



**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 :

**Benyamina Nafissa**

Sur le thème

**Comparaison des résultats de vérification des  
plans de traitement VMAT par détecteur  
ArcChek (Sun Nuclear ) et module PDIP(Varian)  
-CLCC Sidi Belabbes-**

Soutenu 04 / 05 / 2021 à Tlemcen devant le jury composé de :

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

# *Remerciements*

*Louange à dieu **ALLAH** le miséricordieux, le clément qui nous  
donné la force, la volonté, la patience et surtout la bonne santé  
pour achever ce travail.*

**A**

***Notre Pr Khaldi Houria Chef service Radiothérapie-  
oncologie du Clcc Sidi Belabbes***

***merci***

*de nous avoir accordé un grand honneur en acceptant de  
présider le jury de notre mémoire malgré vos multiples  
occupations, prouve votre générosité et votre modestie.*

*Nous avons eu le privilège d'être éliment et aussi stagiaire  
dans votre service Votre compétence professionnelle  
incontestable ainsi que vos qualités humaines vous valent  
l'admiration et le respect de tous.*

*Veillez recevoir, très chère Professeur, l'expression  
de mon profond respect et de ma grande estime.*



**A**

***Notre encadreur Mr Bourouina Mourad physicien  
chercheur du Coména détaché au  
Service de Radiothérapie du Clcc Sidi Belabbes  
merci***

*de nous avoir fait confiance en nous de cet excellent sujet de  
travail.*

*Merci d'avoir accompagné nos premiers pas professionnels et  
de nous avoir accordé de l'autonomie ; un grand merci pour les  
relectures méticuleuses.*

*Nous espérons être dignes de votre confiance, et nous vous  
prions cher physicien d'accepter notre profonde reconnaissance  
et notre haute considération.*



**A**

***Dr Ziouche Belkacem***

***maître assistant en radiothérapie-oncologie au  
Service de Radiothérapie du Clcc sidi belabbes***

***merci***

*Je vous remercie vivement pour avoir accepté de siéger  
au sein du Jury de thèse et de prendre le temps de participer  
aux travaux du Jury.*

*Vos qualités pédagogiques et professionnelles  
sont connues et reconnues. L'art avec lequel vous  
transmettez les connaissances et vos qualités humaines font  
de vous le maître auquel on a l'honneur de travailler avec  
vous .*

*d'avoir accepté de codiriger ce travail et de le mener à bien  
Veuillez trouver cher maitre, le témoignage de notre profond  
respect.*



*dédicace*

Je ne peux pas commencer sans évoquer le nom de Dieu « **ALLAH** » le  
miséricordieux louange, le tout puissant qui m'a donné la santé, le  
courage la force et la patience, à travers mes années d'étude. Je suis qui je  
suis par la grâce de dieu.

Je dédie ce modeste travail à :

*Mon Très cher père **Mohammed (rabi yerhmah)** le pilier sur  
lequel je me suis lourdement reposé, la personne qui a lutté et  
s'est sacrifié pour m'offrir les conditions propice à ma réussite,  
ma source de clairvoyance, de force et de soutien. Je ferai  
toujours mon mieux pour rester ta fierté rabi yerehmak mon  
père .*

*Ma Très chère mère **Fatima** la femme qui a souffert sans me  
laisser souffrir, qui m'a porté 9 mois dans son ventre et des  
années dans son cœur, la personne qui peut remplacer tout le  
monde mais personne ne peut la remplacer. Que dieu la  
protège.*



*Mon cher frère **Ilyes** mon conseiller, ma lumière de vie.  
Ma chère soeur **Houda** qui m'a aidé à connaître les portes du  
savoir, ma source d'encouragement indéfectible.  
Mes chère physiciens du service radiothérapie CLCC sidi  
belabbes  
Chaala AEK ,Oumanssour Amine ,Azzaz Wahiba,Bentahar  
Mamia,Abes Naima, Malki Sara.  
A ma chère Dr kamli nassima et chère Dr Boutine Fatima.  
A tout l'équipe des médecins du service radiothérapie CLCC  
sidi belabbes.  
Tous ceux que j'aime et ceux qui m'aiment, tous ceux j'ai omis  
de citer.  
Que ce travail soit l'expression de ma grande affection et un  
témoignage de mon grand profond amour.*



# Tables des matières

---

## Table des matières

### Chapitre I : Radiothérapie et contexte technique d'étude

<b>I.1.Les techniques de traitement en radiothérapie externe</b> .....	01
I.1.1.Définition .....	01
I.1.1.1.La radiothérapie conventionnelle et la radiothérapie conformationnelle	01
<b>I.2.Radiothérapie et technique VMAT</b>	
I.1.2.Les différentes techniques de RCMI : du « step and shoot » au VMAT .....	06
I.1.2.1.Description des techniques de RCMI.....	06
I.1.2.2.Modulation d'intensité par faisceaux stationnaires .....	08
<u>A. Mode Step and shoot</u> .....	10
<u>B. Mode Sliding window</u> .....	11
I.1.2.3.Modulation d'intensité par faisceaux mobiles en rotation (Arcthérapie) ..	12
<b>I.3.Contexte technique de l'étude</b> .....	
I.3.1.La structure technique du VMAT.....	13
I.3.2.Le processus de traitement en clinique.....	14
I.3.3.La qualité d'un plan de traitement.....	15
I.3.4.L'accélérateur linéaire d'électrons.....	16
1.3.4.1. Description générale des accélérateurs linéaires de radiothérapie.....	16
1.3.4.2. Description de la technique (Varian Médical Systeme).....	17
I.3.5. Les collimateurs multi-lames : MLC ,millinium leaf colimator.....	18
I.3.5.1 Réalisation pratique de la modulation d'intensité par MLC.....	20
<u>A. Mode statique</u> .....	20
<u>B. Mode dynamique</u> .....	21
1.3.5.2 Les collimateurs multi-lames.....	22
1.3.5.2.1 Caractéristiques des principaux collimateurs multi-lames.....	22
1.3.5.2.2.Influence des caractéristiques des MLC sur la distribution de dose .....	23
<u>A. Transmission</u> .....	24
<u>B. Focalisation</u> .....	24
<u>C. Profil latéral des lames</u> .....	24

# Tables des matières

---

<u>D. Précision de la position des lames</u> .....	24
<u>E. Vitesse de déplacement des lames</u> .....	24
I.3.6. Les systèmes de planification des traitements inverse .....	24
I.3.6.1. L'optimisation.....	25
I.3.6.2 La segmentation ou séquençement .....	26
<u>En mode statique</u> .....	26
<u>En mode dynamique</u> .....	28
I.3.6.3 Calcul de dose .....	28
<b>Conclusion</b> .....	29

## **Chapitre II: méthode pour l'assurance qualité de la technique VMAT**

<b>II.1. l'assurance Qualité et le control de Qualité</b>	
II.1.1. Objectifs des procédures de l'assurance qualité .....	30
II.1.2. Exigence de l'assurance qualité en radiothérapie .....	31
<b>II.2. Contrôle de qualité de l'accélérateur et du MLC</b> .....	32
II.2.1 Pré-requis : description des contrôles propres à la RCMI par faisceaux stationnaires .....	33
II.2.1.1 Contrôles dosimétriques pour les faibles unités moniteur .....	33
II.2.1.1.1 Proportionnalité en dose pour les faibles nombres d'unités moniteur	33
II.2.1.1.2 Homogénéité et symétrie pour les faibles unités moniteur .....	34
II.2.1.2 Contrôles du MLC .....	34
II.2.1.2.1 Précision de positionnement du MLC en mode statique .....	34
II.2.1.2.2 Précision de positionnement du MLC en mode dynamique .....	35
II.2.1.2.3. Calibration absolue des lames Méthode Varian .....	36
II.2.2. Les contrôles complémentaires pour la technique VMAT : définition des tests justification et évaluation.....	37
I.2.2.1 Contrôles dosimétriques .....	37
II.2.2.1.2 Homogénéité et symétrie du faisceau en arc .....	38

# Tables des matières

---

II.2.2.1.1 Précision dosimétrique en rotation .....	38
II.2.2.1.3.Précision de positionnement des lames du collimateur .....	39
II.2.2.2 Contrôles du MLC .....	40
II.2.2.2.1Contrôle de la synchronisation collimateur mutilâmes– dose rotation du bras.....	42
<b>II.3.Contrôle de qualité du plan de traitement</b> .....	42
II.3.1.Validation du plan de traitement en prétraitement sur fantôme.....	42
II.3.2.1. Les indices d'évaluation .....	42
<b>Conclusion</b> .....	48

## **Chapitre III : Méthode effectuée et discussion des résultats** **Parti 1: Evaluations de la méthode effectuée**

III.1.Accélérateur linéaire .....	51
III.2.Matériels et méthodes .....	52
III.2.1. ArcCHECK.....	53
III.2.1.1. Mise en service du fantôme du réseau de diodes ArcCheck.....	53
<u>A. Etalonnage de dose absolue et étalonnage de matrice</u> .....	53
<u>b. Détermination de la densité du PMMA</u> .....	53
<u>c. Constance de l'appareil et précision de la configuration</u> .....	54
III.2.1.2.Test d'évaluation pour le fantôme de réseau de diodes ArcCHECK .....	54
<u>A. Dépendance à la dose-débit</u> .....	54
<u>B .Dépendance à la dose par impulsion (débit de dose instantané)</u> <u>(dépendance au SAD)</u> .....	55
<u>C. Dépendance de la taille du champ</u> .....	56
<u>E Dépendance angulaire</u> .....	57
<u>F. Symétrie de la réponse</u> .....	57
<u>G. Réponse de dispersion</u> .....	58
<u>H. Effet de l'insertion du table dans TPS</u> .....	58
<u>I. Dosimétrie des arcs à ouvertures fixes</u> .....	58
<u>J. Dosimétrie des plans VMAT</u> .....	58
III.2.1.4.discussion des résultat .....	59

# Tables des matières

---

III.2.1.4. Planification du traitement .....	61
III.2.1.5. la mesure .....	63
III.2.2. Portal dosimetry (PDIP) .....	63
III.2.2.1. Étalonnage des images en niveaux de gris .....	64
III.2.2.3. Exploitation de l'imageur portal .....	66
III.2.2.4. Contrôle qualité des faisceaux .....	70
III.2.2.4. Comparaison entre les distributions de dose calculées et mesurées avec l'indice gamma .....	71

## **Parti 2: Résultats et Discussions des cas clinique**

### **III.3. Discussion des résultats**

III.3.1. Résultats des cas mesurés par d'arcCHECK .....	73
III.3.1. Résultats des cas mesurés par de PDIP .....	76
III.3.3. Discussion de les deux résultats et comparaison.....	79

### **Conclusion général**

# liste des figures et des tableaux

---

## la liste des figures

- Figure I-1:** Exemple d'isodose en radiothérapie conventionnelle (Holder, et al., 2004). .....(01)
- Figure 1-2 :** Exemple d'isodose en radiothérapie conformationnelle (Holder, et al., 2004) .....(02)
- Figure 1-3 :** .....(03)
- Figure 1-4 :** Illustration de la technique 3D-CRT : le collimateur multi-lames se conforme à la tumeur.. .....(05)
- Figure 1-5 :**Exemple d'isodose de techniques de radiothérapie par modulation d'intensité des faisceaux (IMRT) .....(06)
- Figure 1-6 :** Exemple d'isodose de techniques Arc-Thérapie ..... (07)
- Figure 1-7 :**Image qui montre la sculpture de dose de l' IMRT et de la radiothérapie Conformationnelle .....(09)
- Figure 1-8 :**Un collimateur mutilâmes de la RCMI classique (Holder, 2005).....(10)
- Figure 1-9:** Exemple de faisceau possédant 4 segments en technique de RCMI type « Step and Shoot ».. .....(11)
- Figure 1-10:** Exemple de faisceau modulé délivré en mode « Sliding Window ».. .....(11)
- Figure 1-11:** Illustration de la modulation des faisceaux en VMAT selon Webb et McQuaid 13 ; ovale gris central : patient ; lignes roses : faisceaux de l'arc de 360° discrétisé en 72 CP ; rectangles bleus et verts : positions des deux bancs de lames du MLC pour chaque CP ; rectangle gris à chaque CP: fluence incidente ; barres grises (cercle intérieur) : fluence incidente modulée par la combinaison de plusieurs CP..(13)
- Figure 1-12 :** Un histogramme dose-volume (HDV) utilisé en clinique .....(16)
- Figure 1-13 :** Accélérateur linéaire. Modèle Clinac 2100 C/D® (Varian™) équipé du système d'imagerie embarquée OBI®. Les deux bras de l'OBI® sont déployés : à gauche, la source de basse énergie (kV) et, à droite, le détecteur de basse énergie (kV).....(17)
- Figure 1-14 :** Composants de la machine de traitement, Subdivision du faisceau global .....(19)
- Figure 1-15 :** Principe d'obtention de la modulation d'intensité en mode statique, superposition de quatre segments générant quatre niveaux d'intensité..... (21)
- Figure 1-16 :** Principe d'obtention de la modulation d'intensité en mode dynamique [LoSasso 1998].....(22)

# liste des figures et des tableaux

---

- Figure 1-17** : Schéma des différents collimateurs multilames.....(22)
- Figure 1-18** : Planification inverse: algorithme d'optimisation PO.....(25)
- Figure 1-20** : Segmentation en mode statique : exemple de positionnement des lames en fonction de la matrice de fluence.....(27)
- Figure II-21** : Procédure de calibration des lames, méthode Varian.....(31)
- Figure II-22** : Contrôle de la précision dosimétrique en rotation : A. Fantôme sphérique dans lequel un film est inséré. B. Image du film sur lequel plusieurs profils sont tracés. C. Superposition des profils pour l'analyse des écarts au niveau du 50 % de dose.....(33)
- Figure II-23** : Contrôle par film argentique de l'effet du mode de déplacement type slide and shoot sur le profil de dose du faisceau : A. Profil tête pied. B. Profil droite gauche.....(37)
- Figure II-24** : Test de précision de positionnement des lames en rotation. A gauche : image du film irradié. A droite : profils de dose obtenus.....(41)
- Figure II-25** : Représentation schématique de la relation entre doses prescrites, programmées et délivrées.....(43)
- Figure II-26** : Représentations des différents détecteurs 2D et pseudo-3D dédiés aux contrôles des plans patient RCMI en prétraitement. En haut, de gauche à droite : MapCHECK (SunNuclear), Matrixx embarqué (IBA), détecteur Seven79 dans le fantôme Octavius (PTW). En bas, de gauche à droite = ArcCHECK (SunNuclear), Delta4PT (Scandidos) et fantôme cylindrique avec films.....(44)
- Figure II-27** : Représentation de la valeur du gamma.....(47)
- Figure III-28** : Fantôme ArcCheck (service radiothérapie CAC SBA).....(53)
- Figure III-29**: Emplacement de six diodes à moins de 5 mm des axes centraux du fantôme utilisé pour l'analyse de la dépendance au débit de dose, de la réponse dose-par-impulsion et du test de dépendance à la taille du champ. Les diodes situées à l'intérieur du rectangle rouge autour de l'origine sont les diodes d'analyse; ceux-ci se trouvent à 5 mm de CAX.....(55)
- Figure III-30**: Géométrie d'analyse de mesure du test de dépendance angulaire. La partie supérieure de la figure représente la géométrie de mesure d'une  $10 \times 20 \text{ cm}^2$  irradiation de champ sur une coupe axiale centrale d'ArcCHECK. La partie inférieure représente la géométrie d'analyse: des projections 2D du bord du champ de rayonnement et  $\sim 1 \text{ cm}$  à l'intérieur sont représentées sur le plan 2D contenant toutes les diodes. La dose moyenne mesurée à partir de 2 «diodes d'analyse» est utilisée comme un point de données pour la dépendance angulaire.....(57)

## liste des figures et des tableaux

---

- Figure III-31:** Dépendance à la dose par impulsion (débit de dose instantané) des faisceaux 6X , mesurée par la dose moyenne sur six diodes centrales à 5 mm de l'isocentre dans les directions axiale et transversale. La dose est normalisée à la dose de 100 SAD .....(60)
- Figure 32:** Fantôme Arc CHECK sans bouchon de cavité .....(62)
- Figure III-33:** Fantôme Arc CHECK avec bouchon de cavité et insert de chambre.....(63)
- Figure III-34:** Exemple d'accélérateur linéaire linac équipé de systèmes d'imagerie embarqués : EPID (a)et « kV » (b) (Varian Medical Systems) et son imageur portal aS1200 au silicium amorphe monté sur un bras métallique rétractable (entouré en rouge). L'EPID est situé derrière le patient positionné sur la table de traitement....(64)
- Figure III-35:** Correction des pixels défectueux : à gauche , image acquise avec l'EPID permettant la création de la carte de correction. A droite, carte de correction des pixels défectueux (d'après Varian Medical System).....(65)
- Figure III-36:** Étalonnage de l'image en niveaux de gris : à gauche, mesure du bruit de fond (DF). À droite, mesure de la différence de sensibilité des différents modules (FF) (d'après Varian Medical System).....(66)
- Figure III-37:** Interface utilisateur graphique de Portal Dosimetry.....(69)
- Figure III-38:** Principe d'évaluation de la fonction Gamma.....(70)
- Figure III-39:** Illustration de l'analyse gamma combinant à la fois une comparaison de distance et une comparaison de dose. Cette double comparaison résumée à travers l'équation III.4d peut être assimilée à un ellipse à l'intérieur de laquelle l'indice  $\gamma$  est calculé entre les pixels  $\vec{P_m}$  et  $\vec{P_r}$ .....(72)
- Figure III-40:** Résultats du prétraitement d'un champ Rapidarc La distribution de dose mesuré par TPS a droite la distribution mesuré par ArcCHECK a gauche au milieu la comparaison entre les deux mesuré et calculé.....(76)
- Figure III-41:**Résultats du prétraitement d'un champ Rapidarc La distribution de dose portale mesurée avec les images EPID (en bas à gauche) a été comparée à la dose planaire calculée sur le TPS pour une DSD de 100cm.....(79)
- Figure III-42:** Figure 42 : combinaisons entre le nombre d'arc et gamma index.....(84)

# liste des figures et des tableaux

---

## la liste des tableaux

**Tableau I.1:** Paramètres variables pendant l'irradiation pour un accélérateur Varian en fonction de la technique RCMI mise en oeuvre : « step and shoot » et « sliding window » avec une technique VMAT.....(08)

**Tableau I.2:** Schéma de la chaîne de traitement utilisée dans le cadre de l'étude ; en bleu : étapes du traitement, en rouge : éléments étudiés dans le cadre de l'étude.....(14)

**Tableau I.3 :**Descriptif technique des paramètres variables en mode VMAT pour notre accélérateur type varian et pour le système de contrôle type Desktop Pro version 7.01.....(18)

**Tableau II.4 :** Taux de réussite gamma des plans VMAT livrés par rapport aux doses prévues (calculées) dans le TPS mesuré par ArcCHEK .....(74)

**Tableau III.5:** Taux de réussite gamma des plans VMAT livrés par rapport aux doses prévues (calculées) dans le TPS mesuré par PDIP .....(77)

# Acronymes

AAA	Analytical Anisotropic Algorithm
AAPM	American Association of Physicists in Medicine
ANSM	Agence Nationale de Sécurité du Médicament et des produits de santé
AQ	Assurance qualité
BEV	Beam's EyeView
CCC	Collapsed Cone Convolution
CLCC	Centre de lutte contre le cancer
CI	Indice de Conformation
CP	Point de Contrôle
CTV	Clinical Target Volume
DICOM	RT Digital Imaging and Communications in Medicine RadioTherapy
DMPO	Direct Machine Parameters Optimization
DTA	Distance To Agreement
EPID	Electronic Portal Imaging Device
ESTRO	European SocieTy for Radiotherapy and Oncology
EUD	Dose Uniforme Equivalente
HDV	Histogramme Dose Volume
HI	Indice d'Homogénéité
IAEA	International Atomic Energy Agency
ICRP	International Commission on Radiological Protection
ICRU	International Commission on Radiation Units and Measurements
IMAT	Intensity Modulated Arc Therapy
IRSN	Institut de Radioprotection et de Sûreté Nucléaire
ITV	Internal Target Volume
IQR	Inter Quartile Range
MLC	Collimateur Multi-Lames
OAR	Organe A Risque
ORL	Oto-Rhino laryngologie
PRV	Planning at Risk Volume
PTV	Planning Target Volume
R&V	Record and Verify
RC3D	Radiothérapie Conformationnelle 3D

# Acronymes

RCMI	Radiothérapie Conformationnelle avec Modulation d'Intensité
RTOG	Radiation Therapy Oncology Group
RX	Rayons X
S	Indice de dispersion de la dose au sein d'un volume
S&S	Step and Shoot
SFPM	Société Française de Physique Médicale
SIB	Simultaneous Integrated Boost
SW	Sliding Window
SAD	source axe distance
TCP	Tumor Control Probability
TCS	Treatment Control System
TEP	Tomographie par Emission de Positons
TPS	Treatment Planning System
UM	Unité Moniteur
VMAT	Volumetric Modulated ArcTherapy Archthérapie volumétrique modulée
XVMC	X-Ray Voxel Monte Carlo

# Chapitre 1

## Introduction

# Introduction

L'objectif de la Radiothérapie consiste à stériliser les tumeurs malignes par effet létal des rayonnements ionisants sur les cellules irradiées et assurer ainsi le contrôle local de la maladie. Cet objectif est doublé par des obligations de maîtrise des complications liées à la toxicité du traitement en évitant, ou limitant au mieux, les effets secondaires au niveau des organes à risque et des tissus sains.

L'objectif essentiel de tout traitement radiothérapie est de déterminer la situation et les rapports anatomiques de la tumeur, de connaître en temps réel la répartition de la dose délivrée au volume tumoral et aux organes avoisinants.

La proximité de certains organes critiques et les tissus sains traversés imposent de leur délivrer la dose la plus faible possible pour réduire au maximum les risques d'effets secondaires de complications.

Une dose délivrée au niveau de la tumeur inférieure d'environ 5 % à la « dose prescrite » diminue les chances de guérison et peut conduire à une récurrence. Une dose supérieure à une dose dite « dose seuil » au niveau des organes à risque, peut conduire à des complications très dommageables . Les contraintes à respecter sur la valeur de la dose délivrée ne peuvent être maîtrisées que par une augmentation de la précision conjointe des plans de traitement prévisionnels et de leur réalisation effective .

La précision balistique a été modifiée soit pour la préparation du traitement radiothérapie soit au cours de l'irradiation elle-même. La préparation du traitement a été significativement améliorée avec l'utilisation des simulateurs de traitement et actuellement avec des scanners simulateurs permettant depuis plusieurs années de développer la simulation virtuelle, progrès important dans la définition des volumes cibles à irradier, le positionnement des organes critiques à protéger et dans le choix des faisceaux et des techniques d'irradiation , la difficulté est de prendre en compte avec précision le comportement effectif de l'anatomie réelle du patient à chacune des séances et d'évaluer son impact dosimétrique, est devenue un facteur limitant pour concrétiser les progrès apportés par la technologie.

L'objectif principal de la précision est de produire une qualité de traitement en veillant à ce que la délivrance du traitement soit la plus conforme possible à la prescription médicale.

Dans un contexte technologique grandissant avec des outils pour l'estimation et la mesure de la dose en radiothérapie de plus en plus élaborés et « précis », la précision requise et atteignable n'a pas cessé d'être revue .

Le développement de la Radiothérapie Conformationnelle 3D avec Modulation d'Intensité (RCMI) représente une avancée significative par rapport à la Radiothérapie Conformationnelle 3D (RTC3D) classique car elle permet de délivrer la dose prescrite à la tumeur de façon sélective, en protégeant les organes sensibles situés à proximité, ce qui diminue considérablement les risques d'effets secondaires. Selon les localisations, elle a actuellement deux objectifs principaux : réduire la dose aux organes à risque (cas des parotides en ORL-STIC [Marchal 2004], [Lapeyre 2004]), permettre une escalade de dose de façon à obtenir un contrôle optimal de la tumeur avec une toxicité minimale aux tissus normaux (cas de la prostate) [Ailleres 2004].

La radiothérapie à modulation d'intensité (IMRT) est devenue une technique de traitement largement acceptée et efficace pour de nombreux types de cancers. Avec ses faisceaux conformes hautement modulés, il présente l'avantage d'une augmentation sélective de la dose vers les sites tumoraux de forme irrégulière, tout en évitant efficacement les tissus normaux adjacents et les organes à risque.

La complexité croissante des techniques et des traitements en radiothérapie, met au défi les méthodes traditionnelles de gestion de la qualité (management de la qualité, QM), nécessite le développement d'un programme d'assurance qualité telles que celles figurant dans les directives publiées par des organisations telles que AAPM, ASTRO, ACR, ESTRO et AIEA[53].

L'objectif de ce document est de décrire les contrôles de qualité à mettre en place pour une pratique de la RCMI produite par une modification automatique de la forme du champ par MLC, avec les tests d'acceptance et de proposer un programme de contrôles de qualité couvrant la totalité de la chaîne de traitement. Les autres moyens de production ne sont présentés que dans les grandes lignes.

Le chapitre I Il est à noter L'évolution des technique radiothérapie 3D Jusqu'a VMAT .

Dans le chapitre deux, les particularités liées au mode de production de la RCMI et aux principales caractéristiques géométriques du collimateur multi-lames permettent de mettre en évidence les facteurs, spécifiques à la technique, à prendre en

compte dans le Système de Planification des Traitements. L'ensemble des contrôles de qualité sont présentés dans les chapitres trois (CQ accélérateur linéaire d'électrons) et quatre (CQ MLC).

Les contrôles de qualité du système de planification de traitement, du plan de traitement du patient sont développés, dans leur principe et leur réalisation pratique dans les chapitres cinq et six.

Le chapitre III est consacré au CQ prétraitement et la méthode utilisé .

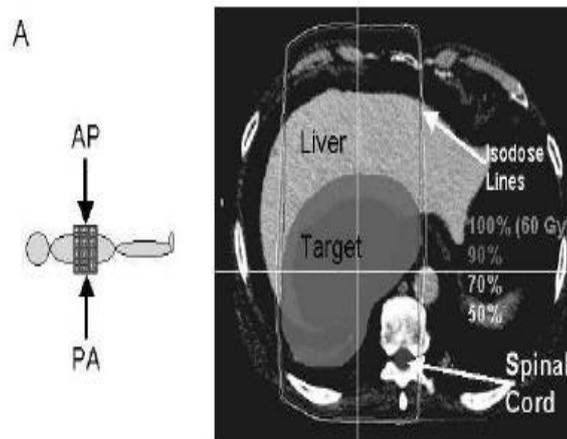
Dans ce premier chapitre, nous posons le contexte de l'étude en rappelant succinctement le principe de la radiothérapie externe avec modulation d'intensité et plus particulièrement celui du VMAT. Nous présentons également le contexte technique de l'étude en présentant la chaîne de traitement utilisée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

## I.1 Les techniques de traitement en radiothérapie externe

### I.1.1. Définition

C'est l'ensemble des techniques d'irradiation où la source est placée à l'extérieur du malade et généralement à une certaine distance de lui. Cette irradiation a pour but : la mort des cellules cancéreuses d'une part, et la prévention des cellules saines de l'autre. Ces deux aspects sont inséparablement liés et doivent être présents à l'esprit au cours de chaque traitement de radiothérapie.

#### I.1.1.1. La radiothérapie conventionnelle et la radiothérapie conformationnelle

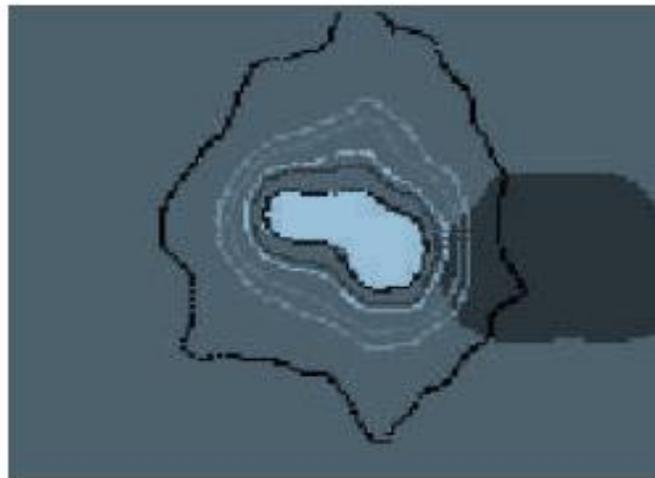


**Figure 1 : Exemple d'isodose en radiothérapie conventionnelle (Holder, et al., 2004)**

En radiothérapie conventionnelle, en règle générale, les faisceaux sont assez larges pour irradier toute la cible à partir des angles d'irradiation. La planification de traitement se faisait « à la main » d'où l'utilisation de faisceaux présentant des profils plats et l'utilisation de 2 à 4 faisceaux positionnés sur les 4 points cardinaux afin de

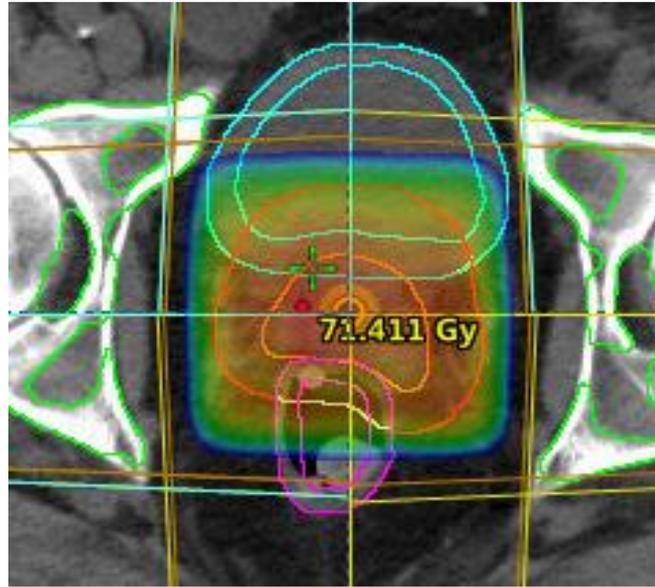
faciliter le calcul déjà complexe. montre un exemple de traitement d'un cancer du foie avec deux faisceaux parallèles opposés.

L'intersection des deux faisceaux crée une zone de forte dose près d'une forme rectangulaire qui englobe presque tout le volume irradié du patient. Malheureusement, cette zone contient une structure critique – la moelle épinière. Pour que ce traitement soit viable, la dose prescrite par le médecin devra être maintenue en dessous de la dose tolérée par la moelle épinière. Mais la dose peut alors être non conforme dans la tumeur. Cette approche classique, qui utilise de 2 à 4 faisceaux pour traiter une tumeur, a été la pierre angulaire de la radiothérapie pendant des années.



**Figure 2 : Exemple d'isodose en radiothérapie conformationnelle (Holder, et al., 2004)**

Avec l'avènement de l'ordinateur et le développement du collimateur multilâmes (MLC), la radiothérapie conformationnelle (3D-CRT) a fait son apparition à la fin des années 1990. Les scanners permettent des reconstructions en 3D du corps et de tous les organes. Les logiciels de Beam Eye View (BEV), vue depuis la cible, permettent de réaliser de façon virtuelle des plans de traitement en 3D qui contournent plus précisément la tumeur en épargnant les tissus sains. Ceci permet de délivrer une distribution de dose ayant un très haut degré de conformité avec la forme de la tumeur.



**Figure 3: Exemple d'isodose en radiothérapie conformationnelle**

Ces distributions de dose sont représentées par ce que l'on appelle les courbes d'isodoses **Figure 3**. Ces dernières illustrent les iso-niveaux de la dose absorbée. Le niveau de l'isodose est définie par un pourcentage de la dose cible prescrite. **La Figure 2** représente une distribution de dose avec différents niveaux. La région à forte dose est représentée par la ligne 60 Gy (ligne noire), qui suit la forme de la tumeur. La courbe extérieure est l'isodose à 20%, ce qui signifie que le tissu à l'intérieur de cette courbe reçoit jusqu'à 20% de la dose prescrite. En délivrant la dose la plus élevée selon la forme exacte de la tumeur, les tissus sains et critiques à proximité sont épargnés.

