



**HAL**  
open science

# Analyse et optimisation des performances de la technique VMAT pour son utilisation en radiothérapie

Caroline Lafond

► **To cite this version:**

Caroline Lafond. Analyse et optimisation des performances de la technique VMAT pour son utilisation en radiothérapie. Traitement du signal et de l'image [eess.SP]. Université Rennes 1, 2013. Français. NNT: . tel-00921677

**HAL Id: tel-00921677**

**<https://theses.hal.science/tel-00921677v1>**

Submitted on 20 Dec 2013

**HAL** is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



**THÈSE / UNIVERSITÉ DE RENNES 1**  
*sous le sceau de l'Université Européenne de Bretagne*

pour le grade de  
**DOCTEUR DE L'UNIVERSITÉ DE RENNES 1**  
*Mention : Traitement du signal et télécommunication*

**Ecole doctorale Matisse**

présentée par

**Caroline LAFOND**

préparée à l'unité de recherche LTSI – INSERM UMR 1099  
Laboratoire Traitement du Signal et de l'Image  
UFR informatique et électronique

---

**Analyse et  
optimisation  
des performances  
de la technique VMAT  
pour son utilisation  
en radiothérapie**

**Thèse soutenue à Rennes  
le 18 novembre 2013**

devant le jury composé de :

**Dimitri LEFKOPOULOS**

Docteur d'Etat, Institut Gustave Roussy,  
*rapporteur*

**Serge MARCIE**

HDR, Centre Antoine Lacassagne,  
*rapporteur*

**Michel BOURGUIGNON**

Professeur, Autorité de Sécurité Nucléaire,  
*président*

**Libor MAKOVICKA**

Professeur, Université de Franche Comté,  
*examineur*

**Renaud De CREVOISIER**

Professeur, Centre Eugène Marquis, LTSI,  
*examineur*

**Jean-Pierre MANENS**

HDR, Centre Eugène Marquis,  
*directeur de thèse*

---

Ce travail a été réalisé dans le cadre d'une convention CIFRE (Convention Industrielle de Formation par la Recherche) délivrée par l'ANRT (Association nationale Recherche Technologie) entre le Laboratoire de Traitement du Signal de l'Image de Rennes (LTSI-INSERM U1099), le Centre Régional de Lutte Contre le Cancer Eugène Marquis de Rennes et la société Elekta France.

---

## Remerciements

---

*Je tiens à remercier :*

*Monsieur Jean-Pierre Manens, responsable de l'unité de physique du Centre Eugène Marquis, pour avoir dirigé mes travaux depuis mes débuts en physique médicale. Je tiens à le remercier particulièrement pour son soutien et ses précieux conseils, dans et au-delà du cadre de mes recherches. La confiance qu'il m'a accordée au cours de ces nombreuses années a toujours été pour moi une source constante de motivation. Qu'il trouve dans l'accomplissement de ce travail, toute la sympathie et le respect que je lui porte.*

*Monsieur le Professeur Renaud De Crevoisier, radiothérapeute au Centre Eugène Marquis et coresponsable de l'équipe IMPACT (Images et Modèles pour la Planification et l'Assistance Chirurgicale et Thérapeutique) du LTSI (Laboratoire de Traitement du Signal et de l'Image), pour l'honneur qu'il m'a fait en participant à ce jury. Je le remercie également pour ses conseils avisés et l'intérêt qu'il a porté à mes travaux.*

*Monsieur le Professeur Michel Bourguignon, de l'Autorité de Sûreté Nucléaire, pour l'honneur qu'il m'a fait en acceptant de présider ce jury et pour l'intérêt qu'il a porté à mes travaux.*

*Messieurs Serge Marcié, responsable de l'unité de physique médicale du Centre Antoine Lacassagne et Dimitri Lefkopoulos, responsable du service de physique de l'Institut Gustave Roussy, pour avoir examiné et jugé ce travail. Leurs remarques constructives m'ont permis d'améliorer le manuscrit de cette thèse. Qu'ils soient assurés de ma plus profonde reconnaissance.*

*Monsieur le Professeur Libor Makovicka, de l'Université de Franche Comté, pour l'honneur qu'il m'a fait en participant à ce jury.*

*Monsieur Christophe Odin, de l'institut de Physique de Rennes, pour son implication rigoureuse dans une partie de ce travail.*

*Messieurs les Professeurs Lotfi Senhadji, directeur du LTSI, et Pascal HAIGRON, coresponsable de l'équipe IMPACT du LTSI, pour m'avoir permis de réaliser cette thèse au sein de leur équipe si dynamique et chaleureuse.*

*Messieurs les Professeurs Patrick Bourquet et François Guillet, directeurs successifs du Centre Eugène Marquis, pour m'avoir permis de réaliser mes travaux de recherche au sein de cet établissement.*

*Madame le docteur Elisabeth Le Prisé, chef du service de radiothérapie du Centre Eugène Marquis, pour m'avoir permis de faire cette thèse au sein du service de radiothérapie.*

*La société Elekta, représentée par Monsieur François Pointurier, directeur général d'Elekta France, qui m'a permis de réaliser ce travail de thèse dans le cadre d'un contrat CIFRE.*

---



## Remerciements

---

*Monsieur Loïc Dibout, responsable scientifique d'Elekta France, pour l'intérêt et l'enthousiasme qu'il a porté pour mes recherches au cours de ce travail de thèse.*

*Je tiens aussi à exprimer ma profonde sympathie à l'équipe commerciale d'Elekta. Toute mon estime va également à l'équipe technique d'Elekta: Franck, Christophe et Alain sans qui le VMAT et ce travail de thèse ne seraient que pures utopies.*

*Ces remerciements sont aussi pour moi l'occasion de saluer le travail et la sympathie des techniciens biomédicaux et des dosimétristes du Centre Eugène Marquis: Jérôme, Etienne, Cyril, Hervé, Sandrine, Marc et Philippe. La liste ne serait pas complète si je n'ajoutais pas Yvonne auprès de qui j'ai beaucoup appris en dosimétrie clinique.*

*J'adresse mes sincères remerciements à Marie-Claude Biston et Frédéric Gassa, physiciens au Centre Léon Bérard, pour leur fructueuse et joyeuse collaboration.*

*J'exprime également mon profond respect à Monsieur Jean-Pierre Morucci qui fut mon premier professeur de physique médicale à l'université Paul Sabatier.*

*Je tiens également à remercier l'équipe du LTSI pour son accueil toujours chaleureux. Je pense en particulier aux piliers de l'équipe, Antoine et Oscar, sans oublier les doctorants et post-doctorants, dont en particulier Guillaume, Gaël, Juan-David et Amandine. Je suis très heureuse d'avoir partagé avec vous des travaux et des idées.*

*J'adresse mes sincères remerciements à l'équipe de physique médicale du Centre Eugène Marquis: Julien Bellec, Fanny Jouyau, Mickaël Olivier, Soizic Sorel, Olivier Henry, Mickaël Perdrieux, et aussi Sophie Laffont et Mickaël Le Cam, pour leur participation, parfois nocturne, à ce travail et surtout pour leur sympathie et bonne humeur.*

*Je tiens également à saluer le travail et le dynamisme des étudiants en physique médicale qui ont contribué à ce travail: Florian, Leticia, Jeanne, Nolwenn, Justine, Sandra...*

*Je n'oublie pas non plus tous ceux que je n'ai pas encore cités et qui font du service de radiothérapie du Centre Eugène Marquis un lieu où il fait bon travailler: les radiothérapeutes: Danièle Williaume, Isabelle Lecouillard, Enrique Chajon, Julie Leseur, Joël Castelli, Mohamed Benchalal ainsi que et l'ensemble des manipulateurs et des secrétaires.*

*Je voudrais également remercier Odile Audrain, documentaliste au Centre Eugène Marquis, pour ses nombreuses recherches d'articles toujours aussi féériques.*

*Je n'oublie pas non plus tous ceux qui ont par leur gentillesse et leur bonne humeur agrémenté ces quelques années de thèse de jolis moments. Je pense en particulier à Jean-Luc Jourdain, Guillaume Louvel, les membres du conseil scientifique de l'EPU RCMJ de Rennes et plus récemment l'équipe du service d'imagerie du Centre Eugène Marquis.*

---

## Remerciements

---

*Mes derniers remerciements, mais pas des moindres, vont à mes proches, famille et amis, trop nombreux pour réussir à n'oublier personne, je m'excuse et m'engage à laver cette outrance par autant de verres qu'il faudra. Vous avez tous été formidables durant ces années, votre soutien sans faille et votre bonne humeur ont été et sont toujours d'un grand réconfort. J'ai énormément de chance de vous connaître et je tiens à vous dédier cette thèse : à Papa pour m'avoir transmis la valeur du travail ; à Maman pour son soutien maternel indéfectible ; à Julien ; à Marilyne, Jérôme et Gabriel ; à David, Sophie, Margaux et Louise ; à mes morues physiennes : Manue, Audrey, Chrystelle et Gaëlle et leurs maquereaux et sardines respectifs, à mes morues et compères de l'épopée toulousaine : Aurélie, Marie (pas) Claire, Tatane, Shonshon, Béru, Guix, Pépé, R1 et tant d'autres ; à Nanou, Philippe et Zora ; à Magali ; à Greg ; à Goustan ; à Nolwenn et Mathieu ; à Noémie ; à Faboo et Inès ; à Soso et sa famille ; à Mathieu et son paradigme, à Jean-Michel, Sylvie et Anne-Lise, à Vanessa et Stéphane...*

---

---

*Choisissez un travail que vous aimez  
et vous n'aurez pas à travailler un seul jour de votre vie.*  
Confusius

*Le travail est tout ce qu'on est obligé de faire;  
le jeu est tout ce qu'on fait sans être obligé de le faire.*  
Mark Twain

---

---

Contexte de l'étude	1
Objectif du travail	2
Chapitre I Radiothérapie et contexte technique de l'étude	3
I.1 Radiothérapie et technique VMAT	3
I.1.1 La radiothérapie externe : objectifs et évolutions	3
I.1.2 Les différentes techniques de RCMi : du « step and shoot » au VMAT	5
I.1.2.1 Description des techniques de radiothérapie par modulation d'intensité des faisceaux	
I.1.2.2 Modulation d'intensité par faisceaux stationnaires	
I.1.2.3 Modulation d'intensité par faisceaux mobiles en rotation (archthérapie)	
I.2 Contexte technique de l'étude	8
I.2.1 La structure technique du VMAT : présentation des éléments de la chaîne de traitement	9
I.2.2 L'accélérateur linéaire d'électrons : Synergy/Elekta	9
I.2.3 Les collimateurs multi-lames : Beam Modulator, MLCi2, Agility	11
I.2.4 Les systèmes de planification des traitements : Pinnacle/Philips, Monaco/Elekta	16
I.3 Conclusion	19
Chapitre II Description et optimisation des paramètres d'influence sur les performances de la technique VMAT	20
II.1 Description des paramètres d'influence	20
II.1.1 Influence du mode de variation du débit de dose de l'accélérateur	20
II.1.2 Influence du collimateur multi-lames	21
II.1.2.1 Influence du positionnement du collimateur dans la tête d'irradiation de l'accélérateur	
II.1.2.2 Influence des caractéristiques géométriques des lames du MLC	
II.1.3 Influence du système de planification des traitements	24
II.1.3.1 Influence de la modélisation de l'accélérateur et du MLC	
II.1.3.2 Influence des algorithmes de calcul de la dose	
II.1.3.3 Influence des méthodes d'optimisation inverse	
II.2 Evaluation de l'influence des collimateurs multi-lames	34
II.2.1 Influence de la largeur des lames et de la capacité d'ouverture du MLC : Beam Modulator versus MLCi2	34
II.2.1.1 Matériel et méthode	
II.2.1.1.1 Plan de traitement	
II.2.1.1.2 Patients	
II.2.1.1.3 Outils d'évaluation	
II.2.1.2 Résultats	
II.2.1.2.1 Pour des cas de traitement de la prostate	
II.2.1.2.2 Pour des cas de traitement de la sphère ORL à trois niveaux de dose	
II.2.1.2.3 Pour des cas de traitement de la sphère ORL à cinq niveaux de dose	
II.2.1.3 Discussion	
II.2.1.4 Conclusion	
II.2.2 Influence de la vitesse maximale des lames	46
II.2.2.1 Matériel et méthode	
II.2.2.1.1 Distribution de dose	
II.2.2.1.2 Efficacité	
II.2.2.1.3 Délivrance des plans	
II.2.2.2 Discussion	
II.2.2.3 Conclusion	
II.2.3 Influence de la capacité d'inter-digitation	51
II.2.3.1 Matériel et méthode	
II.2.3.2 Résultats et discussion	
II.2.3.3 Conclusion	
II.2.4 Conclusion	54

