amélioration dosimétrique de la technique VMAT ne pourra cependant se traduire cliniquement que si l'on associe cette dernière à la radiothérapie guidée par l'image (IGRT), qui permet de réduire les incertitudes liées au mouvement intra-prostatique.

# *Chapitre V*

## *Vérification et validation des plans de traitements*

## Introduction :

Depuis une décennie, les progrès techniques ont conduit à des modalités d'irradiation très conformationnelle, permettant une distribution optimale de la dose.

De plus, l'imagerie diagnostique ayant également présenté des avancées considérables, il est possible de définir la cible tumorale et les OAR de manière beaucoup plus précise.

Cependant la traduction clinique de ces améliorations de la distribution de dose planifiée est plus complexe.

En effet, toute la technique d'irradiation est classiquement basée sur une seule scannographie de planification.

Ainsi pour vérifier la validité d'une planification de traitement avant de commencer le traitement effectif d'un patient, vous pouvez créer des plans de vérification à partir de plans de planification dans Eclipse.

## V.1. Contrôle de qualité :

Le contrôle de qualité se décline sur 2 principaux aspects :

- Le contrôle qualité de l'accélérateur pour les techniques spécifiques VMAT qui s'est donc complexifié : contrôle d'homogénéité et de symétrie des faisceaux, contrôle de la précision dosimétrique en rotation, contrôle de la précision de positionnement du collimateur multilames, contrôle de la synchronisation rotation de bras/délivrance de la dose/collimateur multilames :

- Le contrôle qualité avant la réalisation individuelle de chaque plan de traitement.

### V.1.1. Vérification de la planification de traitement [1] :

Les plans de vérification sont créés à l'aide des méthodes suivantes :

- Vérification par le biais d'un fantôme (Arck chek).
- Vérification au moyen de la prédiction par dosimétrie portale.

Les champs d'un plan de vérification possèdent une géométrie et des accessoires identiques à ceux de leurs équivalents dans le plan de planification d'origine.

Les nombres d'UM, et mouvements du DMLC (MLC dynamique) dans les champs d'un plan de vérification sont identiques à ceux de leurs équivalents dans les champs d'origine.

Pour chaque plan de vérification créé à l'aide d'un fantôme, vous définissez si tous les champs sont stockés dans le même plan de vérification ou si chaque champ est stocké dans un plan de vérification distinct.

Lorsque vous créez des plans de vérification à l'aide des prédictions par dosimétrie portale, tous les champs sont stockés dans le même plan de vérification.

En outre, la machine de traitement, l'énergie et le débit de dose ne peuvent pas être modifiés dans un plan de vérification.

Les modifications apportées à la géométrie des champs dans le plan de vérification n'affectent pas les fluences réelles ou les mouvements du DMLC.



### Remarque :

Les plans de vérification sont représentés par une icône spéciale



#### V.1.1.1. Vérification avec fantôme Arc Check [2]:

Un plan de vérification utilisant un fantôme (Arc Check) peut être connecté à un groupe et une image de structures de vérification (généralement une image artificielle ou une image de fantôme scannée) voir figure (V.1).

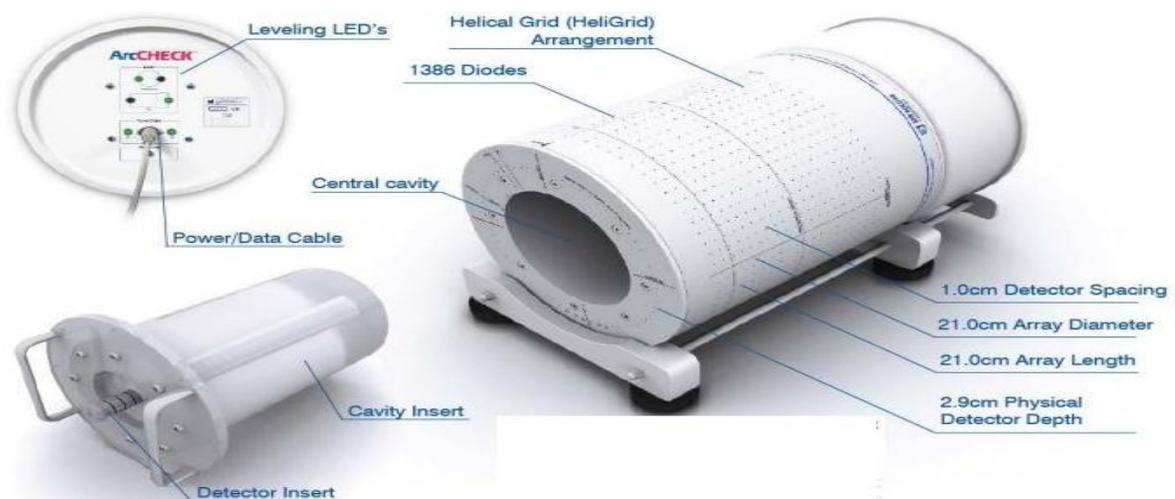


Figure V.1 : Description du fantôme Arc check [2].

Le détecteur ArcCheck® est un fantôme acrylique cylindrique composé de **1386** diodes disposées à une profondeur de **2,9 cm** et espacées de **1 cm**.

Sa longueur, son diamètre externe et son diamètre interne sont respectivement de **21,0 ; 26,6 et 15,1 cm**.

La surface active de chaque diode est de **0,8 × 0,8 mm<sup>2</sup>**.

Associé au logiciel SNC patient™ **v6.7.1**, voir figure (V.2) il fournit des mesures de distribution de dose semi- 3D absolue ou relative [2].

Avant chaque séance de mesure, une correction de fond et un champ ouvert de **10 × 10 cm<sup>2</sup>**, distance axe source (SAD) **100 cm**, ont été délivrés et utilisés pour l'étalonnage de la dose suivant les recommandations du fabricant.

La série de structures et l'image sélectionnées sont copiées dans le dossier patient actif si elles n'appartiennent pas déjà à ce dossier.

Les emplacements des points de référence sont transférés dans le plan de vérification. Les points de vérification (appelés <numéro> de vérification) sont ajoutés pendant le plan de vérification et associés au volume patient appelé « Fantôme » sous le type « Aucun(e) ».

Les plans de vérification ne contenant pas de fluences réelles sont calculés automatiquement à l'aide d'UM fixes.

➤ **Pour créer un plan de vérification en utilisant un fantôme (Arc check) [1] :**

- Choisissez : Planification > Créer un plan de vérification).
- Sélectionnez le dossier de traitement ou créez-en un.
- Sélectionnez l'option **Phantom or Structure Set** (Groupe de fantômes ou de structures).
- Sélectionnez le groupe de structures de vérification.
- Sélectionnez Calculer automatiquement la dose après la création du plan) pour accélérer le calcul de la dose.
- Cliquez sur **Next** (Suivant).
- Revérifiez les paramètres du plan de vérification.
- Cliquez sur **Finish** (Terminer).
- Le plan de vérification est affiché dans la fenêtre Context (Contexte) et dans les vues d'images.
- Calculez la distribution de dose pour le plan de vérification.
- Les plans de vérification ne contenant pas de fluences réelles sont calculés automatiquement à l'aide d'UM fixes.

- Envoyez ensuite le plan de vérification pour traitement, programmez-le et traitez-le en utilisant le fantôme d'eau.
- Mesurez la dose avec le fantôme et comparez-la à la distribution de dose calculée voir figure (V.3).



Figure V.2 : connexion du fantôme avec sa propre application.

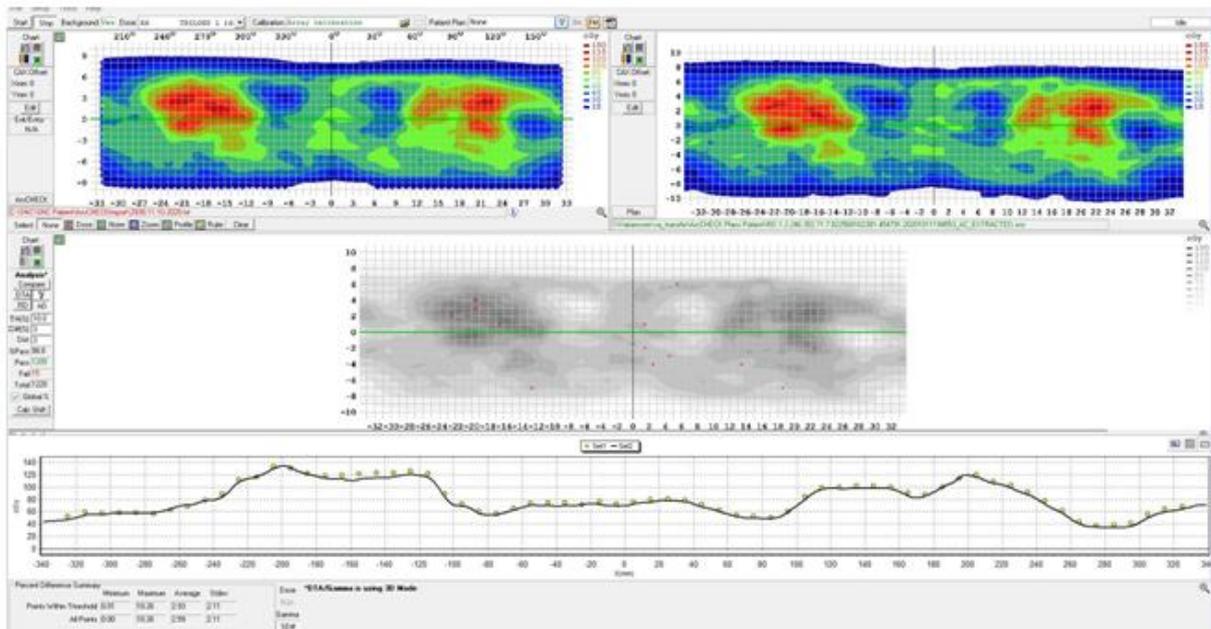


Figure V.3 : la distribution de dose calculée par Arc check [3].