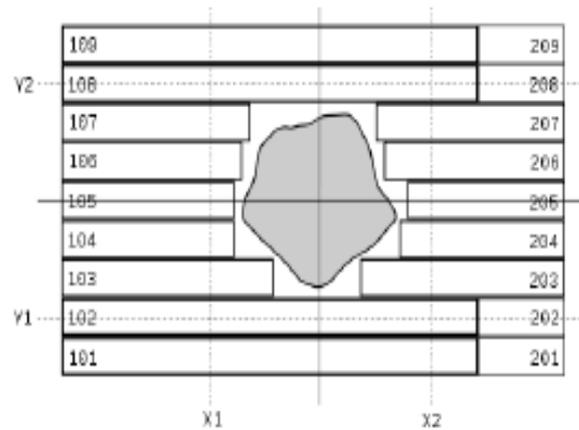
Techniquement, pour réaliser cette conformation, les collimateurs multilames sont utilisés pour remplacer les champs carrés. L'exemple le plus démonstratif est le traitement du cancer de la prostate. Cet organe de  $40 \text{ cm}^3$  a la forme d'une pyramide. Avant la fin des années 1990, il est irradié par des champs carrés de 8 cm de côté délivrant une dose de 60Gy pour ne pas léser le rectum. Ces champs carrés irradient un volume proche de  $500 \text{ cm}^3$  (demi-litre) soit dix fois plus environ de tissu sain que de tissu tumoral. Avec la nouvelle technique de la 3D-CRT, la prostate est irradiée avec des faisceaux reproduisant la forme de la pyramide et non plus en forme de cube.

Le rectum est protégé ainsi que la vessie, sachant que la dose dans le volume cible a été augmenté à 70-76 Gy. Des essais randomisés ont montré que cette augmentation de dose s'accompagne d'une amélioration du contrôle local et de la survie sans augmentation des complications rectales, vésicales voir sexuelles (Pollack, et al., 2000). Une forte dose dans un petit volume reste un modèle de préférence, sous réserve d'une exactitude du ciblage balistique. En 2000, la 3D-CRT devient la technique de routine pour la grande majorité des irradiations notamment à visée curative (tumeurs cérébrales, ORL, poumon, prostate...). [1].

Malgré ce progrès thérapeutique apporté par la 3D-CRT, il faut noter que cette technique est moins précise dans le cas où la tumeur présente des formes concaves avec en plus des organes à risque dans ces concavités, ce qui représente 30% des cas. D'où le développement de la Radiothérapie Conformationnelle par Modulation d'Intensité (RCMI) que nous allons présenter dans la prochaine section.

Sur un linac (accélérateur linéaire, *linear accelerator*) moderne, la forme du champ du faisceau est déterminée par plusieurs collimateurs. Le collimateur principal comporte une (*Elekta, Siemens Healthcare*) ou deux (*Varian MS*) paires de mâchoires, qui délimitent la forme rectangulaire, symétrique ou asymétrique, de la zone irradiée. Le **collimateur multi-lames** (MLC, *Multiple Leaves Collimator*) comporte 60 paires de lames en tungstène qui définissent le champ complexe (**voir Figure 4**). [3]

Dans le cas d'un MLC Millennium 120 de *Varian MS* (Varian MS), les 40 paires de lames centrales ont une largeur de 5mm, tandis que les lames externes ont une largeur de 10mm. La précision de position de ces lames est de 0.54mm, soit 1mm au niveau de l'isocentre [4].



**Figure 4: Illustration de la technique 3D-CRT : le collimateur multi-lames se conforme à la tumeur.**

En absence d'hétérogénéités tissulaires et pour un volume régulier, le faisceau est délivré avec une intensité uniforme dans le champ. Dans le cas contraire, des filtres ou des sous-champs sont nécessaires pour homogénéiser la distribution de dose et éviter les sur- ou sous-dosages de la zone tumorale [5]. Ainsi, la technique du **Champ-dans-le-Champ** (FiF, *Field-in-Field*) introduit des champs supplémentaires dans les champs existants, ce qui permet d'amender la distribution de dose. Outre la forme du champ, d'autres variables interviennent tels la quantité et la qualité des faisceaux, les angles de bras et du collimateur. La planification du traitement est directe : se basant sur les éléments définis plus haut, les paramètres de la machine de traitement et les images CT, le TPS calcule le nombre d'unités moniteur à délivrer pour obtenir la dose prescrite suivant un modèle de prédiction de dose, tels *Pencil Beam* ou *Convolution Superposition* [6].

## I.2. Radiothérapie et technique VMAT

### I.2.1. Les différentes techniques de RCMI : du « step and shoot » au VMAT

#### I.2.1.1 Description des techniques RCMI

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), soit par faisceaux mobiles en rotation (arcthérapie), cette technique est nommée VMAT ( Volumetric Modulated Arc Therapy). Le tableau 1 récapitule les paramètres variables en fonction de la technique de RCMI mise en œuvre.

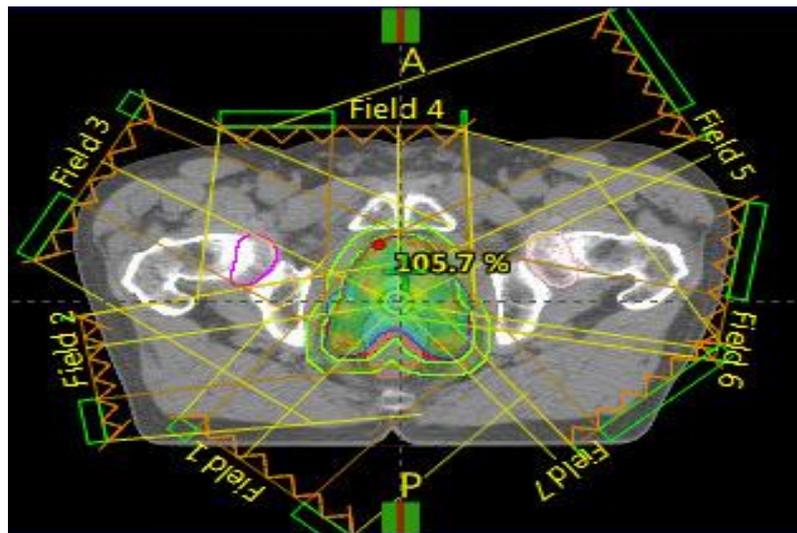
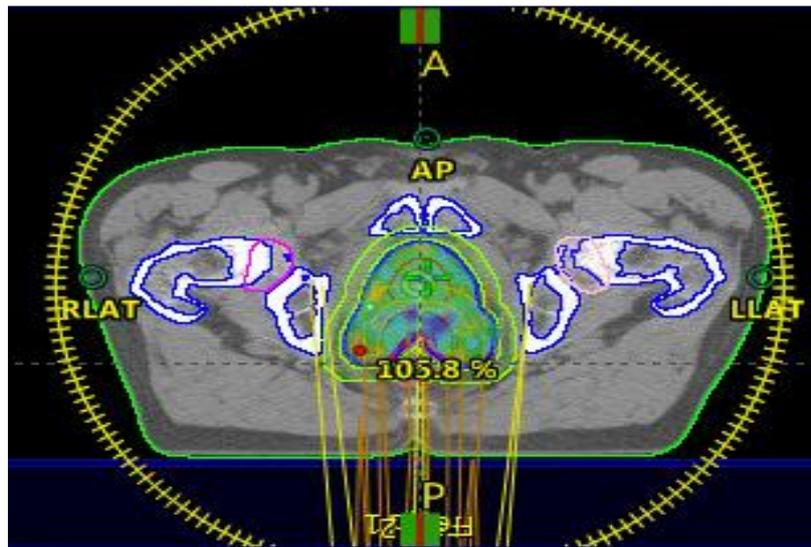


Figure 5: Exemple d'isodose de techniques de radiothérapie par modulation d'intensité des faisceaux (IMRT)



**Figure 6: Exemple d'isodose de techniques Arc-Thérapie**

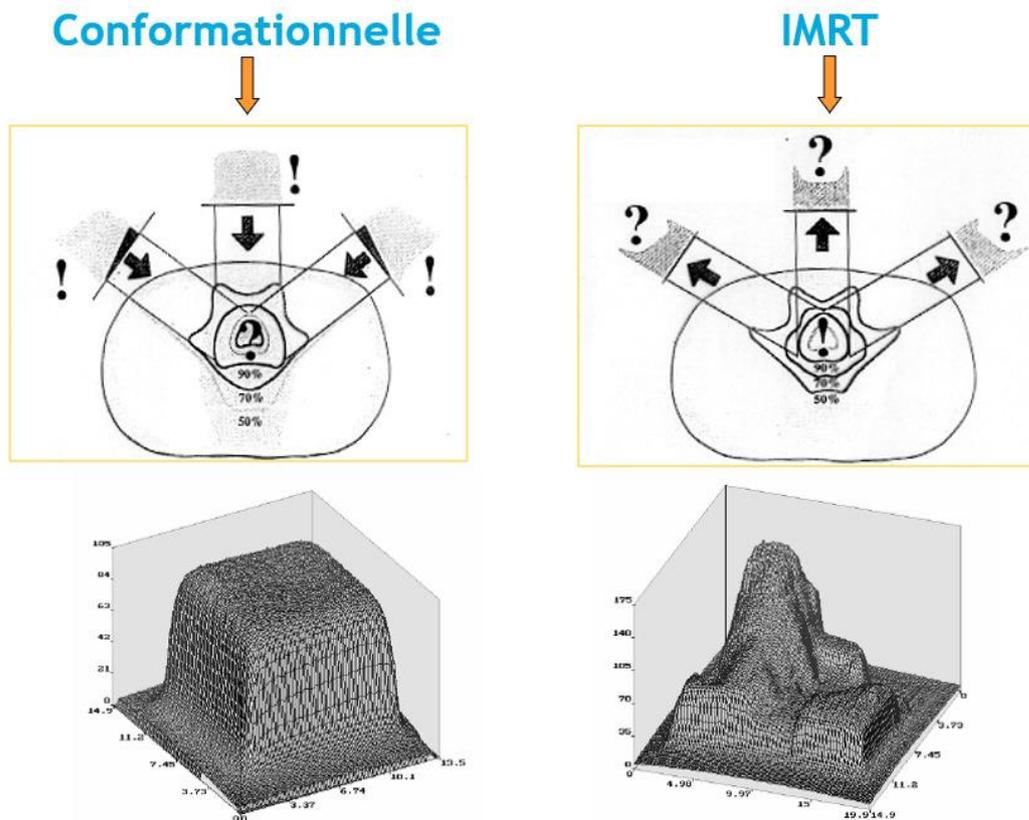
Elle impose une exactitude balistique parfaite au moment du positionnement du patient. Des dosimétries *in vivo*, volontiers complexes et parfois de réalisation difficile, sont recommandées pour s'assurer de la bonne distribution de la dose. Le bénéfice principal de la RCMi est observé dans l'irradiation des cancers de l'oropharynx et du nasopharynx pour lesquels on peut désormais épargner une (voire les deux) parotide et supprimer sur le long terme les séquelles graves de la xérostomie. La RCMi est également utile pour optimiser la radiothérapie des cancers de prostate (protection du rectum) ou des tumeurs cérébrales (protection du tronc cérébral), voire des tumeurs pulmonaires et pelviennes. Certains appareils (tomothérapie) couplant une source d'irradiation montée sur un scanner et une table mobile sont spécifiquement adaptés à ces RCMi dans de très grands volumes concaves (cérébrospinal, plèvre, péritoine).

Technique de RCMI	Bras	Débit de dose (UM/Degré)	Lames (MLC)	Diaphragme Mâchoires (X,Y)	Rotation collimateur	Table
Step and Shoot	Statique	Constant	Statique	Statiques	Statiques	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 1: Paramètres variables pendant l'irradiation pour un accélérateur Varian en fonction de la technique RCMI mise en œuvre : « step and shoot » et « sliding window » avec une technique VMAT.**

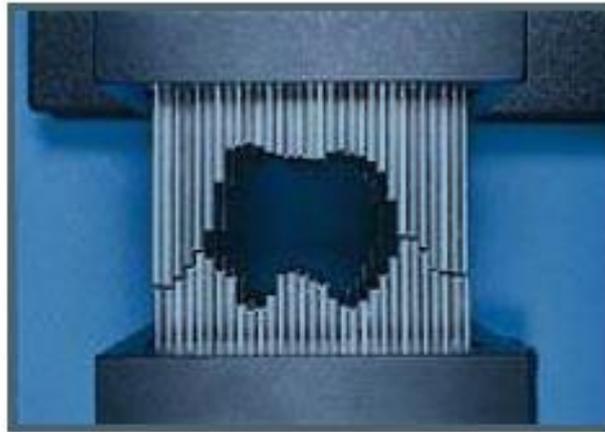
### I.2.1.2 Modulation d'intensité par faisceaux stationnaires

Pour les techniques de RCMI par faisceaux stationnaires, le bras de l'accélérateur reste fixe pendant l'irradiation. En générale de cinq à douze faisceaux sont utilisés. Ces faisceaux provenant des angles différents convergent vers un même point. À chaque emplacement fixe, le patient est irradié par des faisceaux de formes spécifiques (segment) définies par le collimateur, illustré par la **Figure 8**.



**Figure 7 :Image qui montre la sculpture de dose de l' IMRT et de la radiothérapie Conformationnelle**

La modulation d'intensité est réalisée par la superposition de segments. Chaque segment possède sa propre pondération en dose : un certain nombre d'unités moniteurs (UM) est associé à chaque segment. Selon le mouvement des lames pendant l'irradiation, deux modes de délivrance des segments existent : le mode statique nommé *Step and shoot* (S&S) et le mode dynamique nommé *Sliding window* (SW).



**Figure 8: Un collimateur multilames de la RCM classique (Holder, 2005)**

A. Mode Step and shoot

En RCM type S&S, l'irradiation se fait de manière séquentielle. Entre deux irradiations successives, une nouvelle forme de champ est définie par le déplacement des lames du collimateur. Le champ d'irradiation est décomposé en plusieurs segments dont le nombre est en fonction des contraintes de modulation du faisceau. Selon la localisation tumorale à traiter et les contraintes imposées, le nombre de segments varie entre 2 et 20. En **Figure 10**, un champ d'irradiation hétérogène (à droite) est décomposé en 5 segments de formes diverses. Ce mode de délivrance n'est pas limité par la vitesse des lames, mais il subsiste un temps mort entre les segments qui diminue l'efficacité d'exécution du traitement. La résolution spatiale de la modulation est alors limitée par la quantité de segments par incidence et par le nombre d'unités moniteur minimal par segment. Il importe d'avoir un algorithme de segmentation qui limite la quantité de segments ainsi que le nombre d'unités moniteur total.

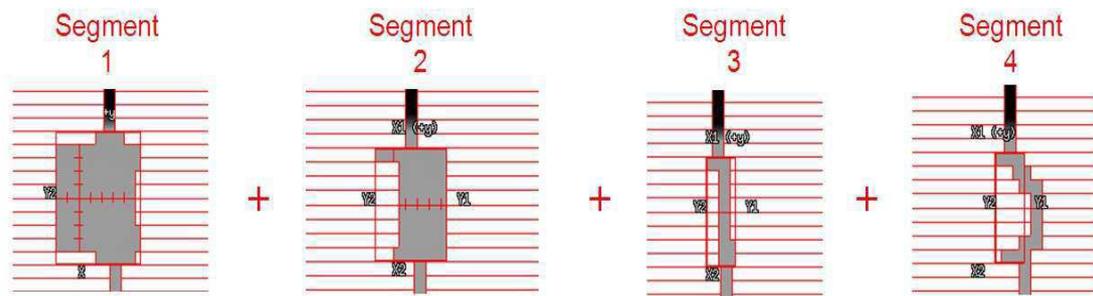


Figure 9 : Exemple de faisceau possédant 4 segments en technique de RCMI type « Step and Shoot ».

### B. Mode Sliding window

En RCMI type SW développée par (Convery, et al., 1992) , les lames se déplacent en continu au cours de l'irradiation, illustré par **Figure 11** . Dans ce cas, le faisceau modulé en intensité résulte du balayage du champ par une fente glissante de forme variable définie par le collimateur mutilâmes. C'est la variation de vitesse de déplacement des lames qui va créer les différences de fluence pour générer le faisceau modulé. La résolution spatiale de la modulation est limitée par la vitesse de déplacement des lames.

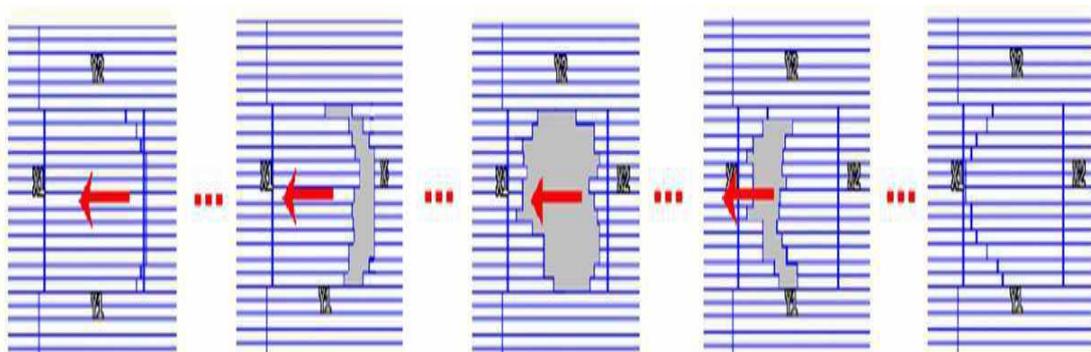


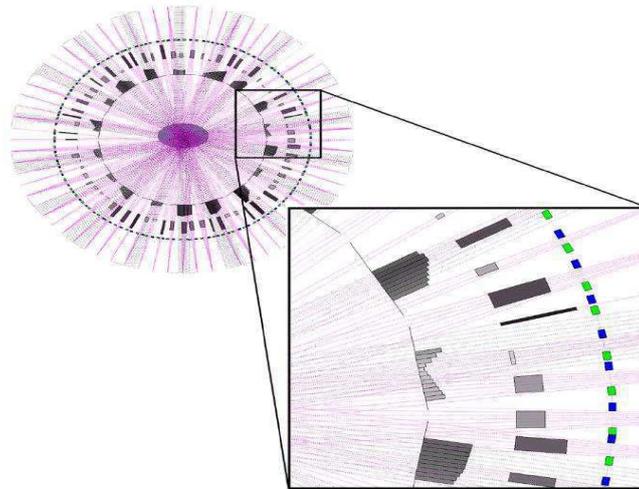
Figure 10: Exemple de faisceau modulé délivré en mode « Sliding Window »

Pour la RCMI par faisceaux stationnaires, le nombre de faisceaux utilisés varie en fonction des contraintes spécifiques liées à chaque traitement. 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 préservation des organes à risque. L'augmentation du nombre de faisceaux n'apporte pas d'amélioration majeure. Cependant, dans le cas du traitement des tumeurs ORL, pour obtenir une bonne homogénéité de la dose au volume cible et une bonne protection des OARs, le nombre de faisceaux nécessaire s'élèvera de sept à neuf. Le nombre de faisceaux est limité dans ce type de RCMI stationnaire à cause de la contrainte du temps de traitement en clinique. Cela signifie que le processus d'optimisation doit choisir un certain nombre d'angles optimaux à partir de l'ensemble des angles possibles. La plupart des logiciels de planification ne procèdent pas à la sélection automatique des faisceaux, l'utilisateur doit les définir au préalable. En revanche, un tel logiciel fournit des outils de visualisation qui permettent à l'utilisateur de sélectionner intelligemment les angles. Cette technique permet de réduire la complexité du problème à un niveau gérable, mais il ne garantit pas une solution optimale globale.

### **I.2.1.3 Modulation d'intensité par faisceaux mobiles en rotation (Arcthérapie)**

L'arcthérapie avec modulation d'intensité, appelée Intensity Modulated Arc Therapy (IMAT) a été introduite par Yu en 1995 [7]. Initialement cette technique associe la rotation continue du bras et un mouvement continu des lames du collimateur. La technique IMAT a ensuite évolué permettant de multiplier le nombre de paramètres variables : déplacement à vitesse variable des lames, déplacement en rotation de la source et à vitesse variable, variation du débit de dose et rotation du collimateur. En 2008, Otto a présenté une nouvelle plateforme d'optimisation des plans de traitement pour cette technique [8]. Il a alors introduit le terme VMAT, pour Volumetric Modulated Arc Therapy, pour nommer la RCMI par faisceaux mobiles (arcthérapie) utilisant l'ensemble des paramètres variables cités précédemment. Ce terme de VMAT a depuis été repris par de nombreux auteurs participant ainsi à la consécration du terme « VMAT ». En 2009, Webb et McQuaid ont commencé l'ébauche d'une théorie sur la technique de délivrance VMAT afin de prédire

précisément les performances du VMAT à partir des degrés de liberté disponibles [9]. La **Figure 11** illustre la modulation d'intensité des faisceaux en technique VMAT. L'arc est dit discrétisé ou segmenté en une série de points de contrôle (CP). L'intensité de la fluence de chaque faisceau incident dépend de la pondération en dose de chaque CP et la forme dépend de la position des lames du MLC.



**Figure 11:** Illustration de la modulation des faisceaux en VMAT selon Webb et McQuaid 13 ; ovale gris central : patient ; lignes roses : faisceaux de l'arc de 360° discrétisé en 72 CP ; rectangles bleus et verts : positions des deux bancs de lames du MLC pour chaque CP ; rectangle gris à chaque CP: fluence incidente ; barres grises (cercle intérieur) : fluence incidente modulée par la combinaison de plusieurs CP.

### I.3 Contexte technique de l'étude

#### I.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 la cadre de cette thèse est présentée Tableau 2.

Acquisition des données anatomiques	Scanner (Ge Electronique)
Planification dosimétrique du traitement	Système de planification du traitement TPS (AAA varian version 13.7)
	Calcule Dosimétrie et validation pour le traitement
Réalisation du traitement	Accélérateur linéaire d'électron Varian Collimateur multi lame MLC Système d'imagerie embarque Kv ,Mv

**Tableau2: Schéma de la chaîne de traitement utilisée dans le cadre de l'étude ; en bleu : étapes du traitement, en rouge : éléments étudiés dans le cadre de l'étude.**

### I.3.2 Le processus de traitement en clinique

Un cancer est souvent diagnostiqué suite à l'observation de symptômes liés à la maladie chez un patient. Le patient est alors désigné pour les études d'imagerie qui peuvent être la tomodensitométrie (TDM ou CT pour Computed Tomography), l'imagerie par résonance magnétique (IRM) ou la tomographie par émission de positons (TEP).

Pour la RCMI, le corps médical utilise un logiciel appelé Système de Planification des Traitements (TPS) qui est un outil informatique servant à assister le médecin et le physicien pour la définition et la réalisation du traitement.

Le processus de traitement commence par la construction d'un modèle 3D du patient à partir des multiples coupes issues d'une ou de plusieurs des méthodes d'imageries mentionnées précédemment. Le TPS offre ensuite des outils de contourage qui permettent de délimiter les tumeurs et les organes à protéger. Les données anatomiques (contour de tumeur et des organes à protéger) servent à la définition des volumes d'intérêt tels que les PTVs et OARs. La dose prescrite pour chaque PTVs et les contraintes de dose pour les PTVs et les OARs sont définies. La démarche classique de la définition des faisceaux d'irradiation tel que leurs caractéristiques physiques (énergie et type) et géométriques (nombre, incidences...) est basée sur l'expérience et l'intuition du corps médical.

Une fois les faisceaux sélectionnés, le TPS est utilisé pour optimiser la carte des fluences pour chaque faisceau. La puissance informatique moderne permet de calculer des cartes de fluences optimales en 20 minutes environ.

Pendant ce processus d'optimisation, le TPS va calculer la distribution de dose déposée par les faisceaux dans les volumes anatomiques. Ces volumes anatomiques sont généralement découpés en petits éléments de volume réguliers (voxels). Donc, ce calcul consiste à modéliser la dose déposée dans chaque voxel.

Si la distribution finale de dose déposée générée par les différents faisceaux sélectionnés n'est pas acceptable, le processus de sélection des faisceaux et d'optimisation de la carte de fluences se répète jusqu'à ce qu'un traitement satisfaisant soit trouvé mais les temps de calcul sont alors plus importants. Nous allons détailler les méthodes de calcul de dose dans la deuxième partie du mémoire et le processus d'optimisation dans la troisième partie du mémoire.

### 1.3.3 La qualité d'un plan de traitement

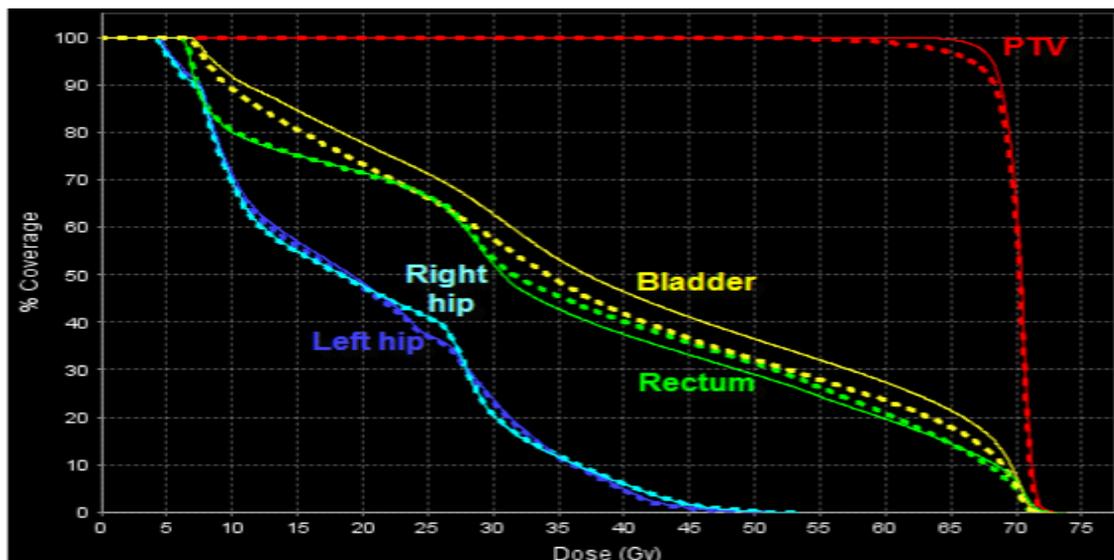
Afin de vérifier que le plan de traitement proposé par le TPS satisfait au mieux les contraintes médicales préétablies, des évaluations qualitatives et quantitatives de la distribution de dose sont nécessaires.

D'un point de vue qualitatif, l'évaluation des courbes isodoses est couramment utilisée. Elles permettent de visualiser la conformation de la dose au volume cible et de localiser des régions de surdosage ou sous-dosage.

D'un point de vue quantitatif, l'évaluation de l'histogramme dose volume (HDV) est envisagée. La **Figure 12** montre un HDV utilisé habituellement en clinique. Un HDV comprend généralement l'ensemble des structures (volumes cibles et organes à risque) et des objectifs d'intérêt dans le plan de radiothérapie, chaque courbe représente une structure spécifique. Chaque point d'une courbe représente le pourcentage en volume de la structure associée recevant une dose au moins égale à la dose lue en abscisse.

Un HDV de la tumeur serait idéalement une fonction en échelon, avec 100% de la cible recevant exactement la dose prescrite et 0% recevant plus. Un HDV idéal de la structure critique serait une fonction avec 100% du volume de la structure recevant 0% de la dose prescrite. Un HDV capture les informations volumétriques qui sont difficiles à percevoir à partir des courbes d'isodoses.

De nombreux indices sont proposés dans la littérature pour compléter ces évaluations. Nous allons voir quatre types d'indices au sujet des différents volumes d'intérêt : indice d'homogénéité et l'indice de conformation pour le volume cible (PTV), indice pour la protection de l'OAR, indice pour les tissus sains (TS).



**Figure 12: Un histogramme dose-volume (HDV) utilisé en clinique**

(ICRU 83, 2010) a recommandé un indice appelé « Homogeneity Index » (HI) pour déterminer l'homogénéité globale de la dose absorbée par le PTV. Il est défini comme indiqué sous la formule suivante :

$$HI = [D_{2\%} - D_{98\%}] / D_{50\%}$$

Où :  $D_n\%$  représente la dose reçue par au moins  $n\%$  du PTV. Un HI très proche de 0 implique que la dose déposée dans le PTV est quasi homogène. L'objectif d'optimisation est de faire décroître l'indice HI vers la valeur idéale de 0.

### 1.3.4. L'accélérateur linéaire d'électrons

#### 1.3.4.1. Description générale des accélérateurs linéaires de radiothérapie

Les accélérateurs utilisés pour le traitement des cancers par radiothérapie sont des accélérateurs linéaires d'électrons émettant des rayonnements ionisants d'une énergie supérieure au mégaelectronvolt (MeV). Les électrons accélérés

peuvent être directement utilisées pour le traitement des tumeurs superficielles ou semi profondes (cancers de la peau, paroi thoracique après mastectomie, etc.), ou bien interagir avec un matériaux de haute densité pour produire principalement par rayonnement de freinage des rayons X de hautes énergies (de 4 à 25 MV) pour le traitement des tumeurs profondes (cancers de la prostate, du poumon, etc...) [10, 11].



**Figure 13:** Accélérateur linéaire. Modèle Clinac 2100 C/D® (Varian™) équipé du système d'imagerie embarquée OBI®. Les deux bras de l'OBI® sont déployés : à gauche, la source de basse énergie (kV) et, à droite, le détecteur de basse énergie (kV).

#### 1.3.4.2. Description de la technique (Varian Médical System)

La première description de la technique date 1953 par Johns et al. Puis en 1965, Takahashi a présenté le premier ce concept avec un CML et qui est à l'origine actuelle de l'arctherapie dynamique modulée [12, 13]. Cette idée a ensuite évolué et notamment a été reprise par Brahme et Chin proposant ainsi dès 1983 une arctherapie couplée avec des mouvements d'un CML et une variation du débit de dose [14, 15]. L'arctherapie avec modulation d'intensité (*Intensity modulated arctherapie* ou IMAT), a l'origine des techniques d'arctherapie volumique actuelles, a été introduite pour la

première fois par Yu et al. en 1995 [16, 17]. Ils ont utilisé les faisceaux coniques (*cone beam*) d'un accélérateur linéaire classique avec une variation continue des lames d'un CML. Aujourd'hui, les accélérateurs de chez Varian Médical System (Palo Alto, CA, USA) permettent de réaliser une arcthérapie volumétrique modulée.

**Débit de dose :** Cet accélérateur équipé de la technique Rapid'Arc se caractérise par une technologie a klystron utilisable jusqu' à une énergie maximale de 25 MeV, une section à onde stationnaire, un canon a électrons de type triode, une commutation d'énergie par « énergie switch » et une déviation achromatique du faisceau de 270°. Le débit de dose maximum est de 600 UM/min.