---

---

II.3	Evaluation de l'influence des paramètres balistiques et des paramètres propres au logiciel inverse: application au système de planification des traitements Pinnacle/Philips	55
II.3.1	Influence des paramètres balistiques	55
II.3.1.1	<i>Influence de l'énergie</i>	
II.3.1.1.1	<i>Matériel et méthode</i>	
II.3.1.1.2	<i>Résultats</i>	
II.3.1.1.3	<i>Discussion et conclusion</i>	
II.3.1.2	<i>Influence du nombre d'arc</i>	
II.3.1.2.1	<i>Matériel et méthode</i>	
II.3.1.2.2	<i>Résultats</i>	
II.3.1.2.2.a	<i>Distribution de dose</i>	
II.3.1.2.2.b	<i>Effizienz des plans</i>	
II.3.1.2.2.c	<i>Qualité de la réalisation des plans</i>	
II.3.1.2.3	<i>Discussion</i>	
II.3.1.2.4	<i>Conclusion</i>	
II.3.2	Influence du type d'objectifs inverses utilisés : physique ou biologique	61
II.3.2.1	<i>Matériel et méthode</i>	
II.3.2.2	<i>Résultats et discussion</i>	
II.3.2.3	<i>Conclusion</i>	
II.3.3	Influence des paramètres propres au logiciel inverse	63
II.3.3.1	<i>Matériel et méthode</i>	
II.3.3.2	<i>Influence de la discrétisation de l'arc</i>	
II.3.3.2.1	<i>Résultats</i>	
II.3.3.2.1.a	<i>Distribution de dose</i>	
II.3.3.2.1.b	<i>Effizienz</i>	
II.3.3.2.1.c	<i>Qualité de réalisation des plans</i>	
II.3.3.2.2	<i>Discussion</i>	
II.3.3.3	<i>Influence de la distance minimale entre lames opposées</i>	
II.3.3.3.1	<i>Résultats</i>	
II.3.3.3.1.a	<i>Distribution de dose</i>	
II.3.3.3.1.b	<i>Effizienz</i>	
II.3.3.3.1.c	<i>Qualité de réalisation des plans</i>	
II.3.3.3.2	<i>Discussion</i>	
II.3.3.4	<i>Influence du temps maximal autorisé pour la délivrance de dose</i>	
II.3.3.4.1	<i>Résultats</i>	
II.3.3.4.1.a	<i>Distribution de dose</i>	
II.3.3.4.1.b	<i>Effizienz</i>	
II.3.3.4.1.c	<i>Qualité de réalisation des plans</i>	
II.3.3.4.2	<i>Discussion</i>	
II.3.4	Conclusion	75
II.4	Evaluation de l'influence des performances du système de planification des traitements : Pinnacle/Philips versus Monaco/Elektä	76
II.5	Conclusion	77
Chapitre III	Méthodes pour l'assurance qualité de la technique VMAT	78
III.1	Contrôle de qualité de l'accélérateur et du MLC	79
III.1.1	Pré-requis : description des contrôles propres à la RCMi par faisceaux stationnaires	80
III.1.1.1	<i>Contrôles dosimétriques pour les faibles unités moniteur</i>	
III.1.1.1.1	<i>Proportionnalité en dose pour les faibles nombres d'unités moniteur</i>	
III.1.1.1.2	<i>Répétabilité pour les faibles nombres d'unités moniteur</i>	
III.1.1.1.3	<i>Homogénéité et symétrie pour les faibles unités moniteur</i>	
III.1.1.2	<i>Contrôles du MLC</i>	
III.1.1.2.1	<i>Précision de positionnement du MLC en mode statique</i>	
III.1.1.2.2	<i>Précision de positionnement du MLC en mode dynamique</i>	

---

III.1.2	Les contrôles complémentaires pour la technique VMAT : définition des tests, justification et évaluation	82
III.1.2.1	Contrôles dosimétriques	
III.1.2.1.1	Précision dosimétrique en rotation	
III.1.2.1.2	Homogénéité et symétrie du faisceau en arc	
III.1.2.2	Contrôles du MLC	
III.1.2.3	Contrôle de la synchronisation collimateur multilames–dose–rotation du bras	
III.1.3	Conclusion	87
III.2	Contrôle de qualité des plans dosimétriques de traitement	88
III.2.1	Description des outils d'évaluation et de la méthode proposée	88
III.2.1.1	Présentation et choix des indices et des critères de qualité des plans dosimétriques	
III.2.1.1.1	Indices standards	
III.2.1.1.2	Indice personnalisé	
III.2.1.2	Description de la méthode de contrôle et de suivi de la qualité des plans dosimétriques	
III.2.2	Exemple d'application de la méthode proposée	91
III.2.3	Discussion et conclusion	94
III.3	Contrôle de qualité de l'exécution des plans dosimétriques de traitement sur l'accélérateur linéaire d'électrons	96
III.3.1	Contrôle de la cohérence entre doses calculées et mesurées	96
III.3.1.1	Discussion sur les éléments de la méthodologie de contrôle	
III.3.1.2	Evaluation des facteurs d'influence	
III.3.1.2.1	Influence de la méthodologie	
III.3.1.2.1.a	Outils d'analyse de la cohérence calcul-mesure	
III.3.1.2.1.b	Optimisation des contrôles de la cohérence calcul-mesure	
III.3.1.2.2	Influence des détecteurs	
III.3.1.2.2.a	Matériel et méthode	
III.3.1.2.2.b	Résultats et discussion	
III.3.1.2.2.c	Discussion et conclusion	
III.3.1.3	Evaluation des performances d'un détecteur spécifique au VMAT : Octavius 4D/PTW	
III.3.1.3.1	Présentation de l'Octavius 4D	
III.3.1.3.2	Phase 1 : Caractérisation intrinsèque de l'Octavius 4D	
III.3.1.3.3	Phase 2 : Capacité de l'Octavius 4D à la détection d'erreurs	
III.3.1.3.4	Application à des cas cliniques	
III.3.1.3.5	Discussion et conclusion	
III.3.2	Contrôle de la fluence délivrée en cours du traitement	117
III.3.2.1	Description du matériel et de la méthode proposée	
III.3.2.1.1	Accélérateurs et paramètres réalisés	
III.3.2.1.2	Méthode d'analyse : logiciel d'analyse et calcul des écarts	
III.3.2.2	Exemple d'application de la méthode proposée	
III.3.2.2.1	Précision de l'accélérateur en fonction des caractéristiques intrinsèques de l'accélérateur	
III.3.2.2.2	Précision de l'accélérateur en fonction des contraintes imposées à l'accélérateur	
III.3.2.2.3	Reproductibilité de la réalisation des plans VMAT	
III.3.2.3	Discussion et conclusion	
III.3.3	Conclusion	123
Chapitre IV	Evaluation du VMAT par rapport aux autres techniques de modulation d'intensité disponibles sur les accélérateurs linéaires d'électrons et pour différentes localisations tumorales	125
IV.1	Prostate	125
IV.1.1	Introduction	125
IV.1.2	Matériel et Méthode	126
IV.1.2.1	Présentation des deux cas étudiés	
IV.1.2.1.1	Cas d'une irradiation prostatique à la dose de 80 Gy	
IV.1.2.1.2	Cas d'une irradiation prostatique avec escalade de dose	

IV.1.2.2 Outils d'analyse	130
IV.1.3 Résultats	130
IV.1.3.1 Distribution de la dose	
IV.1.3.1.1 Cas d'une irradiation prostatique à la dose de 80 Gy	
IV.1.3.1.2 Cas d'une irradiation prostatique avec escalade de dose	
IV.1.3.2 Efficience du plan de traitement	
IV.1.3.3 Précision de réalisation du plan de traitement	
IV.1.4 Discussion	134
IV.1.5 Conclusion	137
<b>IV.2 Sphère ORL</b>	<b>138</b>
IV.2.1 Introduction	138
IV.2.2 Matériel et Méthode	138
IV.2.2.1 Planification du traitement	
IV.2.2.2 Outils d'analyse	
IV.2.3 Résultats	141
IV.2.3.1 Distribution de la dose pour les fortes doses	
IV.2.3.2 Evaluation des faibles doses	
IV.2.3.3 Efficience du plan de traitement	
IV.2.3.4 Précision de réalisation du plan de traitement	
IV.2.4 Discussion	146
IV.2.5 Conclusion	148
<b>IV.3 Poumons</b>	<b>149</b>
IV.3.1 Introduction	149
IV.3.2 Matériel et Méthode	149
IV.3.2.1 Sélection des patients et prescription de la dose	
IV.3.2.2 Planification dosimétrique	
IV.3.2.3 Outils d'analyse	
IV.3.3 Résultats	152
IV.3.3.1 Distribution de la dose	
IV.3.3.2 Efficience du plan de traitement	
IV.3.3.3 Précision de réalisation du plan de traitement	
IV.3.4 Discussion	154
IV.3.5 Conclusion	156
<b>IV.4 Sein et paroi thoracique</b>	<b>157</b>
IV.4.1 Introduction	157
IV.4.2 Matériel et Méthode	157
IV.4.2.1 Sélection des patients et prescription de la dose	
IV.4.2.2 Planification dosimétrique	
IV.4.2.3 Outils d'analyse	
IV.4.3 Résultats	161
IV.4.3.1 Distribution de la dose pour les fortes doses	
IV.4.3.2 Evaluation des faibles doses	
IV.4.3.3 Efficience du plan de traitement	
IV.4.4 Discussion	164
IV.4.5 Conclusion	165
<b>IV.5 Conclusion</b>	<b>166</b>
<b>Chapitre V Conclusion générale</b>	<b>167</b>
Références bibliographiques	169

Annexes

Liste des travaux

## LISTE DES ILLUSTRATIONS

Figure 1 : Illustration comparant la radiothérapie conformationnelle sans modulation d'intensité (à gauche) et avec modulation d'intensité (à droite). La combinaison de plusieurs faisceaux, dont la fluence incidente est représentée par un profil, génère des distributions de dose (lignes noires) spécifiques dans le patient se conformant plus ou moins au volume cible (volume noir) et épargnant plus ou moins l'organe à risque (volume gris).

Figure 2 : Les trois axes d'évolution de la radiothérapie: axe imagerie fonctionnelle en vert, axe technique de délivrance du traitement en rouge et axe IGRT en bleu.

Tableau 1: Paramètres variables pendant l'irradiation pour un accélérateur Elekta en fonction de la technique RCMI mise en œuvre : « step and shoot » et « sliding window » avec une technique VMAT.

Figure 3: Illustration de la modulation de la fluence d'un faisceau à gauche et du profil de dose généré à droite.

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

Figure 5: Exemple de faisceau modulé délivré en mode « Sliding Window ».

Figure 6: Illustration de la modulation des faisceaux en VMAT selon Webb et McQuaid ; 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

Figure 7: 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.

Tableau 2 : Descriptif technique des paramètres variables en mode VMAT pour notre accélérateur type Synergy/Elekta et pour le système de contrôle type Desktop Pro version 7.01.

Tableau 3 : Tolérances statiques et dynamiques (hors VMAT) de l'accélérateur (valeurs fournies par Elekta).

Figure 8 : Schéma de coupe de la tête d'un accélérateur équipé d'un MLC type Beam Modulateur.

Figure 9 : Schéma de coupe de la tête d'un accélérateur équipé d'un MLC type MLCi2.

Figure 10 : Schéma de coupe de la tête d'un accélérateur équipé d'un MLC type Agility.

Figure 11 : Schéma générique d'une lame.

Tableau 4 : Caractéristiques morphologiques principales des lames des MLC Elekta: Beam Modulator, MLCi2 et Agility.

Figure 12: Représentation des configurations possibles de position des lames d'un MLC. Lignes pointillées = projection des axes dont le centre matérialise l'isocentre, a = Position de rétractation extrême à partir de l'isocentre, b = Distance maximale entre lames adjacentes du même banc, c = Position d'extension extrême au-delà de l'isocentre, d = Distance minimale entre lames opposées, e = inter-digitation des lames.

Tableau 5 : Caractéristiques principales de déplacement des MLC : Beam Modulator, MLCi2 et Agility.

Tableau 6 : Caractéristiques des paramètres variables des lames en VMAT des MLC : Beam Modulator, MLCi2 et Agility.

Figure 13: Principe du système optique de positionnement des lames d'un MLC ELEkta.

Tableau 7: Caractéristiques dosimétriques principales des lames des MLC Elekta étudiés: Beam Modulator, MLCi2 et Agility.

---



Figure 14 : Schéma du processus d'optimisation de l'algorithme SmartArc.

Figure 15 : TPS Monaco : division de l'arc en secteurs en préalable à l'étape d'optimisation inverse en VMAT.

Figure 16 : Illustration de la création des CP en VMAT selon la méthode développée par Bedford et al.

Figure 17 : Photographies de face et de profil de lames issues du MLCi, avec un côté de lame en tenon mortaise et du MLCi2 avec un côté de lame plat.

Figure 18 : Schéma de l'effet « Tongue and Groove » selon Deng et al.

Figure 19: Influence de la forme de l'extrémité des lames sur la pénombre.

Figure 20 : Différenciation des régions du faisceau pour l'analyse de la cohérence calcul-mesure proposée par l'AAPM.