### V.1.1.2. Vérification au moyen de la prédiction par dosimétrie portale 'EPID As 1200' [1]:

L'EPID As 1200<sup>®</sup> est une matrice active semi-conductrice en silicium amorphe (A-Si) de  $43 \times 43$  cm<sup>2</sup> de surface constituée de  $1280 \times 1280$  pixels de  $0,34 \times 0,34$  mm<sup>2</sup> pour la mesure de distribution 2D.

Associé au module PDIP<sup>®</sup> v13.0, ce détecteur ne fournit pas de mesure de dose absolue mais donne un signal en unité d'étalonnage (CU).

L'étalonnage EPID a été effectué avant la première session de mesure.

Les étalonnages ont été réalisés avant un champ ouvert de  $10 \times 10$  cm<sup>2</sup>, SAD 100 cm, utilisé pour l'étalonnage de dose selon le protocole du fabricant.

La vérification de l'étalonnage a été effectuée avant chaque session de mesure.

#### ► Pour créer des plans de vérification [3] :

1. Sélectionnez chaque plan de traitement individuellement et déposez-le pour l'afficher à l'aide du menu du bouton droit de la souris.
2. Créez un plan de vérification en sélectionnant Planification → Créer un plan de vérification... pour ouvrir l'assistant correspondant (Figure 22).
3. Créez un nouveau cours avec l'ID C1\_Verification et cliquez sur Suivant.
4. Sélectionnez Portal Dose Prediction à la distance d'étalonnage souhaitée de l'imageur Portal et cliquez sur Next voir figure (V.4).



#### Remarque :

Pour la vérification avant traitement à l'aide de la dosimétrie Portal, il est recommandé d'utiliser un SID = 100 cm.

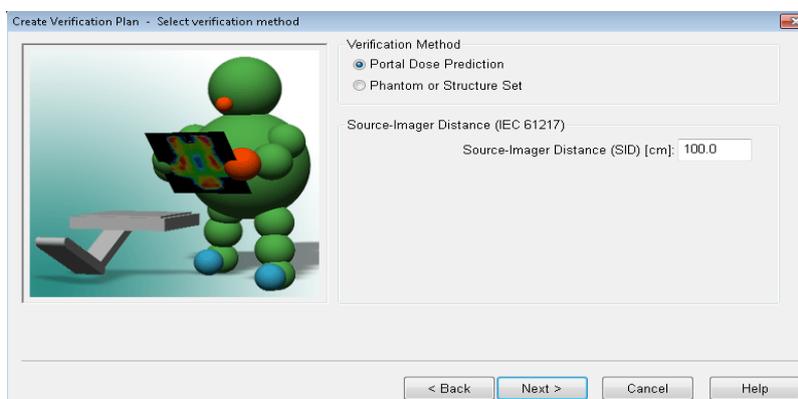


Figure V.4 : Sélection de la méthode de vérification et de la distance de l'imageur Portal [3].

5. Cochez la case Réinitialiser le portique sur et entrez la valeur 0,0 degré, le cas échéant (Figure V.5).

L'angle du portique ne peut pas être réinitialisé pour les plans de vérification de prétraitement Rapid Arc.

6. Décochez les cases suivantes:

- Réinitialisez le collimateur sur
- Réinitialisez la table sur



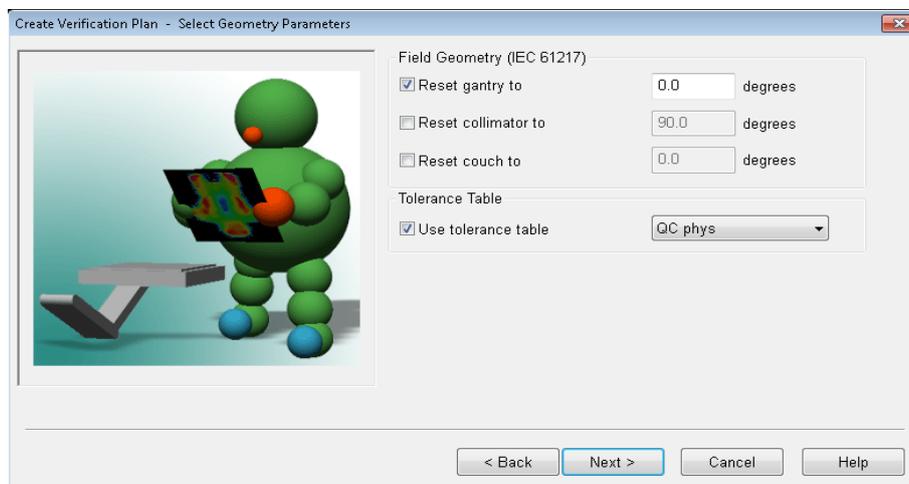
#### Remarque :

Le plan de test Rapid Arc contient de grands champs dans la direction dans le plan.

Pour cette raison, il est fortement recommandé de remettre le collimateur à 0 ° pour éviter l'irradiation de l'électronique **EPID**.

7. Cochez la case Utiliser la table de tolérance, sélectionnez votre table de tolérance pour les mesures d'assurance qualité dans le menu déroulant, puis cliquez sur Suivant.

Elles sont aussi affichées avec un icône () sous le champ correspondant dans la fenêtre active.



*Figure V.5: Sélection correcte des cases à cocher et des valeurs associées.*

#### ➤ Planifier l'acquisition d'image portale :

1. Connectez-vous à Eclipse → EMR → RT chart.
2. Allez dans l'onglet Planification.
3. Sélectionnez un plan de vérification à l'aide du menu du bouton droit de la souris.
4. Cochez la case pour la création d'image de séquence.

5. Sélectionnez la première session et programmez une image intégrée à l'aide du menu du bouton droit de la souris.

➤ **Réservez le temps machine à l'aide du planificateur de temps :**

1. Connectez-vous à Time Planner à l'aide de Liens rapides → EMR.
2. Sélectionnez l'agenda de l'accélérateur sur lequel vous souhaitez configurer la dosimétrie du portal.
3. Réservez un temps suffisant (60 - 90 min) pour permettre l'étalonnage dosimétrique ainsi que l'irradiation des plans de vérification.

➤ **Irradiation des plans de vérification sur console de traitement :**

Les plans de vérification peuvent être irradiés sur la machine de traitement en tant que plans de vérification pré-traitement standard.

À cet effet, les étapes suivantes sont nécessaires:

1. Démarrez le mode clinique sur la console de l'accélérateur.
2. Démarrez l'application Traitement sur le poste de travail.
3. Sélectionnez le plan patient et ouvrez le plan de vérification programmée en mode QA.
4. Irradiez tous les arcs en utilisant le mode de séquence automatique.
5. Une fois que tous les arcs ont été irradiés avec succès, fermez le patient et les images acquises sont stockées voir figure (V.6).

➤ **Évaluation des plans de vérification sur le poste de travail Eclipse :**

Toutes les données présentées dans sur l'évaluation des plans de vérification ont été acquises en utilisant une énergie de faisceau de 6MV voir figure (V.6).

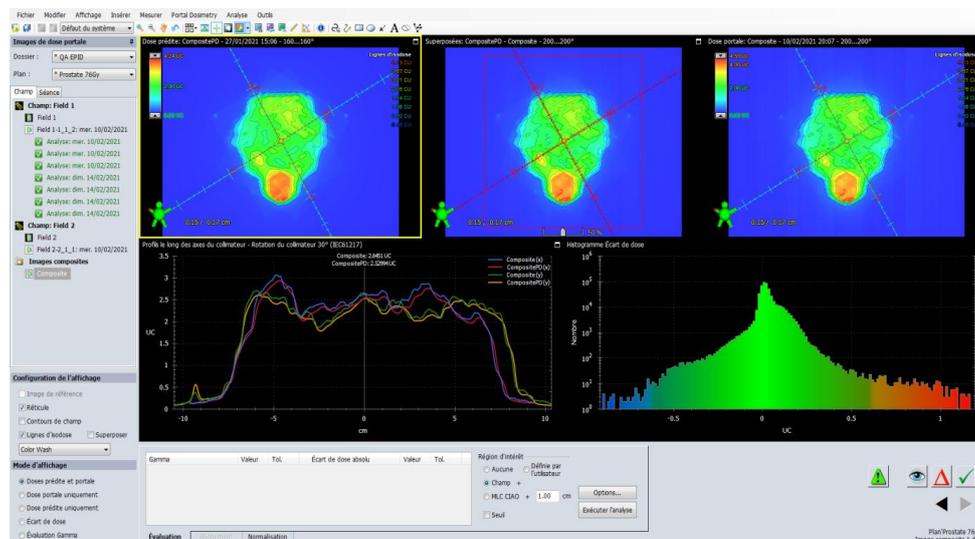


Figure V.6 : Résultat de l'irradiation d'un plan dans QA [4].

➤ **Vérification des réglages des paramètres MLC :**

La précision et les performances de la solution de dosimétrie Portal dépendent fortement d'un réglage correct des paramètres MLC Facteur de transmission.

Ces paramètres peuvent être trouvés dans Configuration du faisceau en sélectionnant d'abord la machine et l'énergie appropriées, puis Données du faisceau → Données dosimétriques.

➤ **Superposition du déplacement des lames**

L'outil Leaf Motion Overlay (Superposition du déplacement des lames) permet de lire un déplacement du MLC sur l'image de dose portale ou sur l'image d'évaluation.