**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). [1]

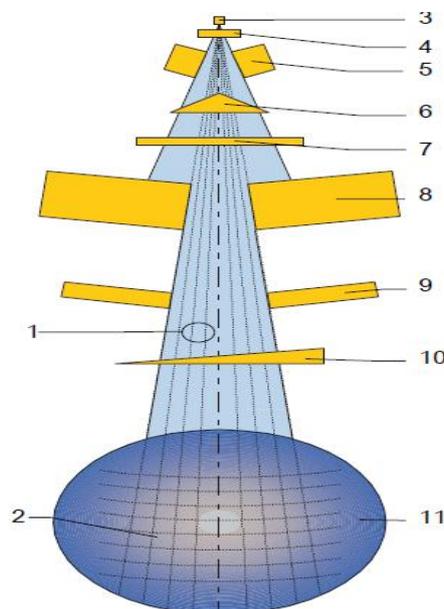
Paramètres variables de l'accélérateur en VMAT	Valeur
Débits de dose disponibles	100 Jusqu'a 600UM/min
Vitesse maximale du bras	360 °/min
Dose minimale par mouvement angulaire (bras et collimateur)	0,1 UM/°
Dose maximale par mouvement angulaire (bras et collimateur)	1,11 UM/°
Dose minimale entre deux points de contrôle	0,1 UM
Dose minimale par mouvement linéaire (lames et mâchoires)	0,1 UM/cm

**Tableau 3 : Descriptif technique des paramètres variables en mode VMAT pour notre accélérateur type varian et pour le système de contrôle type Desktop Pro version 7.01**

### I.3.5. Les collimateurs multi-lames : MLC ,millinium leaf colimator

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 interdigitalisées (entre-croisement 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 soit un déplacement maximal de 5 mm/degré lorsque le bras est à sa vitesse maximale (360° en 65 secondes).



1. Beamlet  $\beta$ . 2. Grille de voxels de calcul. 3. Source. 4. Cible. 5. Collimateur primaire. 6. Cône égalisateur. 7. Chambre d'ionisation. 8. Mâchoires. 9. Caches, MLC, DMLC (IMRT), filtres dynamiques. 10. Filtre en coin mécanique. 11. Patient.

**Figure 14 : Composants de la machine de traitement, Subdivision du faisceau global**

Les CML proposés par Varian est placé sous le système de collimation principal qui reste inchangé. Ce système présente l'avantage de pouvoir réaliser des irradiations sans avoir recours aux lames. En revanche, l'encombrement est relativement important et réduit l'espace libre entre la machine et le patient. Le mouvement des

lames est différent d'un collimateur à l'autre. Les lames du collimateur Toshiba (distribué par Siemens) sont doublement focalisées et se déplacent suivant un arc de cercle. Les deux autres CML possèdent des lames avec un bout arrondi et une focalisation simple. Dans ce cas, le déplacement des lames est rectiligne.

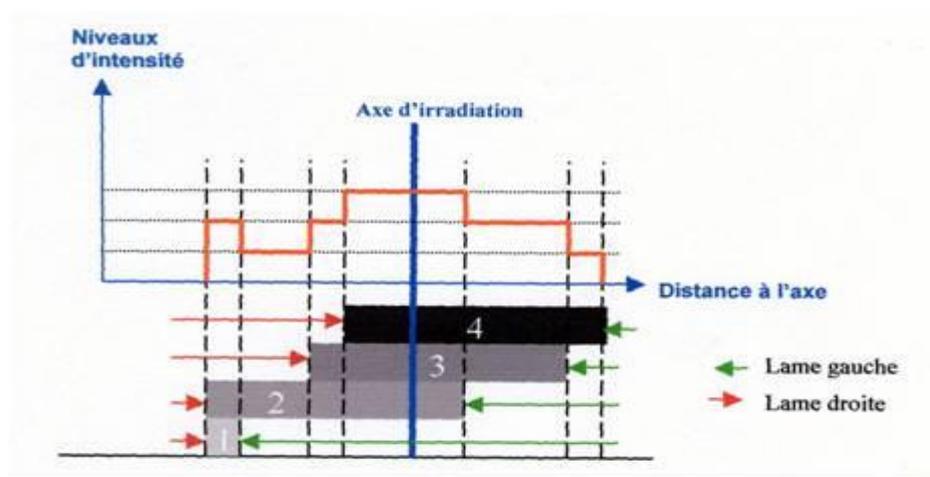
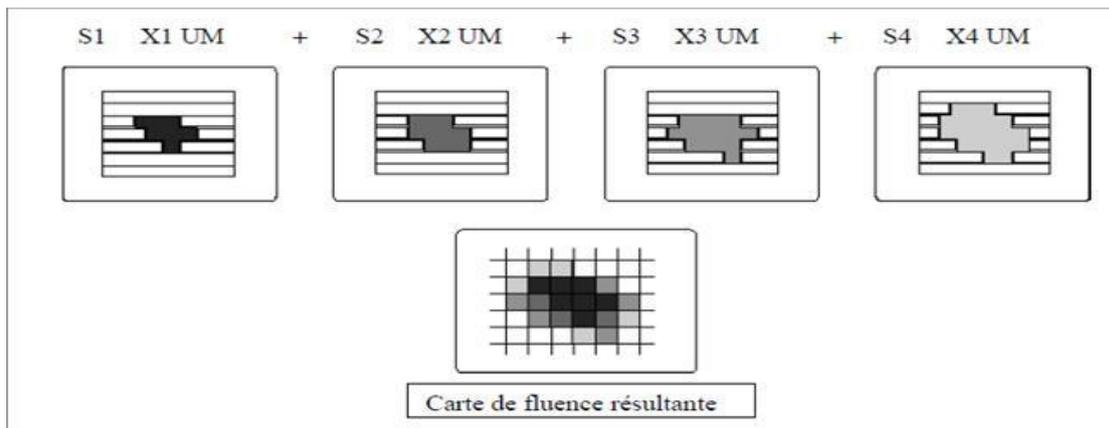
### I.3.5.1 Réalisation pratique de la modulation d'intensité par MLC

On distingue la modulation d'intensité par déplacement discontinu des lames (mode statique dit « step and shoot ») et la modulation d'intensité par déplacement continu des lames (mode dynamique) [18]. Le processus de séquençage permet de traduire la fluence optimisée lors de l'étape de planification inverse en un fichier exploitable par l'ordinateur contrôlant le collimateur multilame.

La conversion est réalisée par un logiciel spécifique appelé séquenceur ou interpréteur. Cette étape est le lien entre le traitement virtuel réalisé sur console et le traitement réel réalisé au niveau de la machine. En fonction du type de collimateur multilame utilisé, le processus de séquençage sera différent afin de tenir compte des contraintes mécaniques et dosimétriques imposées par le MLC. Généralement les systèmes de planification inverse optimisent la fluence des faisceaux sans tenir compte de la méthode d'irradiation des faisceaux modulés retenue, la différenciation entre la méthode segmentée et dynamique sera donc réalisée au moment du séquençage des fluences.

#### A. Mode statique

Il s'agit de la superposition de champs de formes complexes avec déplacement discontinu des lames et arrêt d'irradiation du faisceau entre deux mouvements des lames (mode segmentaire statique) [19], [20], [21], [22]. **La figure 15** schématise la façon dont est obtenue la carte de fluence d'un faisceau segmenté en carte de niveaux. Chacun des segments est appliqué avec le nombre d'unités moniteurs (UM) calculé.



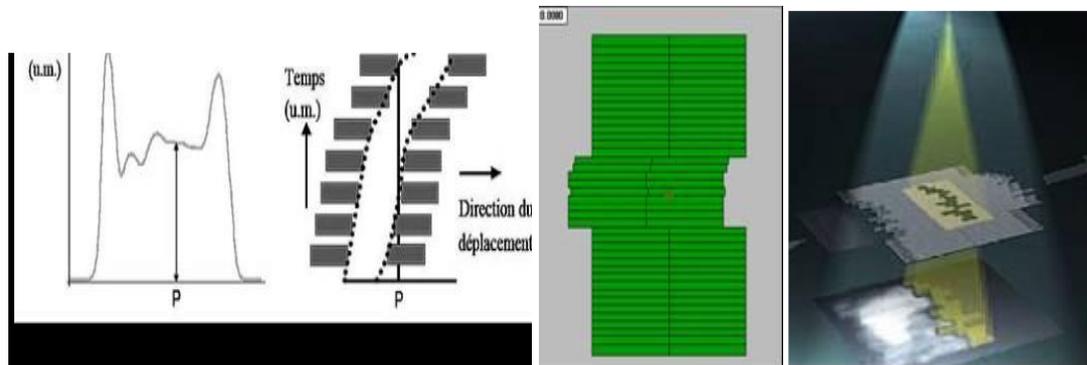
**Figure 15 : Principe d'obtention de la modulation d'intensité en mode statique, superposition de quatre segments générant quatre niveaux d'intensité.**

### B. Mode dynamique

Lors d'une modulation d'intensité par glissement des lames ("sliding window"), les lames du MLC se déplacent de façon continue au cours de l'irradiation, avec un contrôle et une synchronisation permanents du débit de dose et de la vitesse des lames. Le mouvement de chacune des lames se fait de manière indépendante et à vitesse variable. L'émission de rayonnement est continue pendant le déplacement des lames [23], [24]. Les lames se déplacent dans la même direction.

Le traitement débute avec toutes les lames positionnées sur un même côté du champ à réaliser (par exemple à gauche). Ensuite, les lames de droite s'ouvrent à une

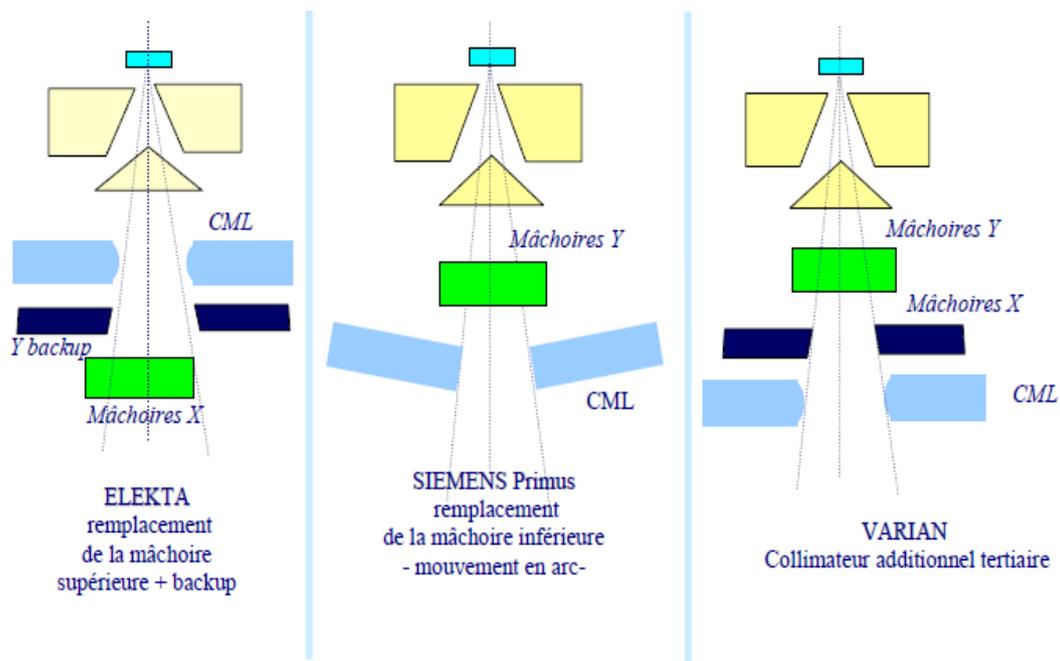
vitesse variable en fonction de leur position par rapport à l'axe. Leurs opposées (celles de gauche) se déplacent dans le même temps à vitesse variable pour refermer le faisceau **Figure 16**.



**Figure 16: Principe d'obtention de la modulation d'intensité en mode dynamique [LoSasso 1998].**

### 1.3.5.2 Les collimateurs multi-lames

#### 1.3.5.2.1 Caractéristiques des principaux collimateurs multi-lames



**Figure 17 : Schéma des différents collimateurs multilames.**

#### *1.3.5.2.2. Influence des caractéristiques des MLC sur la distribution de dose avec modulation d'intensité*

Les problèmes physiques générés par les contraintes mécaniques et géométriques des MLC sont gérés de façon diverse et plus ou moins effective dans les systèmes de planification commercialisés actuellement. Généralement, ils sont compensés par l'introduction de paramètres dosimétriques supplémentaires.

##### A. Transmission

En modulation d'intensité, le nombre d'unités moniteur utile pour délivrer la dose prescrite est plus élevé qu'en mode classique. En mode statique, les transmissions liées à chaque segment s'ajoutent, augmentant ainsi la part de la dose relative à la transmission du collimateur. En mode dynamique, le problème est encore plus accentué par le fait qu'un point de la zone à irradier passe la plupart du temps sous les lames [25]. La transmission varie, en fonction de l'énergie, de la taille du champ, de la position du champ par rapport à l'axe et de la profondeur de mesure. Certains systèmes de calcul utilisent deux valeurs de transmission : la transmission principale et un décalage dosimétrique (transmission additionnelle) lié à la forme arrondie des lames de certains collimateurs qui permet d'ajuster les distributions de dose calculée et mesurée. D'autres ne considèrent qu'une valeur de transmission par énergie. Dans ce cas, il convient de déterminer une valeur moyenne de cette transmission dans les conditions de référence [26].

##### B. Focalisation

Dans la plupart des MLC, le front des lames n'est pas focalisé, ce qui entraîne une discordance entre le champ lumineux et le champ irradié d'autant plus importante que leur position s'éloigne de l'axe. Ce décalage champ irradié/champ lumineux est corrigé par les constructeurs. De plus, l'arrondi du front des lames de certains MLC augmente la transmission en bord de celles-ci et la pénombre. Ce phénomène, d'incidence faible pour des champs statiques, devient non négligeable pour des irradiations dynamiques car son effet se répartit sur toute la largeur du champ irradié [27].

### C. Profil latéral des lames

Afin de limiter les fuites entre les lames adjacentes, les lames s'emboîtent les unes dans les autres selon un mode « tenon et mortaise ». En modulation d'intensité statique, cette géométrie particulière peut provoquer des sous-dosages au niveau des jonctions de 2 segments adjacents. Ce type de jonction est évité par certains séquenceurs.

### D. Précision de la position des lames

En mode statique, seules les isodoses du bord des segments sont affectées par une erreur de positionnement ainsi que la dose au centre pour les segments de petites tailles. En mode dynamique, une erreur de positionnement des lames se traduit par une modification de l'espacement entre les lames opposées et induit un écart de dose sur l'ensemble du champ irradié puisque les lames traversent la totalité du champ pendant l'irradiation. Une erreur de 1mm sur une fenêtre de 1cm peut conduire à une variation de dose de 10% .

### E. Vitesse de déplacement des lames

En mode statique, la vitesse de déplacement des lames n'a pas de conséquence particulière sur la distribution de dose. Par contre en mode dynamique [28], une vitesse de lame stable conduira à un profil d'intensité uniforme alors qu'une variation de la vitesse des lames au cours de l'irradiation introduira des fluctuations au niveau des profils.

## **I.3.6. Les systèmes de planification des traitements inverse**

La plupart des algorithmes de planification inverse ne procède pas à la définition automatique des faisceaux (nombre et balistique), l'utilisateur doit les définir au préalable. Quelque soit le mode de production de la modulation d'intensité, la planification inverse permet de calculer la fluence théorique des faisceaux qui est convertie en position de lames par le séquenceur, logiciel spécifique permettant de programmer le mouvement des lames. Après cette étape, on dispose donc d'une fluence délivrable, tenant compte des caractéristiques mécaniques et dosimétriques du

MLC et d'un fichier contenant les différentes positions de lames utilisable par l'ordinateur contrôlant leur déplacement au poste de traitement. Le module de planimétrie se décompose donc en 3 parties :

- l'optimisation,
- la segmentation,
- le calcul de dose.

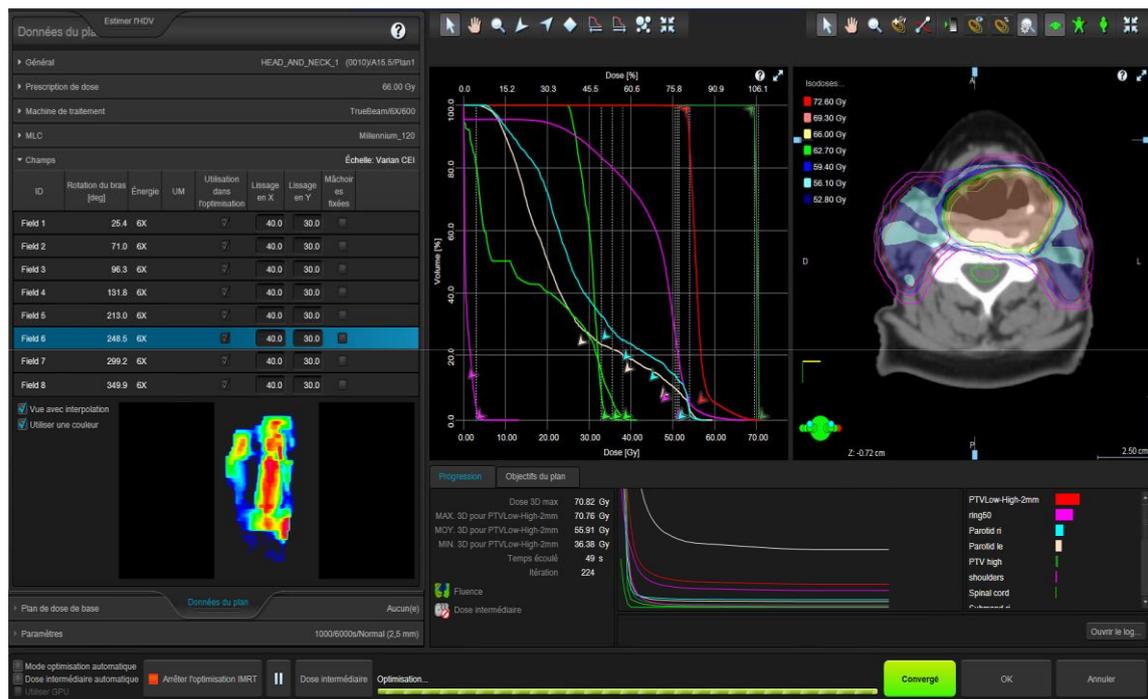


Figure 18 : Planification inverse: algorithme d'optimisation PO

### I.3.6.1. L'optimisation

Chaque champ est subdivisé en surfaces élémentaires ou Pixels. L'optimisation consiste à déterminer le poids de chacun des Pixels de la matrice de fluence afin de satisfaire aux contraintes dosimétriques. Pour cela, le processus d'optimisation recherche le minimum d'une fonction appelée fonction objectif. Elle est construite à partir de la dose prescrite et des contraintes sur les volumes cibles et sur les organes à risques et traduit l'écart entre la distribution de dose calculée par l'itération courante et celle prescrite.

$$F = \sum n (d_i - p_i)^2$$

Avec : n, nombre de volumes cibles et d'organes à risques,  
d, dose calculée au volume considéré,  
p, dose prescrite au volume considéré.  
i, indice du voxel

Chaque volume est échantillonné par un très grand nombre de voxels. L'échantillonnage doit être adapté à la taille du volume d'intérêt. Une pondération relative est associée à chaque volume cible ou organe à risque. Il peut être aussi possible de pondérer chaque contrainte. La plupart des algorithmes d'optimisation en fluence sont basés sur la méthode du gradient :

méthode itérative permettant de converger rapidement vers une solution [29]. Cette méthode risque de trouver un minimum local mais est largement satisfaisante dans ce cas. Les 19 algorithmes optimisant en sus le nombre et/ou l'angulation des faisceaux utilisent plutôt la méthode du recuit simulé. Cette méthode cherche la solution optimale de manière aléatoire, évitant ainsi les minima locaux.

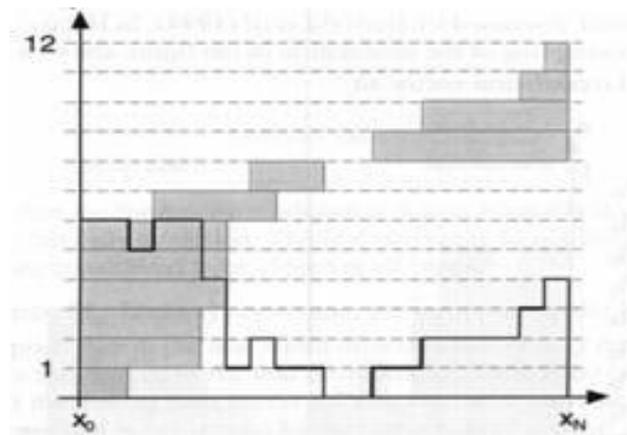
### **I.3.6.2 La segmentation ou séquencement**

Ce module est particulier à chaque système de calcul et tient compte des contraintes liées à chaque type d'accélérateur linéaire d'électrons et à chaque MLC. L'algorithme séquenceur peut être divisé en 2 parties :

- calcul du mouvement de chaque lame,
- calcul des positions de départ et de fin des lames.

#### En mode statique :

La distribution de fluence calculée, distribution continue, est discrétisée en niveaux d'intensité dont le nombre peut être défini par l'utilisateur. Différents types de séquenceur existent. Certains séquenceurs déterminent la forme des segments permettant d'obtenir un compromis entre la minimisation des effets de juxtaposition de segments (effet tenon mortaise et jonction de segment) et le temps de traitement.



**Figure 19 : Segmentation en mode statique : exemple de positionnement des lames en fonction de la matrice de fluence.**

Sur l'exemple de la **Figure 19**, la paire de lame devra se positionner sur les parties grisées pour créer la modulation dont l'histogramme est représenté en bas du graphique (12 points d'arrêt). Selon les systèmes, les différents paramètres accessibles sont :

- nombre de niveaux d'intensité : plus ce nombre sera petit et plus le spectre de fluence discontinu obtenu sera éloigné du spectre de fluence calculé. Le nombre de segments défini sera plus petit mais associé à un plus grand nombre d'UM par segment.

- nombre de segments : en supprimant les segments délivrant un faible nombre d'UM, le temps d'irradiation sera réduit mais la distribution de fluence sera plus éloignée de celle calculée et le nombre d'UM par segment pourra être augmenté.

- taille des segments : suppression des segments dont la surface est inférieure à une valeur donnée. Cette valeur permet aussi de réduire le nombre de segments et donc le temps total d'irradiation.

- effet tenon mortaise : cette option permet d'éviter que la disposition des lames entraînent des effets tenon mortaise.

- orifice unique : le logiciel limite le nombre d'ouverture pour un segment à une seule.

En mode dynamique :

Les positions des lames du MLC changent pendant l'irradiation en fonction du temps et donc du nombre d'UM. Le contrôleur du MLC doit connaître la position des lames pour différents points de contrôle ainsi que le nombre d'UM délivré en ces points.

C'est le rôle du séquenceur de générer ce fichier de mouvement de lames à partir de la matrice de fluence calculée par le SPT. Le calcul doit prendre en compte : les caractéristiques mécaniques du MLC (vitesse, interdigitation des lames), les caractéristiques dosimétriques (transmission des lames, l'effet dosimétrique du bout arrondi des lames), la vitesse maximale des lames et le débit nominal maximal.

Le problème de la détermination des profils de vitesse de lames a été résolu par Convery and Rosenbloom [30] puis, 3 équipes [31], [32] et [33] ont simultanément publié la même méthode, en négligeant la pénombre, le diffusé provenant du collimateur et les fuites inter-lames.

**I.3.6.3 Calcul de dose**

Le plus souvent, l'algorithme de calcul de dose dans la phase d'optimisation est simplifié pour réduire le temps de calcul. L'algorithme le plus répandu pendant cette phase d'optimisation est le pencil beam, Les algorithmes de type convolution / superposition et Monte Carlo sont moins utilisés en planimétrie inverse car ils sont coûteux en temps de calcul [34], [35], [36], [37], [38], [39].

La distribution de dose réelle à partir de la fluence obtenue dans la phase d'optimisation est ensuite calculée avec des algorithmes prenant en compte des caractéristiques du faisceau et du patient : diffusion, transmission, hétérogénéités, etc....[40] [41].

## 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

Ces éléments sont développés dans le chapitre II.

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. Ce point est développé au chapitre II. 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. Le chapitre III évalue les résultats pour quatre localisations majeures cérébrale; œsophage ;abdomen ; pelvien .

# Chapitre 2

## **Méthode pour l'assurance qualité de la technique VMAT**

La mise en place d'une nouvelle technique doit être réalisée en garantissant un haut niveau de sécurité au patient. Selon la directive 97/43/EURATOM du conseil de l'Union Européenne, l'«assurance de qualité» est l'ensemble des opérations prévues et systématiques nécessaires pour garantir, avec un niveau de confiance satisfaisant, qu'une installation, un système, une pièce d'équipement ou une procédure fonctionnera de manière satisfaisante conformément aux normes convenues.

L'objectif qualité lors de la mise en place d'une nouvelle technique de traitement en radiothérapie est de garantir avec un niveau de confiance élevé que les patients recevront le traitement prescrit de manière optimale afin que cette nouvelle technique apporte les améliorations attendues. Dans le cadre spécifique de la mise en place du VMAT, l'objectif qualité est d'assurer un réel bénéfice clinique par rapport aux autres techniques de modulation d'intensité déjà établies.

## II.1.l'assurance Qualité et le control de Qualité

le contrôle qualité (CQ), l'assurance qualité (AQ) et l'amélioration de la qualité, L'assurance qualité correspond à l'ensemble des actions planifiées et systématiques nécessaires pour maintenir un niveau de conformité sur un produit ou un service afin qu'il réponde à la qualité demandée.

Plus spécifiquement, l'assurance qualité en radiothérapie est définie comme :  
« ... toutes procédures assurant la cohérence de la prescription médicale et la mise en œuvre sécurisée de cette prescription, en ce qui concerne la dose par rapport au volume cible, avec une dose minimale au tissu normal, une exposition minimale du personnel et une surveillance adéquate du patient afin de déterminer le résultat final le traitement. »

Le contrôle de qualité englobe les procédures concrètes suivantes :

- évaluer l'état actuel d'un paramètre de traitement,
- comparer les paramètres avec la valeur désirée,
- agir sur les différences observées pour atteindre l'objectif demandé (amélioration continue).

Enfin, si la précision intrinsèque des différents processus (contrôles qualité en entrée de processus) est essentielle, elle doit être associée à un contrôle quantitatif des données de sortie, c'est-à-dire dans le cas de la radiothérapie, par l'évaluation du

traitement réellement délivré au patient.

### II.1.1. Objectifs des procédures de l'assurance qualité :

Les procédures de l'assurance qualité en radiothérapie sont conçues pour différents buts qui peuvent être caractérisés comme suit [2] :

-L'assurance qualité réduit les incertitudes et les erreurs dans la dosimétrie, la planification du traitement, la performance des équipements et la délivrance du traitement ...etc. Améliorant ainsi l'exactitude dosimétrique et géométrique et la précision de la délivrance de dose. Ceci améliore les résultats des traitements en augmentant les taux de contrôle tumoral et réduisant le taux des complications et de récidence.

-L'assurance qualité réduit non seulement la probabilité d'accidents et d'erreurs mais augmente également la probabilité qu'ils soient reconnus et corrigés plutôt s'ils se produisent, réduisant ainsi leurs conséquences néfastes pour le traitement des patients. C'est le cas pour les grands incidents ainsi que pour les incidents mineurs.

-L'assurance qualité permet une comparaison fiable des résultats entre les différents centres de radiothérapie assurant une dosimétrie et un traitement plus uniforme et plus précis. Cela est nécessaire tant pour les essais cliniques que pour le partage des expériences en radiothérapie et leurs transferts entre les centres.

Une technologie améliorée et des traitements plus complexes en radiothérapie moderne ne peuvent être pleinement exploités que si un niveau élevé de précision et de cohérence est atteint.

Plus spécifiquement, l'assurance qualité en radiothérapie est définie comme :  
*« ... toutes procédures assurant la cohérence de la prescription médicale et la mise en œuvre sécurisée de cette prescription, en ce qui concerne la dose par rapport au volume cible, avec une dose minimale au tissu normal, une exposition minimale du personnel et une surveillance adéquate du patient afin de déterminer le résultat final le traitement. »*

### II.1.2. Exigence de l'assurance qualité en radiothérapie

Compte tenu de la complexité accrue des traitements en radiothérapie, des contrôles qualité plus fréquents et plus détaillés sont nécessaires. Bien que la principale préoccupation soit le maintien d'un traitement précis, il est clair que, si la précision globale du traitement doit se situer dans les tolérances attendues par les cliniciens d'autres paramètres doivent être vérifiés régulièrement.

Les tolérances typiques sont recommandées par la commission internationale des unités et des mesures de rayonnements ICRU [42].

- Précision de la dose délivrée au point ICRU  $\pm 3\%$ .
- Précision de la dose délivrée aux autres points du volume  $\pm 5\%$ .
- Précision du positionnement des bords du faisceau et des blocs de blindage par rapport au PTV  $\pm 4\text{mm}$ .

## II.2. Contrôle de qualité de l'accélérateur et du MLC

### II.2.1. Pré-requis description des contrôles propres à la RCMI

Les pré requis à l'utilisation de l'accélérateur linéaire d'électrons sont les contrôles de qualité :

- des accélérateurs de particules [43] et décision du 27 juillet 2007 fixant les modalités du contrôle de qualité interne des installations de radiothérapie externe
- des champs asymétriques [44].

En RCMI, compte tenu du faible nombre d'unités moniteur pouvant être délivré par faisceau (mode statique et dynamique) et au démarrage simultané du faisceau et du mouvement des lames en mode dynamique, l'établissement du débit nominal, de l'homogénéité et de la symétrie de faisceau doit être rapide. Cela nécessite la vérification périodique et le suivi des tests de performance liés au faible nombre d'unités moniteur.

Il convient donc de connaître :

- la capacité de l'accélérateur linéaire d'électrons à délivrer de faibles nombres d'UM dans les conditions attendues,

- sa capacité à stabiliser le débit de dose à sa valeur nominale,
  - l'influence de ces paramètres d'irradiation sur la réponse de la chambre moniteur, notamment
    - sa linéarité et la reproductibilité de sa réponse pour un faible nombre d'UM,
    - l'homogénéité et la symétrie de la dose dans de très petits faisceaux (segments).
- En cas d'arrêt de l'irradiation volontaire ou involontaire, le débit nominal, l'homogénéité et la symétrie du faisceau doivent être instantanément retrouvés quel que soit le système d'arrêt (grille (Varian)).

### II.2.1.1. Contrôles dosimétriques pour les faibles unités moniteur

Le contrôle des performances de l'accélérateur pour les faibles nombres d'UM est primordial. En technique S&S, ces performances interviennent à chaque segment et ont une influence directe sur la qualité de la délivrance du traitement. Les résultats de ce contrôle définissent le nombre minimal d'UM par segment acceptable.

En technique SW et VMAT, les performances de l'accélérateur pour les faibles UM interviennent au début de chaque phase d'irradiation. L'influence des performances de l'accélérateur pour les faibles UM est combinée au déplacement des lames. Les contrôles à réaliser consistent à vérifier la proportionnalité des UM à la dose, leur répétabilité, l'homogénéité et la symétrie des profils des faisceaux dans une gamme d'UM que nous préconisons d'étendre de 1 à 100 UM.

#### *II.2.1.1.1 Proportionnalité en dose pour les faibles nombres d'unités moniteur*

L'objectif est de vérifier que le nombre d'UM délivré est proportionnel à la dose mesurée. Le rapport entre la dose mesurée et le nombre d'UM délivré est calculé. La tolérance sur la variation est fixée à 1% et la fréquence est semestrielle selon la décision Agence Nationale de Sécurité du Médicament et des produits de santé (ANSM) du 27 juillet 2007.

#### *II.2.1.1.2. Homogénéité et symétrie pour les faibles unités moniteur*

Objectif est de Vérifier la symétrie et l'homogénéité pour différents petits champs et pour un petit nombre d'unités moniteur , la Procédure est de réaliser des

mesures pour 3 champs, par exemple 3x3cm<sup>2</sup>, 5x5cm<sup>2</sup> et 10x10cm<sup>2</sup> et de 2 à 10UM. Il faut répéter l'irradiation jusqu'à ce que la lecture soit significative. Il est recommandé d'appliquer les mêmes règles que pour les champs classiques, [43].