Figure 21 : Critères proposés par l'AAPM pour l'analyse de la cohérence calcul-mesure en fonction des différentes régions du faisceau.

Figure 22 : Différenciation des régions du faisceau pour l'analyse de la cohérence calcul-mesure proposée par Venselaar et al.

Figure 23 : Critères proposés par Venselaar et al pour l'analyse de la cohérence calcul-mesure en fonction des différentes régions du faisceau et de la technique de radiothérapie.

Figure 24 : Formes des champs délimités par les lames du MLC aux différents CP définis en VMAT pour un traitement de la sphère ORL planifié avec le TPS Pinnacle (arc de 360° échantillonné tous les 2°. En rose : angle du bras associé à chaque champ d'irradiation). Facteur d'échelle : une lame = 1 cm à l'isocentre.

Figure 25 : Influence des paramètres de modélisation sur la cohérence calcul-mesure. Les résultats correspondent au pourcentage de points échouant au test du gamma index dans l'étude de Webster et al.

Figure 26 : Influence de la modélisation sur la cohérence calcul-mesure. Les résultats correspondent au pourcentage de points échouant au test du gamma index dans l'étude de Webster et al pour cinq cas ORL.

Figure 27 : Influence de la modélisation, avec ou sans optimisation automatique du modèle, sur le contrôle de la dose absolue. Résultats de Létourneau et al.

Figure 28: Présentation des conditions de mesure, dans un fantôme homogène à gauche et dans un fantôme avec hétérogénéités à droite, pour l'étude de comparaison des algorithmes de calcul de dose menée par Fotina et al.

Tableau 8 : Résultats de cohérence calcul-mesure en fonction du milieu de mesure pour trois types d'algorithme de calcul de dose : CCC, AAA et XVMC.

Tableau 9 : Résultats de cohérence calcul-mesure pour trois types d'algorithme : CCC, AAA et XVMC pour des plans avec et sans modulation d'intensité des faisceaux.

Figure 29: Comparaison des distributions de dose en fonction du type d'objectif utilisé, biologique ou physique. Résultats de l'étude de Semenenko et al.

Figure 30 : Distributions de la dose dans des coupes axiales (en haut) et coronales (en bas) pour les deux collimateurs MLCi2 (à gauche) et Beam Modulator (à droite) pour un patient type traité pour un cancer de la prostate.

Figure 31 : HDV moyens obtenus sur 10 patients traités pour un cancer de la prostate pour les deux collimateurs MLCi2 (ligne continue) et Beam Modulator (ligne discontinue).

Tableau 10 : Comparaison dosimétrique, valeurs moyennes et écart-types obtenus sur 10 patients traités pour un cancer de la prostate, entre le MLCi2 et le Beam Modulator (BM).

Tableau 11 : Comparaison des indices d'homogénéité et de conformation, valeurs moyennes et écart-types obtenus sur 10 patients traités pour un cancer de la prostate, entre le MLCi2 le Beam Modulator (BM).

Figure 32 : Nombre d'UM nécessaire par séance pour les deux collimateurs MLCi2 (triangles bleus) et Beam Modulator (ronds roses) pour des patients traités pour un cancer de la prostate.

Figure 33 : Distributions de la dose dans des coupes axiales (en haut) et coronales (en bas) pour les deux collimateurs MLCi2 (à gauche) et Beam Modulator (à droite) pour un patient type traité pour un cancer de la sphère ORL à 3 niveaux de dose.

Figure 34 : HDV moyens obtenus sur 16 patients traités pour un cancer de la sphère ORL à 3 niveaux de dose pour les deux collimateurs MLCi2 (ligne continue) et Beam Modulator (ligne discontinue).

Tableau 12 : Comparaison dosimétrique sur les PTV, valeurs moyennes et écart-types obtenus sur 16 patients traités pour un cancer de la sphère ORL à 3 niveaux de dose, entre le MLCi2 et le Beam Modulator (BM).

Tableau 13 : Comparaison dosimétrique sur les OAR, valeurs moyennes et écart-types obtenus sur 16 patients traités pour un cancer de la sphère ORL à 3 niveaux de dose, entre le MLCi2 et le Beam Modulator (BM).

Tableau 14 : Comparaison des indices d'homogénéité et de conformation, valeurs moyennes et écart-type obtenus sur 16 patients traités pour un cancer de la sphère ORL à 3 niveaux de dose, entre le MLCi2 et le Beam Modulator (BM).

Figure 35 : Nombre d'UM nécessaires par séance pour les deux collimateurs MLCi2 (triangles bleus) et Beam Modulator (ronds roses) pour des patients traités pour un cancer de la sphère ORL à 3 niveaux de dose.

Figure 36 : Distributions de la dose dans des coupes axiales (en haut) et sagittales (en bas) pour les deux collimateurs MLCi2 (à gauche) et Beam Modulator (à droite) pour un patient type traité pour un cancer de la sphère ORL à 5 niveaux de dose.

Figure 37: HDV moyens obtenus sur 8 patients traités pour un cancer de la sphère ORL à 5 niveaux de dose pour les deux collimateurs MLCi2 (ligne continue) et Beam Modulator (ligne discontinue).

Tableau 15: Comparaison dosimétrique sur les PTV, valeurs moyennes et écart-types obtenus sur 8 patients traités pour un cancer de la sphère ORL à 5 niveaux de dose, entre le MLCi2 et le Beam Modulator (BM).

Tableau 16 : Comparaison dosimétrique sur les OAR, valeurs moyennes et écart-type obtenus sur 8 patients traités pour un cancer de la sphère ORL à 5 niveaux de dose, entre le MLCi2 et le Beam Modulator (BM).

Tableau 17 : Comparaison des indices d'homogénéité et de conformation, valeurs moyennes et écart-types obtenus sur 8 patients traités pour un cancer de la sphère ORL à 5 niveaux de dose entre le MLCi2 et le Beam Modulator (BM).

Figure 38 : Nombre d'UM nécessaires par séance pour les deux collimateurs MLCi2 (triangles bleus) et Beam Modulator (ronds roses) pour des patients traités pour un cancer de la sphère ORL à 5 niveaux de dose.

Figure 39 : HDV moyens obtenus sur 3 patients traités pour un cancer de la prostate pour une vitesse des lames autorisée de 0,46 cm par degré de rotation du bras (ligne continue), de 0,25 cm/° (ligne discontinue) et 0,12 cm/° (ligne pointillée).

Figure 40 : HDV moyens obtenus sur 3 patients traités pour un cancer de la sphère ORL pour une vitesse des lames autorisée de 0,46 cm par degré de rotation du bras (ligne continue), de 0,35 cm/° (ligne discontinue) et 0,25 cm/° (ligne pointillée).

Tableau 18 : Influence de la vitesse maximale autorisée sur l'efficacité des plans de traitement. Valeurs moyennes obtenues sur 3 patients traités pour un cancer de la prostate et 3 patients traités pour un cancer de la sphère ORL.

Tableau 19 : Caractéristiques des champs de traitement en fonction de la vitesse maximale des lames autorisée pour un patient type traité pour un cancer de la prostate et pour un patient type traité pour un cancer de la sphère ORL.

Tableau 20 : Résultats de cohérence calcul-mesure en fonction de la vitesse maximale des lames autorisée. Valeurs moyennes obtenues sur 3 patients prostate et 3 patients ORL (plan d'acquisition coronal).

Figure 41 : Visualisation de la forme de champ réalisable avec la capacité d'inter-digitation des lames.

Figure 42 : HDV moyens réalisés sur les 10 patients traités en technique Step and Shoot. Courbe en trait continu = MLCi2 utilisé sans inter-digitation, Courbe en trait discontinu = MLCi2 utilisé avec inter-digitation.

Figure 43 : HDV moyens réalisés sur les 10 patients traités en VMAT. Courbe en trait continu = MLCi2 utilisé sans inter-digitation, Courbe en trait discontinu = MLCi2 utilisé avec inter-digitation.

Tableau 21: Indices de conformation obtenus avec le MLCi2 utilisé avec ou sans inter-digitation pour une technique RCMI S&S et VMAT. Résultats moyens obtenus sur 10 patients traités pour un cancer de la prostate.

Tableau 22 : Nombre d'UM délivrées avec le MLCi2 utilisé avec ou sans inter-digitation pour une technique RCMI S&S et VMAT. Résultats moyens obtenus sur 10 patients traités pour un cancer de la prostate.

Figure 44 : HDV moyens obtenus sur 5 patients traités pour un cancer de la prostate avec un faisceau de 6 MV (ligne discontinue) et de 18 MV (ligne continue).

Figure 45 : HDV moyens obtenus sur 7 patients traités pour un cancer de la prostate avec un seul arc de 360° (ligne discontinue) et deux arcs de 360° (ligne continue).

Figure 46 : HDV moyens obtenus sur 7 patients traités pour un cancer de la sphère ORL avec un seul arc de 360° (ligne discontinue) et deux arcs de 360° (ligne continue).

Tableau 23 : Caractéristiques des champs de traitement en fonction du nombre d'arcs pour un patient type traité pour un cancer de la prostate et pour un patient type traité pour un cancer de la sphère ORL (SH = arc délivré en sens horaire ; SAH = arc délivré en sens antihoraire).

Tableau 24 : Résultats de cohérence calcul-mesure en fonction du nombre d'arc. Valeurs moyennes obtenues sur 7 patients prostate et 7 patients ORL et pour deux plans d'acquisition.

Tableau 25 : Objectifs inverses paramétrés sur la paroi rectale pour le traitement d'un cancer de la prostate en cas d'optimisation physique utilisant uniquement des objectifs physiques et en cas d'optimisation mixte utilisant un objectif physique et un objectif biologique.

Figure 47 : HDV moyens obtenus sur 10 patients traités pour un cancer de la prostate en cas d'optimisation physique utilisant uniquement des objectifs physiques (lignes continues) et en cas d'optimisation mixte utilisant un objectif physique et un objectif biologique (lignes discontinues).

Tableau 26 : Dose moyenne reçue par la paroi rectale pour les 10 patients traités pour un cancer de la prostate en cas d'optimisation physique utilisant uniquement des objectifs physiques et en cas d'optimisation mixte utilisant un objectif physique et un objectif biologique.

Figure 48 : HDV moyens obtenus sur 7 patients traités pour un cancer de la prostate avec une discrétisation de l'arc tous les 2° (ligne continue), tous les 4° (ligne discontinue) et tous les 6° (ligne pointillée).

Figure 49 : HDV moyens obtenus sur 7 patients traités pour un cancer de la sphère ORL avec une discrétisation de l'arc tous les 2° (ligne continue), tous les 4° (ligne discontinue) et tous les 6° (ligne pointillée).

Tableau 27 : Caractéristiques des champs de traitement en fonction du degré de discrétisation pour un patient type traité pour un cancer de la prostate et pour un patient type traité pour un cancer de la sphère ORL.

Tableau 28 : Résultats de cohérence calcul-mesure en fonction du degré de discrétisation de l'arc. Valeurs moyennes obtenues sur 7 patients prostate et 7 patients ORL et pour deux plans d'acquisition.

Figure 50 : Effet sur la précision du calcul de dose réalisée par le TPS du degré de discrétisation (D) entre deux points de contrôle et de la variation importante de la forme du champ entre deux points de contrôle.

Figure 51 : HDV moyens obtenus sur 7 patients traités pour un cancer de la prostate avec une distance minimale entre lames opposées autorisée de 0,5 cm (ligne discontinue), de 1 cm (ligne continue) et de 2 cm (ligne pointillée).

Figure 52 : HDV moyens obtenus sur 7 patients traités pour cancer de la sphère avec une distance minimale entre lames opposées autorisée de 0,5 cm (ligne discontinue), de 1 cm (ligne continue) et de 2 cm (ligne pointillée).

Tableau 29 : Caractéristiques des champs de traitement en fonction de la distance minimale autorisée entre deux lames opposées (gap) pour un patient type traité pour un cancer de la prostate et pour un patient type traité pour un cancer de la sphère ORL.

Tableau 30 : Résultats de cohérence calcul-mesure en fonction de la distance minimale entre lames opposées (gap). Valeurs moyennes obtenues sur 7 patients prostate et 7 patients ORL et pour deux plans d'acquisition.

Figure 53 : HDV moyens obtenus sur 3 patients traités pour un cancer de la prostate en fonction du temps maximal de délivrance autorisé (estimé par le TPS) de 60 s (ligne pointillée), de 120 s (ligne continue) et de 240 s (ligne discontinue).

Figure 54 : HDV moyens obtenus sur 3 patients traités pour un cancer de la sphère ORL en fonction du temps maximal de délivrance autorisé (estimé par le TPS) de 200 s (ligne pointillée), de 400 s (ligne continue) et de 600 s (ligne discontinue).

Tableau 31: Temps de délivrance estimé par Pinnacle et mesuré en fonction du temps maximal de délivrance autorisé. Valeurs moyennes obtenues sur 3 patients prostate et 3 patients ORL.

Tableau 32 : Caractéristiques des champs de traitement en fonction du temps de traitement maximal de délivrance autorisé pour un patient type traité pour un cancer de la prostate et pour un patient type traité pour un cancer de la sphère ORL.