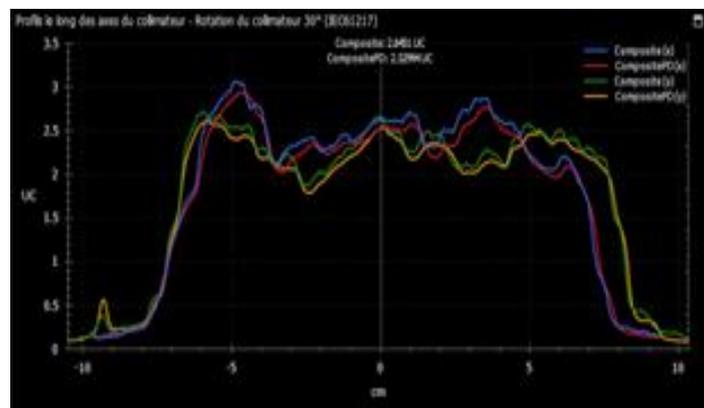


**Remarque :**

Le déplacement des lames du MLC dépend des mouvements de MLC prévus dans le plan de traitement.

➤ **Vue des profils**

Les profils de dose sont affichés dans les dispositions à 3 et 5 vues. Pour les profils linéaires, qui diffèrent des profils de dose.



**Figure V.7. Volet de profils [4].**

Dans les images de dose, vous remarquez une ligne verticale et une ligne horizontale rouges en tirets avec un point central voir figure (V.7).

Ces lignes « reprennent » les valeurs de dose des images.

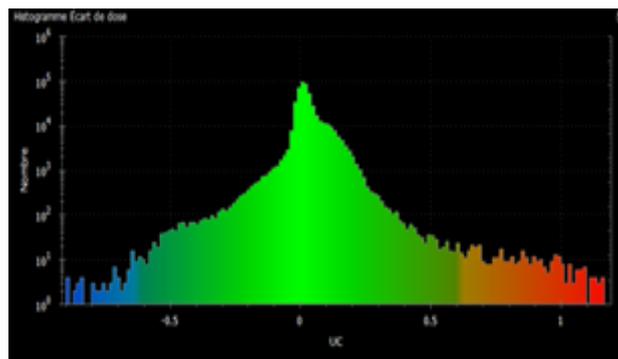
Le profil de dose affiche les valeurs le long des lignes rouges.

Sur le diagramme de profils :

- **La ligne bleue** : indique les valeurs de dose acquises de l'image de dose portale le long de la ligne de profil de dose de l'axe des X du collimateur (axe des X).
- **La ligne rouge** : indique les valeurs de dose de l'image de dose prédite le long de la ligne de profil de dose de l'axe des X du collimateur (axe des X).
- **La ligne verte** : indique les valeurs de dose de l'image de dose portale le long de la ligne de profil de dose de l'axe des Y du collimateur (axe des Y).
- **La ligne jaune** : indique les valeurs de dose de l'image de dose portale le long de la ligne de profil de dose de l'axe des Y du collimateur (axe des Y).

➤ **Vue d'Histogramme :**

La zone Vue Histogramme apparaît dans les dispositions à 3 et 5 vues.



*Figure V.8 : Vue Histogramme [4].*

Dans cette vue, les écarts de dose et l'évaluation Gamma sont affichés sous la forme d'un histogramme.

L'histogramme est calculé à partir des pixels de dose à l'intérieur de la région d'intérêt définie (intersection entre la région d'intérêt et le seuil).

➤ **Création d'images composites :**

Les images composites affichent la dose cumulée de plusieurs images.

Le cumul tient compte des différentes positions de l'imageur lors de l'acquisition des images.

Les images composites créées dans **Portal Dosimetry** ne sont visibles que dans **cette** application.

Pour les images composites, toutes les fonctions d'analyse dosimétrique sont disponibles ; vous pouvez enregistrer les analyses associées, mais aucun changement d'état d'image n'est possible.

Les images composites ne sont pas affectées à un champ ou une séance, uniquement à un plan.

### ➤ Normalisation

Si les images sont en mode relatif, vous devez normaliser les valeurs.

Portal Dosimetry prend en charge deux modes de comparaison de dose :

- **Mode absolu** : l'unité de dose est CU. Il est conseillé d'utiliser le mode absolu.

Pour cela, le système doit être étalonné pour la dosimétrie absolue.

- **Mode relatif** : l'unité de dose est indiquée en pourcentage (%) d'une valeur de normalisation.

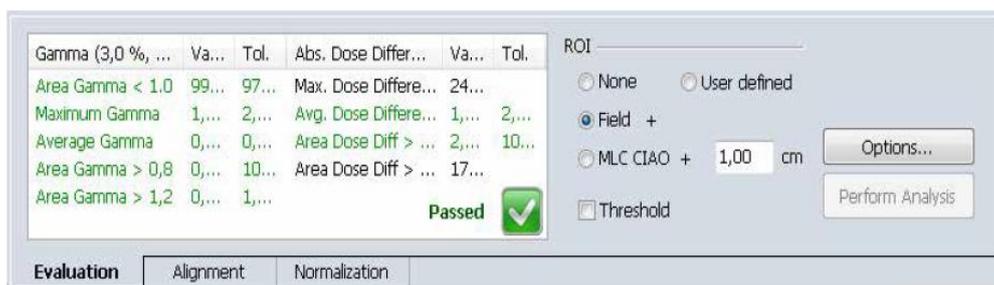
Les valeurs maximales issues de la normalisation sont les valeurs maximales absolues.

1. Ouvrez l'onglet Normalisation.
2. Sélectionnez un mode de normalisation.
3. Sélectionnez une méthode de normalisation.

### ➤ Réalisation d'analyses :

Dans l'onglet Evaluation (Évaluation) du volet des tâches, vous pouvez analyser la dose des images de dose prédite et portales.

Avant de procéder à l'évaluation, vous pouvez définir plusieurs paramètres et configurations :



**Figure V.9 : Onglet Dose Evaluation (Évaluation de la dose) du volet des tâches.**



### Remarque :

L'analyse repose sur les valeurs saisies dans la fenêtre Dose Evaluation Options (Options d'évaluation de la dose) voir figure V.9.

➤ **Résultats :**

La réussite ou l'échec des tests d'évaluation de la dose n'indique pas nécessairement que le patient peut être ou non traité voir tableau V.1.

La décision de traiter ou non le patient est une décision clinique qui doit être prise par l'utilisateur et cette évaluation de dose portale n'est qu'un outil visant à faciliter la prise de décision.

Résultat	Description
Tests verts	La valeur évaluée est conforme aux valeurs de tolérance (réussite).
Tests rouges	La valeur évaluée n'est pas conforme aux valeurs de tolérance (échec).
Tests noirs	Le test n'a pas été activé dans le menu d'options. Les tests non activés sont quand même réalisés et renvoient une valeur de test, mais celle-ci n'est pas comparée aux valeurs de tolérance et ces tests ne sont donc pas signalés comme ayant réussi ou échoués.
<b>Passed</b> 	L'analyse a réussi. Toutes les valeurs sont conformes aux valeurs de tolérance.
<b>Failed</b> 	L'analyse a échoué. Une ou plusieurs valeurs ne sont pas conformes aux valeurs de tolérance.

*Tableau V.1 : Rapport d'analyse [3].*

➤ **Indice gamma :**

L'indice  $\gamma$  est une méthode largement utilisée pour comparer deux distributions de doses. Il a été utilisé largement pour établir un taux de réussite pour lequel les plans sont jugés acceptables ou non.

Pour tous les **EPID** images et pour tous les patients inclus dans cette étude, une analyse  $\gamma$  a été réalisée.

Plusieurs paramètres ont été extraits de l'analyse  $\gamma$  (valeur  $\gamma$  moyenne ( $\langle\gamma\rangle$ ),

Écart type (**SD**) et **Top 1%**  $\gamma$  par rapport au maximum  $\gamma$  (**Top 1%**  $\gamma$ )). Des analyses ont été faites avec **3% / 3 mm** comme critère de réussite.

L'analyse gamma doit être effectuée en utilisant les paramètres:

- Tolérance de dose: 3%
- Distance à l'accord: 3 mm
- Analyse gamma: globale (Utiliser l'évaluation gamma locale non sélectionnée)
- Sélection ROI: seuil de 5%
- Zone Gamma  $<1,0$ : 97,0% voir figure (V.10)

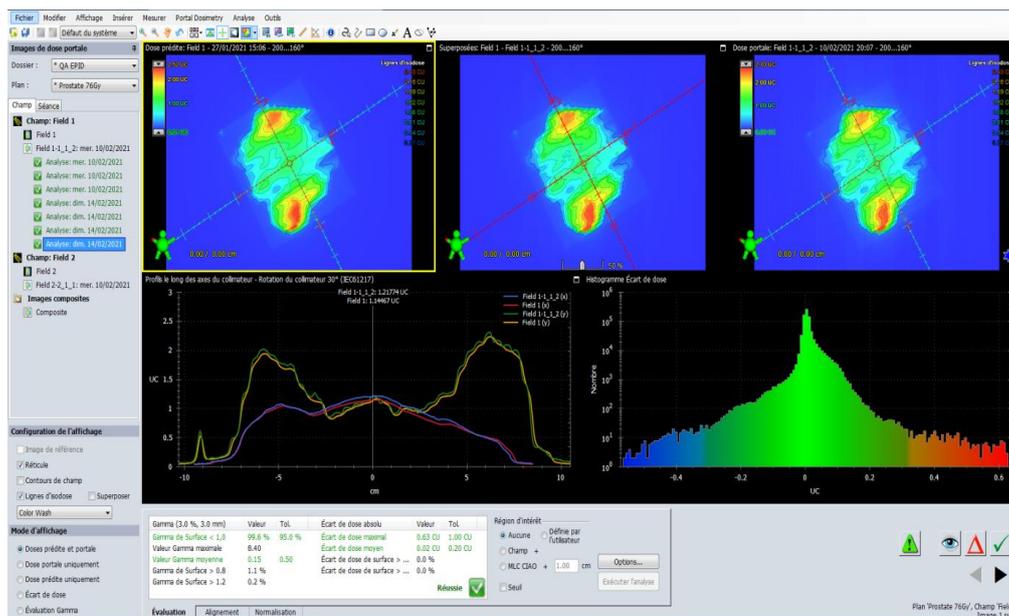


Figure V.10 : Analyse du Gamma index [4].