### II.2.1.2. Contrôles du MLC

La précision du positionnement des lames du MLC doit être vérifiée dans les conditions de délivrance de la dose : en statique pour la technique S&S et en dynamique dans le sens de déplacement des lames pour la technique SW.

#### II.2.1.2.1. Précision de positionnement du MLC en mode statique

La précision de positionnement des lames du MLC, leur répétabilité et reproductibilité doivent être vérifiées dans l'ensemble des configurations de positionnement utilisées : pour des petits et grands champs, pour des champs centrés et décentrés et en intégrant ou non l'effet de la gravité. La tolérance est de 1 mm et la fréquence établie est mensuelle pour la position du bras 0° et bimestrielle pour les positions à 90° et 270°.

#### II.2.1.2.2. Précision de positionnement du MLC en mode dynamique

La précision de positionnement des lames du MLC doit être vérifiée dans le ou les mode(s) dynamique(s) utilisé(s). Dans le cas de la technique SW, un seul sens de déplacement des lames est utilisé. Il s'agit alors de vérifier la stabilité de la vitesse des lames pour la gamme de vitesse utilisée, l'effet d'accélération et de décélération des lames ; et tout cela en intégrant ou non l'effet de la gravité. Les tests que nous proposons sont inspirés de ceux établis par Chui et al 100.

Nous avons généré un plan possédant un déplacement continu des lames dans un sens et avec une irradiation en continu. Les lames se déplacent par groupe et avec différentes vitesses, les vitesses sont choisies pour couvrir la gamme de vitesses utilisées en pratique. Pour tester l'effet de la décélération et de l'accélération des lames, un arrêt volontaire du faisceau est provoqué. L'analyse est effectuée en étudiant le profil dosimétrique du faisceau mesuré par un détecteur à forte résolution spatiale, ici un film placé à l'isocentre entre des plaques équivalentes eau. Le rapport

entre dose mesurée sur l'axe et celle mesurée sur une zone d'analyse correspondant à 80 % de la demi-longueur est calculé. La tolérance que nous avons définie est fixée à 3 %. La fréquence établie pour ce contrôle est mensuelle pour la position du bras 0° et bimestrielle pour les positions à 90° et 270°. Les écarts que nous avons obtenus à ce test sont en moyenne de 1,56 % pour une vitesse de 0,06 cm/UM et de 1,36 % pour une vitesse de 0,18 cm/UM.

#### *II.2.1.2.3. Calibration absolue des lames Méthode Varian*

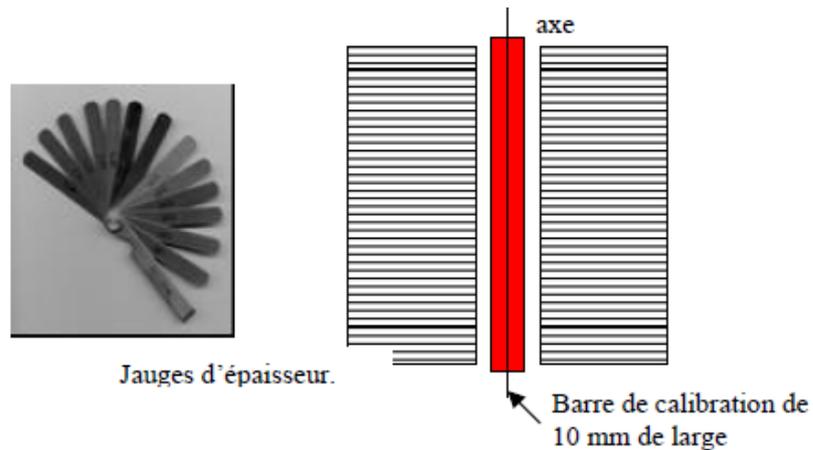
Cette calibration n'est pas spécifique à la RCMI mais les critères d'acceptabilité sont plus rigides de par l'influence de la superposition de segments de petites dimensions. Objectif est de Déterminer la position absolue de chaque banc de lames ainsi que l'écart entre les lames opposées. Vérifier le parallélisme et la symétrie des bancs de lames par rapport à l'axe.

**Procédure:** Une barre de calibration de 10mm de largeur est fixée au niveau du MLC sur le collimateur. A l'aide de jauges d'épaisseur **Figure 21** permettant de mesurer l'écart mécanique entre les lames et la barre de calibration, l'écart entre l'extrémité des lames (pour un champ de 10 ou 11mm) et la barre de calibration est mesuré.

Selon les valeurs mesurées, les paramètres contrôlant les positions et les orientations des lames du MLC sont ajustés afin d'obtenir un parallélisme et une symétrie correcte. Cette procédure nécessite la présence du constructeur.

**Fréquence:** Avant la mise en œuvre de la modulation d'intensité afin d'obtenir les valeurs de référence. Après chaque intervention sur le MLC. Sinon annuelle.

**Tolérance:**  $\pm 0.2$ mm par rapport aux valeurs de référence.



**Figure 21 : Procédure de calibration des lames, méthode Varian.**

## **II.2.2. Les contrôles complémentaires pour la technique VMAT définition des tests justification et évaluation**

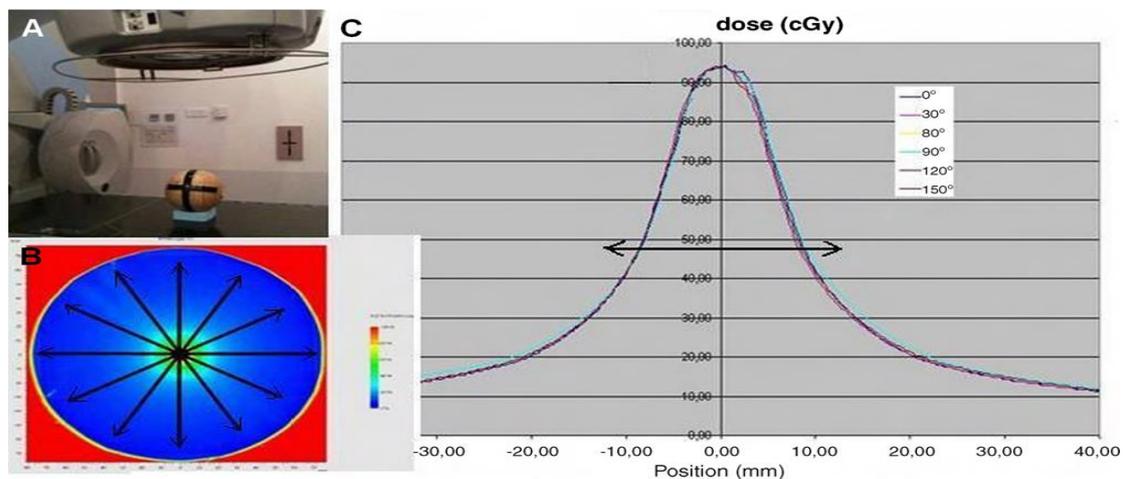
L'intégration du VMAT nécessite une adaptation et/ou une évolution de ces contrôles afin de vérifier les performances de la chaîne de traitement dans les conditions d'irradiation du VMAT ; très peu de publications portent sur les contrôles spécifiques au VMAT : deux publications majeures de Ling en 2008 et de Bedford et Warrington en 2009 proposent des recommandations pour l'assurance qualité lors de la mise en service du VMAT 102,103.

Sur la base des tests publiés, nous avons définis trois principaux niveaux de contrôles. Il s'agit tout d'abord de vérifier la justesse dosimétrique des faisceaux délivrés en rotation et à différents débits de dose. Puis le contrôle du MLC est réalisé selon différents modes de déplacement des lames. Une fois ces deux niveaux de contrôles assurés, nous proposons de contrôler la synchronisation entre le MLC, la délivrance de la dose et la rotation du bras pour différentes combinaisons couvrant la gamme des possibilités de l'accélérateur. Il faut noter que la qualité de chaque contrôle présenté dépend de la qualité du contrôle précédent. [45,46,47].

### II.2.2.1 Contrôles dosimétriques

#### II.2.2.1.1 Homogénéité et symétrie du faisceau

Il est nécessaire de s'assurer que le faisceau est stable pendant les différents modes de délivrance de la dose. L'homogénéité et la symétrie du faisceau en RCMI par faisceaux stationnaires est contrôlée aux quatre positions cardinales du bras de l'accélérateur.



**Figure 22:** Contrôle de la précision dosimétrique en rotation : A. Fantôme sphérique dans lequel un film est inséré. B. Image du film sur lequel plusieurs profils sont tracés. C. Superposition des profils pour l'analyse des écarts au niveau du 50 % de dose.

Avec la technique VMAT, ce contrôle doit être réalisé sur un arc de 360° dans les deux sens de rotation, horaire et antihoraire, et sur toute la gamme de débit de dose utilisée par l'accélérateur. Quels que soient le sens de rotation et le débit de dose, les critères d'homogénéité et de symétrie du faisceau délivré en arc sont les mêmes que pour les faisceaux stationnaires .

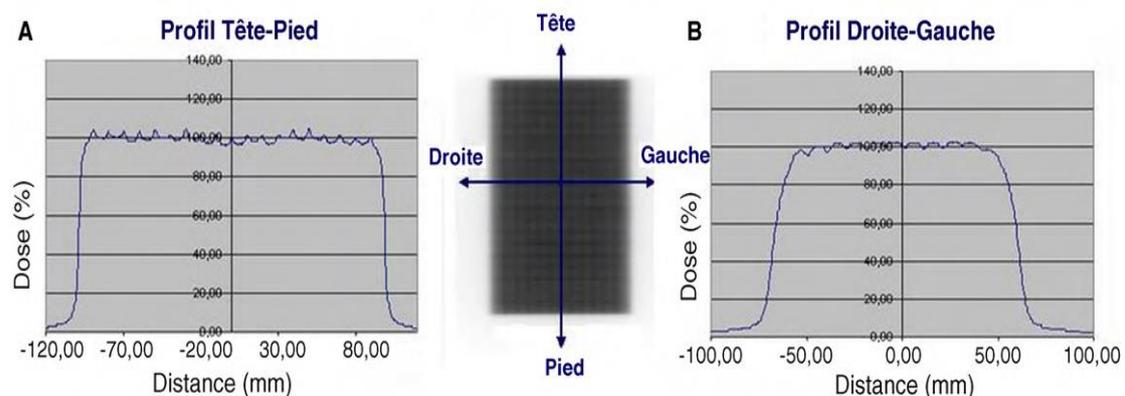
### II.2.2.1.2. Précision dosimétrique en rotation

Le contrôle de la précision dosimétrique en rotation est souhaitable pour les techniques de délivrance de la dose par faisceaux stationnaires et indispensables en technique de délivrance par arthrothérapie. Il s'agit de vérifier que quel que soit l'angle du bras, la délivrance du faisceau est stable autour de l'isocentre de rotation.

La symétrie de révolution en dose autour de l'isocentre est vérifiée. La distance entre l'isocentre et l'isodose 50 % de la dose doit toujours être la même dans toutes les directions du plan d'analyse. Les écarts observés doivent rester inférieurs à 1mm. Ce contrôle est illustré **Figure22**.

### II.2.2.1.3. Précision de positionnement des lames du collimateur

multilames La précision du positionnement des lames du collimateur multilames doit être vérifiée dans les conditions de délivrance de la dose : en statique pour la technique « step and shoot », en dynamique pour les techniques « sliding window » et VMAT. Avec la technique VMAT, les lames se déplacent indifféremment dans un sens ou dans un autre et à vitesse variable. Il s'agit de vérifier l'effet de la vitesse des lames et de l'accélération décélération des lames,



**Figure 23: Contrôle par film argentique de l'effet du mode de déplacement type slide and shoot sur le profil de dose du faisceau : A. Profil tête–pied. B. Profil droite–gauche.**

et l'effet des modes de déplacement des lames. Plusieurs modèles de déplacement des lames sont vérifiés :

- un déplacement continu des lames dans un sens et avec des groupes de lames à différentes vitesses avec une irradiation en continu, avec ou non un arrêt volontaire du faisceau ;

- une fente glissante avec un déplacement des lames en continu pour différents sens de déplacement et avec des changements de sens et avec une irradiation en continu. Ces modèles miment un « sliding window » uniforme ;

- une fente glissante avec un déplacement discontinu des lames et une irradiation en continu. Ce mode de déplacement est appelé « slide and shoot » ;

- une fente glissante avec un déplacement des bancs de lames alternatif et une irradiation en continu. Ces modèles miment un « sliding window » asynchrone. L'effet de la vitesse des lames et de l'accélération/décélération des lames est contrôlé en vérifiant l'uniformité des profils de dose dans le sens de déplacement des lames. Les écarts de dose sur les profils par rapport à la dose sur l'axe doivent être inférieurs à 3 % sur zone d'analyse correspondant à 80 % de la demi-longueur du champ. L'effet des différents modes de déplacement est contrôlé en vérifiant que sur la zone d'analyse les écarts de dose d'un profil pris parallèlement au déplacement des lames, donc dus au mode de déplacement, restent inférieurs aux écarts de dose d'un profil pris perpendiculairement au déplacement des lames, donc dus à la transmission interlames. La **Figure 23** montre un exemple de contrôle, mis en place au centre Eugène-Marquis, réalisé par film argentique type XomatV (Kodak) pour vérifier l'effet du mode de déplacement de type « slide and shoot » sur le profil du faisceau. Ce test est réalisé sur un accélérateur linéaire d'électrons type Synergy doté d'un collimateur type MLCi2 (Elekta). [48.49.50].

### II.2.2.2 Contrôles du MLC

La bonne délivrance de la dose en mode VMAT est étroitement liée au bon comportement du MLC quels que soient le mode, le sens et la vitesse de déplacement des lames. Tout défaut dans la précision du MLC peut impacter la qualité de la délivrance de la dose. Les contrôles présentés ici reposent sur l'analyse de profils de

dose générés selon différents modes de déplacement des lames ce qui nécessite d'avoir au préalable établi la précision dosimétrique des faisceaux.

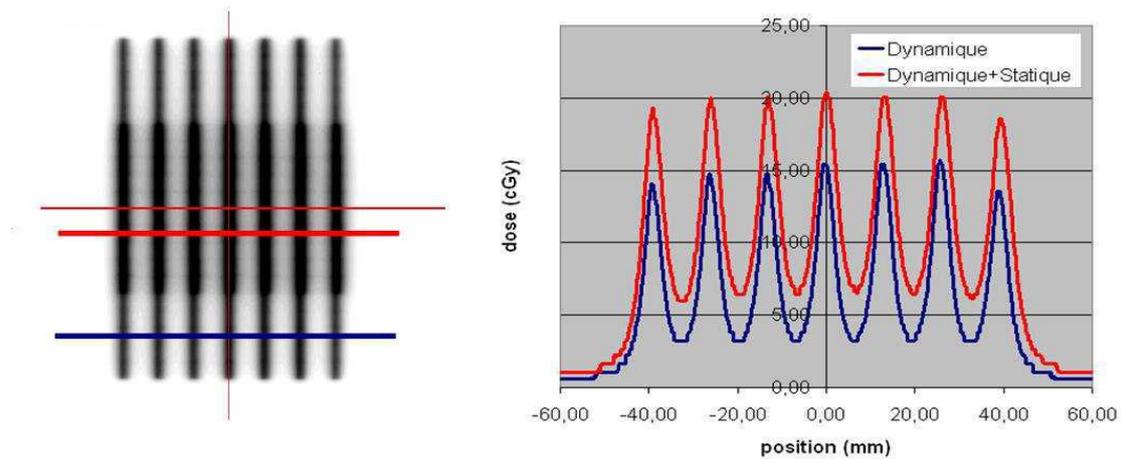
En VMAT, les lames se déplacent indifféremment dans un sens ou dans un autre et à vitesse variable. En addition aux contrôles réalisés en RCMI par faisceaux stationnaires présentés précédemment, il s'agit de contrôler l'effet des modes de déplacement des lames. Nous avons défini plusieurs modèles de déplacement des lames.

L'effet de la vitesse des lames et de l'accélération-décélération des lames est contrôlé en vérifiant l'uniformité des profils de dose dans le sens de déplacement des lames. Les écarts de dose d'un profil pris parallèlement au déplacement des lames, donc dus au mode de déplacement, doivent rester inférieurs aux écarts de dose d'un profil pris perpendiculairement au déplacement des lames, donc dus à la transmission inter-lames. Nous préconisons une fréquence annuelle pour ces contrôles.

#### *II.2.2.2.1 Contrôle de la synchronisation collimateur multilames–dose rotation du bras*

En VMAT, il est indispensable de vérifier la bonne synchronisation du déplacement des lames avec la délivrance de la dose et la rotation du bras car tout défaut de synchronisation peut générer une dose incorrecte. Il s'agit tout d'abord de vérifier la précision de positionnement des lames en rotation. Puis la constance du faisceau doit être vérifiée pour différentes combinaisons du débit de dose - vitesses du bras et pour différentes combinaisons vitesse de déplacement des lames - rotation du bras. Nous réalisons ces tests avec un détecteur embarqué à l'accélérateur et possédant une forte résolution spatiale dans notre cas un film placé entre des plaques qui sont fixées à la tête de l'accélérateur. Il est nécessaire de vérifier la bonne stabilité du système de mesure sur l'ensemble de l'arc afin que les résultats mesurés ne soient pas entachés de la précision du système de mesure.

La précision de positionnement des lames en rotation est vérifiée en irradiant un même film avec une première série de fentes délivrées avec le bras statique puis une deuxième série de fentes, plus étendues dans le sens opposé au déplacement des lames, délivrées avec le bras en rotation. L'analyse du film ainsi obtenu est visuelle et est réalisée en traçant deux profils comme montré dans **la Figure 24**.



**Figure 24 : Test de précision de positionnement des lames en rotation. A gauche : image du film irradié. A droite : profils de dose obtenus.**

Les tests de synchronisation débit de dose - vitesse du bras sont réalisés en irradiant un même film avec un champ homogène délivré de façon statique (lames, bras et débit de dose fixes) puis avec une série de champs délivrant une même dose mais avec des débits de dose et des vitesses de rotation du bras variables. Les combinaisons que nous proposons sont présentées figure 18. Les écarts entre le profil généré par la série de champ réalisés avec les différentes combinaisons et le profil de champ délivré de façon statique doivent rester inférieurs à 3 %. Dans le résultat présenté figure 18, la moyenne des écarts obtenus est de -0,4 %.

Les tests de synchronisation vitesse lames - rotation bras sont réalisés en irradiant un même film avec un champ homogène délivré de façon statique (lames, bras et débit de dose fixes) puis avec une série de champs délivrant une même dose mais avec des vitesses de lames et des amplitudes de rotation du bras variables. Les écarts entre le profil généré par la série de champs réalisés avec les différentes combinaisons et le profil de champ délivré de façon statique doivent rester inférieurs à 3 %. Dans le résultat présenté figure 63, la moyenne des écarts obtenus est de -1,2 %.

### II.3. Contrôle de qualité du plan de traitement

#### Objectif :

L'objectif est de vérifier la capacité de la chaîne de traitement dans son ensemble à délivrer la dose planifiée pour le patient. Ces contrôles peuvent être effectués, en mode absolu et/ou relatif [51], [52], [53].

Deux moyens de mesures sont possibles :

- Les fluences des faisceaux associés au plan de traitement calculé pour le patient sont appliquées à un fantôme préalablement scanné. Les distributions de dose recalculées seront alors vérifiées expérimentalement dans ce même fantôme.

- Les fluences des faisceaux associées au plan de traitement calculé pour le patient sont appliquées au système d'imagerie portale. La distribution de dose au niveau du détecteur de l'EPID est calculée à l'aide d'un module spécifique inclus dans le SPT. Les distributions de dose calculées sont comparées aux distributions de dose mesurées par l'EPID préalablement étalonné.

Il est possible de réaliser ces mêmes tests en y ajoutant une interruption volontaire de faisceau. Les distributions de dose avec et sans interruption doivent être similaires ainsi que les mesures ponctuelles.

La qualité de la réalisation du traitement doit s'effectuer sur deux niveaux : par la réalisation de mesures expérimentales et par l'analyse des paramètres exécutés par l'accélérateur. Dans le premier niveau, il s'agit de mesurer la dose délivrée par l'accélérateur et de la comparer à celle attendue.

On réalise un contrôle de la cohérence entre dose calculée et dose mesurée pour chaque plan de traitement. En complément à cette méthode, nous proposons une méthode pour évaluer la fluence délivrée à chaque séance de traitement à partir de l'analyse des paramètres exécutés par l'accélérateur. Dans ce paragraphe, ces deux types de contrôles sont développés.

#### II.3.1. Validation du plan de traitement en prétraitement sur fantôme

Il s'agit d'un contrôle global qui permet de valider par la mesure le bon déroulement de plusieurs étapes de la planification dosimétrique à l'administration du traitement : le calcul de dose du TPS, le bon transfert de données du TPS vers la

console de traitement ainsi que la faisabilité du traitement, dépendant de la complexité propre à chaque traitement.



**Figure 25: Représentation schématique de la relation entre doses prescrites, programmées et délivrées.**

Le fantôme utilisé est couramment homogène et solide. Ce contrôle ne permet donc pas de vérifier la prise en compte des hétérogénéités par l'algorithme de calcul de dose. Le matériau doit être équivalent eau, c'est-à-dire qu'il présente un rapport des coefficients d'atténuation massique eau/matériaux qui ne varie pas avec l'énergie des photons, et un rapport des pouvoirs d'arrêt également constant avec l'énergie des électrons. Il doit au minimum permettre d'effectuer une mesure ponctuelle de dose absolue, pour contrôler la valeur de la dose délivrée, et une mesure dans un plan de la dose relative, pour contrôler la distribution spatiale de la dose délivrée. Différents détecteurs sont classiquement utilisés [54] **Figure 26.**

- dans les cas d'un **fantôme non équipé d'électronique intégrée**, comme un simple cube de plaques d'un matériau équivalent eau, une chambre d'ionisation est utilisée pour effectuer la mesure absolue et un film radiosensible permet la mesure de la dose relative.

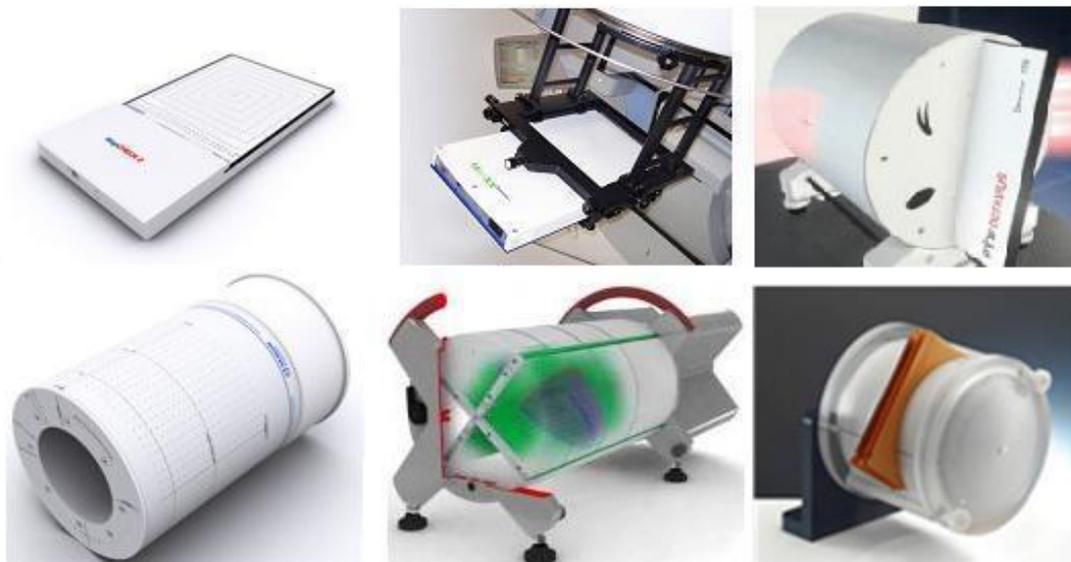
- de nombreux **détecteurs 2D dédiés, matrice de détecteurs ponctuels avec électronique intégrée**, sont présents sur le marché. Il existe des modèles de matrice de chambres d'ionisation: Seven29 de PTW, aussi appelée 2D-ARRAY Type 10024 qui a ensuite été remplacé par le détecteur Octavius 1500 [55,56] ; et détecteur Matrixx de Scanditronix devenu IBA[57,58] .Un modèle de matrice de diodes: MapCheck puis MapCheck2 de SunNuclear [59,60] . Et un modèle de matrice de

chambres d'ionisation liquide, Octavius 1000SRS de PTW [61], dédié aux traitements en conditions de stéréotaxie nécessitant une meilleure résolution spatiale.

- deux détecteurs **pseudo-3D**, matrices de diodes, sont également commercialisés [62]. Ce sont tous les deux des fantômes cylindriques. Le Delta4-PT (Scandidos) comporte deux plans de diodes positionnés en croix, et le modèle ArcCHECK (SunNuclear) comporte des diodes disposées hélicoïdalement sur une surface pseudo-cylindrique. Le tableau 1-3 résume les caractéristiques des détecteurs disponibles dans le commerce en 2014.

- le recours à l'**imageur portal** est également fréquent [63]. Plusieurs approches sont possibles et ne seront pas détaillées ici car elles sont proches de celles utilisées pour les contrôles en ligne.

- enfin, des solutions de **dosimétrie tridimensionnelle** existent. Les articles de revue de la conférence internationale sur la dosimétrie tridimensionnelle IC3DDose, biennale dont la dernière édition date de 2014, sont une riche source d'informations sur ce sujet [64]. Deux familles de dosimétrie tridimensionnelle sont distinguables, selon si la mesure est réellement réalisée en 3D, ou si une mesure 2D ou pseudo-3D est exploitée pour calculer une répartition de dose 3D.



**Figure 26** : Représentations des différents détecteurs 2D et pseudo-3D dédiés aux contrôles des plans patient RCMi en prétraitement. En haut, de gauche à droite : MapCHECK (SunNuclear), Matrixx embarqué (IBA), détecteur Seven79 dans le fantôme Octavius (PTW). En bas, de gauche à droite = ArcCHECK (SunNuclear), Delta4PT (Scandidos) et fantôme cylindrique avec films.

Le contrôle peut être réalisé indépendamment pour chaque faisceau ou pour l'intégralité des faisceaux, et avec le bras en position de traitement ou maintenu à 0°. Cela permet, quand un détecteur matriciel 2D placé sur la table est utilisé, d'avoir le faisceau toujours perpendiculaire au plan de détection, et ainsi d'éviter les déviations de mesure de dose dues à la dépendance angulaire de réponse du détecteur [66] Pour comparer deux distributions de dose bidimensionnelles, une analyse en écart de dose ou en écart de distance peut être faite selon que l'on se situe dans une région de faible ou de fort gradient de dose. Plus couramment, une analyse en indice gamma [67] qui combine les deux notions, est généralement réalisée en routine clinique. Certains logiciels proposent également de faire une analyse segment par segment.

Chaque acquisition est alors celle du faisceau non-modulé mais avec une forme complexe.

Il est difficile, à partir de ces comparaisons de dose 2D, d'évaluer l'impact clinique d'un éventuel écart de dose observé. Le critère couramment accepté est d'avoir plus de 95% des points étudiés qui ont un indice gamma inférieur à 1, pour une tolérance en dose de 2 à 4% et une tolérance en distance de 2 à 4 mm selon la technique utilisée et la localisation traitée. Plusieurs équipes ont récemment étudié la corrélation entre ces comparaisons dosimétriques 2D à l'aide du gamma index et des comparaisons dosimétriques 3D reposant sur l'analyse d'Histogramme Dose Volume [68,69] Elles concluent qu'il y a peu de corrélation.

Ainsi, la tendance actuelle est de privilégier un contrôle tridimensionnel. Les constructeurs ont donc récemment rendu disponibles sur le marché des solutions permettant de déduire, à partir de l'image scanner du patient et des mesures de doses acquises sur fantômes, la dose 3D qui aurait été délivrée au patient. Les solutions logicielles associées aux détecteurs 2D et pseudo-3D déjà présentés sont : Compass pour le détecteur Matrixx ([71] ,Octavius VerySoft pour les détecteurs PTW [72] 3DVH pour les détecteurs de SunNuclear [70] et Delta4DVH pour le détecteur Delta4-[73] .D'autres logiciels réalisent la même fonction mais à partir de la mesure d'un film radiosensible ou de la mesure d'un EPID : Dosimetry Check de Math Resolution [74].et EPIDose de Sun Nuclear (tableau 1-4). Pour pouvoir acquérir les mesures avec les vrais angles de bras tout en ayant le détecteur orthogonal au

faisceau, des systèmes supplémentaires doivent être utilisés. Le détecteur Matrixx d'IBA doit être embarqué, maintenu solidaire de l'accélérateur, et le détecteur PTW est inséré dans un fantôme cylindrique animé d'un mouvement circulaire asservi au mouvement du bras.

Ces contrôles étant réalisés en prétraitement, ils ne permettent pas de détecter des erreurs aléatoires pouvant survenir en cours de traitement. Seul un contrôle en temps réel réalisé pour toutes les séances de traitement pendant l'irradiation du patient le permettrait. Actuellement, principalement trois approches sont en développement et vont maintenant être détaillées. La première possibilité, ne reposant pas sur une mesure réalisée dans le faisceau, est l'exploitation des paramètres enregistrés par l'accélérateur. La seconde consiste à détourner l'utilisation de l'imageur portal. Et la troisième est l'utilisation d'un détecteur amont dédié au contrôle de la fluence délivrée, placé en sortie de la tête de l'accélérateur. [65]

### **II.3.2.Évaluation des facteurs d'influence**

La définition des critères pour accepter un plan de traitement en VMAT implique d'identifier et d'évaluer les facteurs du processus de contrôle de la cohérence calcul-mesure influençant le résultat. Nous discutons de l'influence de la méthodologie de contrôle utilisée et du détecteur utilisé.

#### **II.3.2.1. Les indices d'évaluation**

L'analyse de la cohérence calcul-mesure des distributions de dose doit intégrer une analyse qualitative et quantitative. L'analyse qualitative correspond à la vérification visuelle de la bonne superposition des isodoses et des profils des matrices de dose calculées et mesurées. Le jugement doit également porter sur la localisation spatiale des erreurs. L'analyse quantitative permet de juger de la qualité d'un plan par l'utilisation d'un score de cohérence. Cela doit permettre de définir des niveaux de tolérance chiffrés et objectifs. Plusieurs méthodes ont été proposées [75,76,77]; dans ce travail nous discutons uniquement de la méthode la plus couramment utilisée. Il s'agit du test du « gamma index » qui a été proposé par Low et al en 1998 [129].

Le « gamma index » est un indicateur de comparaison qui tient compte à la fois de l'écart en dose ainsi qu'en distance entre les deux distributions. L'utilisateur choisit des critères de tolérance en termes de différence de dose ( $\Delta D$ ) et en termes de distance (Distance To Agreement, DTA). Pour un point de référence appartenant à la distribution mesurée ( $r_m$ ,  $D_m$ ), le critère de tolérance est représenté par la surface d'un ellipsoïde centré en ce point (**figure 27**).