Tableau 33 : Résultats de cohérence calcul-mesure en fonction du temps maximal de délivrance autorisé. Valeurs moyennes obtenues sur 3 patients prostate et 3 patients ORL (plan d'acquisition coronal).

Figure 55: Pyramide conceptuelle des différents niveaux de contrôles dosimétriques en RCMI présentée dans le rapport numéro 9 de l'ESTRO.

Figure 56 : Outil iComCat/Elekta pour définir les séquences d'irradiations dynamiques dans le cadre des tests pour les contrôles qualité de l'accélérateur et du MLC.

Figure 57 : Contrôle de la précision dosimétrique en rotation mesurée dans un fantôme sphérique (a) à l'aide d'un film (b) sur lequel des séries de profils sont tracés (c).

Tableau 34 : Contrôle de l'homogénéité (Homog) et de la symétrie (Sym) dans la direction droite-gauche (D-G) et dans la direction tête-pied (T-P) du faisceau de X6 délivré en arc pour toutes les combinaisons débits de dose / sens de rotation utilisés.

Figure 58 : Contrôle du MLC en mode SW uniforme. A gauche : Déplacement des lames et délivrance des UM en fonction du temps. A droite : Image du film obtenu.

## Table des matières

---

Figure 59 : Contrôle du MLC en mode « slide and shoot ». A gauche : Déplacement des lames et délivrance des UM en fonction du temps. A droite : Image du film obtenu.

Figure 60 : Contrôle du MLC en mode SW asynchrone. A gauche : Déplacement des lames et délivrance des UM en fonction du temps. A droite : Image du film obtenu.

Tableau 35 : Résultat du contrôle du MLC en mode « slide and shoot ».

Figure 61 : Test de précision de positionnement des lames en rotation. A gauche : image du film irradié. A droite : profils de dose obtenus.

Figure 62 : Test de synchronisation débit de dose - vitesse du bras. A gauche : représentation de la série de champs délivrés avec des débits de dose et des vitesses de rotation du bras variables. A droite : profils de dose obtenus.

Figure 63 : Test de synchronisation vitesse lames - rotation bras. A gauche : représentation de la série de champs délivrés avec des vitesses de lames et des amplitudes de rotation du bras variables. A droite : profils de dose obtenus.

Figure 64 : Indice d'homogénéité (HI) de la dose au PTV pour 18 patients traités pour un cancer de la prostate en VMAT.

Figure 65 : Indice de dispersion (s) de la dose au sein du PTV pour 18 patients traités pour un cancer de la prostate en VMAT.

Figure 66 : Dose maximale reçue par la paroi rectale pour 18 patients traités pour un cancer de la prostate en VMAT.

Figure 67 : Dose moyenne reçue par la paroi rectale pour 18 patients traités pour un cancer de la prostate en VMAT.

Figure 68 : Indice  $\delta$  traduisant l'écart relatif entre la dose moyenne prévue et celle planifiée pour la paroi rectale pour 18 patients traités pour un cancer de la prostate en VMAT.

Figure 69 : Effet de l'utilisation de l'indice  $\delta$  sur l'épargne du rectum dans le cas de cancer de la prostate. En rouge, les plans de traitement réalisés avant l'utilisation de l'indice  $\delta$ , en bleu les plans de traitement réalisés avec l'aide de l'indice  $\delta$  (données issues de l'étude de Moore et al).

Figure 70 : Rapport des doses moyennes sur les doses prescrites en fonction du chevauchement entre l'OAR et le PTV sur le volume de l'OAR. En rouge valeurs théoriques à partir du modèle proposé par Moore et al et en ronds verts les données du CEM pour la paroi rectale et en losanges bleus les données du CEM pour la paroi vésicale.

Figure 71 : Cohérence entre les doses calculées et les doses mesurées en fonction de la méthode de contrôle utilisée pour des plans S&S (valeur moyennes obtenues pour 4 cas ORL): en bleu contrôle réalisé faisceau par faisceau bras à 0°, en rose contrôle réalisé en global bras à 0° et en rouge contrôle réalisé en global en rotation.

Figure 72 : Représentation de la valeur du gamma,  $\gamma(r_m, r_c)$ , et de l'angle du gamma selon le rapport n°9 de l'ESTRO.

Figure 73 : Influence de la méthode de calcul 2D ou 3D du gamma index sur la valeur du gamma médian. Résultats moyens obtenus sur 4 patients traités en VMAT pour un cancer ORL.

Figure 74: Cartes des valeurs des gammas calculés avec une méthode 2D à gauche et une méthode 3D à droite. Résultats obtenus pour un patient traité en VMAT pour un cancer ORL.

Figure 75 : Cohérence calcul-mesure obtenue en technique S&S pour des cas prostate (valeurs moyennes obtenues sur 7 patients) pour trois chaînes de mesure : films argentiques en bleu, matrice de chambre d'ionisation Octavius/PTW en rose et matrice de diodes Delta4 en jaune. Partie supérieure : pourcentage de points acceptés au test du gamma index ; partie inférieure : gamma médian.

Figure 76 : Cohérence calcul-mesure obtenue en technique VMAT pour des cas ORL SIB (valeurs moyennes obtenues sur 7 patients) pour trois chaînes de mesure : films argentiques en bleu, matrice de chambre d'ionisation Octavius/PTW en rose et matrice de diodes Delta4 en jaune. Partie supérieure : pourcentage de points acceptés au test du gamma index ; partie inférieure : gamma médian.

Figure 77 : Photographies du système Octavius 4D (PTW) constitué d'un fantôme cylindrique motorisé (a), d'une matrice de chambres d'ionisation (b) et d'un inclinomètre (c).

Figure 78 : Réponse de la chambre d'ionisation centrale de la matrice de l'Octavius 4D en fonction de la dose délivrée pour un débit de dose de 400 UM/min.

Figure 79 : (a) Répétabilité et (b) reproductibilité de l'Octavius 4D pour des champs homogènes (10 cm × 10 cm).

Figure 80 : Reproductibilité de l'Octavius 4D pour un plan de traitement en technique VMAT.

Figure 81 : Réponse en fonction de la taille de champ de l'Octavius 4D.

Figure 82 : Déviation entre l'angle mesuré par l'inclinomètre de l'Octavius 4D et l'angle du bras fourni par l'accélérateur en fonction de la vitesse du bras et du sens de rotation pour des arcs à vitesse uniforme (déviation > 0 : Octavius 4D en avance par rapport au bras de l'accélérateur).

Figure 83 : Déviation de l'inclinomètre de l'Octavius 4D par rapport à l'accélérateur pour des plans de traitement VMAT (vitesse du bras variable et sens horaire).

Figure 84 : Directivité de réponse de la matrice de chambres d'ionisation PTW.

Figure 85 : Pourcentage des points acceptés au test du gamma index (critères : 2 %/2 mm ; isodose 30%) en fonction de l'amplitude de l'erreur générée sur le positionnement d'une seule lame (haut) et d'un banc de lames complet (bas). Mesures réalisées avec l'Octavius 4D.

Figure 86 : Pourcentage des points acceptés au test du gamma index (critères : 2%/2mm ; isodose 30%) en fonction de l'amplitude de l'erreur générée sur le positionnement du bras pour 1 faisceau sur 5 (haut) et pour 5 faisceaux sur 5 (bas). Mesures réalisées avec l'Octavius 4D.

Figure 87 : Pourcentage des points acceptés au test du gamma index (critères : 2 %/2 mm ; isodose 30%) en fonction de l'amplitude de l'erreur générée sur l'angle du collimateur pour 1 faisceau sur 5 (haut) et pour 5 faisceaux sur 5 (bas). Mesures réalisées avec l'Octavius 4D.

Figure 88 : Pourcentage des points acceptés au test du gamma index (critères : 2%/2mm ; isodose 30%) en fonction de l'amplitude de l'erreur générée sur la dose délivrée. Mesures réalisées avec l'Octavius 4D.

Figure 89 : Pourcentage de points acceptés au test du gamma index pour 20 cas prostate mesurés avec l'Octavius 4D.

Figure 90 : Pourcentage de points acceptés au test du gamma index pour 8 cas ORL SIB mesurés avec l'Octavius 4D.

Tableau 36 : Valeurs des incertitudes de mesure du détecteur et incertitude composée relative.

Figure 91 : Dispersion des écarts de fluence estimés à partir de l'analyse des paramètres machine pour trois accélérateurs différents (trait central = médiane, rectangle central = IQR (50% des données), zone encadrée par les deux traits reliés par ligne pointillée = 3 IQR, losange = valeurs extrêmes).

Figure 92 : Dispersion des écarts de fluence estimés à partir de l'analyse des paramètres machine en fonction des contraintes de modulation demandées à l'accélérateur. Modulation croissante de C1 à C3 (trait central = médiane, rectangle central = IQR (50% des données), zone encadrée par les deux traits reliés par ligne pointillée = 3 IQR, losange = valeurs extrêmes).

Figure 93 : Dispersion des écarts de fluence estimés à partir de l'analyse des paramètres machine pour deux cas cliniques : une prostate et un ORL traité en SIB (trait central = médiane, rectangle central = IQR (50% des données), zone encadrée par les deux traits reliés par ligne pointillée = 3 IQR, losange = valeurs extrêmes).

Figure 94 : Suivi dans le temps de la valeur sommée sur l'ensemble de l'arc des fluences délivrées à chaque point de contrôle pour un cas de prostate.

Figure 95 : Suivi dans le temps de la valeur sommée sur l'ensemble de l'arc des fluences délivrées à chaque point de contrôle pour un cas ORL SIB.

Tableau 37 : Objectifs de dose standards définis au logiciel inverse en RCMI type S&S avec l'algorithme DMPO et en RCMI type VMAT avec l'algorithme SmartArc pour le traitement de cancers de la prostate.

Figure 96 : Segmentation des structures pour un patient traité pour cancer de la prostate sur images transverses IRM (a) lors de l'étape de définition de la cible, TDM (b) lors de l'étape de planification dosimétrique et CBCT (c) lors de l'étape de repositionnement de la cible ; en bleu ciel : la tumeur ; en rouge : zone périphérique postérieure (recalage prostatique réalisé grâce aux marqueurs intraprostatiques).

Figure 97 : Distribution de la dose dans un plan axial obtenue en S&S (à gauche) et en VMAT (à droite) pour un patient type traité pour un cancer de la prostate. Le PTV est représenté en bleu, la paroi rectale en marron, la paroi vésicale en jaune et les têtes fémorales en violet clair et foncé.

Figure 98 : HDV moyens obtenus sur 10 patients traités pour un cancer de la prostate en technique S&S (ligne discontinue) et en technique VMAT (ligne continue).

Tableau 38 : Comparaison dosimétrique, entre des plans réalisés en technique S&S et VMAT, valeurs moyennes obtenues sur 10 patients traités pour un cancer de la prostate.

Tableau 39 : Indices dosimétriques calculés sur des plans réalisés en technique S&S et VMAT, valeurs moyennes obtenues sur 10 patients traités pour un cancer de la prostate.

Figure 99 : Distribution de dose sur images segmentées TDM (a et b) et IRM (c et d). La tumeur (bleu) reçoit 100 Gy et la zone périphérique postérieure (rose) reçoit 90 Gy.

Figure 100 : HDV pour des plans VMAT (ligne continue) et S&S (ligne discontinue) en cas d'irradiation à haute dose dans des sous-volumes prostatiques segmentés.

Figure 101 : Nombre total d'unités moniteur nécessaire pour délivrer le traitement en S&S (losanges bleus) et en VMAT (carrés roses) pour les 10 patients traités pour un cancer de la prostate.

Figure 102 : Cohérence entre la dose calculée et mesurée par matrice de chambre d'ionisation dans un fantôme homogène octogonal. Analyse réalisée avec le test du gamma index en S&S (courbe bleue) et en VMAT (courbe rose) dans l'isodose 30 % : à gauche pourcentage de points acceptés et à droite valeurs moyennes des gammas (valeurs moyennes obtenues sur deux patients types et pour deux plans d'analyse coronal et sagittal).

Tableau 40 : Tableau récapitulatif de l'état de l'art des comparaisons RCMI par faisceaux stationnaires et VMAT pour le traitement de la prostate proposé par Teoh et al en 2011.

Tableau 41 : Objectifs de dose sur les organes à risque majeurs dans le cadre d'un traitement de cancers de la sphère ORL.

Tableau 42 : Objectifs de dose standards définis au logiciel inverse en RCMI type S&S avec l'algorithme DMPO et en RCMI type VMAT avec l'algorithme SmartArc pour le traitement de cancers de la sphère ORL en boost intégré à trois niveaux de dose.

Figure 103: Simulation d'un traitement de la sphère ORL sur un fantôme anthropomorphe ATOM (CIRS). Les points rouges symbolisent les positions des TLD.