Concernant la cohérence calcul-mesure le pourcentage de points acceptés au test du gamma index à **3 %/3 mm** est compris entre **96,79 % et 98,99 %** en VMAT [4].

### V.1.1.3.Évaluation Gamma [3] :

#### ➤ Principe d'évaluation de la fonction Gamma :

Graphiquement, le principe de l'évaluation de la fonction Gamma peut être présenter les profils d'une dose prédite ainsi que la dose mesurée correspondante.

Il s'agit de 3 mm, dans le sens de la dose (ordonnées) 3 % de la dose prédite maximum après déduction d'un certain pourcentage de valeurs déviantes (en bref : valeur quasi-maximale).

Il est possible de remplacer la valeur de référence de dose globale (à laquelle on soustrait une tolérance de 3 %) par une valeur locale (à laquelle on soustrait également une tolérance de 3 %).

La valeur locale est la dose prédite pour le pixel en cours d'évaluation.

Étant donné qu'à des doses faibles les valeurs prédites et mesurées sont peu corrélées, il est nécessaire de définir un seuil inférieur pour la référence de dose locale.

Cette valeur est exprimée sous la forme d'un pourcentage du quasi-maximum de la dose prédite.

➤ **Calcul de l'évaluation Gamma :**

L'algorithme de calcul de l'évaluation Gamma effectue les opérations suivantes :

– Les deux images de dose sont mises à l'échelle de façon à obtenir une unité de 3 % du quasi-maximum de la dose prédite (globale) ou de la valeur locale de la dose prédite.

Pour éviter que des valeurs déviantes n'affectent le résultat, il faut tenir compte de la valeur maximale après avoir retiré **0,1 %** de l'extrémité haute de l'histogramme, et non du maximum réel.

Après la mise à l'échelle, le système calcule la différence (**valeur mesurée à l'échelle – valeur prédite à l'échelle**).

Le système tente alors d'optimiser la valeur Gamma pour chaque pixel.

– Dans la zone entourant le pixel, les contours de carrés de taille croissante sont scannés. Les pixels situés sur le contour du carré actuel sont scannés de manière non séquentielle, des pixels les plus proches du centre vers les quatre bords.

En général, pour chaque groupe de huit pixels situé sur le contour du carré, à égale distance du centre, le pixel recherché est celui présentant le plus petit écart de dose (par rapport au pixel central).

La valeur Gamma du pixel central est alors mise à jour selon la formule (V.1) :

$$\gamma = \sqrt{d^2 + D^2} \quad (\text{V.1})$$

Où:

**d** = distance. Et **D** = écart de dose.

Bien sûr, uniquement si cette valeur est inférieure (meilleure) à la valeur actuelle.

– Avant de lancer la recherche parmi chaque nouveau groupe de huit pixels, la meilleure valeur Gamma de ce groupe (écart de dose = 0), qui est équivalente à la distance actuelle par rapport au centre, est comparée à la valeur Gamma actuelle.

Si cette valeur Gamma optimale est supérieure (moins bonne) à la valeur actuelle, nous passons au carré suivant.

– Si le premier groupe de pixels évalués sur ce carré (les plus proches du centre) présente lui aussi une valeur Gamma optimale supérieure à la valeur actuelle, la recherche de la valeur Gamma pour le pixel actuel prend fin et la procédure de recherche est relancée pour le pixel suivant, jusqu'à ce que la valeur Gamma optimale ait été trouvée pour tous les pixels.

- Afin d'éviter un temps de calcul excessif lorsque la correspondance entre les doses mesurées et prédites est très limitée, la première image Gamma (valeur mesurée à l'échelle – valeur prédite à l'échelle) est saturée jusqu'à une valeur maximale de 10, de sorte que l'algorithme ne poursuivra jamais la recherche au-delà de **10 x DTA** mm autour de chaque pixel, **DTA** étant l'écart de dose en mm défini par l'utilisateur.
- L'exécution de cet algorithme prend plus de temps si la correspondance entre les deux images est limitée, car la première image Gamma (valeur mesurée à l'échelle – valeur prédite à l'échelle) contient des valeurs importantes, ce qui entraîne une recherche sur un large rayon autour de chaque pixel.
- La présence d'un ou plusieurs pixels défectueux peut donner lieu à un résultat **Gamma incorrect. Veillez à ce que la carte des pixels défectueux de votre imageur soit toujours à jour.**

## V.2.Création de champs de positionnement [1] :

Les champs de positionnement sont utilisés pour déplacer la machine de traitement à la position de traitement adéquate ou pour l'alignement correct du patient pour le traitement.

La distribution de dose n'est pas calculée pour les champs de positionnement et ils ne peuvent pas être utilisés pour le traitement du patient.

Un plan peut contenir à la fois des champs normaux et des champs de positionnement normaux.

Les icônes de champs de positionnement  sont affichées dans le dossier Fields (Champs) de la fenêtre active Planification de radiothérapie et Plan Evaluation (Évaluation du plan) voir figure (V.11).

### V.2.1.Utilisation d'images de radiographies reconstruites numériquement :

Une radiographie reconstruite numériquement (DRR) est calculée à partir d'une image réalisée par rayon X.

L'image DRR finale est une composition pondérée des contours DRR.

L'image DRR est affichée dans la BEV ou dans la vue 3D. Les images DRR sont spécifiques au champ. Vous pouvez afficher ou masquer l'image DRR individuellement pour chaque champ.



*Figure V.11 : Image DRR dans la BEV [4].*

Pour ajouter des images de DRR :

- Sélectionnez le champ auquel l'image DRR doit être ajoutée.
- Choisissez **Insert > New DRR** (Insérer > Nouvelle DRR).
- Sélectionnez un ensemble de paramètres approprié. Par exemple, pour examiner des os dans une DRR, sélectionnez Os.dps.

### V.2.2.Utilisation d'imagerie Cone Beam CT [1] :

L'imagerie CBCT se distingue de l'imagerie classique tomographique ou imagerie CT.

Le CBCT utilise la combinaison de nombreuses projections 2D acquises lors d'une rotation unique d'une source de rayonnement autour du patient.

Par reconstruction, ces multiples projections 2D acquises lors d'une seule rotation, aboutissent à une image 3D.

Les données anatomiques du patient sont acquises lors d'une rotation unique à basse vitesse en CBCT alors que de multiples rotations à haute vitesse sont nécessaires pour acquérir les informations anatomiques pour reconstruire un volume avec un CT classique.

#### ➤ Appareils utilisant le kV-CBCT :

Le système d'imagerie est une partie autonome de l'accélérateur, dans le sens où il peut être ajouté sur des accélérateurs existants.

Le système est composé d'une source de rayons X, et d'un détecteur plan.

Les 2 parties sont supportées par des bras robotisés, attachées de part et d'autre de l'accélérateur au niveau du statif ce qui permet de rétracter ces 2 bras lorsqu'ils ne sont pas utilisés.

C'est la solution développée par les sociétés Varian et Elekta dans leurs modèles de On-Board Imager® (OBI), et X-ray Volumetric Imager® (XVI), respectivement voir figure (V.12) .

Les travaux de ce mémoire ont été réalisés avec un équipement de la société Varian.

Le système d'imagerie embarqué OBI® est constitué de 2 bras robotisés montés sur le statif d'un accélérateur linéaire.

L'un de ces bras comporte un tube à rayons X, c'est la source de rayonnement (**kVS**) et l'autre un détecteur plan en silicium amorphe (**kVD**).

Ces 2 bras sont mobiles au moyen de 3 articulations.

L'OBI est monté sur le statif et positionné orthogonalement par rapport à l'axe du faisceau de traitement.

Ces 2 bras sont déplacés au moyen d'un boîtier de commande à infrarouge à l'intérieur de la salle de traitement ou depuis le pupitre de commande à l'extérieur de la salle voir figure(V.12).



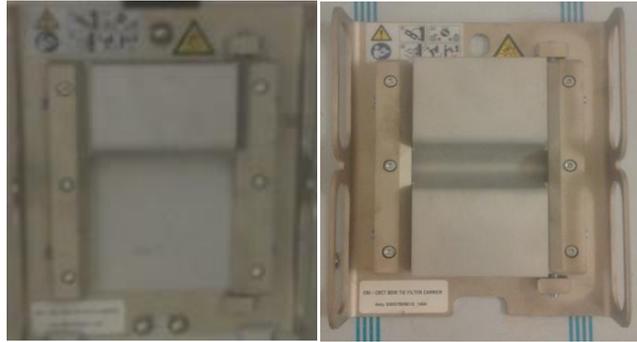
**Figure (V.12) : Solutions de société Varian à droite avec l'OBI.**

La distance source-surface du détecteur, en mode d'acquisition 3D, est de **150 cm**.

Le **kVS** est un tube à rayons X offrant une collimation de **5 à 25 cm** avec des tensions de tube allant de **40 à 150 kV**.

Pour le **kVD**, la partie sensible du détecteur est une surface de **40 cm x 30 cm** composée d'une matrice de **2048 x 1536** cellules de détection en silicium amorphe.