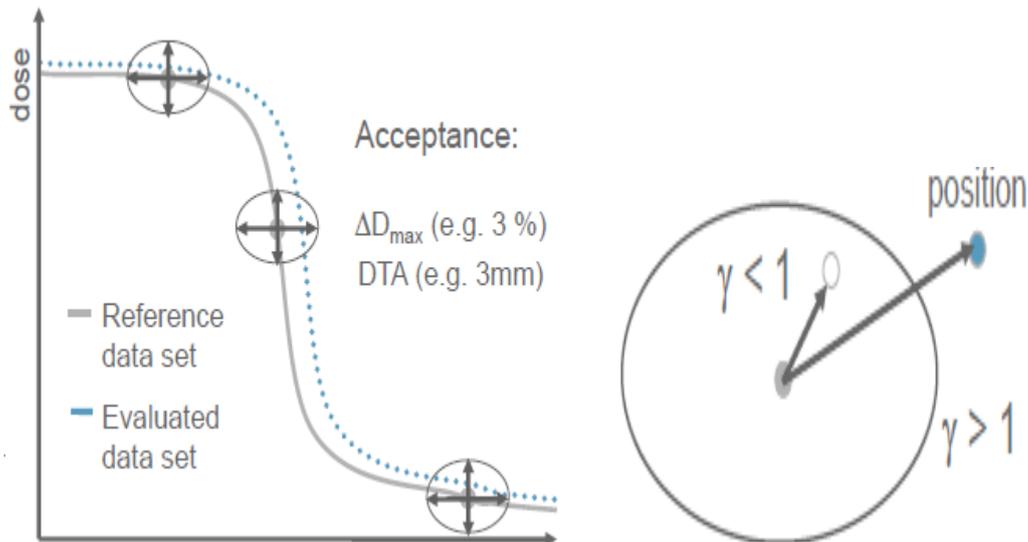


Figure 27 : Représentation de la valeur du gamma

Critères :

- Distance à l'accord DTA (mm)
- Différence de dose ( $\Delta D_{\max}$ %)

Plusieurs indices d'évaluation sont disponibles :

-**Différence de Dose** : cet indice évalue quantitativement la différence de dose observée dans un pixel donné entre la dose calculée et la dose mesurée, [Van Dyk 1993]. Son utilisation est adaptée dans les régions de faibles gradients de dose.

-**Distance To Agreement DTA** : cet indice évalue quantitativement la distance minimale entre un pixel donné dans la matrice mesurée et le pixel de même dose dans la matrice calculée. Il est plus adapté dans les régions de forts gradients de dose.

-**Gamma Index** : Cet outil combine les deux indices précédents : différence de dose et DTA. Il donne une image représentant les écarts physiques entre les distributions de dose calculées et mesurées [78,79,80,81]. Des logiciels permettent de

calculer cet indice d'évaluation en 1D, 2D et 3D. Les points qui ne passent aucun des 2 critères sont identifiés sur une cartographie composite.

-Le **NAT** et le **NAT index** introduisent une notion de radiobiologie. Les deux derniers sont présentés en détails dans les paragraphes suivants.

La valeur du gamma est définie comme suit :

### Le gamma Index:

L'index  $\gamma$  est défini par :

$$\gamma = \min \sqrt{\frac{\Delta D}{\Delta D^2_{max}} + \frac{\Delta r^2}{DTA^2}} \text{ avec } \begin{cases} \Delta r = | \mathbf{rr} - \mathbf{rc} | \\ \Delta D = \mathbf{Dc}(\mathbf{rc}) - \mathbf{Dr}(\mathbf{rr}) \end{cases}$$

$\Delta r$  est la distance entre le point de référence  $\mathbf{rr}$  et le point à évaluer  $\mathbf{rc}$

$\Delta D$  est la différence entre la dose au point  $\mathbf{rr}$  et celle au point  $\mathbf{rc}$

$DD_{max}$  est le critère de tolérance pour la dose (%)

$DTA$  est le critère de tolérance pour la distance (%)

Si  $\gamma > 1$ , la correspondance entre le point à évaluer et celui de référence est en dehors du critère de tolérance ; Si  $\gamma < 1$ , la correspondance entre le point à évaluer et celui de référence est dans le critère de tolérance

Pour avoir une bonne restitution des résultats du test du « gamma index », il faut avoir accès à un maximum d'informations quantitatives comme le pourcentage de points acceptés, c'est-à-dire ayant une valeur du  $\gamma$  inférieure à 1, les valeurs médiane, moyenne et maximale et l'angle du gamma qui permet de savoir si la valeur du  $\gamma$  résulte plus d'un écart en dose ou en distance [30].

## II.4. Conclusion

Les tests décrits précédemment sont intégrés au programme d'assurance qualité pour la mise en œuvre du VMAT. Dans un premier temps, ces contrôles doivent être réalisés de façon régulière, au minimum mensuellement, afin de connaître

les capacités et la stabilité dans le temps de l'accélérateur linéaire. Avec l'expérience acquise, la périodicité des contrôles doit être optimisée et les seuils de tolérance affinés en fonction des performances de l'accélérateur. Pour la technique VMAT, cela doit être accompagné de l'intégration d'un « **TOP dynamique** » en arc c'est-à-dire d'un contrôle au minimum hebdomadaire permettant de vérifier la stabilité de réponse de l'accélérateur en fonction de la variation combinée de trois paramètres : **déplacement des lames, rotation du bras et débit de dose.**

L'intégration de ces contrôles spécifiques au VMAT nécessite un temps machine et un temps humain variable en fonction de l'expérience de chaque équipe et en fonction du matériel d'assurance qualité utilisé. Ainsi cette contrainte doit être évaluée dans chaque service afin de définir les moyens humains et matériels en adéquation avec un niveau de sécurité des traitements optimal. Après cette phase d'intégration, le temps nécessaire aux contrôles périodiques est difficile à quantifier car la périodicité des contrôles reste à définir. Sur la base d'une périodicité mensuelle, proposée préalablement, nous pouvons estimer que le temps nécessaire à la réalisation des contrôles complémentaires pour la technique VMAT est compris entre une à trois heures par mois sur l'accélérateur en fonction du matériel utilisé. Le temps d'analyse est fonction des outils utilisés et peut varier de deux à huit heures.

# **Chapitre 3**

## **Méthode effectuée et discussion des résultats**

Pour chaque planification dosimétrique, L'équipe de physique-médicale vérifie avant le début du traitement de chaque patient la cohérence entre la matrice de dose calculée par le système de planification de traitement et la matrice de dose mesurée (dose délivrée par l'accélérateur linéaire dans les conditions de traitement).

Nous présentons l'évaluation complète de la comparaison entre PDIP et d'ArcCheck en tant qu'équipements d'assurance qualité pour la thérapie par arc à modulation volumétrique (VMAT), en utilisant le faisceau de photons 6 MV et un débit de 600 UM.min .

Le but de cette étude est de présenter une analyse détaillée de la variation de l'indice gamma ( $\gamma$ -index), qui est utilisé comme paramètre quantitatif primaire dans la vérification du plan VMAT.

l'évaluation dosimétrique des plans Eclipse RapidArc a été réalisée. des plans RapidArc cliniques ont été utilisés pour évaluer la précision dosimétrique du fantôme. Les plans impliquaient des sites de traitement :cérébrale; œsophage ;abdomen ; pelvien (prostate ,col uterin) .

# **Partie 1**

## **Evaluations de la méthode effectuée**

### **III.1. Accélérateur linéaire utilisé**

Les mesures ont été réalisées à l'aide d'accélérateur linéaire Clinac Trilogy et un TrueBeam STx équipé d'un 120 lame HD (Varian Medical) Systems .

Le système de planification de traitement Varian Eclipse (TPS) et l'algorithme analytique anisotrope (AAA) ont été utilisés (version 13.7) pour calculer les grilles de dose de référence.

Les débits de dose disponibles pour le photon sont de 100 MU / min à 600 MU / min par incréments de 100 MU / min pour l'administration de VMAT dans la plage de débit de dose de 0 à 600 MU / min (en continu). Il est équipé de Millennium 120 MLC avec 40 paires centrales de 5 mm et 20 paires périphériques de 10 mm pour le Trilogy et de paire centrales 2.5mm pour le TrueBeam de largeur de vantail à l'isocentre . De par leur conception, les collimateurs multi-lame .

### **III.2. Matériels et méthodes de control patient**

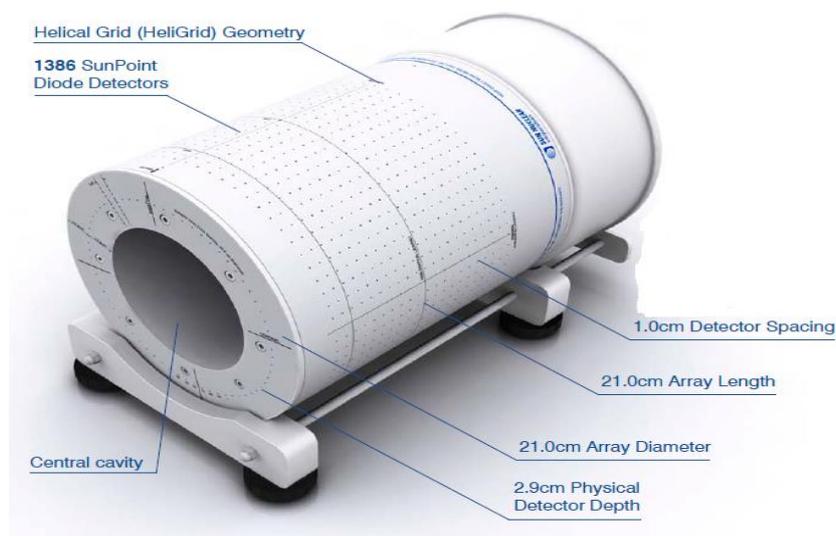
dans cet projet Les contrôles qualités des plans de traitement patient peuvent être réalisés par L' **ArcCheck 4D Patient plan QA (Sun Nuclear)**, logiciel SNC patient et imageur Portal **PDIP (Varian Medical System)**

L'indice d'évaluation utilisé est le plus souvent l'indice gamma , Cet indice prend à la fois en compte la différence de dose absolue entre la dose calculée selon le logiciel et la dose mesurée par le fantôme (adapté pour les zones de faible gradient de dose), et la distance to agreement (DTA), qui évalue la distance minimale entre deux pixels de même dose mesurée et calculée (adapté pour les zones de haut gradient de dose). L'indice gamma doit être inférieur à 1, signifiant ainsi que le point à évaluer est dans les critères de tolérance. En pratique, la validation d'un contrôle prétraitement est admise lorsqu'au moins 95 % des points ont un indice gamma global (3 % ; 3 mm) inférieur à 1.

### III.2.1. ArcCheck

L' ArcCHECK 4D Patient plan QA (*Sun Nuclear*) réseau de détecteurs cylindriques isotropes 4D , est un système d'assurance qualité dosimétrique destiné à la mesure de distribution de dose calculé par le TPS.

Le détecteur ArcCheck [82] 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  $0,8 \times 0,8 \text{ mm}^2$ . Associé au logiciel SNC patient , il fournit des mesures de distribution de dose semi - 3D absolue ou relative. Avant chaque séance de mesure, une correction de fond et un champ ouvert de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , distance axe source (SAD) 100 cm, ont été délivrés et utilisés pour l'étalonnage de la dose suivant les recommandations du fabricant. un noyau dosimétrique avec chambre (s) ionique (s) ou barreaux de diodes, un noyau QA d'imagerie, un noyau avec des matériaux hétérogènes pour les études de dose, etc. L'ArcCHECK comporte également deux des inclinomètres pour mesurer l'angle de rotation autour de l'axe du cylindre et pour mesurer l'inclinaison de l'axe. Un capteur de température mesure la température ambiante de la zone du détecteur. Les mesures de dose de chaque capteur sont mises à jour toutes les 50 ms; il n'y a pas de limite de temps ou de dose limite pour une mesure ( **Figure 28** ).





**Figure 28 : Fantôme ArcCheck (service radiothérapie CAC SBA)**

### **III.2.1.1. Mise en service du fantôme du réseau de diodes ArcCheck**

Dans cette étude, nous avons présentée la mise en service et l'évaluation complète d'ArcCHECK en tant qu'équipement d'assurance qualité pour la thérapie par arc modulé volumétrique (VMAT), en utilisant le faisceau de photons 6 MV et le logiciel patient SNC .

la mise en service permettant d'impliquer l'étalonnage de la dose absolue, l'étalonnage du réseau et la vérification de la densité PMMA, ArcCHECK a été évalué pour sa réponse en fonction du débit de dose linac.

le dispositif ArcCHECK dans le cadre d'une procédure de test complète et stricte, en particulier en tenant compte des découvertes et des mises à niveau précédentes, et avons étudié son utilité (et ses limites) pour l'AQ VMAT spécifique au patient dans notre service.

#### A. Etalonnage de la dose absolue et étalonnage de la matrice

La dose absolue a été étalonnée par rapport à la mesure de la chambre ionique dans fantôme d'eau solide , suivant les recommandations du fabricant.

L'étalonnage de la matrice a été effectué en suivant la procédure en douze étapes indiquée par le logiciel SNC Patient.

## B. Détermination de la densité du PMMA

Pour le calcul de la dose TPS, le fabricant recommande de considérer ArcCHECK comme un fantôme homogène avec une densité assignée proche du matériau PMMA, car l'hétérogénéité fantôme est prise en compte dans les facteurs de correction. Une valeur de densité apparente convenant le mieux au TPS a été déterminée et attribuée. La vérification de la densité PMMA a abouti à l'attribution d'une densité de masse de  $1.19 \text{ g/cm}^3$  (Valeur CT 282) au fantôme virtuel dans le TPS pour tous les calculs de dose à l'aide d'ArcCHECK.

## C. Constance de l'appareil et précision de la configuration

La constance de la réponse ArcCHECK a été vérifiée à l'aide de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  champs statiques à  $0^\circ$ ,  $90^\circ$ ,  $270^\circ$  et de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  champs d'arc après la configuration de l'appareil. Cette procédure continue de vérification de base dans notre institut présente deux avantages: a) les tests de précision de la configuration dosimétrique et b) les mesures de constance des appareils, des mesures de constance ont été recueillies sur cinq instances différentes, avant de commencer les mesures.

Les taux de réussite gamma, ainsi que la moyenne et l'écart type des mesures de dose, ont été rapportés. La mesure à l'angle du portique de  $180^\circ$  a été omise, car elle impliquait le facteur de correction de la table et a été évaluée en profondeur dans la section Matériaux et méthodes B.

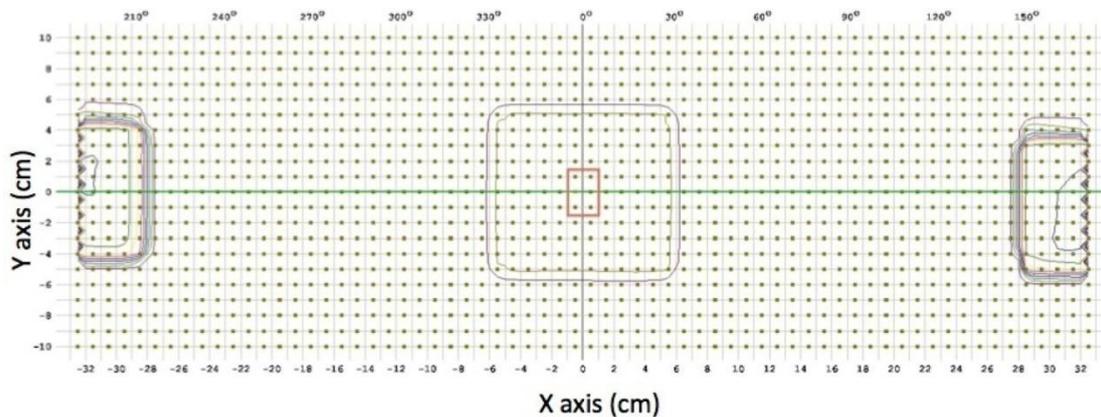
### **III.2.1.2. Test d'évaluation pour le fantôme de réseau de diodes ArcCHECK**

Après l'étalonnage de la dose absolue et la vérification de la densité PMMA, ArcCHECK a été évalué pour sa réponse en fonction du débit de dose linac, du débit de dose instantané, de la taille du champ, de l'angle du faisceau, de l'insertion de la table et de la dose de diffusion. La stabilité et la cohérence de la réponse ont également été étudiées. L'évaluation de la précision de la dosimétrie impliquait des arcs fixes et des plans de patient VMAT.

#### A. Dépendance à la dose-débit

Les mesures ont été effectuées avec une  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  taille de champ, une géométrie SAD de 100 cm pour les énergies 6X. La dépendance au débit de dose

d'ArcCHECK a été évaluée pour les débits de dose de 20, 40, 200, 400, 600 MU / min pour 6X. La dose moyenne mesurée des six diodes à moins de 5 mm des axes centraux du cylindre ArcCHECK a été utilisée pour l'analyse. Si le fantôme est visualisé comme une coupe le long d'une section transversale à partir du bas et étalé dans un plan 2D, toutes les diodes s'étalent sur le même plan, alors les diodes utilisées pour la mesure sont situées dans le rayon de 5 mm du CAX autour de l'isocentre, et aucune diode n'est directement présente sur l'axe central (CAX) du faisceau de rayonnement. **la Figure 29** montre l'emplacement de ces six diodes. La moyenne des doses dans la région centrale de 5 mm du champ est considérée comme une information adéquate pour l'analyse de la dépendance au débit de dose.



**Figure 29:** Emplacement de six diodes à moins de 5 mm des axes centraux du fantôme utilisé pour l'analyse de la dépendance au débit de dose, de la réponse dose-par-impulsion et du test de dépendance à la taille du champ. Les diodes situées à l'intérieur du rectangle rouge autour de l'origine sont les diodes d'analyse; ceux-ci se trouvent à 5 mm de CAX.

B. Dépendance à la dose par impulsion (débit de dose instantané) (dépendance au SAD)

Les mesures ont été effectuées avec une  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  taille de champ, sur une géométrie SAD variable (90, 100, 110 et 120 cm), 100 MU pour les énergies 6X. Ce test a examiné la dépendance instantanée du débit de dose des diodes ArcCHECK résultant de variations aléatoires dans les centres de génération de recombinaison en raison du changement de proximité avec la source de rayonnement. La dose mesurée

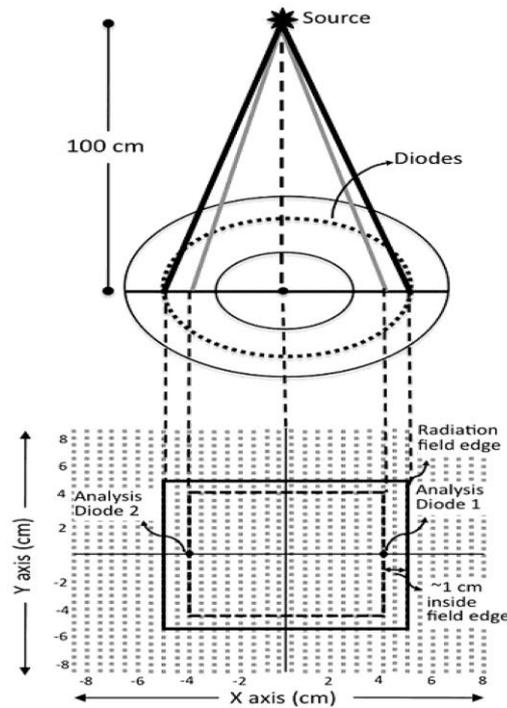
pour l'analyse a été calculée de la même manière que la dose moyenne des 6 diodes centrales dans le plan isocentrique le long des deux axes (section Matériaux et méthodes B 1). La dépendance à la dose par impulsion a été obtenue après avoir pris en compte le facteur carré inverse des lectures.

### C. Dépendance de la taille du champ

Taille du champ dépendance de diodes a été évaluée en utilisant 100 cm géométrie SAD et 100 MU livraison pour quatre tailles de champs statiques (5x5;10x10,20x20  $cm^2$ ). Les mesures de dose pour l'analyse ont été prises à partir de six diodes centrales situées à moins de 5 mm de l'isocentre (section Matériaux et méthodes B.1).

### E Dépendance angulaire

La réponse angulaire des diodes ArcCHECK a été dérivée des mêmes données que celles utilisées pour la dépendance de la taille du champ. Pour cela, on a considéré la réponse-dose moyenne des diodes (de chaque côté de l'axe central) qui se trouvaient sur le trajet des rayons les plus divergents. Idéalement, les valeurs de dose de pénombre du TPS ont une incertitude plus élevée . Compte tenu de cela, nous avons mesuré la dépendance angulaire à l'aide de diodes situées à environ 1 cm à l'intérieur du bord du champ géométrique extérieur dans le plan axial central. **la Figure30** montre la géométrie schématique de mesure-analyse illustrant l'emplacement de deux diodes utilisées pour l'analyse de dépendance angulaire. Les données de huit diodes (deux diodes alignées avec les rayons les plus divergents, par taille de champ carré, sur quatre tailles de champ carré) ont été utilisées pour obtenir la réponse angulaire des diodes par rapport à la plage d'angles qui tombent dans la vue du faisceau (BEV ) en solo. L'angle d'incidence du faisceau divergent sur ces diodes par rapport à l'axe central du faisceau de rayonnement incident est compris entre  $0,86^\circ$  et près de  $6^\circ$ , pour les tailles de champ comprises entre  $5x5\text{ cm}^2$  et  $20x20\text{ cm}^2$



**Figure 30:** Géométrie d'analyse de mesure du test de dépendance angulaire. La partie supérieure de la figure représente la géométrie de mesure d'une  $10 \times 20 \text{ cm}^2$  irradiation de champ sur une coupe axiale centrale d'ArcCHECK. La partie inférieure représente la géométrie d'analyse: des projections 2D du bord du champ de rayonnement et  $\sim 1 \text{ cm}$  à l'intérieur sont représentées sur le plan 2D contenant toutes les diodes. La dose moyenne mesurée à partir de 2 «diodes d'analyse» est utilisée comme un point de données pour la dépendance angulaire.

#### F. Symétrie de la réponse

Des irradiations utilisant des arcs ouverts ont été utilisées pour le test de retournement fantôme classique pour vérifier la dose-réponse relative du fantôme du dosimètre. Un faisceau d'arc fixe à champ ouvert large a été mesuré et la mesure a été répétée après avoir fait tourner le fantôme de  $180^\circ$  le long de l'axe longitudinal. De larges tailles de champ garantissaient l'inclusion de tous les détecteurs dans les zones à gradient de dose élevé / faible. Deux arcs de champ large de tailles de champ  $10 \times 15 \text{ cm}^2$  et  $25 \times 25 \text{ cm}^2$ , chacun s'étendant sur  $358^\circ$ , ont été utilisés dans le test de retournement du détecteur; 400 MU / arc ont été livrés en fantôme dans la configuration SAD.

### G. Réponse de dispersion

Des Réponse excessive dispersée à base de rayonnement de diodes a été mesurée pour faire varier la quantité de dispersion provenant de irradiations de tailles de champ 5x5 ,10x10,20x20,25x25  $cm^2$  Les mesures ont été effectuées à des distances variant entre 1 cm et 8 cm (selon les limites géométriques du fantôme) à partir du bord du champ, dans les directions axiale et coronale.

### H. Effet de l'insertion du table dans TPS

Les mesures prises à l'angle du bras de 180 ° à l'aide d'un 10x10 $cm^2$  champ ont été comparées à la dose calculée dans le TPS avec et sans insertion de la table. Étant donné que le faisceau se déplace à travers le divan en fibre de carbone (dessus du divan BrainLAB, BrainLAB, Inc, Westchester, IL) avec des densités électroniques relatives variables distinctes ( intérieur du divan: ROUGE **0.1179  $g/cm^3$**  , surface du divan: ROUGE **0.7000  $g/cm^3$**  ) il offre une atténuation considérable aux photons . Cette comparaison est importante pour définir un protocole pour la pratique clinique et les procédures d'AQ.

### I. Dosimétrie des arcs à ouvertures fixes

La précision de la dosimétrie en mode arc est le prochain test le plus logique. Des arcs avec des ouvertures fixes variables allant d'une ouverture étroite à des ouvertures grandes ouvertes ont été utilisés pour l'évaluation dosimétrique. Les ensembles de données de dose de référence à l' aide des ouvertures en arc de 2x10 ,3x10 ,5x10 ,5x5,10x10 ,5x25,10x25,25x25 ont été calculées dans le TPS avec une résolution de grille symétrique de dose en 3D de 2 mm et l' angle de point de contrôle 4 ° (CPA) incrément. Les taux de passage gamma ont été calculés pour la vérification de la précision dosimétrique.

### J. Dosimétrie des plans VMAT

Après avoir vérifié les performances du fantôme en mode arc conforme, l'évaluation dosimétrique des plans Eclipse RapidArc a été réalisée. des plans RapidArc ont été utilisés pour évaluer la précision dosimétrique du fantôme. Les plans impliquaient des sites de traitement de déférentes localisation.

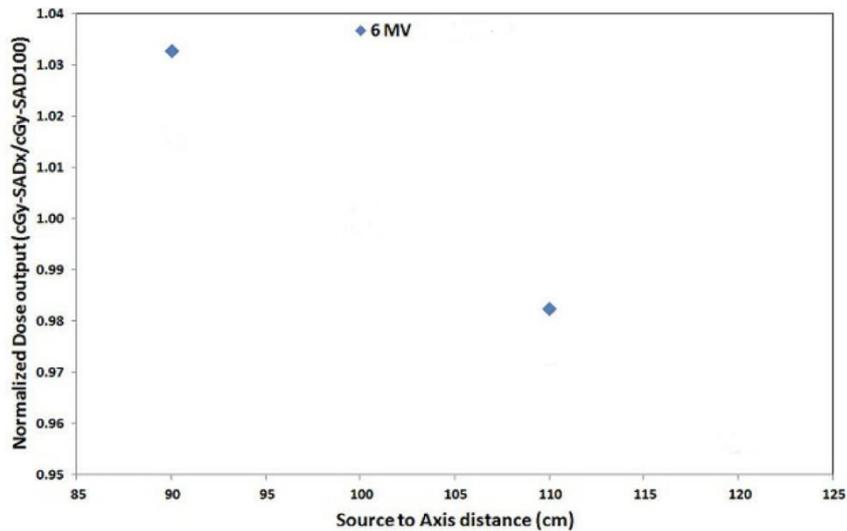
Les plans de vérification ont été calculés sur l'ArcCHECK virtuel homogène avec la densité PMMA remplacée, en utilisant une grille de dose 3D symétrique de 2 mm et chaque incrément de point de contrôle. Couch (table) a été inclus dans le calcul. Les plans impliquaient deux, trois arcs non-planaires avec des contraintes de dose strictes pour les tissus normaux, les organes et l'épargne des risques. Aux fins de VMAT QA dans cet article vous trouverez les résultats de vérification dans la deuxième partie.

### III.2.1.4. discussion des résultats

L'analyse de tous les tests effectués a été faite soit en analysant la tendance de la variation de dose absolue dans certaines conditions d'irradiation ou géométries mesurée par des diodes, soit par comparaison de la dose mesurée avec la dose calculée par Eclipse TPS à l'aide d'analyses gamma. Les résultats sont répertoriés dans le même ordre que dans la section Matériels et méthodes, afin que le lecteur puisse coordonner la lecture facilement.

La dose absolue moyenne mesurée sur six diodes centrales à moins de 5 mm de l'axe central d'ArcCHECK n'a pas varié de plus de 0,9% pour le faisceau 6X, sur différents débits de dose. L'écart type par rapport à la dose mesurée moyenne était inférieur à 0,4 cGy dans la région centrale de 5 mm. La sortie de dose mesurée par les diodes ArcCHECK était stable (à moins de 1%) sur toute la plage de débits de dose (20 à 600 MU / min pour 6X).

La dépendance à la dose par impulsion a été démontrée comme une sur-réponse des diodes observées plus près de la source et une sous-réponse plus loin de la source. La dépendance à la dose par impulsion d'ArcCHECK après avoir pris en compte la dépendance au carré inverse de la dose, Pour le faisceau 6X, lorsque ArcCHECK a été placé plus près du faisceau que 100 cm SAD, les diodes ont surpondéré **0.41% / cm** et la sous-réponse la plus éloignée de la source (90cm) était **0.15% / cm**.



**Figure 31 : Dépendance à la dose par impulsion (débit de dose instantané) des faisceaux 6X , mesurée par la dose moyenne sur six diodes centrales à 5 mm de l'isocentre dans les directions axiale et transversale. La dose est normalisée à la dose de 100 SAD .**

Nous avons présenté les résultats de la mise en service et des procédures de test complètes que nous avons utilisées pour évaluer le fantôme à barrette de diodes cylindriques ArcCHECK pour la dosimétrie de VMAT QA dans notre centre, en utilisant le faisceau de photons 6 MV. Les diodes ArcCHECK, lorsqu'elles ont été testées pour leur dépendance au débit de dose linac, à la dose par impulsion, à la taille du champ et à la réponse angulaire des diodes, la réponse de diffusion a démontré une réponse cliniquement acceptable. On a constaté que la dépendance de la taille du champ basée sur la diode était de 0,5% dans la dose de TPS de référence, ce qui est considéré comme un résultat direct de l'amélioration des facteurs de correction de la taille du champ dans le nouveau logiciel SNC Patient. La dépendance au débit de dose était bien inférieure à 1% pour les deux faisceaux. La réponse instantanée de la diode basée sur le débit de dose a été évaluée. La dépendance angulaire s'est avérée être jusqu'à  $\pm 3\%$  de la référence TPS, testée sur des angles BEV uniquement, pour les deux faisceaux.

#### **III.2.1.4. Planification du traitement**

Tous les plans de cette étude ont été réalisés dans le système de planification de traitement Eclipse (TPS), version 13.7 (Varian Medical Systems). Le plan de vérification est créé à partir des images CT de l'ArcCHECK (déjà modélisé) une fois le plan créé et calculé, il suffira tout simplement de le programmer .

en utilisant un faisceau de photons de 6 MV. Un débit de dose de 600 MU / min a été choisi pour tous les arcs utilisés, mais le débit de dose final a été décidé par l'algorithme d'optimisation. Tous les plans ont été optimisés par un optimiseur de résolution progressive (PRO). Dans cet algorithme, l'arc complet est optimisé à 178 points de contrôle progressivement en quatre phases.

À chaque niveau d'itération, il optimise la position du collimateur multiples lame (MLC) et le poids de l'unité de surveillance (MU) dans les limites (vitesse MLC, vitesse du bras, débit de dose et limites mécaniques) de l'unité de distribution. Pendant l'optimisation, le calcul de la dose est effectué avec un algorithme simplifié de calcul de dose à résolution multiple . Afin d'atténuer les fuites dues à l'effet de rainure et languette, le collimateur a tourné à 30 ° par rapport à l'angle nominal. Le nombre d'arcs pleine longueur utilisés variait de 1 à 2 et le nombre maximum d'arcs partiels était de 3. Calculs de dose finale réalisés avec l'algorithme analytique anisotrope (AAA).

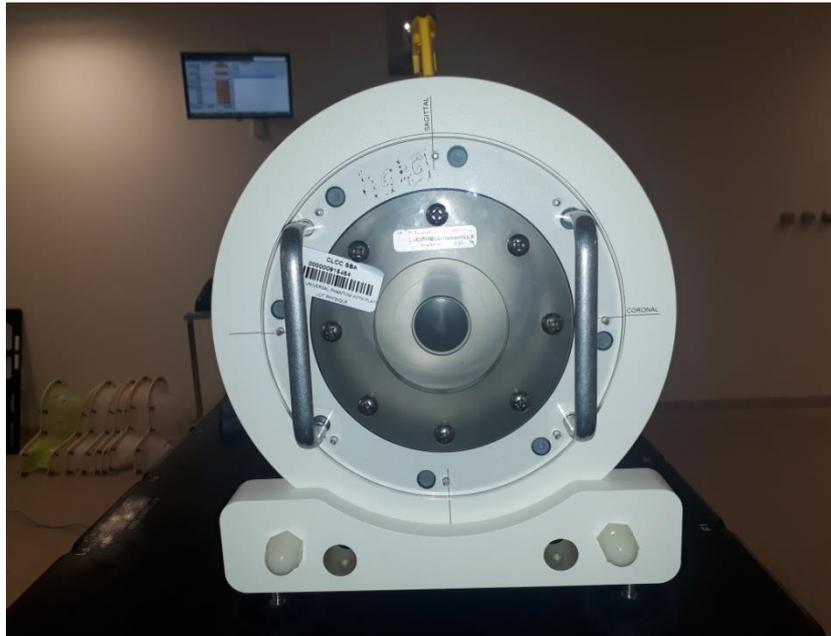
La résolution de la grille de dose pour le calcul de la dose a été fixée à 2 mm. Tous les objectifs du plan sont fixés pour avoir une dose de prescription de 100% à 95% du volume cible ( $D_{95} = 100\%$  de dose Rx). Les objectifs pour d'autres structures normales sont fixés à une dose de tolérance cliniquement acceptable. Des plans de vérification ont été créés sur le fantôme ArcCHECK à l'aide de plans patients.