Figure 104 : Distribution de la dose dans un plan coronal et axial obtenue en S&S et en VMAT pour un patient type traité pour un cancer de la sphère ORL. Les PTV dont les doses de prescription sont de 56 Gy, 63 Gy et 70 Gy sont représentés en violet, vert et rouge respectivement. Les parotides sont représentées en bleu et la moelle en orange.

Figure 105 : HDV moyens obtenus sur 16 patients traités pour un cancer de la sphère ORL en technique S&S (ligne discontinue) et en technique VMAT (ligne continue).

Tableau 43 : Comparaison dosimétrique, entre des plans réalisés en technique S&S et VMAT, valeurs moyennes obtenues sur 16 patients traités pour un cancer de la sphère ORL à trois niveaux de dose (SIB).

Tableau 44 : Indices dosimétriques calculés sur des plans réalisés en technique S&S et VMAT, valeurs moyennes obtenues sur 16 patients traités pour un cancer de la sphère ORL à trois niveaux de dose (SIB).

Tableau 45 : Faibles doses en regard du champ de traitement et à distance mesurées par détecteurs thermoluminescents (moyenne de 5 mesures) sur fantôme anthropomorphe en technique S&S et en VMAT pour un traitement de la sphère ORL (SIB : 56/64/70 Gy).

Figure 106 : Nombre total d'unités moniteur nécessaires pour délivrer le traitement en S&S (losanges bleus) et en VMAT (carrés roses) pour les 16 patients traités pour un cancer de la sphère ORL (SIB : 56/64/70 Gy).

Tableau 46 : Cohérence entre la dose calculée et mesurée par chambre d'ionisation cylindrique (Volume sensible = 0,125 cm<sup>3</sup>) dans un fantôme homogène cylindrique. Résultats détaillés pour cinq patients en technique RCMI S&S et VMAT délivré avec deux arcs.

Figure 107 : Cohérence entre la dose calculée et mesurée par matrice de chambres d'ionisation dans un fantôme homogène octogonal ; analyse réalisée avec le test du gamma index en S&S (courbe rouge), en VMAT utilisant un arc unique (courbe bleue) et en VMAT utilisant deux arcs (courbe verte) dans l'isodose 30 % : à gauche pourcentage de points acceptés et à droite valeurs moyennes des gammas (valeurs moyennes obtenues sur quatre patients et pour deux plans d'analyse coronal et sagittal).

Tableau 47 : Tableau récapitulatif de l'état de l'art des comparaisons RCMI par faisceaux stationnaires et VMAT pour le traitement de la sphère ORL proposé par Teoh et al en 2011.

Tableau 48 : Objectifs de dose définis au logiciel inverse en radiothérapie conformationnelle par faisceaux stationnaires avec l'algorithme DMPO et en RCMI type VMAT avec l'algorithme SmartArc pour le traitement hypofractionné d'un cancer pulmonaire : cas du patient A.

Tableau 49 : Objectifs de dose définis au logiciel inverse en radiothérapie conformationnelle par faisceaux stationnaires avec l'algorithme DMPO et en RCMI type VMAT avec l'algorithme SmartArc pour le traitement hypofractionné d'un cancer pulmonaire : cas du patient B.

Figure 108 : Distribution de la dose dans des plans axiaux obtenue en technique conformationnelle par faisceaux stationnaires (à gauche) et en VMAT (à droite) pour deux patients (Patient A en haut, patient B en bas en cas d'irradiation hypofractionnée de tumeurs pulmonaires). Les PTV sont représentés en rouge.

Figure 109 : HDV pour les patient A (à gauche) et B (à droite) obtenus en technique conformationnelle par faisceaux stationnaires (ligne continue) et VMAT (ligne discontinue) en cas d'irradiation hypofractionnée de tumeurs pulmonaires.



Tableau 50 : Comparaison dosimétrique, entre des plans réalisés en technique conformationnelle par faisceaux stationnaires (RC3D) et VMAT, valeurs obtenues sur deux patients en cas d'irradiation hypofractionnée de tumeurs pulmonaires.

Figure 110 : Décalages moyens de la position du CTV entre le début et la fin de l'irradiation obtenus par images CBCT pour 10 patients traités pour des lésions pulmonaires en condition hypofractionnée en RC3D.

Figure 111 : Représentation de la balistique de traitement utilisée pour la patiente A traitée sur la glande mammaire (en haut) et sur la patiente B traitée sur la paroi et la CMI (en bas) pour des balistiques S&S (à gauche) et VMAT (à droite) ; les flèches représentent le sens de déplacement du bras.

Tableau 51 : Objectifs de dose définis au logiciel inverse en RCMi S&S avec l'algorithme DMPO et en RCMi type VMAT avec l'algorithme SmartArc pour le traitement du sein (Patiente A).

Tableau 52 : Objectifs de dose définis au logiciel inverse en RCMi S&S avec l'algorithme DMPO et en RCMi VMAT avec l'algorithme SmartArc pour le traitement d'une paroi et de la chaîne mammaire interne (Patiente B).

Figure 112 : Distribution de la dose dans le fantôme anthropomorphe en technique S&S à gauche et en technique VMAT à droite. Les volumes d'intérêt sont le PTV du sein en rouge, le PTV du site tumoral en bleu et le cœur en rose.

Figure 113 : Simulation d'un traitement d'un sein sur un fantôme anthropomorphe ATOM (CIRS). Les points symbolisent les positions des TLD.

Figure 114 : Distribution de la dose dans des plans axiaux obtenue en technique S&S (à gauche) et en VMAT (à droite) pour la patiente A traitée sur la glande mammaire en haut, pour la patiente B traitée sur la paroi et la CMI en bas. Les PTV sont représentés en bleu.

Figure 115 : HDV obtenus en technique S&S (ligne continue) et en VMAT (ligne discontinue) pour la patiente A traitée sur la glande mammaire en haut, pour la patiente B traitée sur la paroi et la CMI en bas.

Tableau 53 : Comparaison dosimétrique, entre des plans réalisés en technique S&S et VMAT, valeurs obtenues sur deux patientes en cas d'irradiation de la glande mammaire (patiente A) ou de la paroi et de la CMI (patiente B).

Tableau 54 : Faibles doses en regard du champ de traitement et à distance mesurées par détecteurs thermoluminescents (moyenne de 5 mesures) sur fantôme anthropomorphe en technique S&S et en VMAT pour un traitement du sein.

## GLOSSAIRE DES ABREVIATIONS

AAA	Analytical Anisotropic Algorithm
AAPM	American Association of Physicists in Medicine
ANSM	Agence Nationale de Sécurité du Médicament et des produits de santé
CBCT	Cone Beam Computed Tomography
CCC	Collapsed Cone Convolution
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
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
MSP	Maitrise Statistique des Procédés
NTCP	Normal Tissue Complication Probability
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
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
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; Arcthérapie volumétrique modulée
XVMC	X-Ray Voxel Monte Carlo

## Contexte de l'étude

Ce travail s'intègre dans un contexte général d'amélioration de l'efficacité des traitements des cancers par radiothérapie externe à partir de faisceaux de rayons X (RX). Le progrès majeur apporté par la radiothérapie au cours du temps est lié à l'augmentation progressive des doses délivrées aux volumes tumoraux de 40 Gy dans les années 1950 à 90-100 Gy aujourd'hui. Ceci a été possible grâce à l'évolution technique de la production des RX, du traitement dosimétrique des faisceaux et du contrôle technique de la réalisation des traitements. Le développement des performances des accélérateurs linéaires d'électrons depuis le début des années 70 permettant la production de faisceaux de photons d'énergie moyenne supérieure à 1 MeV est un des éléments déterminant. Le deuxième élément déterminant est lié à l'apport d'une imagerie 2D et 3D pour la définition précise de la cible à traiter et le troisième élément est lié à la possibilité de moduler en intensité les faisceaux produits grâce à l'informatisation des accélérateurs.

Si les nouvelles technologies implémentées au cours du temps sont destinées à apporter une amélioration considérable à la radiothérapie, elles conduisent à un accroissement de la complexité de mise en œuvre des traitements avec à la clé un risque d'aller vers une mauvaise application de la technique et/ou une mauvaise sécurisation des traitements. Il faut pouvoir garantir avec un niveau de confiance élevé que les patients recevront le traitement prescrit de manière correcte, c'est-à-dire parfaitement optimisé et parfaitement sécurisé. Il est à noter que l'échelle de temps dans un système qualité obéit à un cycle d'environ 8 à 10 ans, délai nécessaire pour aboutir à un niveau de qualité et de sécurité optimum. Or dans le domaine de la radiothérapie, les évolutions des connaissances, des techniques et de la technologie se font souvent à un rythme plus élevé.

C'est le cas de la technique d'arthérapie volumétrique modulée nommée VMAT, pour Volumetric Modulated ArcTherapy en anglais, qui fait l'objet de ce travail de thèse. Le concept de la technique VMAT est de combiner les avantages des techniques d'arthérapie dynamique aux techniques de Radiothérapie Conformationnelle avec Modulation d'Intensité (RCMI)<sup>1-4</sup> par faisceaux stationnaires. Elle a été développée en 2008 dans le but d'apporter à la fois un haut niveau de conformation de la dose au volume cible et une diminution du temps de réalisation des traitements sur des accélérateurs largement diffusés sur le marché. Cette technique a été diffusée dès 2009 sur les accélérateurs linéaires d'électrons commercialisés.

Le VMAT correspond à une sophistication de la délivrance des traitements qui rend complexe le paramétrage, la validation et la mise en œuvre technique du fait du grand nombre de nouveaux paramètres variables qu'elle introduit et de l'effet boîte noire lié à la sophistication des progiciels introduits pour sa mise en œuvre. Les rapports 2008-02 de l'Institut de Radioprotection et de Sécurité Nucléaire (IRSN) et 112 publié en 2009 de l'« International Commission on Radiological Protection » (ICRP) soulignent ce point et proposent la mise en place de programmes d'optimisation, de validation et d'assurance qualité développés en synergie entre le constructeur, utilisateurs et autorités de santé et cela de façon suffisamment exhaustive afin de limiter le risque en assurant un haut niveau de sécurité<sup>5,6</sup>.

Le travail « d'analyse et d'optimisation des performances de la technique VMAT » développé dans cette thèse s'inscrit dans le cadre d'un contrat CIFRE associant un industriel de la radiothérapie, la Société Elekta et un groupe d'experts du laboratoire de traitement du signal et de l'image (LTSI/ Inserm U1099) et son partenaire clinique le service de radiothérapie du Centre Eugène Marquis de Rennes.

## Objectif du travail

L'objectif général est de rendre optimales les conditions de mise en œuvre de la technique VMAT autour d'un accélérateur Synergy/Elekta afin de pouvoir potentiellement bénéficier de l'apport clinique de cette technique. Il s'agit de :

- Réaliser une analyse aussi large que possible de l'influence des différents paramètres de la chaîne de traitement VMAT,
- Proposer des éléments d'optimisation des conditions de mise en œuvre afin de maintenir un haut niveau de confiance dans la technique VMAT au niveau de la planification des plans de traitement et au niveau de l'exécution des plans de traitement sur l'accélérateur linéaire d'électrons,
- Situer les performances du VMAT optimisé par rapport aux techniques d'irradiation déjà mises en place pour quatre localisations tumorales majeures.

Ce manuscrit est composé de quatre chapitres. Le premier rappelle le principe de la radiothérapie externe et de la technique VMAT ; il décrit le contexte technique de l'étude.

Dans le deuxième chapitre, nous définissons les paramètres d'influence sur les performances de la technique VMAT à partir d'une synthèse bibliographique complétée par nos propres éléments d'expertise.

Le troisième chapitre propose des méthodes pour l'assurance qualité de la technique VMAT sur trois niveaux : i) le contrôle de qualité de l'accélérateur et du MLC, ii) le contrôle de qualité des plans dosimétriques de traitement, iii) le contrôle de qualité de l'exécution des plans dosimétriques de traitement sur l'accélérateur linéaire d'électrons.

Le quatrième chapitre présente les performances de la techniques VMAT pour les quatre localisations suivantes : prostate, sphère de l'oto-rhino larynx (ORL), poumon et sein. Les performances sont analysées autour de trois points clés: i) la distribution de dose délivrée, ii) l'efficacité, iii) la qualité de l'exécution des plans de traitement sur l'accélérateur.

## **Chapitre I Radiothérapie et contexte technique de l'étude**

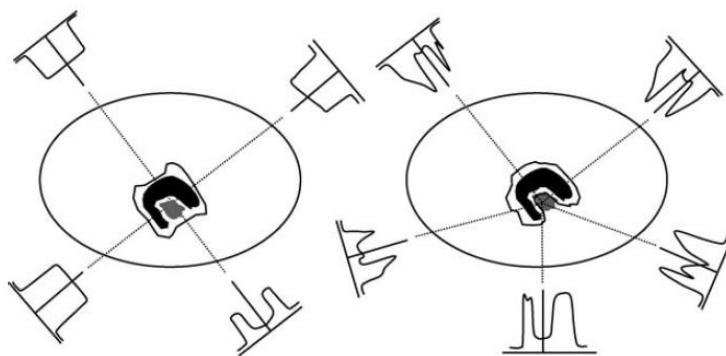
Dans ce premier chapitre, nous posons le contexte de l'étude en rappelant succinctement le principe de la radiothérapie externe avec modulation d'intensité et plus particulièrement celui du VMAT. Nous présentons également le contexte technique de l'étude en présentant la chaîne de traitement utilisée.