Deux types d'acquisition d'images 3D avec des géométries différentes sont possibles avec l'OBI : **full-fan et half-fan** voir figure (V.13).



*Figure V.13 : filtre half fan (à gauche) et full fan (à droite).*

Le mode **full-fan** permet un champ de vue maximum reconstruit de **24cm** pour une distance source-imageur de **150cm**.

Cette géométrie est principalement utilisée pour les localisations crâniennes et de la sphère ORL.

Le mode **half-fan** est utilisé pour les autres régions du corps et permet un champ de vue maximum reconstruit de **45cm** pour une distance source-imageur de **150cm** (le cas de notre étude) voir figure(V.14).



*Figure V.14 : Emplacement du filtre half fan sur le KVS [4].*

La taille maximale de l'image reconstruite dans la direction tête-pied est de **15, 5cm** pour le mode **full-fan** et de **13, 7cm** pour le mode **half-fan**.

Lorsque la géométrie **half-fan** est utilisée, le **kVD** est décalé de 15cm latéralement, les mâchoires du tube à rayons X cachent approximativement la **moitié du faisceau** et l'axe du faisceau est aligné avec le bord du détecteur.

Des filtres “**papillon**” sont mis en place en sortie de tube à rayons X afin d'atténuer les bords du faisceau, de réduire la dose à la peau et le rayonnement diffusé et d'empêcher la saturation du détecteur.

La géométrie de ces filtres est différente selon la modalité full-fan ou half-fan utilisée.

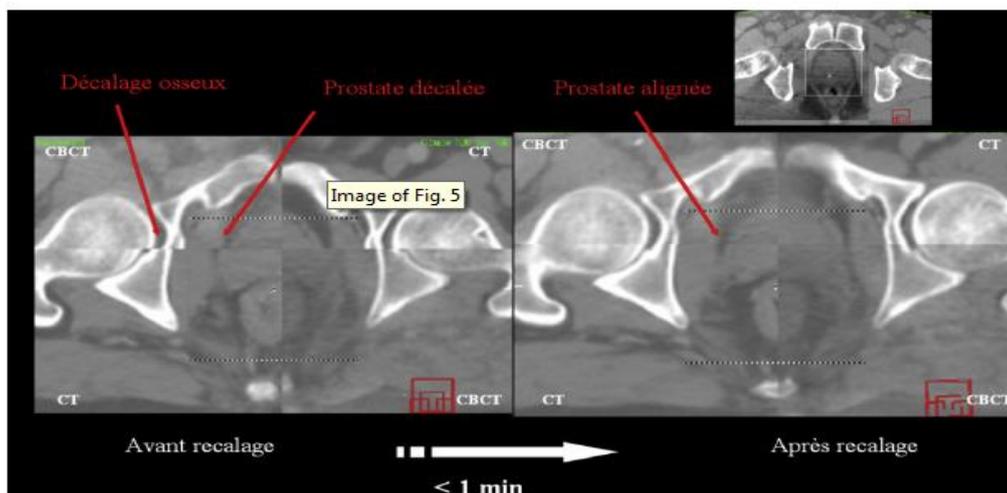
Les images reconstruites dans ce travail ont été reconstruites avec une matrice de 512 x 512 pixels pour une épaisseur de coupe de 2,5 mm.

➤ **Contrôle du positionnement et radiothérapie guidée par l'image :**

Un guidage par l'image prostatique (par tomographie conique, grains, échographie) journalière est recommandé, particulièrement en cas de haute dose dans la prostate (au moins 76 Gy) et d'hypo fractionnement.

La visualisation prostatique sous l'accélérateur est en effet particulièrement cruciale du fait d'un mouvement prostatique intra pelvien potentiellement important dans un axe antéropostérieur entre les différentes séances, exposant le patient à la fois à un risque de « sous-dosage » tumoral (et donc d'augmentation du risque de récurrence) et de surdosage dans les organes à risque (et donc de toxicité).

Le déplacement prostatique par rapport à la planification est corrigé en déplaçant le patient d'une amplitude adéquate voir Figure.15. Le guidage par l'image semble diminuer la toxicité aiguë et tardive, à la fois urinaire et digestive, et peut être également le risque de récurrence biochimique [5-6].



**Figure V.15 : Recalage prostatique à partir de la scanographie de planification et de la tomographie conique.**

### V.3.Approbation de plans pour traitement :

Les plans de radiothérapie terminés sont approuvés pour le traitement par étapes.

Le plan doit tout d'abord être approuvé pour la planification dans External Beam Planning (Planification de radiothérapie).

Vous devez ensuite planifier le plan dans RT Chart et l'approuver pour le traitement dans RT Chart ou External Beam Planning (Planification de radiothérapie).

### V.4.Impression des informations d'images et de plans [1] :

Vous pouvez imprimer sur l'imprimante sélectionnée une ou plusieurs copies ou une vue d'image active de n'importe quel écran ou fenêtre d'application sous forme d'image.

Pour les plans de radiothérapie, des impressions DICOM sont disponibles pour les champs et Évaluation du plan .



#### Remarque :

- Contrôlez le plan final en exécutant une analyse HDV dans Eclipse avant de le transférer vers la machine de traitement.
- Évaluez visuellement la distribution de dose.
- Exécutez systématiquement des tests d'Assurance qualité sur un fantôme physique, afin de vérifier que le transfert du plan vers la machine de traitement est correct.
- Vérifiez visuellement la forme du DMLC initial avant le traitement.
- Vérifiez la dose maximale dans la cible irradiée après le calcul de dose.
- Vous pouvez éviter les points chauds dans la distribution de dose en définissant des valeurs adéquates pour Normal Tissue Objective , ou réduire les points chauds de la distribution de dose obtenue en ajoutant de nouveaux volumes à la zone de points chauds.

### V.5. Exécution du Traitement [4]:

Le traitement est précédé par une mise en place du patient sous l'appareil avec contrôle de chaque arcs et validation écrite.

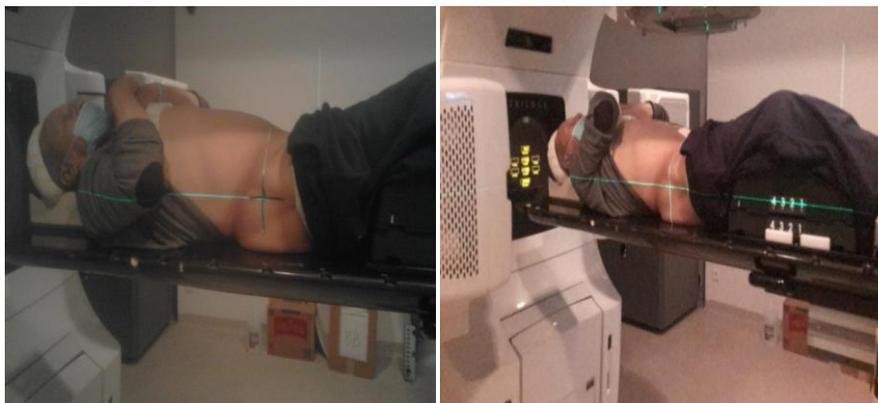
- La concordance des données transférées du logiciel de dosimétrie (TPS) au logiciel d'enregistrement et de contrôle des paramètres (« Record and verify ») est systématiquement vérifiée avant la première mise en traitement par le physicien.
- Positionnement du patient selon les instructions écrites sur la fiche technique par l'équipe ayant réalisé la phase de préparation voir figure (V.16).



**Figure (V.16) : Rotation du bras : 0° Position pour réaliser une image latérale en kV ou traiter un champ antérieur (à gauche).**

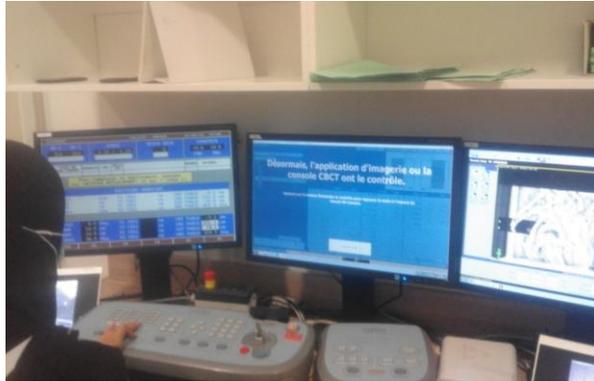
**Rotation du bras : 90° Position pour réaliser une image antérieure en kV ou traiter un champ latéral gauche (à droite).**

- Marquage sur la peau du patient et des points de référence permettant la reproductibilité de la mise en place des faisceaux si cela n'a pas été fait avant voir figure V.17.



**Figure V.17 : Marquage du patient [4].**

- L'installation finale pourra être documentée par une photo pour faciliter la mise en place lors d'un changement de machine ou de manipulateur.
- La première séance de traitement ne sera délivrée qu'après validation des imageries de contrôle par l'oncologue radiothérapeute voir figure (V.14).



*Figure V.14 : console du traitement [4].*

- Les images portales sont réalisées soit en temps réel, soit selon des procédures de vérification en temps différé en fonction des équipements.
- La fréquence de ces contrôles doit être adaptée à la technique de traitement utilisée et à la pathologie du patient.
- La dose délivrée au cours de ces contrôles par imagerie doit être connue et si nécessaire prise en compte dans la dose reçue par le patient.

### **V.6. Délivrance du traitement [4]:**

Au cours du traitement, le positionnement du patient doit être vérifié régulièrement, de même que la dose réellement délivrée.

Le patient doit être surveillé cliniquement. Pour ce faire :

- Au cours du traitement, les séances sont enregistrées régulièrement sur la fiche de traitement avec totalisation des doses hebdomadaires.

Le logiciel d'enregistrement des paramètres assure une bonne reproductibilité des paramètres d'irradiation au cours des différentes séances.