### III.2.1.5. la mesure

Les détecteurs sont placés dans une géométrie en spirale sur toute la longueur du cylindre de 21 cm de diamètre, dans une géométrie de vue d'œil de faisceau sans chevauchement (BEV), pour réduire l'ombrage et augmenter la densité effective du détecteur en BEV. Il y a une cavité de 15 cm de diamètre au centre du fantôme qui peut contenir un bouchon pour remplir la cavité pour une géométrie continue. Il existe également un insert auxiliaire avec une cavité pour le placement de la chambre ionique pour la mesure de dose absolue au centre du fantôme. ArcCHECK mesure de rayonnement en temps réel avec une fréquence de mise à jour de 50 ms, enregistre toutes les données de mesure en fonction du temps et effectue des mesures de dose relatives et absolues.



**Figure 32: Fantôme Arc CHECK sans bouchon de cavité**



**Figure 33: Fantôme Arc CHECK avec bouchon de cavité et insert de chambre.**

### III.2.2. Portal dosimetry (PDIP)

Portal Dosimetry est une application permettant de vérifier les plans **Rapid Arc** et IMRT avant le traitement. Vous pouvez également effectuer un contrôle qualité de la machine.

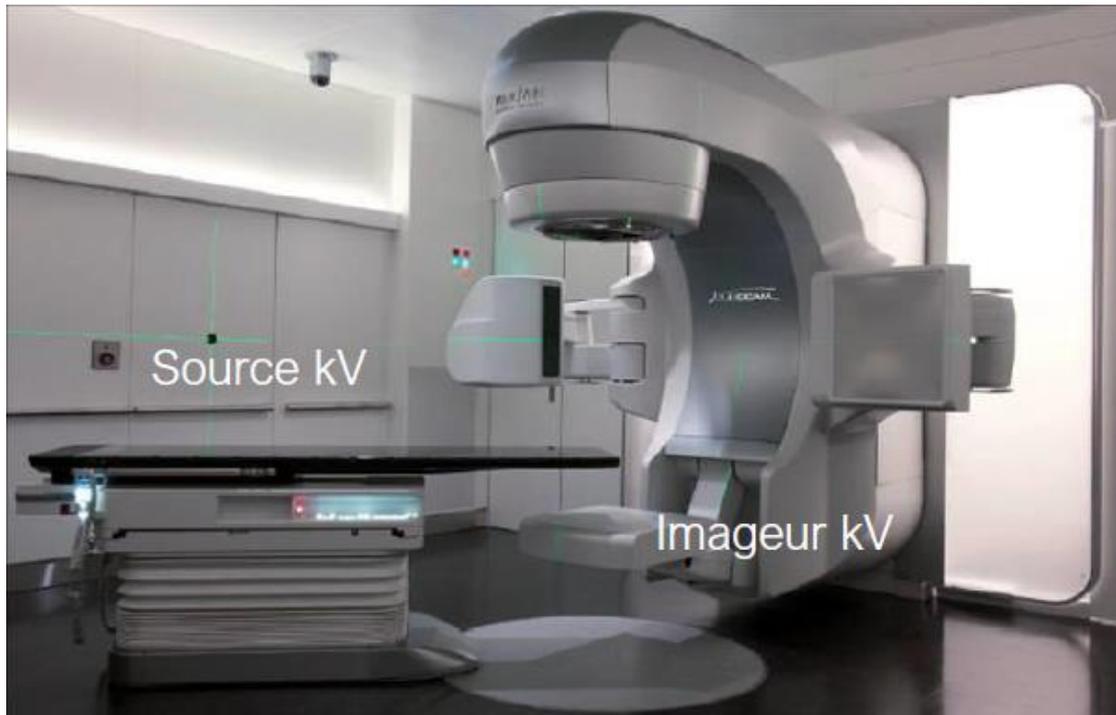
Vous pouvez utiliser Portal Dosimetry dans les cas suivants :

- \*Pour comparer les images de dose portale prédite et mesurée.
- \*Pour comparer une image mesurée à une autre image mesurée.
- \*Pour définir des modèles destinés aux tâches de dosimétrie portale et les  
Pour réaliser des analyses et les enregistrer à des fins de documentation ou de consultation.

- \*Pour définir ou modifier l'état des images de dose portale mesurée.

L'EPID 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, 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 en champ noir et en champ d'inondation ont été réalisés avant un champ ouvert de 10 x 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.



**Figure 34** : Exemple d'accélérateur linéaire linac équipé de systèmes d'imagerie embarqués : EPID (a) et « kV » (b) (Varian Medical Systems) et son imageur portal aS1200 au silicium amorphe monté sur un bras métallique rétractable (entouré en rouge). L'EPID est situé derrière le patient positionné sur la table de traitement.

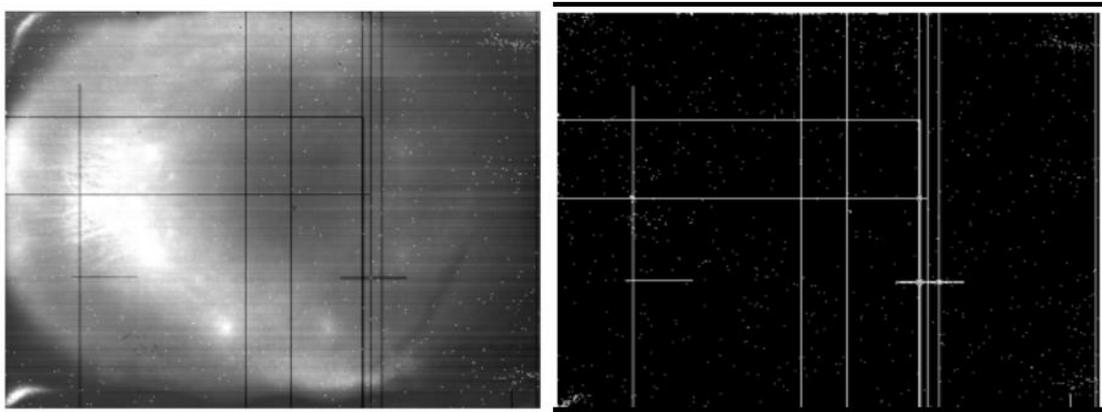
### III.2.2.1. Étalonnage des images en niveaux de gris

Dans un premier temps, la qualité de l'image obtenue en niveaux de gris dépend de l'étalonnage intrinsèque du détecteur. Celui-ci regroupe les corrections nécessaires suivantes [20] :

— correction des pixels défectueux : la valeur des pixels défectueux est corrigée à partir d'une carte de correction (appelée « Pixel Defect Map ») qui calcule une valeur moyenne déterminée par interpolation à partir des pixels voisins (**figure 35**),

— correction de bruit de fond, de courant de fuite des photodiodes et offset des électromètres : la correction de bruit de fond, ou calibration « Dark Field » (DF), égalise les courants de fuite des photodiodes et les valeurs d'offset des différents électromètres. Ces dérives sont observées et quantifiées par l'acquisition d'une image intégrée pendant quelques secondes en l'absence de toute irradiation,

— correction de différence de sensibilité entre les différentes zones du détecteur (regroupées en modules) : la correction de sensibilité, ou calibration « Flood Field » (FF), permet d'homogénéiser la réponse sur toute la surface du détecteur. Elle est réalisée par l'irradiation avec un champ couvrant la totalité du panneau détecteur (**figure 36**) et l'obtention d'une image intégrée sur quelques dizaines d'UM.



**Figure 35:** Correction des pixels défectueux : à gauche , image acquise avec l'EPID permettant la création de la carte de correction. A droite, carte de correction des pixels défectueux (d'après Varian Médicale System).

L'image finale (I), composée des pixels de coordonnées (x, y) et étalonnée en niveaux de gris à partir de l'image brute (IBrute), est reconstruite de la façon suivante :

$$\mathbf{I(x, y)} = \mathbf{IBrute(x, y)} - \mathbf{DF(x, y)}$$

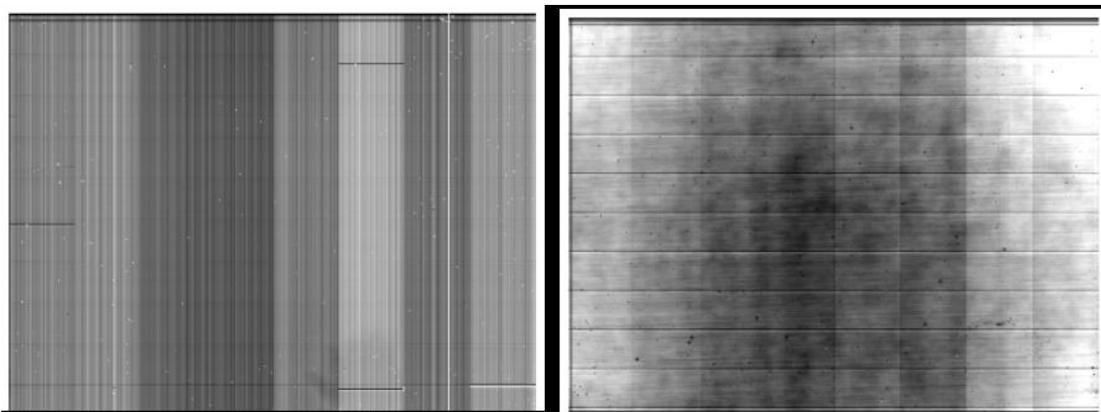
$$\mathbf{FF(x, y)} - \mathbf{DF(x, y)} \quad (3.1)$$

ou DF(x, y) est la valeur pixel du bruit de fond et FF(x, y) la valeur pixel de la matrice de sensibilité pour le pixel de coordonnée (x, y).

Dans un deuxième temps, l'étalonnage en dose des images brutes consiste à relier la valeur de pixel mesurée dans des conditions de référence à une valeur connue de la dose, afin d'obtenir le facteur de passage exprimé en cGy /unité du signal image. Par ailleurs, l'opération de flood field conduit à l'obtention d'une image homogène

(valeur unique pour l'ensemble des pixels). Afin de restaurer la forme réelle du profil dosimétrique du faisceau (avec ou sans traversée de cône égalisateur), une correction spécifique est appliquée. Pour chaque énergie considérée, un profil dosimétrique est mesuré à la profondeur du maximum de dose sur la diagonale d'un champ 40 cm x 40 cm. Il est ensuite normalisé par rapport à la valeur à l'axe du faisceau. Chaque valeur de pixel de l'image en dose est alors multipliée par la valeur correspondante de ce profil.

Remarque : dans le cas de l'équipement Varian, l'option de dosimétrie (« Portal Dosimetry ») convertit les niveaux de gris des images, acquises avec le mode



**Figure 36:** Étalonnage de l'image en niveaux de gris : à gauche, mesure du bruit de fond (DF). À droite, mesure de la différence de sensibilité des différents modules (FF) (d'après Varian Medical System).

intégré, en images exprimées en terme d'unités d'étalonnage (CU pour Calibration Unit). Cet étalonnage arbitraire conduit à des représentations 2D de la dose (ou sans doute plus exactement de la fluence incidente) au niveau de l'EPID avec le plus souvent, l'équivalence  $1 \text{ CU} = 1 \text{ cGy}$  dans les conditions de référence. Les images exprimées en CU bénéficient en même temps de la restauration du profil dosimétrique du faisceau.

Les images acquises via le mode continu ne sont pas transformées en CU et restent disponibles en niveaux de gris uniquement.

### III.2.2.3. Exploitation de l'imageur portal

L'utilisation première de l'imageur portal est la réalisation d'une image anatomique du patient afin de vérifier son positionnement sous le faisceau. Cependant, l'acquisition d'un cliché en cours de traitement contient, en plus de l'information morphologique du patient, une information sur le traitement administré, et il est possible d'utiliser l'EPID pour des applications de dosimétrie. Les informations reportées ici sont issues de l'article de revue d'Antonuk datant de 2002 et des sections 14.3.2.2 et 40.1 du *Handbook of Radiotherapy Physics : Theory and Practice*.

La majorité des EPID sont aujourd'hui des détecteurs au silicium amorphe. Ils sont composés d'une fine couche en métal (généralement du cuivre) qui convertit les photons de haute énergie en électrons Compton, d'un écran phosphore ( $Gd_2O_2S:Tb$ ) qui émet de la lumière visible par scintillation suite à l'ionisation due au passage des électrons, et d'une matrice de détection 2D avec des pixels de l'ordre de 500  $\mu m$ . Un pixel, intégré dans le silicium amorphe, est un couple composé d'une photodiode et d'un transistor à effet de champ qui permet de contrôler la décharge de la photodiode. Le principal inconvénient de ces imageurs,

pour les applications dosimétriques, est la présence du phosphore de densité électronique élevée qui rend l'EPID plus sensible que l'eau aux photons de basse énergie. Egalement, la profondeur équivalente de mesure est de 9 mm, donc dans le *build-up* où l'incertitude sur la mesure de la dose est plus importante car d'une part l'équilibre électronique longitudinal n'est pas établi et d'autre part le gradient de dose est important. La mesure est donc influencée par l'orientation du panneau par rapport à l'axe du faisceau. Des phénomènes de retard d'image (*Image Lag*) et de rémanence (*Ghosting Effect*) existent aussi. Enfin, le rétrodiffusé n'est pas homogène sur toute la surface puisque différentes pièces sont positionnées sous l'imageur, et en particulier le bras qui relie l'imageur à l'accélérateur. A partir d'une acquisition, trois images différentes peuvent être produites :

**l'image brute.** La valeur d'un pixel de l'image est proportionnelle à l'énergie déposée dans la photodiode correspondante.

**l'image en niveau de gris,** déterminée à partir de l'image brute à laquelle trois corrections sont appliquées. En premier, les pixels défectueux sont corrigés par

interpolation des pixels voisins (« *pixel default map* »). Puis l'image du bruit de fond (« *Dark Field* » ou « *offset* ») est soustraite. Et enfin, les différences de gain des couples photodiode-transistor sont corrigées. Pour cette dernière correction, l'image acquise pour la plus grande taille de champ est exploitée (image « *Flood Field* » ou *gain*), en considérant que celle-ci est acquise avec un faisceau homogène alors qu'en réalité le faisceau présente des « cornes ». Cette hypothèse est acceptable pour le repositionnement du patient, elle ne l'est pas pour les applications dosimétriques.

**L'image en dose**, aussi appelée dose portale, qui correspond à la dose qui serait déposée à une profondeur de 9 mm dans un volume d'eau qui serait placé au niveau de l'EPID à la place de celui-ci.

Il n'y a pas de proportionnalité entre l'image en niveau de gris et l'image en dose, d'une part à cause de la correction de gain qui repose sur l'hypothèse de faisceau homogène et d'autre part à cause des propriétés de l'EPID : l'EPID est composé de matériaux de numéros atomiques et de densité électroniques supérieurs à ceux de l'eau. L'énergie déposée par les photons de basse énergie dans le volume sensible correspondant à un pixel du détecteur est nettement plus importante que celle qui aurait été déposée dans ce même volume sensible positionné dans un volume d'eau. La réponse de l'EPID surestime la contribution des photons de basse énergie. Les photons de basses énergies qui atteignent le détecteur sont principalement les photons diffusés issus d'interactions dans le patient, dont la proportion par rapport aux photons primaires dépend de la taille de champ et de l'épaisseur du patient. De plus, la proportion du diffusé n'est pas homogène spatialement : elle est moins importante au centre du faisceau qu'en périphérie, et la forme de cette décroissance évolue avec la distance entre la sortie du patient et le détecteur. Le retard d'image et la rémanence entraînent également des non linéarités entre la mesure en niveau de gris et la dose. La conséquence est une dépendance au débit de dose et, pour des faisceaux de petits nombre d'UM (< 10 UM), à la quantité de dose déposée. L'acquisition séquentielle de l'image, typique d'un capteur plan (96), peut aussi être à l'origine de non linéarité avec le débit de dose et la durée de l'irradiation.

$$\gamma \equiv \min \left\{ \sqrt{\frac{\Delta D^2}{\Delta D_{\max}^2} + \frac{\Delta r^2}{DTA^2}} \right\}$$

Remarque : nous avons déjà expliqué l'équation dans le chapitre II

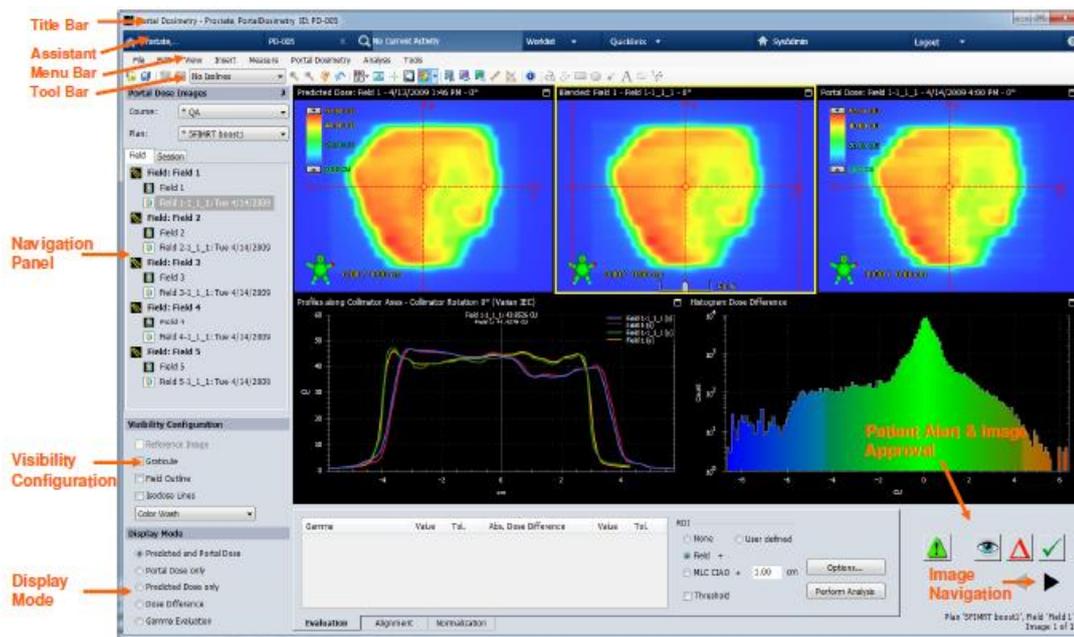


Figure 37: Interface utilisateur graphique de Portal Dosimetry

### Predicted Dose Image

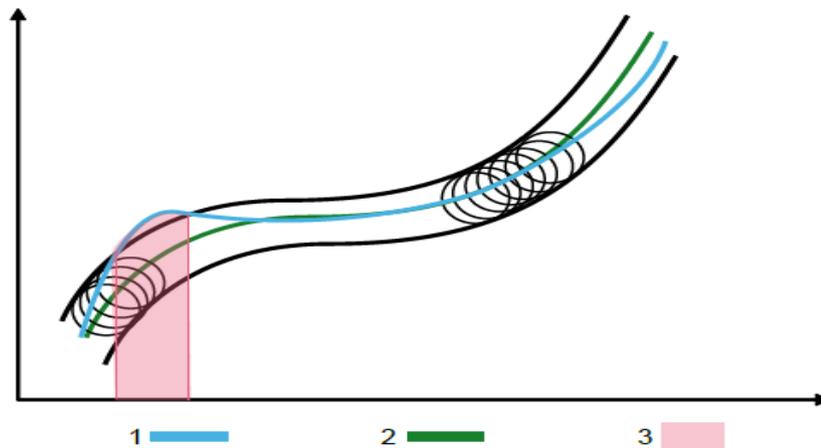
(Image de dose prédite) Image de dose calculée par le système de planification à l'aide de l'algorithme PDIP. Lorsque cette option est sélectionnée, l'image reste intégralement affichée dans le volet de visualisation des images. Il est impossible de sélectionner d'autres dispositions de vues. Avec les images de dose prédite, certains outils ne peuvent pas être appliqués et le volet des tâches est désactivé.

### Portal Dose Image

(Image de dose portale) Image de dose acquise avec l'imageur Portal Vision. Si une image de dose prédite est disponible, celle-ci et l'image de dose portale sont superposées automatiquement. Toutes les dispositions de vues peuvent être sélectionnées. Avec les images de dose portale, tous les outils peuvent être appliqués et le volet des tâches est activé.

### Composite Image

(Image composite) Images de dose portale, celles-ci étant composées. Ces images sont rassemblées dans le dossier composite images (Images composites).



1. Dose prédite.
2. Dose mesurée.
3. Zone avec gamma > 1.

**Figure38: Principe d'évaluation de la fonction Gamma**

#### III.2.2.4. Contrôle qualité des faisceaux

L'équation générale présente dans ce chapitre permet de calculer la distribution de dose planaire dans le fantôme d'eau de référence à partir de la valeur des pixels en niveau de gris mesurés avec l'EPID sur toute sa surface de détection. Ce formalisme peut être utilisé pour le contrôle qualité (CQ) prétraitement des plans de RCMI et de VMAT dans le but de détecter des erreurs potentielles pouvant influencer les traitements cliniques tels que :

- \* la position des lames du MLC,
- \* la rotation du collimateur,
- \* la fuite des faisceaux de photons à travers les lames du MLC,
- \* la dose délivrée,
- \* la sélection d'un plan provenant d'un autre patient.

L'EPID est irradié «à vide» (sans patient ni fantôme) et la table de traitement est rétractée. La DSD reste fixée à 150cm pour rester dans les mêmes conditions qui ont permis l'étalonnage en dose absorbée. Concernant les traitements de RCMI, 7

faisceaux modulés issus d'un plan de traitement d'une tumeur des bronches ont été délivrés sur l'EPID. Les images acquises sont converties en distribution de dose absorbée dans l'eau et comparées à celle calculée par le TPS.

Le même processus de vérification est utilisé pour 5 plans de traitement VMAT du cancer de la prostate. Chaque plan est constitué de 2 champs rapidarc (RA), délivrés pendant une rotation complète du bras, l'un dans le sens horaire et l'autre dans le sens antihoraire. Les sous images obtenues avec un NTC=6 sont converties en distribution de dose dans l'eau. Puis elle sont toutes sommées entre elles afin d'obtenir la distribution de dose totale absorbée dans l'eau à la profondeur **dmax**. Cette dernière est finalement comparée à la distribution de dose calculée sur le TPS, délivré avec une position du bras fixé à 0 degré.

#### III.2.2.4. Comparaison entre les distributions de dose calculées et mesurées avec l'indice gamma

la comparaison des distributions de dose calculées par le TPS et évaluées par l'EPID est effectuée à l'aide de l'indice gamma. C'est une méthode de comparaison quantitative adaptée pour la comparaison des distributions de dose dans les régions de fort et de faible gradient.

La dose portale évaluée avec l'EPID,  $DEPID(\vec{P_m})$  est comparée au calcul de référence du TPS  $DTPS(\vec{P_r})$  respectivement aux pixels  $\vec{P_m}$  et  $\vec{P_r}$ . Entre ces 2 pixels, la différence de dose est définie comme :

$$\delta(\vec{P_m}, \vec{P_r}) = DEPID(\vec{P_m}) - DTTPS(\vec{P_r})$$

et la distance qui les sépare est:

$$r(\vec{P_m}, \vec{P_r}) = |\vec{P_m} - \vec{P_r}|$$

Le pixel de référence  $\vec{P_r}$  a pour homologue le plus proche, le pixel  $\vec{P_m}$  pour lequel la valeur de  $\Gamma(\vec{P_m}, \vec{P_r})$  est la plus petite. Cette valeur est l'indice gamma du pixel de référence:

$$\gamma(\vec{P_r}) = \min \{ \Gamma(\vec{P_m}, \vec{P_r}) \} \forall (\vec{P_m})$$

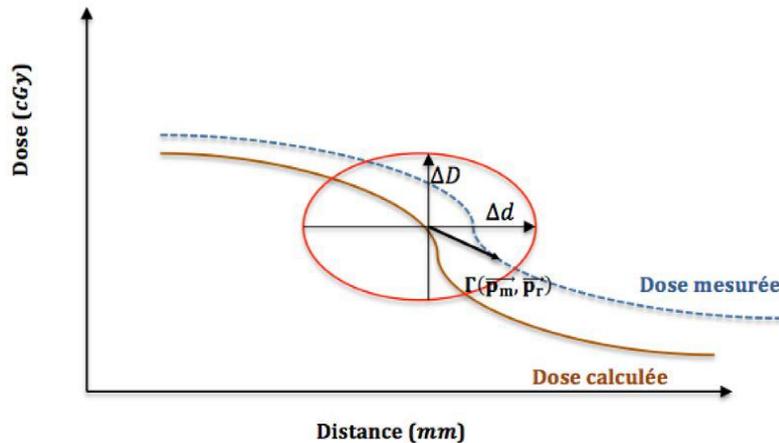
où  $\Gamma(\vec{\mathbf{P}}_m, \vec{\mathbf{P}}_r)$  et définie comme suit:

$$\Gamma(\vec{\mathbf{P}}_m, \vec{\mathbf{P}}_r) = \sqrt{\frac{r^2(\vec{\mathbf{P}}_m, \vec{\mathbf{P}}_r)}{\Delta d^2} + \frac{\delta^2(\vec{\mathbf{P}}_m, \vec{\mathbf{P}}_r)}{\Delta D^2}} \vee \left\{ \vec{\mathbf{P}}_m \right\}$$

Avec  $\Delta D$  et  $\Delta d$  les critères de distance d'agrément (DTA) et de différence de dose respectivement. Le second critère peut être défini localement, par exemple x% de la valeur du pixel de référence  $\vec{\mathbf{P}}_r$  ou bien globalement, par exemple x% de la dose totale prescrite.

Le calcul de  $\Gamma(\vec{\mathbf{P}}_m, \vec{\mathbf{P}}_r)$  est illustré dans la Figure 32 pour un pixel donné de la dose de référence.

Si  $\gamma(\vec{\mathbf{P}}_r) \leq 1$ , la distribution de dose mesurée est acceptée pour ce point de référence. Dans le cas contraire si  $\gamma(\vec{\mathbf{P}}_r) > 1$ , elle est rejetée. La comparaison entre les deux distributions de dose peut ainsi être quantifiée en termes de pourcentage de points qui passent le critère d'acceptation. Cette évaluation est applicable aussi bien pour des distributions de dose en 1D qu'en 2D et 3D.



**Figure 39: Illustration de l'analyse gamma combinant à la fois une comparaison de distance et une comparaison de dose. Cette double comparaison résumée à travers l'équation III.4d peut être assimilée à un ellipse à l'intérieur de laquelle l'indice  $\gamma$  est calculé entre les pixels  $\vec{\mathbf{P}}_m, \vec{\mathbf{P}}_r$ .**

## **Partie 2**

### **Résultats et Discussions des cas cliniques**

### III.3. Discussion des résultats

#### III.3.1. Résultats des cas mesuré par d'arcCHECK

Pour les paramètres d'analyse que nous utilisons généralement dans notre service, l'Arc CHECK a démontré des taux de passage gamma globaux moyens élevés à  $\gamma$  3% /3 mm et à  $\gamma$  2% /2 mm comme indiqué dans le Tableau 4. Pour le faisceau 6X, la moyenne globale  $\gamma$  2% /2 mm était légèrement inférieure à 90% (1,4% inférieure), et pour  $\gamma$  3% /3 mm était de 96,06%. Tous les plans VMAT considérés ont satisfait aux critères de réussite d'AQ cliniquement acceptés de  $\gamma$  3% /3 mm > 90% pour l'AQ des plans VMAT.

Parmi les deux cas avec des  $\gamma$  2% /2 mm taux de passage gamma faibles, le plan VMAT pour le cas qui comprend quatre arcs partiels à ouverture variable avec une largeur de champ maximale de  $4.6 \times 7.0 \text{ cm}^2$  nous nous attendions à voir un taux de passage faible pour les arcs étroits, pour deux raisons principales - l'instabilité de l'approximation des petits arcs dans le calcul de la dose des régions périphériques par le TPS, et la forte dépendance d'ArcCHECK aux diodes périphériques. pour les mesures de dose. Cependant, pour les cas étudiés, les plans sont considérés comme une réussite clinique, puisque le taux de réussite pour  $\gamma$  3% /3 mm est > 90% des points considérés. pour les cas cérébral qui comprend trois arcs le taux de passage de gamma index  $\gamma$  3% /3 mm et de 100 % et 99.7%.