### **I.1 Radiothérapie et technique VMAT**

#### **I.1.1 La radiothérapie externe : objectifs et évolutions**

La radiothérapie externe utilise des sources de rayonnements ionisants externes au patient pour traiter de manière ciblée le volume cible (VC). L'évolution de la radiothérapie poursuit deux buts concurrents : augmenter la dose délivrée aux volumes cibles afin d'améliorer le contrôle local de la maladie et diminuer la dose reçue par les tissus sains afin de limiter les effets secondaires indésirables. La dose est la quantité d'énergie absorbée par unité de masse, elle s'exprime en Gray (Gy) avec l'équivalence de 1 Gy égal à 1 J/kg. La mise en œuvre d'un traitement de radiothérapie s'effectue en trois grandes étapes : l'acquisition des données anatomiques du patient, la planification dosimétrique du traitement et la délivrance de la dose. La délivrance de la dose de rayonnement est réalisée classiquement par des accélérateurs linéaires d'électrons. La source RX présente dans la tête de l'accélérateur peut tourner autour d'un point appelé isocentre. La délivrance de la dose peut s'effectuer par une combinaison de faisceaux stationnaires ou par un déplacement en rotation d'un faisceau selon un ou plusieurs arcs (arthérapie). Une chambre d'ionisation appelée chambre moniteur est présente dans la tête de l'accélérateur pour contrôler la quantité de rayonnement délivrée par l'accélérateur. Le contrôle de la dose s'effectue en terme d'Unité Moniteur (UM) ; un étalonnage permet de quantifier en termes de dose la valeur d'une UM pour des conditions de référence <sup>7</sup>. La délivrance de la dose est réalisée généralement de manière fractionnée sur plusieurs semaines. Par exemple pour le traitement d'un cancer du sein, un protocole clinique est de délivrer 50 Gy à la glande mammaire en 25 séances quotidiennes de 2 Gy, à raison de 5 séances par semaine. Les volumes cibles sont assez communément de forme concave avec souvent une proximité d'organes à risque (OAR) <sup>8</sup>. La combinaison de plusieurs faisceaux uniformes ou modifiés uniquement par la présence d'un « filtre en coin », conduit à la réalisation des distributions de dose convexes (pour les fortes valeurs de doses). Dans ces techniques, la réalisation de l'irradiation sur des volumes de forme concave ou proches d'OAR conduit à surdoser les OAR et les tissus sains présents dans les concavités. Les travaux de Brahme montrent dès le début des années 1980 le potentiel énorme de faisceaux dont la fluence (nombre de photons par unité de surface) à la sortie de la tête de l'accélérateur ne serait plus homogène mais modulée en intensité pour le traitement de volumes concaves ou proches d'OAR à éviter ; potentiel totalement vérifié aujourd'hui <sup>9,10</sup>.

La figure 1, issue du rapport 83 de l'« International Commission on Radiation Units and Measurements » (ICRU), illustre la combinaison de plusieurs faisceaux, modulés ou non, générant des distributions de dose dans le patient <sup>11</sup>.



**Figure 1 : Illustration comparant la radiothérapie conformationnelle sans modulation d'intensité (à gauche) et avec modulation d'intensité (à droite). La combinaison de plusieurs faisceaux, dont la fluence incidente est représentée par un profil, génère des distributions de dose (lignes noires) spécifiques dans le patient se conformant plus ou moins au volume cible (volume noir) et épargnant plus ou moins l'organe à risque (volume gris).**

La figure 2 illustre l'évolution de la radiothérapie durant les dernières décennies. Plusieurs éléments de la radiothérapie ont évolué de façon combinée :

- L'acquisition des données anatomiques a été améliorée grâce aux progrès de l'imagerie anatomique et fonctionnelle et plus particulièrement grâce aux progrès de l'imagerie tomographique, par résonance magnétique et à la tomographie par émission de positons.
- L'évolution de la délivrance du traitement a été possible grâce au développement des modes de délivrance des accélérateurs linéaires d'électrons.
- Tout cela a été accompagné par l'évolution des techniques d'imagerie associées à l'accélérateur pour le contrôle de la position du patient et même du volume cible grâce à l'imagerie « Cone Beam Computed Tomography » (CBCT).

Toutes ces évolutions ont accompagné le développement des techniques de RCMI qui ont permis d'associer à l'augmentation de dose au volume cible la diminution de dose aux OAR. De plus la RCMI a permis de répondre facilement à la demande de créer des distributions de dose non-uniformes pour traiter à une dose supérieure un volume cible compris dans un autre volume cible tout cela de façon simultanée. Cette technique d'augmentation concomitante de la dose dans des volumes spécifiques est appelée technique SIB pour « Simultaneous Integrated Boost ». Le concept de « dose painting » est également apparu, il fait référence à une escalade de dose au sein du volume tumoral en ciblant une région tumorale définie par imagerie fonctionnelle pouvant être responsable d'une résistance à la radiothérapie <sup>12</sup>.

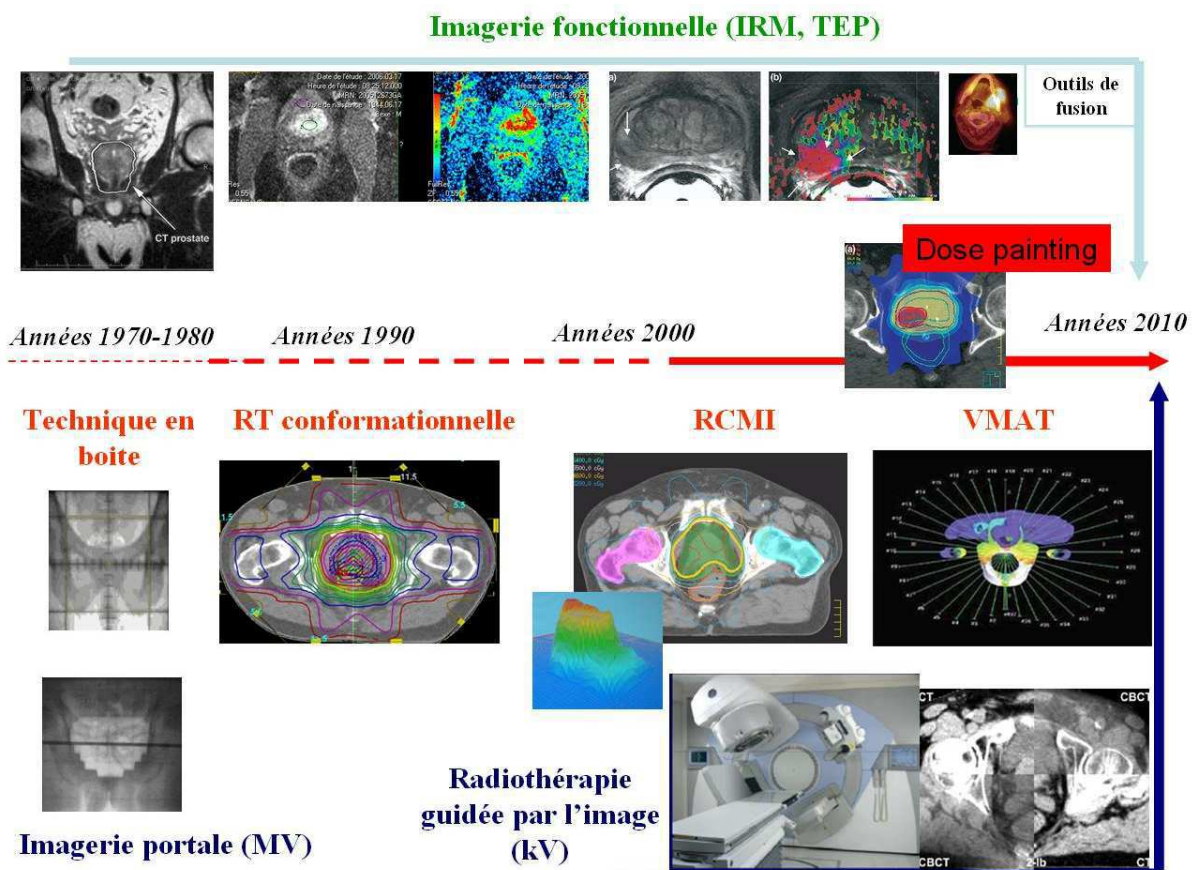


Figure 2 : Les trois axes d'évolution de la radiothérapie: axe imagerie fonctionnelle en vert, axe technique de délivrance du traitement en rouge et axe IGRT en bleu.

### I.1.2 Les différentes techniques de RCMi : du « step and shoot » au VMAT

#### I.1.2.1 Description des techniques de radiothérapie par modulation d'intensité des faisceaux

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 (archthérapie), 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.

Tableau 1: Paramètres variables pendant l'irradiation pour un accélérateur Elekta en fonction de la technique RCMi mise en œuvre : « step and shoot » et « sliding window » avec une technique VMAT.

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



## I.1.2.2 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 général de cinq à douze faisceaux sont utilisés, ces faisceaux ont différents angles d'incidence convergeant vers un même point. Chaque faisceau est subdivisé en un certain nombre de segments plus petits contribuant chacun à la fluence du faisceau ; la somme de chacun des segments crée la modulation de la fluence comme illustrée figure 3. La forme des segments est réalisée par les lames du collimateur multi-lames (MLC) et chaque segment possède sa propre pondération en dose : un certain nombre d'UM est associé à chaque segment. Deux modes de délivrance des segments existent : le mode statique pour la technique S&S et le mode dynamique pour la technique SW.

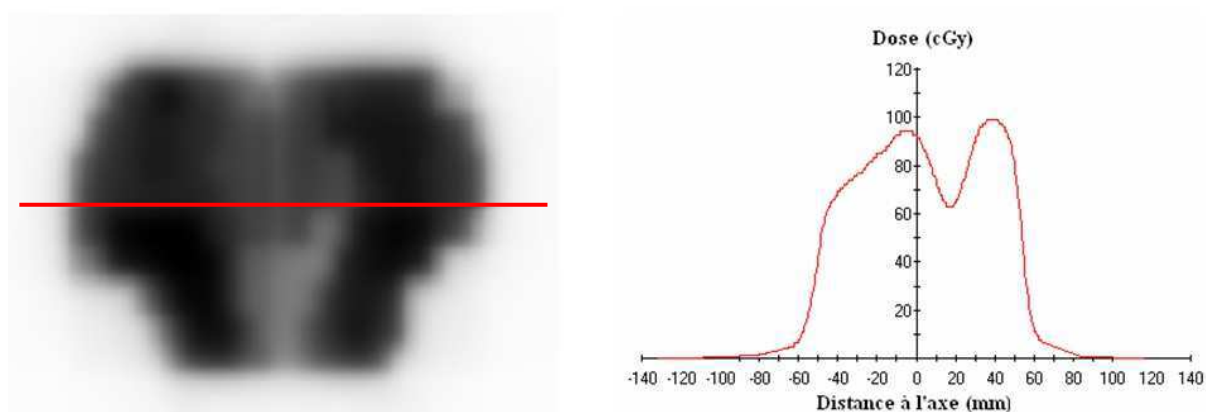


Figure 3: Illustration de la modulation de la fluence d'un faisceau à gauche et du profil de dose généré à droite.

En RCMI type S&S, l'irradiation se fait de manière séquentielle (figure 4): entre deux irradiations successives les lames du collimateur se déplacent pour définir une nouvelle forme de champ à laquelle est associée un certain nombre d'UM à délivrer. Le champ d'irradiation est décomposé en segments d'irradiation dont le nombre est fonction des contraintes de modulation du faisceau, de 2 à 20 segments par faisceau selon la localisation tumorale à traiter et les contraintes imposées.

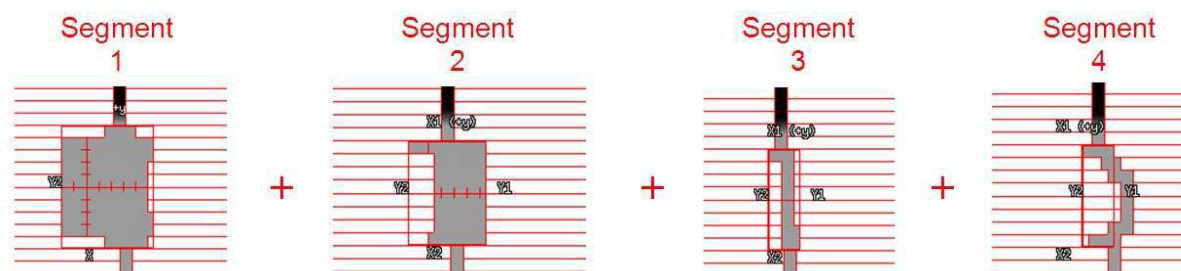


Figure 4 : Exemple de faisceau possédant 4 segments en technique de RCMI type « Step and Shoot ».