- Si l'équipement le permet (imagerie RX embarquée), des contrôles de positionnement peuvent être effectués quotidiennement (Imagerie CBCT).
- L'impact dosimétrique doit être évalué et éventuellement pris en compte.
- Le patient bénéficie d'une visite de surveillance hebdomadaire pendant toute la durée de l'irradiation.

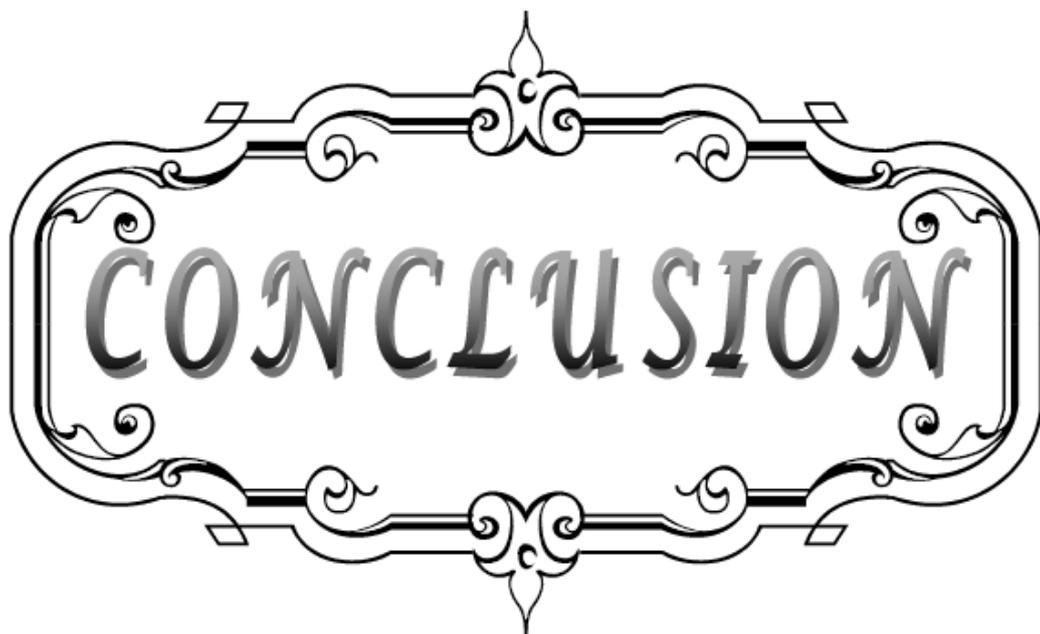
- Les conclusions doivent être transcrites dans le dossier médical du patient.
- Le rapport doit mentionner la dose que le patient a reçue au moment de cette consultation, la réponse tumorale si applicable, les symptômes du patient, les constatations objectives de la toxicité et les traitements symptomatiques.
- Visite de fin d'irradiation permet de planifier les rendez-vous de surveillance et permet une liaison rapide avec les diverses personnes (médecin spécialiste, généraliste, personnel soignant, etc.) chargées d'assurer la continuité des soins.
- Le dossier technique est archivé en fin d'irradiation [4].

### **Conclusion :**

Dans le cas d'une irradiation prostatique, la technique VMAT constitue une amélioration des techniques d'irradiation par modulation d'intensité du fait d'une triple diminution : de la dose délivrée aux organes à risque, du temps de réalisation de l'irradiation et du nombre d'unités moniteur nécessaire.

La mise en œuvre de cette technique est associée à un processus de repositionnement du patient guidé par une imagerie de type Cone Beam CT.

Il s'agit donc de développer l'utilisation du VMAT à condition de mettre en œuvre des contrôles adaptés et complets pour s'assurer de la constance des performances de l'accélérateur linéaire d'électrons et du collimateur associé.

A decorative frame with ornate scrollwork and flourishes. The word "CONCLUSION" is written in a stylized, serif font across the center of the frame. The frame has a double-line border with intricate scrollwork at the top and bottom centers, and smaller scrolls at the corners and midpoints of the sides.

CONCLUSION

## Conclusion générale

---

### Conclusion générale :

la radiothérapie s'élève encore à un niveau supérieur. L'avènement des techniques de radiothérapie en modulation d'intensité nous permet d'accomplir de grands progrès pour la réduction des toxicités tout en gardant la dose requise au volume cible, voir en l'augmentant, avec l'amélioration du contrôle local, de la qualité de vie et à plus long terme de la survie.

La thérapie volumétrique à arc modulé (VMAT) est une nouvelle technique de radiothérapie qui permet d'obtenir des distributions de dose hautement conformes avec une couverture volumique cible améliorée et une épargne des tissus normaux par rapport aux techniques classiques de radiothérapie.

Et comme notre étude le confirme, VMAT a également le potentiel d'offrir des avantages supplémentaires, tels que la réduction significative du nombre d'UM ainsi que du temps de traitement, avec tout l'impact que ça peut avoir :

- le confort du patient.
- le confort de l'équipe soignante.
- la précision du traitement par la réduction des mouvements perfraction.
- le traitement de plus de patients dans des délais optimaux.

L'innocuité de la radiothérapie est également une voie de recherche en plein essor, qui passionne et fait évoluer les mentalités.

La délivrance de traitement par la technique VMAT constitue une solution de délivrance du traitement complexe mais extrêmement avantageuse.

Non seulement la très bonne conformation de la distribution de dose permet de préserver les tissus sains et de focaliser l'irradiation sur le volume cible, mais la rapidité de délivrance va également améliorer la précision du traitement, élément essentiel de qualité en radiothérapie.

Le patient restant moins de temps sur la table, le risque de déplacement sur la table ainsi que la mobilité interne des différents organes se trouvent diminués.

De plus, pour un temps d'occupation égal de la salle de traitement, une imagerie de positionnement journalière de bonne qualité et faiblement irradiante pourra être effectuée.

## Conclusion générale

---

La délivrance de traitement avec cette technique n'est envisageable que par la connaissance précise des tissus cancéreux mais aussi des tissus sains en contact avec la tumeur.

L'imagerie CBCT est une technologie qui s'est imposée comme un outil d'imagerie incontournable en radiothérapie.

En permettant de vérifier les positions et les volumes des différents organes les uns par rapport aux autres.

L'imagerie CBCT offre donc un support additionnel indéniable lors des traitements quotidiens permettant d'envisager pleinement la radiothérapie adaptative guidée par imagerie.

La stratégie fondée sur l'imagerie CBCT répond pleinement à ce mandat.

Cela est d'autant plus crucial que pour la prostate, des techniques d'hypo fractionnement avec des doses quotidiennes plus élevées que les fractionnements actuels commencent à émerger.

La nécessité de voir ce qu'on veut traiter, irradier ce que l'on a vu et contrôler ce qu'on a traité se fera donc plus impérieuse.

Nous proposons des programmes de contrôles de qualité au niveau de l'accélérateur, des plans dosimétriques de traitement et de l'exécution des traitements. Afin de garantir un niveau de confiance élevé sur la dose délivrée .

Nous établissons que le processus de traitement VMAT optimisé fournit des performances de qualité supérieure que les autres techniques.

Par ailleurs, plusieurs éléments physiques doivent absolument être pris en compte dans ce genre d'études dosimétriques ; le fonctionnement des différents algorithmes de calcul de dose et les modèles biologiques mis en jeu lors d'un traitement en radiothérapie.

Selon l'ICRU (83), différents concepts doivent être pris en considération lors d'un traitement ; citons par exemple la probabilité de complication de la tumeur (TCP), la probabilité de complication tissulaire (NTCP) ou encore la dose équivalente uniforme (EUD).

## **Conclusion générale**

---

Enfin, Au vu de ces avancées technologique, la radiothérapie externe devient de plus en plus complexe nécessitant un plateau technique optimal et un travail d'équipe entre les différents protagonistes (radiothérapeutes, radiophysiciens, dosimetristes et manipulateurs).



**RESUME**

A decorative, ornate frame with intricate scrollwork and flourishes. The word "RESUME" is written in a bold, serif, all-caps font across the center of the frame. The frame has a central decorative element at the top and bottom, and curved ends on the left and right sides.

## Résumé

---

### Résumé :

**Titre :** Arc Thérapie Volumétrique Modulée (VMAT) : Etude dosimétrique ; Expérience du centre de lutte contre le cancer sidi Bel Abbes dans le traitement du cancer de prostate par Rapid Arc.

**Auteur :** Abbas Naima.

**Mots clés :** Cancer de prostate, Etude dosimétrique, Optimisation, RAPIDARC.

**Objectif :** l'objectif principal était d'évaluer les paramètres dosimétriques (optimisation, vérification et validation) de l'arc thérapie dynamique au sein du centre de lutte contre le cancer sidi Bel Abbes pour le traitement de la prostate .

**Matériels et méthodes :** c'est une étude rétrospective dosimétrique de **12**. patients avec cancer de prostate cliniquement localisé traités avec Rapid Arc, au centre de lutte contre le cancer sidi Bel Abbes .

**Résultats :** Sur des plans de traitement de patients atteints de cancer de la prostate, la VMAT a montré une meilleure distribution de dose, ainsi qu'un nombre d'unités moniteurs significativement plus faible. Le temps de délivrance des faisceaux passe de **4** minutes à **70** secondes grâce à la rotation du bras pendant l'irradiation et à la diminution du nombre d'unités moniteurs.

**Conclusion :** la technique VMAT permet de fournir une couverture optimale des volumes cibles et meilleure épargne des organes à risque avec un temps de traitement et un nombre d'unités moniteurs significativement réduit.

## Abstract

---

### **Abstract:**

**Title:** Modulated Volumetric Arc Therapy (VMAT): Dosimetric study; Experience of Sidi Bel Abbes cancer center in the treatment of prostate cancer by Rapid Arc.