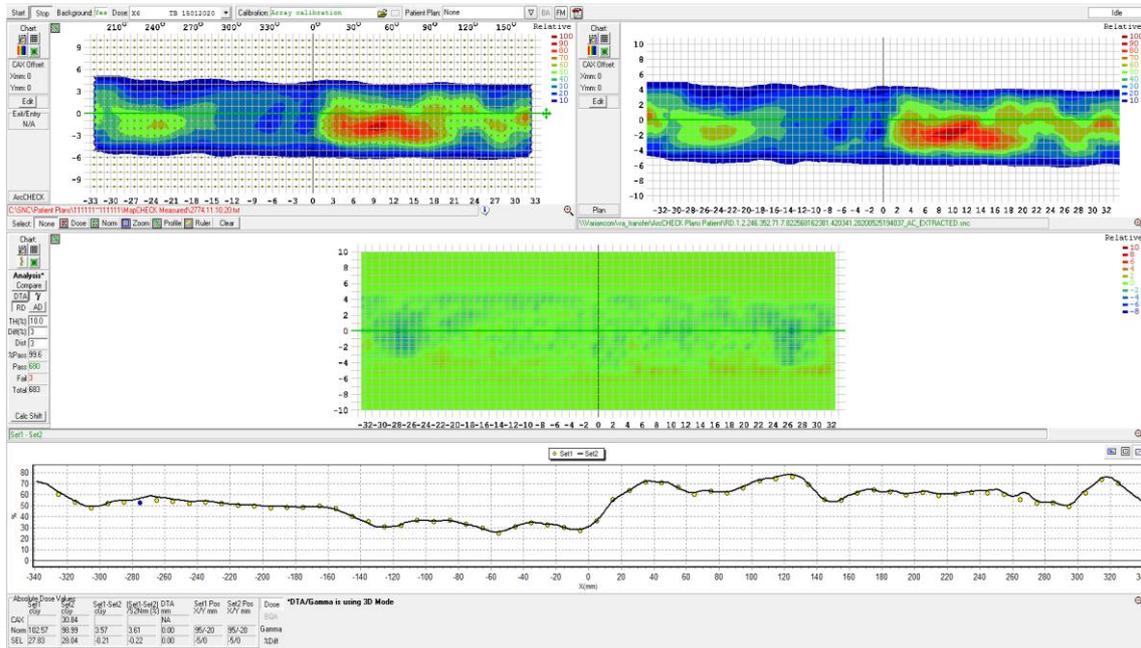
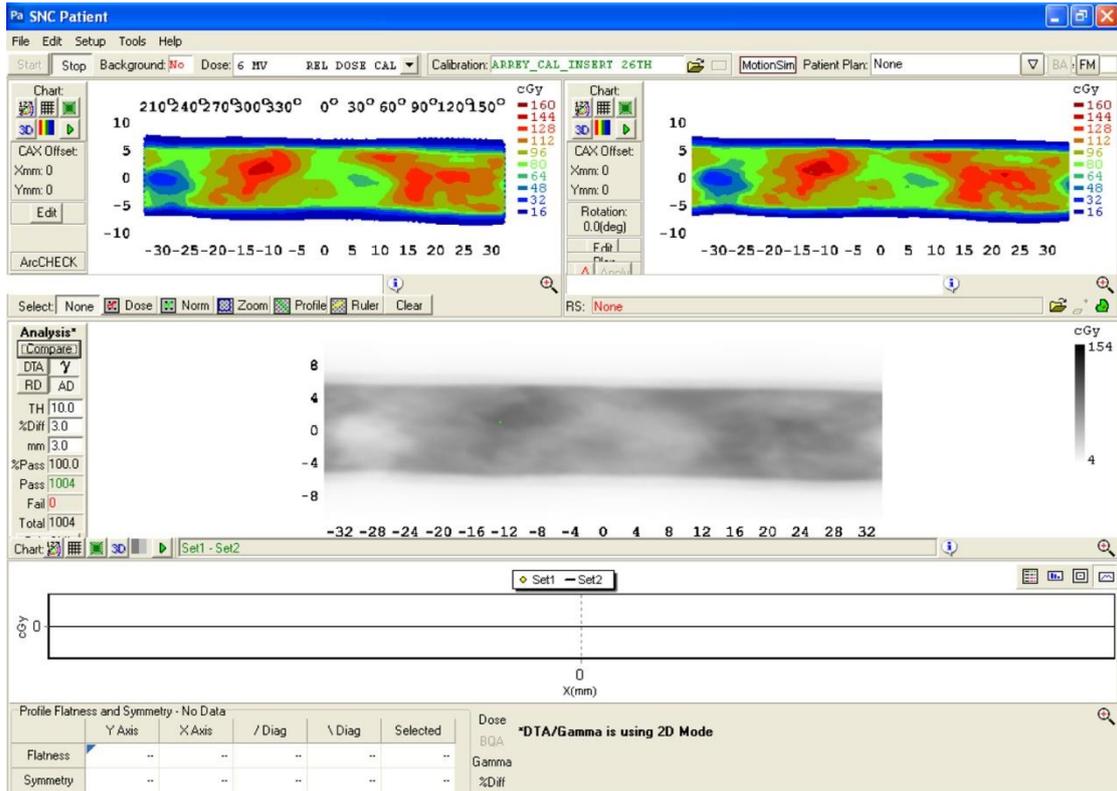
Plan VMAT	6 MV	
	$\gamma$ Index 3% /3 mm	$\gamma$ Index 2% /2 mm
patient abdomen	99.6	88.4
Patient pelvien	98.2	88.2
patient abdomen	100	89.9
Patient pelvien	97.5	87.4
patient œsophage	97.4	88.6
Patient cérébral	99.7	89.9
patient œsophage	97.8	87.9

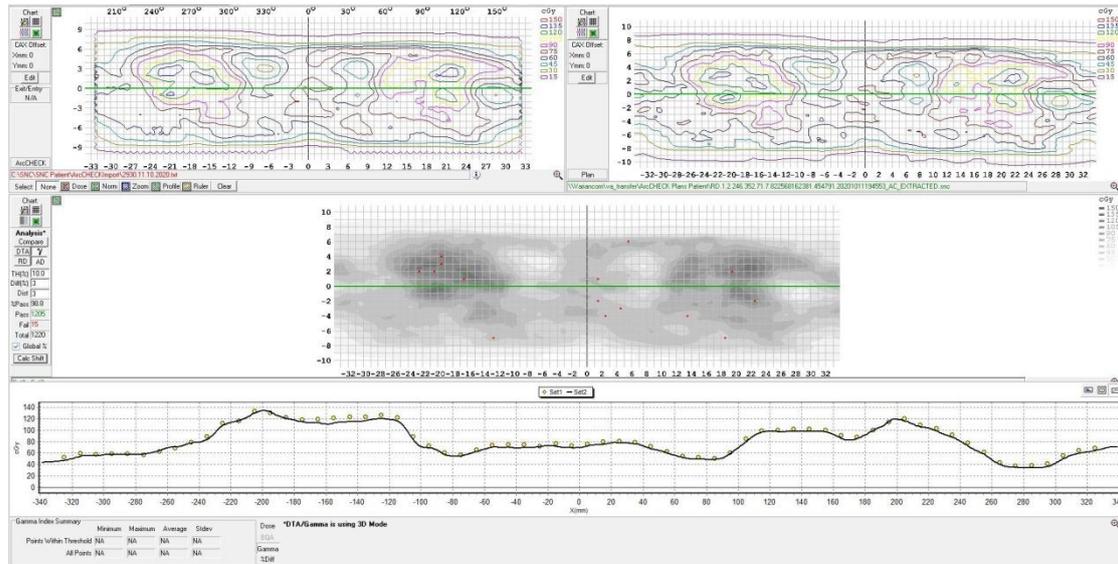
Patient cérébral	100	91.2
Patient cérébral	98.3	87.4
Patient pelvien	99.3	88.9

**Tableau 4 : Taux de réussite gamma des plans VMAT livrés par rapport aux doses prévues (calculées) dans le TPS mesuré par ArcCHECK**

comparaison a été faite entre le dispositif mesuré et la dose calculée par TPS pour différents patients étudiés.

Tous les patients avaient des tailles de champ  $<20$  cm le long de la direction  $\gamma$ , de sorte que le champ s'insère dans la zone active du fantôme ArcCHECK. Les circuits électroniques d'ArcCHECK étaient également protégés contre les dommages dus aux radiations indésirables. Ce fantôme convient parfaitement à la vérification des plans hybrides où des erreurs indétectables à  $0^\circ$  ou à tout autre angle de portique fixe peuvent être détectées. L'atténuation du table est prise en compte dans le processus de planification en incluant la modélisation du table. La condition fondamentale de tout détecteur utilisé pour la vérification du plan hybride est que sa réponse soit indépendante de l'orientation du faisceau, de l'énergie et du débit de dose. Le logiciel SNC Patient6® (Sun Nuclear Systems) a appliqué la correction requise à la réponse de la diode (correction d'arrière-plan, correction angulaire, correction de taille de champ). La nature en spirale du placement des diodes augmente virtuellement la résolution de mesure ( **Figure 40**).





**Figure 40: Résultats du prétraitement d'un champ Rapidarc La distribution de dose mesuré par TPS a droite la distribution mesuré par ArcCHECK a gauche au milieu la comparaison entre les deux mesuré et calculé .**

### III.3.1. Résulta de PDIP

Le Tableau 5 , montre le résultat du CQ prétraitement obtenu pour les plans de VMAT. L'analyse gamma a été effectuée avec critères 3% du maximum de dose et un DTA de 3 mm. Elle a aussi été analysée avec le critères 2% et 2mm On observe pour tous les faisceaux contrôlés que l'analyse gamma a un pourcentage de points passants le critère d'acceptation supérieur à 96% pour l'évaluation de critère 3% 3mm et légèrement inférieur à 90% pour critère de 2% 2mm.

**La Figure 41** montre un exemple de résultat de CQ prétraitement d'un champ Rapidarc La dose portale obtenue par EPID est représentée avec l'analyse gamma associée.

Le profil des distributions de dose permet d'obtenir une information sur la distribution de dose dans notre travail on a fait la comparaison entre la dose mesurée (TPS) est cette résultat elles montrent dans l'image à gauche et la dose prédite (imageur portale) l'image à droite La superposition de deux images permet une comparaison entre les deux et cette comparaison est évalué par l'indice gamma . dose mesurées et calculées, passant par l'axe, est également représenté dans la direction x et y Dans cet exemple le nombre de points ayants un indice gamma .

Au sein du service de radiothérapie où nous avons effectué nos travaux le contrôle qualité des faisceaux est effectué sur le clinac Trilogy et TrueBeam avec un algorithme fourni par le constructeur Ce dernier présente quelques différences par rapport au formalisme que

nous avons mis en place :

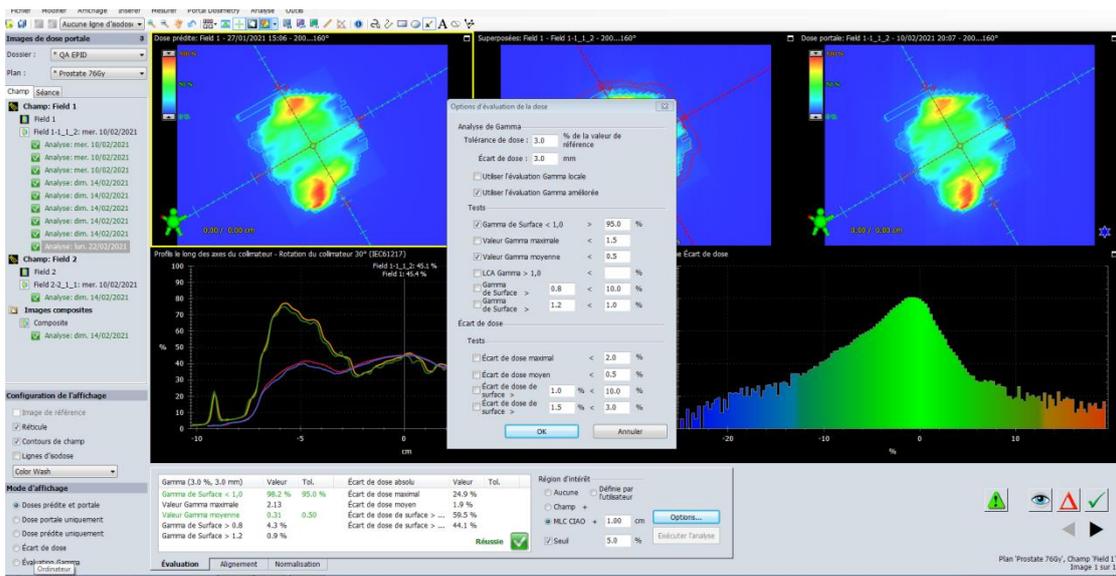
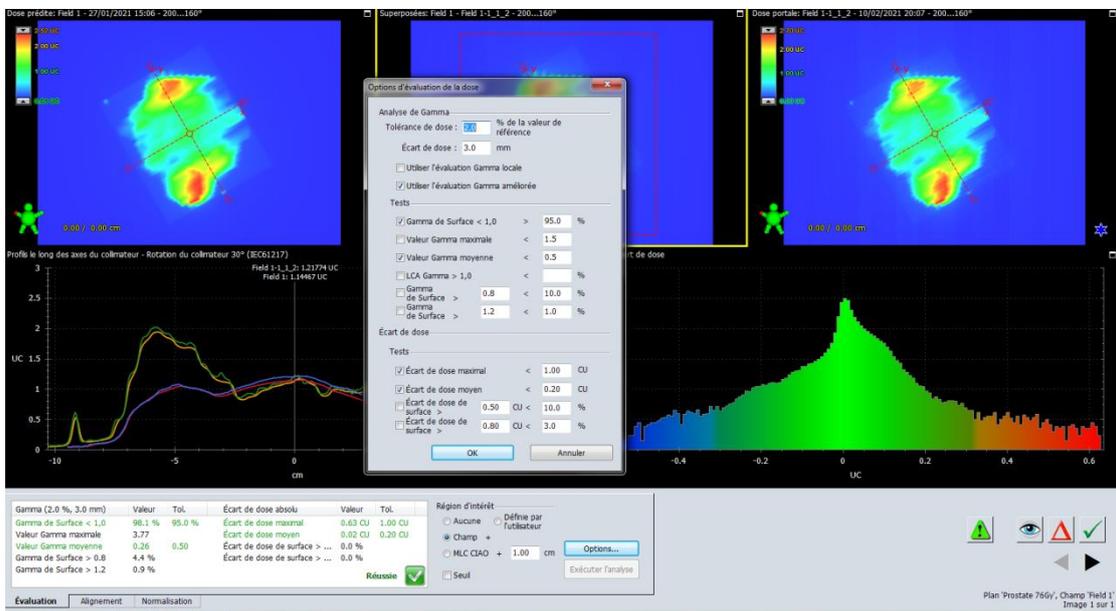
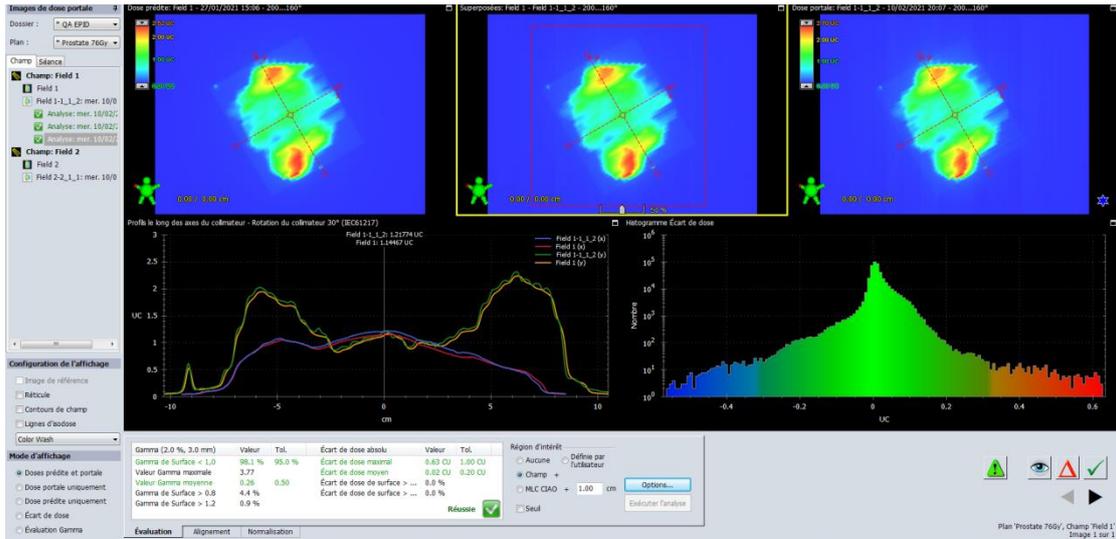
\*les images EPID sont acquises en mode intégré

\*l'acquisition est faite à une DSD de 100cm,

\*L'algorithme est fondé sur une approche directe permettant de prédire la Les résultats obtenus à partir de l'analyse statistique des faisceaux délivrés avant le traitement étaient en très bon accord entre les images portales calculées avec celles mesurées.

Plan VMAT	6 MV	
	$\gamma$ 3% /3 mm	$\gamma$ 2% /2 mm
patient abdomen	100	88.4
patient abdomen	99.5	89.5
Patient cérébral	100	90.6
Patient cérébral	99.8	90.3
patient œsophage	98.6	87.8
Patient pelvien	97.8	88.5
Patient pelvien	98.1	88.3
patient œsophage	97.9	86.6
Patient cérébral	96.3	86.4
Patient pelvien	99.8	88.6

**Tableau 5: Taux de réussite gamma des plans VMAT livrés par rapport aux doses prévues (calculées) dans le TPS mesuré par PDIP**



**Figure 41: Résultats du prétraitement d'un champ Rapidarc La distribution de dose portale mesurée avec les images EPID (en bas à gauche) a été comparée à la dose planaire calculée sur le TPS pour une DSD de 100cm.**

### **III.3.3. Discussion de les deux résultats et comparaison**

La dosimétrie des cas cliniques de VMAT a été analysée à l'aide de l'analyse gamma globale aux niveaux  $\gamma$  3% /3 mm et  $\gamma$  2% /2 mm Les cas cliniques de VMAT ont démontré un haut niveau de précision de la dosimétrie dans les taux de passage gamma mondiaux aux niveaux de  $\gamma$  3% /3 mm pour les faisceaux 6X. Au niveau de  $\gamma$  2% /2 mm deux cas VMAT impliquant les arcs étroits fortement modulés ont montré des taux de réussite inférieurs.

Les tests relatifs aux performances du fantôme **ArcCHECK** ont donné un résultat satisfaisant. La linéarité de la réponse à la dose du fantôme **ArcCHECK** est très similaire à celle de portal dosimétrie **PDIP**.

Deux systèmes d'assurance qualité conventionnels ont été utilisés le système cylindrique archechk et PDIP Les résultats obtenus à partir de l'analyse statistique des faisceaux délivrés avant le traitement étaient en très bon accord entre les images portales calculées avec celles mesurées avec arccheck La géométrie cylindrique a été utilisé pour la vérification de la dose dans la région isocentrique où le PTV est généralement localisé. Le EPID a l'avantage d'un haut résolution spatiale et est aujourd'hui établi comme un outil rapide pour la dosimétrie vérification. Implémentation commerciale d'EPID par Varian la dosimétrie est une comparaison des images EPID au plan de l'EPID, où l'image EPID prédite est calculée à partir de la fluence des photons par un algorithme séparé .

L'utilisation d'un dispositif d'imagerie électronique à écran plat (EPID) en silicium amorphe (aSi) pour la vérification dosimétrique en ligne et hors ligne a été recherchée au fil des ans par plusieurs groupes de recherche et entreprises industrielles.

L'EPID se révèle être un outil indispensable à la vérification des plans de RCMI. En effet, cette nouvelle méthode de contrôle de dosimétrie portale a permis d'une part de réduire le temps des contrôles, d'autre part, d'augmenter le nombre de patients mis en traitement). Depuis lors, tous nos patients traités par irradiation conformationnelle avec modulation d'intensité bénéficient désormais de cette nouvelle méthode de contrôle.

La dosimétrie Portal a été largement adoptée comme technique d'AQ avec les avantages et les limites de la technologie rapportés dans la littérature. La question à laquelle ce manuscrit vise à répondre est de savoir si les limites de la dosimétrie portale et être cliniquement mis en œuvre en tant que nouvel outil pour effectuer des mesures de prétraitement VMAT QA. Cette étude a abouti à trois résultats principaux détaillés ci-dessous.

Dans ce produit, les faisceaux sont directement appliqués à l'imageur et les données d'imagerie intégrées dans le temps sont acquises. En comparant la mesure avec le calcul utilisant la fluence des photons du plan de traitement, une décision d'AQ est prise en fonction d'une série de critères, tels que la différence en pourcentage, la distance à l'accord (DTA) et l'analyse de l'indice  $\gamma$ , ont étudié les propriétés dosimétriques d'une EPID fonctionnant en mode d'acquisition continue pour la vérification de VMAT.

La méthode EPID produit une représentation précise de la fluence des photons de la tête du bras, ce qui se traduit par une distribution de dose calculée précise. L'efficacité de cette méthode est complétée par sa précision. La possibilité d'effectuer des calculs de dose à l'aide du TPS élimine les différences potentielles résultant de l'utilisation de différents algorithmes de calcul et présente l'avantage d'afficher la dose reconstruite sur la véritable anatomie du patient. En outre, il a été récemment rapporté dans la littérature que le fait de se fier uniquement à l'analyse gamma peut permettre de ne pas détecter les erreurs systématiques.

les taux de réussite de l'indice  $\gamma$ , entre mesure EPID et calcul TPS, étaient respectivement de 99,4%, 87,9% pour les critères de 3% / 3 mm, 2% / 2 mm.

L'indice  $\gamma$  calculé sur la base de la différence dosimétrique de mesures EPID montre un taux de réussite moyen de 98.8% et 88% respectivement pour deux critères

d'index: 3 mm / 3%; 2 mm / 2% Pour le réglage de l'indice  $\gamma$  de 3 mm / 3%, les taux de réussite minimum et maximum étaient de 96,3% et 100%, respectivement.

EPID est un outil d'assurance qualité efficace pour la vérification individuelle des patients, présentant  $\gamma$ -index > 97% et haute reproductibilité des résultats.

L'EPID se révèle être un outil indispensable à la vérification des plans de RCMI. En effet, cette nouvelle méthode de contrôle de dosimétrie portale a permis d'une part de réduire le temps des contrôles, d'autre part, d'augmenter le nombre de patients mis en traitement (en moyenne 40 patients/mois). Depuis lors, tous nos patients traités par irradiation conformationnelle avec modulation d'intensité bénéficient désormais de cette nouvelle méthode de contrôle.

Le système ArcCHECK est un nouveau système de détection pour la dosimétrie des rayonnements. Le système utilise un réseau de diodes cylindriques qui assure une configuration faisceau-diode orthogonale pour tous les angles de faisceau. Pour une administration de traitement coplanaire, le système ArcCHECK accumule et enregistre la dose dans deux zones de la distribution de dose rectangulaire, l'une pour les diodes proches de la source du faisceau et l'autre pour les diodes mesurant le faisceau sortant du fantôme. Une hypothèse inhérente au système est que la dose centrale (cible) est censée être en accord avec la dose prévue si les doses d'entrée et de sortie sont toutes deux en accord avec les valeurs prédites.

la dose médiane d'un seul faisceau peut être dérivée de la moyenne géométrique ou arithmétique des doses d'entrée et de sortie dans la géométrie homogène symétrique puisque l'atténuation des photons le long de la profondeur peut être décrite comme une fonction exponentielle. Par conséquent, la dose périphérique mesurée par ArcCHECK, qui est la somme des doses d'entrée et de sortie, est comparée à celle calculée par le TPS. Dans cette étude, nous avons utilisé ArcCHECK pour évaluer à la fois les doses périphériques et les doses centrales pour des plans VMAT coplanaires.

Pour les évaluations de doses périphériques, les taux de passage gamma dépassent 96,1%. Le taux de réussite gamma moyen des cas sélectionnés est plus de 98,7% et est comparable au taux de réussite gamma moyen (98,7%) pour l'augmentation du point de contrôle des plans.

le système ArcCHECK est adapté à l'assurance qualité du plan VMAT. En outre, ces accords de dose périphérique reflètent également les accords dans la dose cible, comme démontré dans la validation de dose centrale .

Le TPS Eclipse utilisé dans cette étude utilise un algorithme analytique anisotrope (AAA) pour calculer la dose plus précisément dans les régions à faible densité.

Les diodes ArcCHECK, lorsqu'elles ont été testées pour leur dépendance au débit de dose linac, à la dose par impulsion, à la taille du champ et à la réponse angulaire des diodes, la réponse de diffusion a démontré une réponse cliniquement acceptable. On a constaté que la dépendance de la taille du champ basée sur la diode était de 0,5% dans la dose de TPS de référence, ce qui est considéré comme un résultat direct de l'amélioration des facteurs de correction de la taille du champ dans le nouveau logiciel SNC Patient. La dépendance au débit de dose était bien inférieure à 1% pour les deux faisceaux. La réponse instantanée de la diode basée sur le débit de dose a été évaluée. La dépendance angulaire s'est avérée être jusqu'à 3% de la référence TPS, testée sur des angles BEV uniquement, pour les deux faisceaux.

La dosimétrie des cas cliniques de VMAT a été analysée à l'aide de l'analyse gamma globale aux niveaux 3%3mm et 2%2mm Les cas cliniques de VMAT ont démontré un haut niveau de précision dosimétrique dans les taux de passage gamma globaux aux niveaux de 3%3mm pour les faisceaux 6X. Au niveau de 2%2mm deux cas de VMAT impliquant les arcs étroits fortement modulés ont montré des taux de réussite inférieurs. Après la mise en service et les tests d'évaluation complets d'ArcCHECK, nous considérons que le fantôme est bien adapté pour VMAT QA dans notre clinique.

au niveau de 2%2mm presque tous les tests dosimétriques et d'évaluation. Ce niveau de tolérance plus serré que 3%3mm analyse gamma globale habituellement acceptable a été choisi pour gagner en confiance dans les performances de l'appareil. Les tests ont été détaillés, en gardant à l'esprit les publications précédentes et les nouvelles mises à niveau du matériel et du logiciel ArcCHECK. Nos tests démontrent l'impact des applications des nouveaux facteurs de correction et des mises

à niveau de l'appareil sur la mesure clinique pour VMAT QA, en utilisant un faisceau de photons de 6 MV.

À la lumière des publications récentes et de nos propres découvertes d'une plus grande sensibilité de 2%2mm l'analyse gamma dans cet article, nous avons l'intention de l'utiliser comme l'une des mesures VMAT QA pour les évaluations du plan patient pendant la prestation de prétraitement QA. Des enquêtes sur l'utilisation d'outils d'assurance qualité plus directement cliniquement pertinents et sensibles comme 3DVH et CPA pour VMAT QA sont en cours.

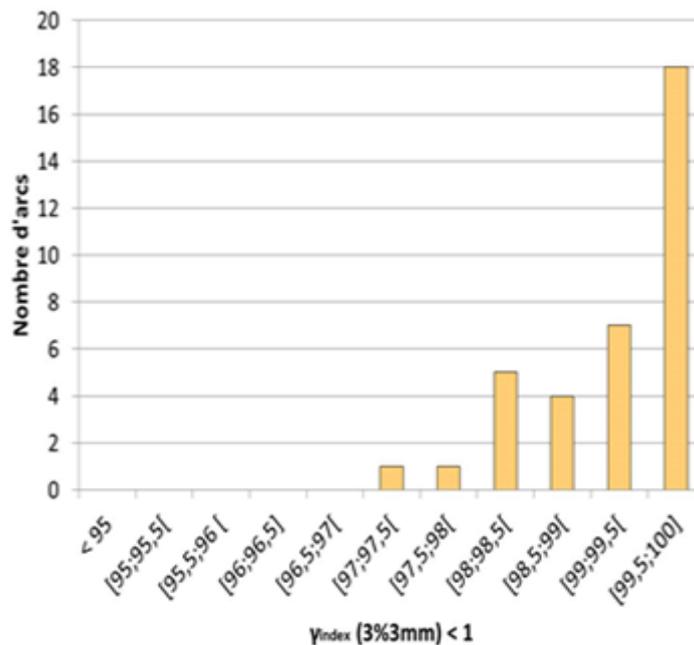
### **D'après étude pratique on a conclu que :**

L'assurance de la qualité fait partie intégrante des techniques complexes d'administration de la radiothérapie. L'assurance qualité spécifique au patient identifie l'existence d'erreurs manuelles, d'inexactitudes mécaniques et de défauts informatiques. ArcCHECK fantôme est un outil d'assurance qualité indépendant. La réponse du détecteur de diode par rapport à l'angle du bras est corrigée à l'aide de l'algorithme d'inclinomètre virtuel. [83] comparaison a été faite entre le dispositif mesuré et la dose calculée par TPS pour différents patients étudiés. plus par les patients avaient des tailles de champ <20 cm le long de la direction y, de sorte que le champ s'insère dans la zone active du fantôme ArcCHECK. Les circuits électroniques d'ArcCHECK ont également été protégés contre les dommages dus aux rayonnements indésirables. Ce fantôme convient parfaitement à la vérification des plans hybrides [84] où des erreurs indétectables à 0 ° ou à tout autre angle de bras fixe peuvent être détectées.

L'atténuation de la table est prise en compte dans le processus de planification en incluant la modélisation de la table. L'exigence fondamentale de tout détecteur utilisé pour la vérification du plan hybride est sa réponse soit indépendante de l'orientation du faisceau, de l'énergie et du débit de dose. Le logiciel SNC Patient6 (Sun Nuclear Systems) a appliqué la correction requise à la réponse de la diode (correction d'arrière-plan, correction angulaire, correction de taille de champ). La nature en spirale du placement des diodes augmente virtuellement la résolution de mesure. Les tests relatifs aux performances du fantôme ArcCHECK ont donné un résultat satisfaisant. La linéarité de la réponse à la dose du fantôme ArcCHECK est

très similaire à celle de tous les plans cliniques VMAT utilisés dans cette étude avaient une MU comprise 600 MU.

Le test de dépendance aux nombre des arc montre que pour les cas cérébral ou le nombre d'arc et deux 3 le passage d'indice gamma est deux plus de 99.5% a 100% le nombre d'arc plus de précision de la dose délivré au patient .



**Figure 42 : combinaisons entre le nombre d'arc et gamma index .**

Le test de dépendance à la taille du champ montre une concordance plus étroite entre la réponse du fantôme ArcCHECK et EPID La sortie absolue de l'accélérateur linéaire a été mesurée avec un débit de dose par défaut de 600 MU / min Le débit de dose par défaut de la machine a été utilisé comme débit de dose de référence pour évaluer la dépendance au débit de dose du fantôme ArcCHECK. Il existe un certain nombre d'appareils et d'accessoires d'assurance qualité disponibles pour l'AQ spécifique au patient VMAT. De nombreux auteurs ont étudié la précision et la mise en œuvre de ces dispositifs. Bedford et coll. [85] évalué le fantôme Delta4 (Scandidos, Uppsala, Suède) pour l'administration de VMAT et ont observé une différence de dose à moins de 2,5%. En outre, ils ont démontré que le fantôme Delta 4 entraînait un taux de passage gamma plus élevé que le film. Coefficient de corrélation de concordance (CCC) calculé entre la dose mesurée dans EPID et la dose calculée TPS est de 0,9996.

Ces résultats démontrent à nouveau une forte corrélation entre la dose absolue prédite par notre TPS et la dose mesurée. CCC contient la précision et l'exactitude des données utilisées. L'avantage d'utiliser CCC par rapport au coefficient de corrélation de Pearson ( $r$ ) (PCC) est qu'il indique ses composantes (exactitude et précision) dans un seul paramètre ( $CCC = \text{exactitude} \times \text{précision}$ ). Le coefficient d'exactitude et le coefficient de précision calculés de la prédiction TPS étaient respectivement de 0,9999 et 0,9997. Cela signifie que la précision du modèle et du calcul TPS était de 0,9999 et que sa précision était de 0,9997. Cette méthode valide le calcul de dose ponctuelle du logiciel TPS. La carte de dose et la dose de diode d'axe central ont été comparées et évaluées avec la carte de dose et la dose prédites par TPS, respectivement. La mesure de la dose de la diode sur l'axe central montre un CCC de 0,9978.

**ArcCHECK** plus sensible qu'**PDIP** mais **PDIP** plus facile d'utilisation et plus rapide

Rapidité d'imageur portale :

- \*Meilleure visibilité
- \*facile pour l'utilisation
- \*duré d'utilisation plus bref de 8Min

Pour ARCCHECK :

- \* Meilleure visibilité
- \* duré d'utilisation plus de 40 Min
- \*Capacité à détecter des erreurs MLC

La sensibilité de détection des erreurs apparaît équivalente entre les deux processus ArcCHECK et PDIP en sélectionnant un critère d'analyse d'indice  $\gamma$  adapté. L'analyse en mode local 3% / 3 mm apparaît la plus efficace dans la détection d'erreur mais conduit également à un risque de faux positif .

# Conclusion General

Les développements technologiques en radiothérapie externe se sont accélérés ces dernières années et ont profondément modifié les modalités de traitement des patients atteints du cancer. Avec les techniques actuelles, les distributions de doses sont hautement conformées au(x) volume(s) cible(s) tout en épargnant au maximum les tissus sains avoisinants. Cependant, cette amélioration s'accompagne d'une complexité, d'un coût et d'un risque accrus. Une composante majeure de l'augmentation des coûts et des risques réside dans la complexité des systèmes de planification, dans la valeur de la dose délivrée et dans le processus de traitement en radiothérapie, ainsi que dans le temps et les ressources qui en résultent pour la gestion de la qualité. Il ressort clairement de la littérature publiée et des travaux rapportés qu'il existe de nombreuses sources d'incertitudes sur les doses effectivement délivrées, pouvant avoir un impact clinique et limiter les bénéfices attendus pour le patient. Deux axes de progrès sont particulièrement à considérer dans cette optique : la dosimétrie in vivo et la mise en place de la radiothérapie adaptative.

Le développement de nouvelles technologies permet aujourd'hui d'envisager l'utilisation de ce système en routine clinique. Au-delà des contrôles de prétraitement et de la dosimétrie in vivo des premiers jours, l'adaptation du plan permettrait de prendre en compte les déviations ponctuelles ou les évolutions progressives de l'anatomie du patient. Par ailleurs, la complexité et diversité des techniques de traitement modernes nécessitent une approche adaptative pour garantir le résultat dosimétrique optimale de l'irradiation.