En RCMI type SW, l'irradiation se fait en continu simultanément au déplacement continu des lames (figure 5). Les lames partent d'une situation de fermeture totale d'un côté du champ puis un balayage en continu des lames est réalisé pour arriver à une situation de fermeture totale de l'autre côté du champ.



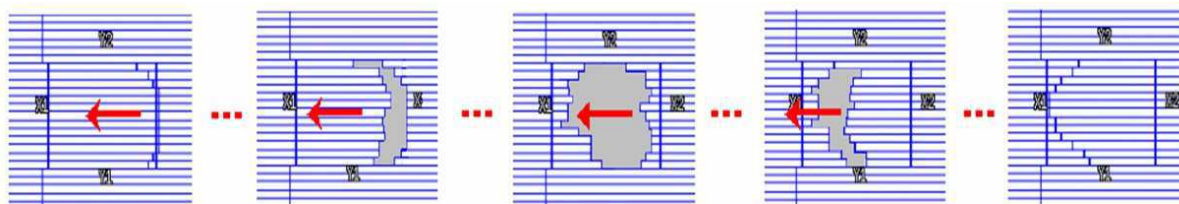


Figure 5: Exemple de faisceau modulé délivré en mode « Sliding Window ».

Le nombre de faisceaux stationnaires utilisés est fonction du niveau des contraintes de doses imposées aux volumes cibles, aux OAR et aux tissus sains au voisinage de la tumeur. Plus les volumes cibles présentent une ou des concavités importantes et une proximité des organes à risque, plus le nombre de faisceaux nécessaires pour réaliser une bonne conformation de la distribution de dose au volume cible augmente. Ainsi par exemple dans le cas du traitement de la prostate par RCMI, cinq faisceaux modulés quasiment équi-répartis permettent une bonne conformation de la dose au volume cible et une bonne épargne des organes à risque, l'augmentation du nombre de faisceaux n'apportant pas d'amélioration majeure. Par contre dans le cas du traitement de la sphère ORL qui présente de fortes concavités et une proximité de nombreux OAR, sept à neuf faisceaux modulés sont nécessaires pour obtenir une bonne homogénéité de la dose au volume cible et une bonne protection des OAR, dont les principaux sont la moelle, le tronc cérébral et les parotides. L'augmentation du nombre de portes d'entrée entraîne une augmentation du temps de délivrance du traitement qui peut-être néfaste pour la qualité du traitement en raison des mouvements potentiels du volume à irradier intra-fraction.

### I.1.2.3 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<sup>1</sup>. 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<sup>4</sup>. 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<sup>13</sup>. La figure 6 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.

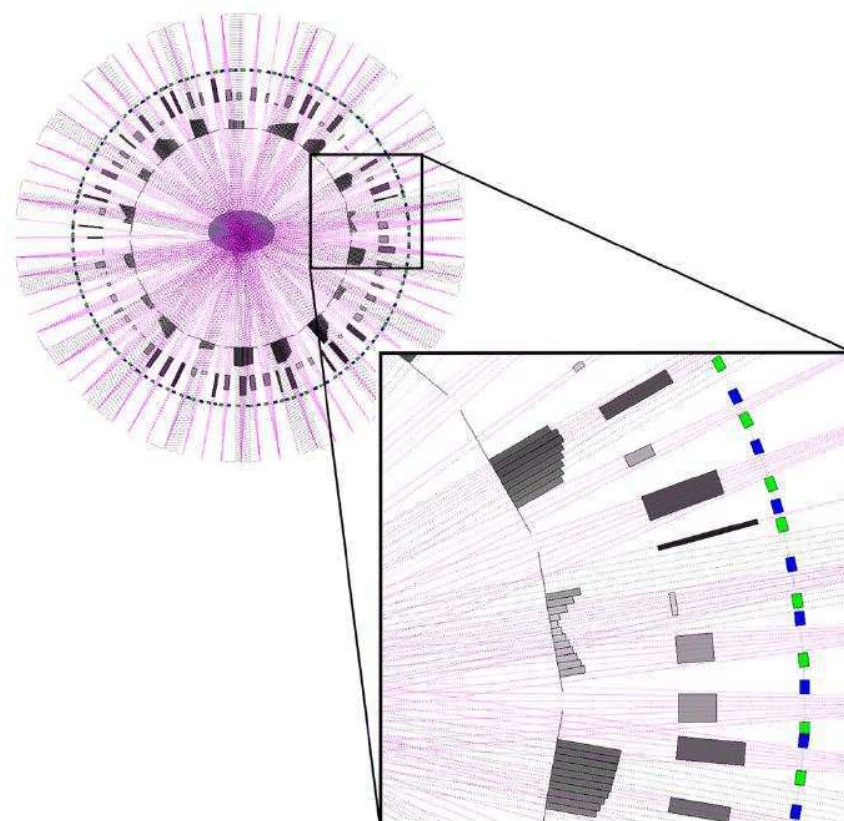


Figure 6: Illustration de la modulation des faisceaux en VMAT selon Webb et McQuaid<sup>13</sup> ; ovale gris central : patient ; lignes roses : faisceaux de l'arc de 360° discrétisé en 72 CP ; rectangles bleus et verts : positions des deux bancs de lames du MLC pour chaque CP ; rectangle gris à chaque CP: fluence incidente ; barres grises (cercle intérieur) : fluence incidente modulée par la combinaison de plusieurs CP.

## I.2 Contexte technique de l'étude

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

- d'un scanner pour l'acquisition des données morphologiques 3D du patient et des données qualitatives des tissus dont les densités électroniques,
- d'un système pour réaliser une simulation virtuelle du traitement, comprenant un logiciel et un système de lasers mobiles,
- d'une station de planification dosimétrique nommée TPS pour Treatment Planning System comprenant le logiciel de planification qui va simuler le dépôt de la dose dans le patient par l'intermédiaire d'un algorithme de calcul de dose. Ce logiciel permet ensuite la visualisation de la distribution de la dose dans le patient,
- d'un système informatique appelé « Record and Verify » (R&V) qui contient l'ensemble des éléments propres à la prescription technique pour la délivrance du traitement par l'accélérateur. Cette prescription est transmise depuis le TPS et est transférée à l'appareil de traitement. Le R&V enregistre et contrôle la délivrance de la dose,
- d'un accélérateur linéaire d'électrons intégrant un collimateur multi-lame (MLC),
- de systèmes d'imagerie embarqués sur l'accélérateur pour le contrôle du positionnement du patient sous l'appareil de traitement. Ces systèmes d'imagerie possèdent un couple composé d'un tube RX et d'un détecteur. Ils offrent la possibilité

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

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

### I.2.1 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 figure 7.

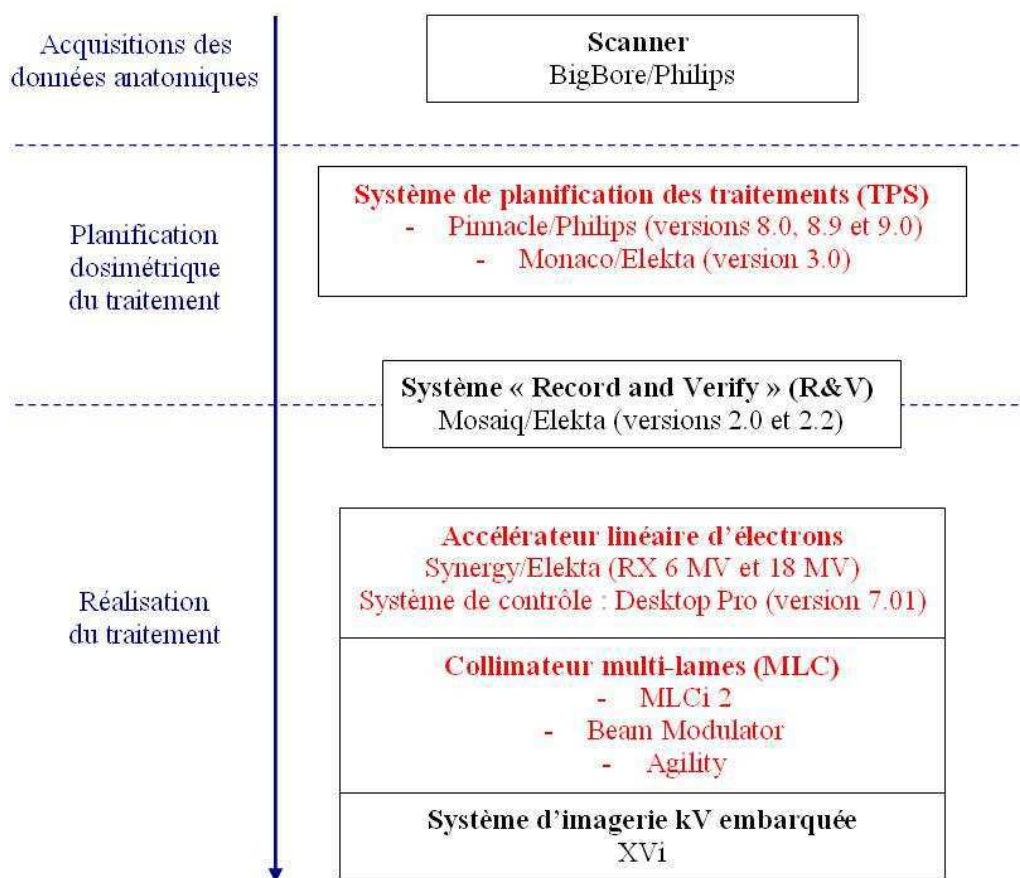


Figure 7: Schéma de la chaîne de traitement utilisée dans le cadre de l'étude ; en bleu : étapes du traitement, en rouge : éléments étudiés dans le cadre de l'étude.

### I.2.2 L'accélérateur linéaire d'électrons : Synergy/Elekta

L'accélérateur linéaire d'électrons utilisé pour cette étude est un accélérateur Elekta type Synergy installé en janvier 2009. Il possède deux énergies photons de 6 MV et 18 MV. Les RX produits de 6 MV ont une énergie moyenne d'environ 1,5 MeV et les RX de 18 MV ont une énergie moyenne d'environ 3,5 MeV. Le tableau 2 détaille les caractéristiques des paramètres variables en VMAT de l'accélérateur. La délivrance des traitements par l'accélérateur est pilotée par un système de contrôle de la délivrance nommé « Treatment

Control System » (TCS). Dans notre étude, il s'agit du TCS type Desktop Pro version 7.01. Le plan de traitement est généré par le TPS puis il est exporté via un fichier DICOM RT (Digital Imaging and Communications in Medicine RadioTherapy) plan au système R&V. En VMAT, ce fichier contient pour chaque arc le détail de chaque point de contrôle (CP) : un point de contrôle correspond aux positions des lames et des mâchoires associées et au nombre d'UM cumulé pour un angle du bras donné. Le plan de traitement est ensuite transmis par le R&V au TCS de l'accélérateur pour sa réalisation. Le TCS optimise alors les CP prescrits en CP de délivrance par l'accélérateur<sup>14</sup>. Le but de cette optimisation est une délivrance du traitement de façon homogène et le plus rapidement possible. Il réalise cela en associant le cas échéant certains CP ensemble ou en supprimant des pauses inutiles dans la délivrance. Le TCS détermine la meilleure combinaison débit de dose et vitesse de rotation du bras en fonction du nombre d'UM à délivrer et de l'amplitude de déplacement des lames afin de minimiser le temps de délivrance. Cela est réalisé en respectant les contraintes minimales suivantes : tout déplacement linéaire (lames ou mâchoire) doit obéir à un minimum de 0,3 UM/cm et tout déplacement angulaire (bras ou collimateur) doit obéir à un minimum de 0,1 UM/deg. La vitesse maximale de rotation du bras est de 360 °/min selon le standard 60601 de l'IEC (International Electrotechnical Commission). Entre deux CP, tous les mouvements varient de façon linéaire c'est-à-dire un même paramètre varie à vitesse constante entre deux CP. Entre différentes paires de CP, les vitesses peuvent changer.

**Tableau 2 : Descriptif technique des paramètres variables en mode VMAT pour notre accélérateur type Synergy/Elekta et pour le système de contrôle type Desktop Pro version 7.01.**

Paramètres variables de l'accélérateur en VMAT	Valeurs
Débits de dose disponibles	25, 50, 100, 200, 400 UM/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)	0,3 UM/cm

Trois niveaux de contrôle existent pour assurer la qualité de la délivrance par l'accélérateur<sup>14</sup>. Le premier niveau enregistre et vérifie les prescriptions reçues depuis le R&V ; il contrôle que les paramètres de l'accélérateur sont en accord avec ceux prescrits. Le deuxième niveau de contrôle vérifie l'accord entre la position des lames, des mâchoires et du bras par rapport à la dose délivrée toutes les 40 ms. Le troisième niveau contrôle le bon fonctionnement des deux premiers. Si des écarts sont constatés, ce troisième niveau de contrôle stoppe la délivrance. Pour les techniques de délivrance statiques et dynamiques hors VMAT, le détail des tolérances est donné tableau 3 issu du manuel d'utilisation du TCS de l'accélérateur<sup>15</sup>.