**Author:** Abbas Naima

**Keywords:** Prostate cancer, Dosimetric study, Optimization, RAPIDARC.

**Objective:** the main objective was to evaluate the dosimetric parameters (optimization, verification and validation) of the dynamic arc therapy in the health center of the fight against cancer sidi Bel Abbes for the treatment of the prostate.

**Materials and methods:** this is a retrospective dosimetric study of 12. patients with clinically localized prostate cancer treated with Rapid Arc, at sidi Bel Abbes cancer center.

**Results:** On treatment plans for patients with prostate cancer, VMAT showed better dose distribution, as well as a number of units significantly weaker monitors. The time of delivery of the beams from 4 minutes to 70 seconds by rotating the arm during irradiation and the reduction in the number of monitor units.

**Conclusion:** the VMAT technique provides optimal volume coverage targets and better saving of organs at risk with a treatment time and a significantly reduced number of monitor units.

## References

---

### Chapitre I

- [1]: Bonner JA, Harari PM, Giralt J, Azarnia N, Shin DM, Cohen RB, et al. Radiotherapy plus cetuximab for squamous-cell carcinoma of the head and neck. *N Engl J Med*. 2006 Feb 9;354(6):567-78.
- [2]: Pignon JP, le Maitre A, Maillard E, Bourhis J, Group M-NC. Meta-analysis of chemotherapy in head and neck cancer (MACH-NC): an update on 93 randomised trials and 17,346 patients. *Radiother Oncol*. 2009 Jul;92 (1):4-14.
- [3]: ICRU 50 Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy [Rapport]. - 1993.
- [4]: ICRU 62 Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy [Rapport]. - 1999.
- [5]: Aventin C [et al.] nouvelles technologies et optimisation des volumes à traiter en radiothérapie [Revue] // *Techniques Hospitalières*. - 2012. - pp. 65-72.
- [6]: Haute Autorité de Santé. Détection précoce du cancer de la prostate. Actualisation du référentiel de pratiques de l'examen périodique de santé (EPS). Saint-Denis La Plaine: HAS; 2013.
- [7]: D'Amico AV, Whittington R, Malkowicz SB, et al. Biochemical outcome after radical prostatectomy, external beam radiation therapy, or interstitial radiation therapy for clinically localized prostate cancer. *Jama* 1998;280:969-974.
- [8]: Pollack A, Zagars GK, Smith LG, et al. Preliminary results of a randomized radiotherapy dose-escalation study comparing 70 Gy with 78 Gy for prostate cancer. *J Clin Oncol* 2000;18:3904-3911. Beckendorf V, Guerif S, Le Prise E, et al. 70 Gy versus (vs) 80 Gy Dose Escalation Getug 06 French Trial for Localized Prostate Cancer: Mature Results. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2008;72:S96-S97.
- [9]: Laverdiere J, Gomez JL, Cusan L, et al. Beneficial effect of combination hormonal therapy administered prior and following external beam radiation therapy in localized prostate cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1997; 37:247-252. Denham JW, Steigler A, Lamb DS, et al. Short-term androgen deprivation and radiotherapy for locally advanced prostate cancer: results from the Trans-Tasman Radiation Oncology Group 96.01 randomised controlled trial. *Lancet Oncol* 2005;6:841-850.
- [10]: Bolla M, Collette L, Blank L, et al. Long-term results with immediate androgen suppression and external irradiation in patients with locally advanced prostate cancer (an EORTC study): a phase III randomized trial. *Lancet* 2002;360:103-106.
- [11]: Yu CX. Intensity-modulated arc therapy with dynamic multileaf collimation: an

## References

---

- alternative to tomotherapy. *Phys Med Biol* 1995;40:1435–49
- [12]: Rabbani F, Stapleton AM, Kattan MW, Wheeler TM, Scardino PT. Factors predicting recovery of erections after radical prostatectomy. *J Urol* 2000; 164(6):1929–34.
- [13]: Haute Autorité de Santé. Cancer de la prostate : identification des facteurs de risque et pertinence d'un dépistage par dosage de l'antigène spécifique de la prostate (PSA) de populations d'hommes à haut risque ? Rapport d'orientation. Saint-Denis La Plaine: HAS; 2012.
- [14]: Haute Autorité de Santé. Cancer de la prostate : identification des facteurs de risque et pertinence d'un dépistage par dosage de l'antigène spécifique de la prostate (PSA) de populations d'hommes à haut risque ? Rapport d'orientation. Saint-Denis La Plaine: HAS; 2012.
- [15]: Têtevide D. Représentations et perceptions des hommes vis à vis du toucher rectal dans le cadre du dépistage individuel du cancer de la prostate [thèse]. Clermont Ferrand: Université de Clermont 1; 2010.
- [16]: Jones JS, Patel A, Schoenfield L, Rabets JC, Zippe CD : Saturation technique does not improve cancer detection as an initial prostate biopsy strategy . *J Urol* 2008 ; 179 : 1764-50.

## Chapitre II

- [1]: [Siegel et al., 2012] Siegel R L, DeSantis C, Virgo K, Stein K, Mariotto A, Smith T, Cooper D, Gansler T, Lerro C, Fedewa S, Lin C, Leach C, Spillers Cannady R, Cho H, Scoppa S, Hachey M, Kirch R, Jemal A and Ward E. 2012. Cancer Treatment and Survivorship Statistics, 2012, *Ca. Cancer J. Clin.*, 62, 220-241.
- [2]: [Siegel et al., 2016] Siegel R L, Miller K D and Jemal A. 2016. Cancer Statistics, 2016, *CA Cancer J. Clin.*, 66, 7-30.
- [3]: [Johns and Cunningham, 1983 ; Khan, 1994 ; Hall, 2000] ; Johns H E and Cunningham JR. 1983. *The physics of Radiology*, Library of Congress.
- [4]: (Supiot S, Lisbona A, Paris F, Azria D, Fenoglietto P. ["Dose-painting": myth or reality?]. *Cancer Radiother.* 2010 Oct;14(6-7):554-62.).
- [5] : [ICRU, 2010] Commission Internationale des Unites et mesures Radiologiques. 2010. Rapport 83 :Prescribing, recording and reporting photon-beam intensity-modulated radiation therapy (IMRT). Bethesda. USA

## References

---

- [6]: [Jones et al., 2000] [Jones et al., 2000] Jones B, Dale R G, Finst P and Khaksar S J. 2000. Biological equivalent dose assessment of the consequences of hypofractionated radiotherapy, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 47, 1379-1384.
- [7]: Rossi H H and Kellerer A M. 1972. Radiation Carcinogenesis at Low Doses, *Science*, 175(4018) 200-202
- [8]: [CIPR 60, 1991] CIPR. 1991. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection ICRP Publication 60 (Oxford: Pergamon).
- [CIPR 92, 2003] CIPR. 2003. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection ICRP Publication 92 (Oxford: Pergamon) 238 Références
- [CIPR 103, 2007] CIPR. 2007. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection ICRP Publication 103 (Oxford: Pergamon)
- [9]: Fenoglietto P, Laliberte B, Allaw A, Ailleres N, Idri K, Hay MH, et al. Persistently Bette treatment planning results of intensity-modulated (IMRT) over conformal Radiotherapy (3D-CRT) in prostate cancer patients with significant variation of clinical target volume and/or organs-at-risk. *RadiotherOncol* 2008;88:77–87.
- [10]: A.Niemierko. A generalized concept of equivalent uniform dose (eud).*MedicalPhysics*, 26 :1100, 1999.

### Chapitre III

- [1]: RAMQ, “Fichier des services médicaux,” 2002.
- [2]: D. Fry, R.-S. Harvie, L. Mullett et W. Walkinshaw, “A travelling-wave linear accelerator for 4-MeV. electrons,” *Nature*, vol. 162, no. 4126, p. 859, 1948.
- [3]: H. Suit, D. Phil, M. Goitein, J. Munzenrider, L. Verhey, P. Blitzer, E. Gragoudas, A. Koehler, M. Urie, R. Gentry et al., “Evaluation of the clinical applicability of proton beams in definitive fractionated radiation therapy,” *International Journal of Radiation Oncology\* Biology\* Physics*, vol. 8, no. 12, p. 2199–2205, 1982.
- [4]: S. Gianfaldoni, R. Gianfaldoni, U. Wollina, J. Lotti, G. Tchernev et T. Lotti, “An overview on radiotherapy : From its history to its current applications in dermatology,” *Open access Macedonian journal of medical sciences*, vol. 5, no. 4, p. 521, 2017.