L'assurance qualité en radiothérapie peut être regroupée en deux grandes catégories: liée à la machine et spécifique au patient. AAPM TG-142 recommande une AQ quotidienne, mensuelle et annuelle pour les systèmes d'imagerie de radiothérapie et de délivrance de traitement. Elle impose des tolérances plus strictes pour les techniques de traitement VMAT. L'AQ spécifique au patient, également appelée test de bout en bout, est un élément important du processus de traitement qui aide le physicien à identifier tout problème associé au plan de traitement ou au système d'administration.

les contrôles qualité des traitements ont une importance fondamentale en radiothérapie externe. Grâce à leur mise en œuvre, le personnel médical est en mesure

de savoir si le traitement a été délivré de manière conforme à la prescription. Le premier objectif de cette thèse était de dans le chapitre I est de présenté évolution de la technique RCMI.

le deuxième chapitre montre l'évolution du contrôle de qualité pour la mise en œuvre de la radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité (RCMI).

Ce sujet comporte trois thèmes majeurs:

- La problématique du contrôle de qualité ;
- L'évolution de ce contrôle de qualité ;
- control nécessaire pour La mise en œuvre de la RCMI.

Cette thèse avait pour objectif de comparé la dose absorbée dans le patient a partir des images EPID et fantôme ArcCHECK de transit pour des techniques complexes telles que la RCMI et le VMAT Dans cette perspective une approches proposées consiste à comparer l'image acquise à une image de référence mesuré par le TPS, qui correspond à ce qui aurait été obtenu si le traitement s'était déroulé strictement dans les conditions de la prescription. La mise en œuvre de ce type de contrôle qualité suppose de pouvoir prédire avec précision l'image de référence.

Dans cette optique, il est possible, comme on l'a montré dans le chapitre III que les mesures QA VMAT de prétraitement sont nécessaires pour garantir la fidélité et L'efficacité du traitement un L'assurance qualité est la solution pour l'estimation des doses délivrées au cours d'une séance de traitement elle constitue un moyen adapté pour détecter des écarts par rapport au traitement planifié Les vérifications avant le traitement ont été réalisées sur nôtres patients de service (CLCC SIDIBELABESS) traités pour des tumeurs cérébrale; œsophage ;abdomen ; pelvien(prostate , col utérin) .

les valeurs de dose mesurées sont précises et objectives, elle rend compte de résultats cliniquement pertinents relativement à la couverture des volumes cibles et la surveillance des OARs.

A ce titre L'assurance qualité basée sur l'imagerie portale est un outil séduisant car facilement disponible sur les machines de traitement pour être répétée sur un nombre important de séances, démontrant des performances dosimétriques fiables et fournissant de surcroit une empreinte du positionnement du patient par rapport aux faisceaux d'irradiation.

l'EPID a très vite connu un engouement tout particulier pour la dosimétrie in vivo. Après plus de 30 années de développement, l'EPID au silicium amorphe est devenu un outil simple d'utilisation permettant d'obtenir des images de transit de haute résolution. Il est aujourd'hui utilisé dans plusieurs centres à des fins dosimétriques pour identifier des erreurs liées au calcul de la dose, au transfert de données, à la délivrance de la dose ou au changement anatomique du patient.

Le système ArcCHECK est un nouveau système de détection pour la dosimétrie des rayonnements. Le système utilise un réseau de diodes cylindriques qui assure une configuration faisceau-diode orthogonale pour tous les angles de faisceau.

Cette étude a évalué les performances du fantôme **ArcCHECK** et il s'est avéré cliniquement acceptable. Les mesures d'AQ spécifiques au patient **VMAT** avec **EPID** et fantôme **ArcCHECK** sont cohérentes avec le calcul de dose TPS. Un bon accord statistique a été observé entre la dose mesurée **ArcCHECK** et la dose calculée TPS. Par conséquent, il peut être utilisé pour l'AQ de routine spécifique au patient **VMAT**. C'est également un outil valide pour l'acceptation et la mise en service de la technique de livraison VMAT.

# Résumé

Depuis la découverte des rayons X en 1895, la radiothérapie a pour but de délivrer une dose optimale dans le « volume cible ». La radiothérapie prend une part très importante depuis maintenant plusieurs décennies dans le traitement des cancers, et consiste principalement à altérer les cellules cancéreuses à l'aide de rayonnements ionisants plus ou moins énergétiques, afin de provoquer la mort de ces cellules néfastes. Souvent associée à de la chirurgie et/ou de la chimiothérapie, la radiothérapie représente une arme puissante dans la résorption de tumeurs localisées. Avec les progrès constants des techniques de traitements, l'objectif principal est maintenant d'optimiser le dépôt de la dose physique, grandeur proportionnelle à l'énergie déposée par les particules ionisantes dans les tissus. En accentuant au maximum la dose reçue par la tumeur tout en épargnant le plus possible les tissus sains alentours, le risque de récurrence à l'issue du traitement est réduit, les effets secondaires sont contrôlés et la probabilité de développement d'un cancer radio-induit, c'est à dire causé par la dose subie par les tissus sains se déclarant souvent plusieurs années après le traitement, est minimisé.

La radiothérapie moderne combine les techniques complexes et les traitements personnalisés, avec le risque que certaines évolutions et erreurs ayant lieu au cours du traitement passent inaperçues. Ces aléas peuvent entraîner des conséquences graves pour la santé du patient. Dans cette perspective, nous avons étudié le **QA** prétraitement par deux méthodes différentes pour le suivi continu du patient et, par conséquent, la radiothérapie adaptative. L'expérience clinique et des tests de faisabilité ont permis de définir les axes de travail principaux : l'automatisation et la simplification du procédé d'analyse des contrôles. Les développements incluent la création d'une bibliothèque de données standard et une série d'analyses de causes racines, permettant ainsi de renforcer la précision du système, d'améliorer l'automatisation de sa mise en place et d'identifier des pistes pour une analyse efficace des résultats et pour la création d'outils supplémentaires facilitant le suivi et l'adaptation du traitement en routine clinique.

Le développement de la Radiothérapie Conformationnelle avec Modulation d'Intensité (RCMI) représente une avancée significative par rapport à la Radiothérapie Conformationnelle 3D (RTC3D) classique car elle permet de délivrer la

dose prescrite à la tumeur de façon sélective, en protégeant les organes sensibles situés à proximité, ce qui diminue considérablement les risques d'effets secondaires. Selon les localisations, elle a actuellement deux objectifs principaux : réduire la dose aux organes à risque (cas des parotides en ORL), permettre une escalade de dose de façon à obtenir un contrôle optimal de la tumeur avec une toxicité minimale aux tissus normaux (cas de la prostate) La mise en œuvre de ces techniques complexes nécessite des contrôles de qualité rigoureux suivant des procédures strictes de façon à contrôler la sécurité et la précision des traitements appliqués aux patients .

La thérapie par arc à modulation volumétrique (VMAT) est une nouvelle méthode qui combine les avantages de la conformité de dose et de l'efficacité de la délivrance de l'arc en traitant les patients avec le plus haut niveau d'orientations de faisceau dans les plus brefs délais. Le système de distribution VMAT permet une variation continue du débit de dose, de la vitesse du bras et de la position des lames du collimateur (MLC). Pendant que le bras tourne, l'ouverture du faisceau est modifiée en continu avec le débit de dose et la vitesse du bras , La complexité de cet dernier a conduit au développement de nombreux détecteurs permettant de vérifier la dose absorbée dans le patient .

Le Contrôle de Qualité spécifique à la RCMI concerne tout d'abord les équipements, notamment le système de planification inverse et l'accélérateur linéaire d'électrons. Les protocoles sont les mêmes que pour une RTC3D mais les contraintes sont plus strictes et la fréquence des contrôles augmentée.

Le sujet principal de cette thèse est le contrôlé dosimétrique des traitements en radiothérapie par l'utilisation de la technique VMAT objectifs c'est que nous rapportons notre expérience et nos premiers résultats cliniques des vérification du plan de traitement VMAT avec l'Arc CHECK et PDIP .

**Objectif** de l'étude est La nécessitent de disposer d'un **plan d'assurance qualité pour le contrôle systématique des plans de traitement**. Depuis 2017, il a été mis en place, dans le service de radiothérapie de **CLCC Sidi Belabbés** deux contrôles, le **ArcCHECK** (Sun Nuclear) et le **PDIP** (VarianMedicalSystem). Cette étude compare les résultats de ces contrôles qualités entre les deux.

**L'objectif** est d'alléger la procédure d'assurance qualité mise en place afin de réduire le délai de prise en charge des patients ainsi que la durée d'immobilisation des accélérateurs. Matériel et méthode Le **Arc CHECK** est un détecteur à barrette de diodes cylindriques . Le **PDIP** mesure une image de dose avec l'imageur portal. Ces deux moyens permettent une comparaison Gamma-index entre la dose calculée et la dose mesurée. L'analyse des plans VMAT ont été générés par le système de planification de traitement Eclipse (TPS) avec l'algorithme analytique anisotrope (AAA).

**Notre objectif principal est d'étudier** l'effet de la résolution du détecteur sur le taux de passage de l'indice gamma. Cet objectif a été atteint en examinant la sensibilité de divers critères d'acceptation gamma par des erreurs dans les plans et VMAT ; la corrélation entre la dose calculé et la dose mesuré ; la cohérence, la sensibilité et les performances des réseaux de diodes EPID, planaires et ArcCHECK cylindriques.

Les temps de réalisation de ces deux contrôles ont également été évalués. Résultats des faisceaux analysés ont montré que le Gamma-index satisfait aux critères 3 % 3 mm plus de 96.4% des cas pour le **Arc CHECK** et **PDIP** la durée du contrôle **Arc CHECK** est estimée à 24 minutes et celle du **PDIP** à 8 minutes .

**Conclusion** : Il a été décidé de limiter le double contrôle aux localisations sans recul suffisant et pour des doses par séance supérieure aux pratiques de routine. Ainsi, seul le contrôle au **PDIP** pour les RCMi ou arc thérapies avec modulation d'intensité classique est maintenu. Cette modification va permettre une réduction des temps de contrôle et devrait s'accompagner d'une réduction des délais de prise en charge des patients.

**Mots clés** : VMAT, Control qualité ,PDIP, ArcCHECK ,Gamma index .

# Abstract

Since the discovery of X-rays in 1895, radiotherapy aims to deliver an optimal dose in the "target volume" Radiotherapy has played a very important role for several decades now in the treatment of cancers, and consists mainly of altering cancer cells using ionizing radiation more or less energetic, in order to cause the death of these cells harmful. Often associated with surgery and / or chemotherapy, radiotherapy represents a powerful weapon in the resorption of localized tumors. With the constant progress of treatment techniques, the main objective is now to optimize the deposition of the physical dose, a quantity proportional to the energy deposited by the ionizing particles in the tissues. By increasing the dose received by the tumor as much as possible while sparing the surrounding healthy tissues as much as possible, the risk of recurrence at the end of the treatment is reduced, the side effects are controlled and the probability of developing a radiolucent cancer. induced, ie caused by the dose to healthy tissue often appearing several years after treatment, is minimized.

Modern radiotherapy combines complex techniques and personalized treatments, with the risk that certain changes and errors occurring during treatment may go unnoticed. These hazards can have serious consequences for the patient's health. In this perspective, we studied the QA pretreatment by two vas deferens method for the continuous follow-up of the patient and, consequently, the adaptive radiotherapy. Clinical experience and feasibility tests have made it possible to define the main areas of work: the automation and simplification of the control analysis process. Developments include the creation of a standard data library and a series of root cause analyzes, thus making it possible to strengthen the accuracy of the system, improve the automation of its implementation and identify avenues for a efficient analysis of results and for the creation of additional tools to facilitate the monitoring and adaptation of treatment in clinical routine.

The development of Conformational Radiotherapy with Intensity Modulation (RCMI) represents a significant advance over conventional 3D Conformational Radiotherapy (RTC3D) because it allows the prescribed dose to be delivered to the tumor in a selective manner, while protecting the sensitive organs located nearby, which greatly reduces the risk of side effects. Depending on the location, it currently has two main objectives: reduce the dose to organs at risk (case of parotids in ENT),

allow a dose escalation in order to obtain optimal control of the tumor with minimal toxicity to normal tissues (case of the prostate) The implementation of these complex techniques requires rigorous quality controls following strict procedures in order to control the safety and the precision of the treatments applied to the patients.

Volumetrically Modulated Arc Therapy (VMAT) is a new method that combines the benefits of dose compliance and efficient arc delivery by treating patients with the highest level of beam orientations in as soon as possible. The VMAT delivery system allows for continuous variation of dose rate, arm speed and collimator blade position (MLC). As the arm rotates, the beam opening is continuously modified with the dose rate and the speed of the arm. The complexity of the latter has led to the development of many detectors to verify the dose absorbed in the patient.

The RCMI-specific Quality Control first concerns the equipment, in particular the reverse planning system and the linear electron accelerator. The protocols are the same as for an RTC3D but the constraints are stricter and the frequency of checks increased. The main subject of this thesis is the dosimetric control of treatments in radiotherapy using the VMAT technique objectives is that we report our experience and our first clinical results of the verification of the VMAT treatment plan with Arc CHECK and PDIP.

The objective of the study is The need to have a quality assurance plan for the systematic monitoring of treatment plans. Since 2017, two controls have been set up in the radiotherapy department of CLCC Sidi Belabess, the ArcCHECK (Sun Nuclear) and the PDIP (VarianMedicalSystem). This study compares the results of these quality checks between the two.

The aim is to lighten the quality assurance procedure put in place in order to reduce the time taken to take charge of patients as well as the downtime of the accelerators. Material and method The Arc CHECK is an array detector cylindrical diodes. The PDIP measures a dose image with the portal imager. These two means allow a Gamma-index comparison between the calculated dose and the measured dose. The analysis of the VMAT plans were generated by the Eclipse Treatment Planning System (TPS) with the Anisotropic Analytical Algorithm (AAA).

**Our main objective is to study** the effect of the resolution of the detector on the rate of passage of the gamma index. This objective was achieved by examining the sensitivity of various gamma acceptance criteria to errors in the designs and VMAT; the correlation between the calculated dose and the measured dose;

consistency, sensitivity and performance of EPID, planar and cylindrical ArcCHECK diode arrays.

The times for carrying out these two checks were also evaluated. Results of the beams analyzed showed that the Gamma-index satisfies the criteria 3% 3 mm over 96.4% of cases for the **Arc CHECK** and **PDIP** the duration of the Arc CHECK control is estimated at 24 minutes and that of the PDIP at 8 minutes Conclusion It It was decided to limit the double check to locations without sufficient follow-up and for doses per session higher than routine practices. Thus, only the control at the PDIP for RCMi or arc therapy with conventional intensity modulation is maintained. This change will allow a reduction in control times and should be accompanied by a reduction in patient management times.

**Keywords:** VMAT, Quality control, PDIP, ArcCHECK, Gamma index.

- [1] STEPHANIE SERVAGI VERNAT "Etude dosimétrique et évaluation de fonctions objectives développées en radiothérapie externe : Application à la validation d'une nouvelle technique de radiothérapie"Physique médicale. Université de Franche Comté, 2014.
- [2] Michele T A novel ion chamber technology for quality assurance in external beam radiotherapy. [these] –Munich, (s.n) 2017.
- [3] KHAN, F. The Physics of Radiotherapy. LippincottWilliams &Wilkins, 2003.
- [4] GALVIN, J. M. The multileaf collimator - a complete guide. 41st Annual Meeting of the American Association of Physicists in Medicine (1999). <https://www.aapm.org/meetings/99AM/pdf/2787-9625.pdf>.
- [5] MUNDT, A.J., ROESKE, J.C. IntensityModulated Radiation Therapy. BC Decker Inc, 2005.
- [6] PODGORSKAK, E. External Photon Beams : Physical Aspects. 2005.
- [7] Abate A, Pressello MC, Benassi M, Strigari L. Comparison of IMRT planning with twostepand onestepoptimization: a strategy for improving therapeutic gain and reducing the integral dose. *Phys Med Biol* 2009;54:7183–98.
- [8] Baltas D, Kolotas C, Geramani K, Mould RF, Ioannidis G, Kekchidi M, et al. A conformal index (COIN) to evaluate implant quality and dose specification in brachytherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1998;40:515–24.
- [9] Cahlon O, Zelefsky MJ, Shippy A, Chan H, Fuks Z, Yamada Y, et al. Ultrahigh dose (86.4 Gy) IMRT for localized prostate cancer: toxicity and biochemical outcomes. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2008;71:330–7.
- [10] Jaffray, D., Drake, D., Moreau, M., Martinez, A., and Wong, J. (1999). A radiographic and tomographic imaging system integrated into a medical linear accelerator for localization of bone and soft-tissue targets. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*.
- [11] Jaffray, D., Bissonnette, J., and Craig, T. (2005). X-ray imaging for verification and localization in radiation therapy., volume 2 of *The modern technology of radiation oncology. Medical Physics*].
- [12] S T. Conformation radiotherapy. Rotation techniques as applied to radiography and radiotherapy of cancer. *Acta Radiol.* 1965;Suppl 242.
- [13] Johns H WG, Watson T, Umberg F. A system of dosimetry for rotation therapy with typical rotation distributions. *Can Assoc Radiol J.* 1953;4.
- [14] Brahme A, Roos JE, Lax I. Solution of an integral equation encountered in rotation

therapy. *Phys Med Biol.* 1982 Oct;27(10):1221-9.

[15] Chin LM, Kijewski PK, Svensson GK, Bjarngard BE. Dose optimization with computercontrolled gantry rotation, collimator motion and dose-rate variation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 1983 May;9(5):723-9.

[16] Yu CX, Symons MJ, Du MN, Martinez AA, Wong JW. A method for implementing dynamic photon beam intensity modulation using independent jaws and a multileaf collimator. *Phys Med Biol.* 1995 May;40(5):769-87.

[17] Yu CX. Intensity-modulated arc therapy with dynamic multileaf collimation: an alternative to tomotherapy. *Phys Med Biol.* 1995 Sep;40(9):1435-49.

[18] [Chui 2001] Delivery of intensity-modulated radiation therapy with a conventional multileaf collimator: comparison of dynamic and segmental methods. Chui C, Chan M, Yorke E, et al. *Medical Physics*, 28:2441- 9 2001.

[19] [Galvin 1993] Combining multileaf fields to modulate fluence distributions. Galvin J., Chen X., Smith R., *Int J Radiat Oncol Biol Phys.*, 27(3), p697-705, 1993.

[20] [Bortfeld 1994a] Design considerations for the sides of multileaf collimator leaves. Bortfeld T., Kahler D., Waldron T. et al. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.*, 28, p723-30, 1994.

[21] [Stein 1994] Dynamic X-ray compensation for conformal radiotherapy by means of multi-leaf collimation. Stein J., Bortfeld T., Dorschel B. et al. *Radiotherapy and Oncology* 32(2); p163-73, 1994.

[22] [Keller-Reichenbecher 1999] Intensity modulation with the « step and shoot » technique using a commercialMLC : a planning study. Keller-Reichenbecher M., Bortfeld T., Levegrun S. et al., *Int J Radiat Oncol BiolPhys.*, 45(5), p1315-24, 1999.

[23] [Convery 1998] Generation of discrete beam-intensity modulation by dynamic multileaf collimation under minimum leaf separation constraints. Convery D., Webb S. *PMB*, 43(9), p2521-38, 1998.

[24] [Spirou 1994] Generation of arbitrary intensity profiles by dynamic jaws or multileaf collimators. Spirou S., Chui C. *Medical Physics*, 21(7), p1031-41, 1994.

[25] [LoSasso 1998] Physical and dosimetric aspects of a multileaf collimation system used in the dynamic mode for implementing intensity modulated radiotherapy. LoSasso T, Chui CS, Ling CC., *Medical Physics*, 25(10), p1919-27, 1998.

[26] [Van Esch 2002] Acceptance tests and quality control procedures for the clinical implementation of IMRT using inverse planning and the sliding window technique : experience from five radiotherapy departments, Van Esch A., Bohsung J., Sorvari P. et al., *Radiotherapy and Oncology* 65(1); p53-70, 2002.

- [27] [Boyer 1997] Geometric analysis of light-field position of a multileaf collimator with curved ends. Boyer A., Li S. *Medical Physics*, 24(5), p757-62, 1997.
- [28] [Chui 1996] Testing of dynamic multileaf collimation. Chui CS, Spirou S, LoSasso T., *Medical Physics*, 23(5), p635-41, 1996.
- [29] [Shepard 1999] A simple model for examining issues in radiotherapy optimization, Shepard D, Olivera G, Angelos L. et al. *Medical Physics*, 26(7), p1212-21, 1999.
- [30] [Convery 1994] The generation of intensity modulated fields for conformal radiotherapy by dynamic collimation. Convery D., Rosenbloom M. *PMB*, 37, p1359-74, 1994.
- [31] [Spirou 1994] Generation of arbitrary intensity profiles by dynamic jaws or multileaf collimators. Spirou S., Chui C. *Medical Physics*, 21(7), p1031-41, 1994.
- [32] [Svensson 1994] An analytical solution for the dynamic control of multileaf collimators. Svensson R., Kallman P., Brahme A. *PMB* 39;p37-61, 1994.
- [33] [Stein 1994] Dynamic X-ray compensation for conformal radiotherapy by means of multi-leaf collimation. Stein J., Bortfeld T., Dorschel B. et al. *Radiotherapy and Oncology* 32(2); p163-73, 1994.
- [34] [Bortfeld 1999] Optimized planning using physical objectives and constraints, Bortfeld T., *Seminars in radiation oncology*, 9, 20-34, 1999.
- [35] [Kim 2001] A Monte Carlo study of radiation transport through multileaf collimators, Kim J., Siebers J., Keall P. et al., *Medical Physics*, 28(12), p2497-506, 2001.
- [36] [Keall 2001] Monte Carlo dose calculations for dynamic IMRT treatments, Keall P., Siebers J., Arnfield M. et al., *PMB*, 46(4), p929-41, 2001.
- [37] [Llacer 2001] Comparative behavior of the dynamically penalized likelihood algorithm in inverse radiation therapy planning, Llacer J., Solberg T., Promberger C. *PMB*, 46, 2637-2663, 2001.
- [38] [Siebers 2002a] A method for photon beam Monte Carlo multileaf collimator particle transport, Siebers J., Keall P., Kim J. et al *PMB*, 47, p3225-49, 2002.
- [39] [Siebers 2002b] Incorporating multi-leaf collimator leaf sequencing into iterative IMRT optimization, Lauterbach M., Keall P. et al *Medical Physics*, 29(6), p952-9, 2002.

[40] [Boyer 2000] Theoretical considerations of monitor units calculations for intensity modulated beamtreatment planning, Boyer A., Xing L., Ma C. et al. Medical Physics, 27(9), p2084-2092, 2000.

[41] [Mohan 2000] The impact of fluctuations in intensity patterns on the number of monitor units and the quality and accuracy of intensity modulated radiotherapy. Mohan R., Arnfield M., Tong S. et al. Medical Physics, 27(6), p1226-37, 2000.

[42] ICRU Report 24 Determination of absorbed dose in a patient irradiated by beams of X or gamma rays in radiotherapy procedures, International Commission on Radiation Units and Measurement. [Livre] © International Commission on Radiation Units and Measurements ISBN: 0-913394-43-2. (1976).

[43] [Cahier CNEH 1986] Contrôle de qualité des accélérateurs d'électrons à usage médical. Cahier CNEH n° 29, 1986.

[44] [Rapport SFPM 1992] Contrôle de qualité des champs asymétriques pour les accélérateurs d'électrons à usage médical. Rapport SFPM n°6, Editeur SFPM, 1992.

[45] Ezzell GA, Galvin JM, Low D, Palta JR, Rosen I, Sharpe MB, et al. Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: report of the IMRT Subcommittee of the AAPM Radiation Therapy Committee. Med Phys 2003;30:2089–115.

[46] Galvin JM, Ezzell G, Eisbrauch A, Yu C, Butler B, Xiao Y, et al. Implementing IMRT in clinical practice: a joint document of the American Society for Therapeutic Radiology and Oncology and the American Association of Physicists in Medicine. Int J Radiat Oncol Biol Phys 2004;58:1616–34.

[47] Zefkili S, Tomsej M, Aletti P, Bidault F, Bridier A, Marchesi V, et al. Recommandations pour un protocole d'assurance de qualité de la radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité des cancers de la tête et du cou. Cancer Radiother 2004;8:364–79.

[48] Bedford JL, Warrington AP. Commissioning of volumetric modulated arc therapy (VMAT). Int J Radiat Oncol Biol Phys 2009;73:537–45.

[49] Chui CS, Spirou S, Losasso T. Testing of dynamic multileaf collimation. Med Phys 1996;23:635–41.

[50] Ling CC, Zhang P, Archambault Y, Bocanek J, Tang G, Losasso T. Commissioning and quality assurance of RapidArc radiotherapy delivery system. Int J Radiat Oncol Biol Phys 2008;72:575–81.

[51] [Valinta 2001] Quality control of the IMER. Valinta D., Dejean C., Renaud S. et al. Radiotherapy and Oncology 61(S1); pS110, 2001.

[52] [Marcié 2003] Programme commun d'assurance de qualité de la radiothérapie conformationnelle par modulation d'intensité des cancers de la tête et du cou. Marcié S., Aletti P., Lefkopoulos D. et al. *Cancer Radiothérapie*; 7(3);p172-8; 2003.

[53] [Zefkili 2004] Recommandations pour un protocole d'assurance de qualité de la radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité des cancers de la tête et du cou. Zefkili S., Tomsej M., Aletti P. et al. *Cancer Radiothérapie*; 8(6);p364-79; 2004.

[54] D. A. Low, J. M. Moran, J. F. Dempsey, L. Dong, M. Oldham, AAPM report 120 : Dosimetry tools and techniques for IMRT. *Med. Phys.* 38, 1313–1338 (2011).

[55] E. Spezi, A. L. Angelini, F. Romani, A. Ferri, Characterization of a 2D ion chamber array for the verification of radiotherapy treatments. *Phys. Med. Biol.* 50, 3361–3373 (2005).

[56] A. Van Esch et al., The Octavius1500 2D ion chamber array and its associated phantoms: dosimetric characterization of a new prototype. *Med. Phys.* 41, 091708 (2014).

[57] S. Amerio et al., Dosimetric characterization of a large area pixel-segmented ionization chamber. *Med. Phys.* 31, 414–420 (2004).

[58] J. Herzen et al., Dosimetric evaluation of a 2D pixel ionization chamber for implementation in clinical routine. *Phys. Med. Biol.* 52, 1197–1208 (2007).

[59] P. A. Jursinic, B. E. Nelms, A 2-D diode array and analysis software for verification of intensity modulated radiation therapy delivery. *Med. Phys.* 30, 870–879 (2003).

[60] K. M. Langen et al., Evaluation of a diode array for QA measurements on a helical tomotherapy unit. *Med. Phys.* 32, 3424–3430 (2005).

[61] B. Poppe et al., Performance parameters of a liquid filled ionization chamber array. *Med. Phys.* 40, 082106 (2013).

[62] V. Feygelman, G. Zhang, C. Stevens, B. E. Nelms, Evaluation of a new VMAT QA device, or the “X” and “O” array geometries. *J. Appl. Clin. Med. Phys.* 12, 146 (2011).

[63] W. van Etmpt et al., A literature review of electronic portal imaging for radiotherapy dosimetry. *Radiother. Oncol.* 88, 289–309 (2008).

- [64] 8th International Conference on 3D Radiation Dosimetry (IC3DDose). J. Phys. Conf. Ser. 573, 011002.
- [65] A. Bäck, Quasi 3D dosimetry (EPID, conventional 2D/3D detector matrices). J. Phys. Conf. Ser. 573, 012012 (2015).
- [66] L. Wolfsberger, M. Wagar, P. Nitsch, M. Bhagwat, P. Zygmanski, Angular dose dependence of Matrixx TM and its calibration. J. Appl. Clin. Med. Phys. 11, 241 (2010).
- [67] D. A. Low, W. B. Harms, S. Mutic, J. A. Purdy, A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. Med. Phys. 25, 656–661 (1998).
- [68] J. J. Kruse, On the insensitivity of single field planar dosimetry to IMRT inaccuracies. Med. Phys. 37, 2516–2524 (2010).
- [69] B. E. Nelms, H. Zhen, W. A. Tomé, Per-beam, planar IMRT QA passing rates do not predict clinically relevant patient dose errors. Med. Phys. 38, 1037 (2011).
- [70] H. Zhen, B. E. Nelms, W. A. Tomé, Moving from gamma passing rates to patient DVH-based QA metrics in pretreatment dose QA. Med. Phys. 38, 5477 (2011).
- [71] J. Godart, E. W. Korevaar, R. Visser, D. J. L. Wauben, A. A. van't Veld, Reconstruction of high-resolution 3D dose from matrix measurements: error detection capability of the COMPASS correction kernel method. Phys. Med. Biol. 56, 5029 (2011).
- [72] B. Allgaier, E. Schule, J. Wurfel, Dose reconstruction in the OCTAVIUS 4D phantom and in the patient without using dose information from the TPS (2013).
- [73].A. Gustafsson, Patient dose calculation based on ScandiDos Delta4PT measurements (2013).
- [74].W. D. Renner, 3D dose reconstruction to insure correct external beam treatment of patients. Med. Dosim. Off. J. Am. Assoc. Med. Dosim. 32, 157–165 (2007).
- [75].W. Luo et al., Monte Carlo based IMRT dose verification using MLC log files and R/V outputs. Med. Phys. 33, 2557 (2006).
- [76].B.-M. Hesse, US6993112 : Device for performing and verifying a therapeutic treatment and corresponding computer program and control method (2006), (available at <http://www.google.com.ar/patents/US6993112>).
- [77].B. M. Hesse, S. Nill, T. Tücking, U. Oelfke, SU-FF-J-50: Dose guidance in radiotherapy by means of entrance dosimetry. Med. Phys. 33, 2031 (2006).
- [78]. [Low 1998] A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. Low D., Harms W, Mutic S. Medical Physics, 25(5), p656-61, 1998.

[79]. [Harms 1998] A software tool for the quantitative evaluation of 3D dose calculation algorithms. Harms W., Low D., Wong J. et al. *Medical Physics*, 25(10), p1860-6, 1998.

[80]. [Stock 2005] Interpretation and evaluation of the gamma index and the gamma index angle for the verification of IMRT hybrid plans. Stock M., Kroupa B., Georg D. *PMB*. 50(3), p399-411, 2005.

[81]. [Depuydt 2002] A quantitative evaluation of IMRT dose distributions: refinement and clinical assessment of the gamma evaluation. Depuydt T., Van Esch A., Huyskens D. *Radiotherapy and Oncology* 62(3); p309-19, 2002.

[82]. Sun Nuclear. *ArcCHECK user's guide*. Melbourne, FL: Sun Nuclear; 2009.

[83]. J. Kozelka , J. Robinson , B. Nelms , G. Zhang , D. Savitskij , V. Feygelman  
Optimisation de la précision d'un dosimètre à barrette de diodes hélicoïdales: une méthodologie d'étalonnage complète couplée à un nouvel inclinomètre virtuel

[84]. G. Tang , MA Earl , S. luan , C. Wang , MM Mohiuddin , CX Yu Comparaison des traitements de radiothérapie à l'aide de faisceaux modulés en intensité, d'arcs multiples et d'arcs simples *Int J Radiât Oncol Biol Phys* , 76 ( 5 ) ( 2010 ) , pp. 1554 - 1562.

[85]. JL Bedford , YK Lee , P. Wai , CP Sud , AP Warrington Évaluation du fantôme Delta4 pour la vérification IMRT et VMAT *Phys Med Biol* , 54 ( 2009 ) , pages N167 - N176.