## References

---

- [5]: R. Mohan, "Field shaping for three-dimensional conformal radiation therapy and multileaf collimation," dans *Seminars in radiation oncology*, vol. 5, no. 2. Elsevier, 1995, p. 86–99.
- [6]: M. Taphoorn, A. K. Schiphorst, F. Snoek, J. Lindeboom, J. Wolbers, A. Karim, P. Huijgens et J. Heimans, "Cognitive functions and quality of life in patients with low-grade gliomas : the impact of radiotherapy," *Annals of Neurology : Official Journal of the American Neurological Association and the Child Neurology Society*, vol. 36, no. 1, p.48–54, 1994.
- [7]: M. R. Vergeer, P. A. Doornaert, D. H. Rietveld, C. R. Leemans, B. J. Slotman et J. A. Langendijk, "Intensity-modulated radiotherapy reduces radiation-induced morbidity and improves health-related quality of life : Results of a nonrandomized prospective study using a standardized follow-up program," *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, vol. 74, no. 1, p. 1 – 8, 2009.
- [8]: American Cancer Society. Radiation Therapy for Non-Small Cell Lung Cancer, 2014. URL <http://www.cancer.org/cancer/lungcancer-non-smallcell/detailedguide/non-small-cell-lung-cancer-treating-radiation-therapy>.
- [9]: Risques de complications associés à la radiothérapie externe : étude comparative des doses délivrées aux tissus sains par les techniques avancées de radiothérapie  
Thèse de doctorat de l'Université Paris-Saclay préparée à l'Université Paris-Sud Institut de Radioprotection et de Sûreté Nucléaire.
- [10]: R. Mohan, "Field shaping for three-dimensional conformal radiation therapy and multileaf collimation," dans *Seminars in radiation oncology*, vol. 5, no. 2. Elsevier, 1995, p. 86–99.
- [11]: International Commission on Radiation Units and Measurements: ICRU Report 83: Prescribing, Recording and Reporting Photon-Beam Intensity-Modulated Radiation Therapy (IMRT). *Journal of the ICRU* 2010, 10(1).
- [12]: T. R. Bortfeld, D. L. Kahler, T. J. Waldron et A. L. Boyer, "X-ray field compensation with multileaf collimators," *International Journal of Radiation Oncology\* Biology\* Physics*, vol. 28, no. 3, p. 723–730, 1994.
- [13]: A. Boyer, T. Bortfeld, L. Kahler et T. Waldron, "MLC modulation of x-ray beams in discrete steps," dans *Proc. 11th Int. Conf. on the Use of Computers in Radiation Therapy*, 1994, p. 178–9.
- [14]: J. Purdy, "Intensity-modulated radiation therapy," *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*, vol. 35, no. 4, p. 845 – 845, 1996.

## References

---

- [15]: S. Webb, "Optimizing the planning of intensity-modulated radiotherapy," *Physics in Medicine & Biology*, vol. 39, no. 12, p. 2229, 1994.
- [16]: M. P. Carol, "Peacock<sup>TM</sup> : A system for planning and rotational delivery of Intensitymodulated fields," *International Journal of Imaging Systems and Technology*, vol. 6, no. 1, p. 56–61, 1995.
- [17]: C. X. Yu, "Intensity-modulated arc therapy with dynamic multileaf collimation : an alternative to tomotherapy," *Physics in Medicine and Biology*, vol. 40, no. 9, p. 1435–1449, sep 1995.
- [18]: K. Otto, "Volumetric modulated arc therapy : IMRT in a single gantry arc," *Medical Physics*, vol. 35, no. 1, p. 310–317, 2008.
- [19]: C. Yeh, P. A. Lai, F. H. Liu, K. K. Lai et P. R. Lee, "VMAT radiation therapy (VMAT) versus intensity modulated radiation therapy (IMRT) for small-sized breast," *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*, vol. 87, no. 2, p. S705–S705, 2013.
- [20]: M. Rao, W. Yang, F. Chen, K. Sheng, J. Ye, V. Mehta, D. Shepard et D. Cao, "Comparison of elekta VMAT with helical tomotherapy and fixed field IMRT : Plan quality, delivery efficiency and accuracy," *Medical Physics*, vol. 37, no. 3, p. 1350–1359, 2010.
- [21]: V. K. Mehta, F. Chen, T. Wong, D. Cao, M. Rao, J. Lewis et D. Shepard, "VMAT Improves clinical efficiency," *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*, vol. 84, no. 3, p. S810–S810, 2012.
- [22]: J. Z. Wang, X. Li, W. D. D'Souza et R. D. Stewart, "Impact of prolonged fraction delivery times on tumor control : A note of caution for intensity-modulated radiation therapy (IMRT)," *International Journal of Radiation Oncology\*Biology\*Physics*, vol. 57, no. 2, p. 543 – 552, 2003.
- [23]: E. M. Quan, L. Xiaoqiang, L. Yupeng, W. Xiaochun, R. J. Kudchadker, J. L. Johnson, D. A. Kuban, A. K. Lee et Z. Xiaodong, "A comprehensive comparison of IMRT and VMAT plan quality for prostate cancer treatment," *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*, vol. 83, no. 4, p. 1169–1178, 2012.
- [24]: R. W. Kopp, M. Duff, F. Catalfamo, D. Shah, M. Rajecki et K. Ahmad, "VMAT vs. 7-field-IMRT : Assessing the dosimetric parameters of prostate cancer treatment with a 292-patient sample," *Medical Dosimetry*, vol. 36, no. 4, p. 365 – 372, 2011.
- [25]: Formation en France : ATELIER VARIAN ECLIPSE PLANIFICATION IMRT & RA

## References

---

2019\_02. Tretment RA

[26]: Formation en France : VMATC School IMRT RA Montpellier 2018\_05.

### Chapitre IV

[1]: Beckendorf V, Guerif S, Le Prise E, et al. 70 Gy versus (vs) 80 Gy Dose Escalation Getug 06 French Trial for Localized Prostate Cancer: Mature Results. Radiat Oncol Biol Phys 2008;72:S96-S97.

[2]: Treatment Planning for External Beam, Eclipse Reference Guide\_FR; Document de Formation en France : ATELIER VARIAN ECLIPSE PLANIFICATION IMRT & RA 2019\_02. Tretment RA.

[3]: Stage pratique au centre de lutte contre le cancer sidi bel abbés.-Algerie-.

[4]: Gay HA, Barthold HJ, O'Meara E, Bosch WR, El Naqa I, Al-Lozi R, et al. Pelvic normal tissue contouring guidelines for radiation therapy: a Radiation Therapy Oncology Group consensus panel atlas. Int J Radiat Oncol Biol Phys 2012;83:e353–62.

[5]: Khalifa J, Commandeur F, Bachaud JM, de Crevoisier R. Radiothérapie conformationnelle prostatique : quelles marges ? Cancer Radiother 2013;17:461–9.

[6]: Harris VA, Staffurth J, Naismith O, Esmail A, Gulliford S, Khoo V, et al. Consensus guidelines and contouring atlas for pelvic node delineation in prostate and pelvic node intensity modulated radiation therapy. Int J Radiat Oncol Biol Phys 2015;92:874–83.

[7]: Sargos P, Guérif S, Latorzeff I, Hennequin C, Pommier P, Lagrange JL, et al. Definition of lymph node areas for radiotherapy of prostate cancer: a critical literature review by the French Genito-Urinary Group and the French Association of Urology (GETUG-AFU). Cancer Treat Rev 2015;41:814–20.

[8]: Fenoglietto P, Laliberte B, Allaw A, Ailleres N, Idri K, Hay MH, et al. Persistently better treatment planning results of intensity-modulated (IMRT) over conformal radiotherapy

## References

---

- (3D-CRT) in prostate cancer patients with significant variation of clinical target volume and/or organs-at-risk. *RadiotherOncol* 2008;88:77–87.
- [9]: A. Niemierko. A generalized concept of equivalent uniform dose (eud). *MedicalPhysics*, 26 :1100, 1999.
- [10]: Kopp RW, Duff M, Catalfamo F, Shah D, Rajecki M, Ahmad K. VMAT vs 7-field-IMRT: assessing the dosimetric parameters of prostate cancer treatment with a 292-patient sample. *Med Dosi* 2011;36:365–72.
- [11]: Dubois JB, et al. Plancomparison of volumetric-modulated arc therapy (RapidArc) and conventional intensity-modulated radiation therapy (IMRT) in anal canal cancer. *RadiatOncol* 2010;5:92.
- [12]: Cozzi L, Dinshaw KA, Shrivastava SK, Mahantshetty U, Engineer R, DeshpandeDD, et al. A treatment planning study comparing volumetric arc modulation with RapidArc and fixed field IMRT for cervix uteri radiotherapy. *RadiotherOncol* 2008;89:180–91.
- [13]: Kopp RW, Duff M, Catalfamo F, Shah D, Rajecki M, Ahmad K. VMAT vs. 7-field-IMRT: assessing the dosimetric parameters of prostate cancer treatment with a 292 patient sample. *Med Dosim* 2011; 36: 365-72.
- [14]: Hoogeman MS, Nuyttens JJ, Levendag PC, Heijmen BJM (2008) Time dependence of intrafraction patient motion assessed by repeat stereoscopic imaging. *Int RadiatOncolBiol Phys* 70: 609-618.
- [15]: Langen KM, Willoughby TR, Meeks SL et al. Observations on realtime prostate gland motion using electromagnetic tracking. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2008;71:1084–90.
- [16]: Li JS, Lin MH, Buyyounouski MK et al. Reduction of prostate intrafractional motion from shortening the treatment time. *Phys Med Biol* 2013;58:4921–32. ;78:S847.

### Chapitre V

- [1]: Treatment Planning for External Beam, Eclipse Reference Guide\_FR; Document de Formation en France : ATELIER VARIAN ECLIPSE PLANIFICATION IMRT & RA 2019\_02. Treatment RA.
- [2]: Formation sur site au centre de lutte contre le cancer sidi bel abbés : Fantôme Arc check et son utilisation , Formateur : Chouaf Soufiane.
- [3] : Formation sur site au centre de lutte contre le cancer sidi bel abbés : EPID (Electronic

## References

---

Portal Imaging Device), Formateur : John Luck.

[4]: Stage pratique au centre de lutte contre le cancer sidi bel abbés.-Algerie-.

[5]: Zelefsky MJ, Kollmeier M, Cox B, Fidaleo A, Sperling D, Pei X, et al. Improved clinical outcomes with high-dose image guided radiotherapy compared with non-IGRT for the treatment of clinically localized prostate cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2012;84:125–9.

[6] : Wortel RC, Incrocci L, Pos FJ, Lebesque JV, Witte MG, van der Heide UA, et al. Acute toxicity after image-guided intensity modulated radiation therapy compared to 3D conformal radiation therapy in prostate cancer patients. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2015;91:737–44.