En VMAT, la tolérance entre la valeur attendue et celle réalisée est dite dynamique. En effet la tolérance s'ajuste en fonction de la vitesse des lames afin de réaliser une délivrance du traitement la plus fluide possible. Par exemple pour le traitement d'un cancer de la prostate en VMAT, la lame centrale a une tolérance de positionnement variant de 1,0 mm à 6,1 mm pour un déplacement demandé de la lame de 0 mm et 18 mm respectivement.

Dans le cadre de ce travail, nous évaluons l'impact de ces tolérances dynamiques sur la fluence délivrée.

**Tableau 3 : Tolérances statiques et dynamiques (hors VMAT) de l'accélérateur (valeurs fournies par Elekta<sup>15</sup>).**

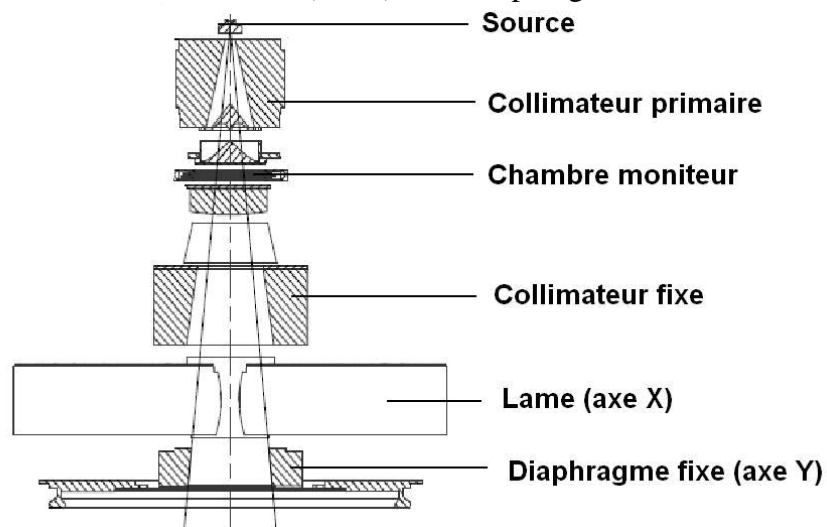
	Static tolerance	Dynamic tolerance	
		Normal dose rate	Low dose rate
Gantry angle	0.5°	3.0°	
Collimator angle	0.5°	3.0°	
Table Vertical	Half dynamic tolerance	4 cm	
Table Lateral	Half dynamic tolerance	2 cm	
Table Longitudinal	Half dynamic tolerance	2 cm	
Isocentric Rotation	Half dynamic tolerance	6.0°	
MLC Head Diaphragm X1	1 mm	1 mm	
MLC Head Diaphragm X2	1 mm	1 mm	
MLC Head Diaphragm Y1	1 mm	1 mm	
MLC Head Diaphragm Y2	1 mm	1 mm	
		Normal dose rate	Low dose rate
MLC Leaf	1 mm	1 mm	2 mm
BM Leaf	1 mm	1 mm	2 mm

### I.2.3 Les collimateurs multi-lames : Beam Modulator, MLCi2, Agility

Le MLC est un des paramètres variables qui participe à la modulation de la dose en VMAT et c'est l'élément majeur qui réalise la collimation variable du faisceau. Les MLC de la société Elekta intégrés à la tête de l'accélérateur disponibles pour le VMAT sont au nombre de trois : le Beam Modulator, le MLCi2 et l'Agility.

Les figures 8, 9 et 10 présentent des schémas de coupes de la tête d'un accélérateur équipé d'un des trois collimateurs.

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



**Figure 8 : Schéma de coupe de la tête d'un accélérateur équipé d'un MLC type Beam Modulateur.**



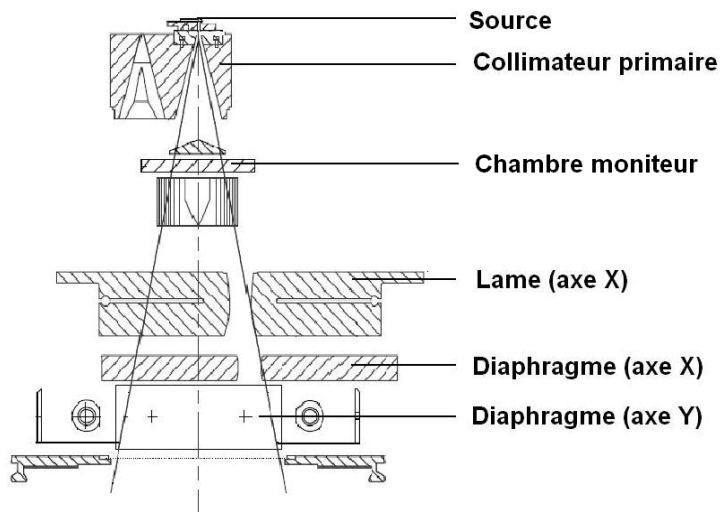


Figure 9 : Schéma de coupe de la tête d'un accélérateur équipé d'un MLC type MLCi2.

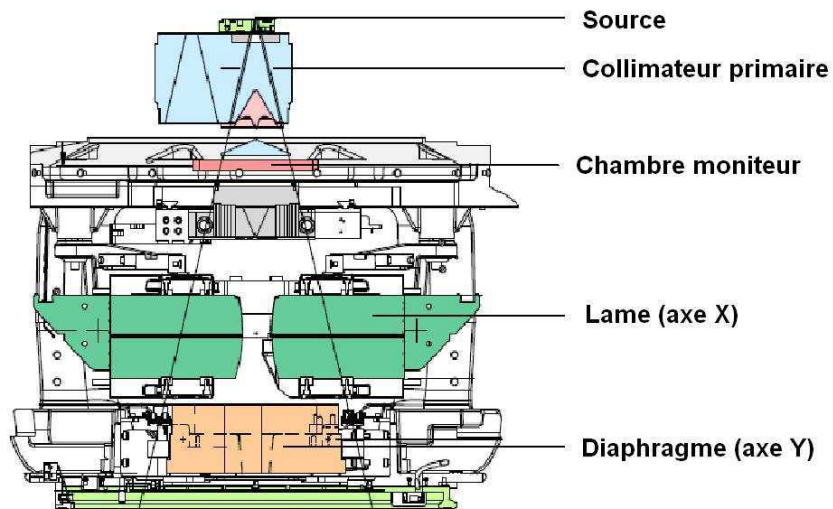


Figure 10 : Schéma de coupe de la tête d'un accélérateur équipé d'un MLC type Agility.

La figure 11 issue du rapport 73 de l'AAPM (American Association of Physicists in Medicine) <sup>16</sup> présente un schéma générique d'une lame standard et spécifie la nomenclature.

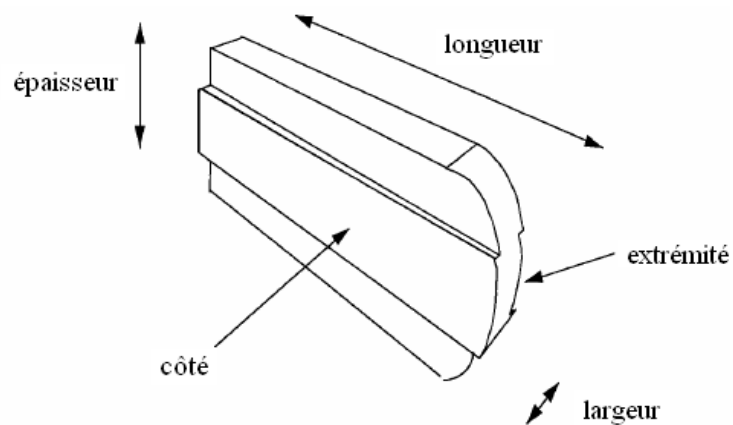


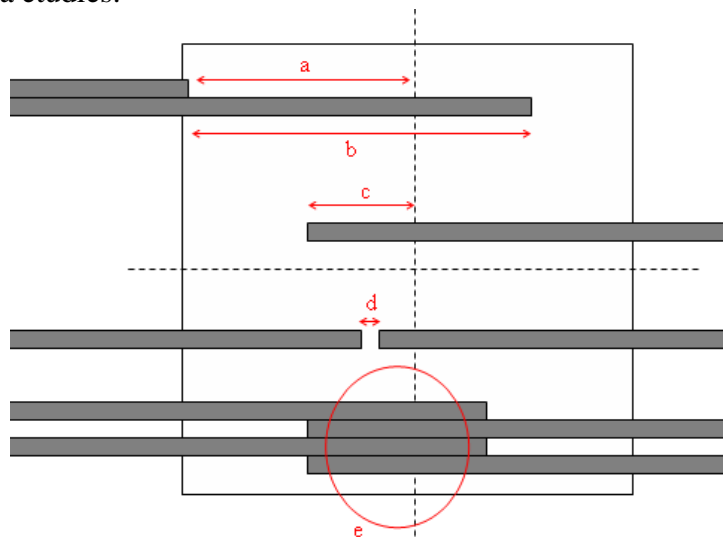
Figure 11 : Schéma générique d'une lame <sup>16</sup>.

Le tableau 4 récapitule les caractéristiques morphologiques principales des lames des trois collimateurs Elekta étudiés.

**Tableau 4 : Caractéristiques morphologiques principales des lames des MLC Elekta: Beam Modulator, MLCi2 et Agility.**

Morphologie du collimateur	Beam Modulator	MLCi2	Agility
Nombre de lames	40 paires de lames	40 paires de lames	80 paires de lames
Largeur à l'isocentre	4 mm	10 mm	5 mm
Épaisseur (taille réelle)	75 mm	82 mm	90 mm
Forme des extrémités des lames	Arrondie Rayon = 122 mm	Arrondie Rayon = 150 mm	Arrondie Rayon = 170 mm
Forme des côtés des lames	Plate	Plate	Plate
Distance source mi-lame	425,3 mm	337 mm	349,3 mm
Caractéristique des mâchoires	2 paires de mâchoires fixes	2 paires mobiles ⊥ et // sens de déplacement des lames	1 paire mobile ⊥ sens de déplacement des lames
	⊥ sens de déplacement des lames : épaisseur = 92 mm // sens de déplacement des lames : épaisseur = 42,8 mm	⊥ sens de déplacement des lames : épaisseur = 78 mm // sens de déplacement des lames : épaisseur = 30 mm	Épaisseur variable = 77, 35 et 22 mm
	Fixes	Vitesse : 15 mm/s	Vitesse : 90 mm/s

La figure 12 représente les configurations possibles pour le positionnement des lames d'un MLC et le tableau 5 reporte les principales caractéristiques de déplacement des trois collimateurs Elekta étudiés.



**Figure 12: Représentation des configurations possibles de position des lames d'un MLC. Lignes pointillées = projection des axes dont le centre matérialise l'isocentre, a = Position de rétractation extrême à partir de l'isocentre, b = Distance maximale entre lames adjacentes du même banc, c = Position d'extension extrême au-delà de l'isocentre, d = Distance minimale entre lames opposées, e = inter-digitation des lames.**

Tableau 5 : Caractéristiques principales de déplacement des MLC : Beam Modulator, MLCi2 et Agility.

Caractéristiques de déplacement	Beam Modulator	MLCi2	Agility
Position de rétractation extrême à partir de l'isocentre	105 mm	200 mm	200 mm
Position d'extension extrême au-delà de l'isocentre	105 mm	125 mm	120 mm
Distance minimale entre lames opposées	0,005 mm	0,5 mm	1 mm
Distance maximale entre lames adjacentes du même banc	210 mm	325 mm	320 mm
Inter-digitation	Oui	Oui *	Oui
Indépendance lames et mâchoires	Non applicable	Oui pour les mâchoires ⊥ sens de déplacement des lames Asservissement des Backup aux lames	Oui pour les mâchoires ⊥ sens de déplacement des lames Asservissement des Backup aux lames
Taille maximale du champ ⊥ sens de déplacement des lames	160 mm	400 mm	400 mm
Taille maximale du champ // sens de déplacement des lames	210 mm	400 mm	400 mm
Mode de déplacement	Déplacement autonome	Déplacement autonome	Déplacement combiné avec un guide de lame dynamique
	Statique	Statique	Statique
	Dynamique Vitesse maximale : 25 mm/s	Dynamique Vitesse maximale : 20 mm/s	Dynamique Vitesse maximale: lames seules: 35 mm/s lames + guide : 65 mm/s

Distances données à l'isocentre

\* Avec le système informatique de contrôle Integrity

Les valeurs extrêmes des paramètres variables propres au MLC en VMAT sont précisées tableau 6 pour les trois collimateurs actuellement commercialisés par Elekta.

Tableau 6 : Caractéristiques des paramètres variables des lames en VMAT des MLC : Beam Modulator, MLCi2 et Agility.

Paramètres variables du collimateur multi-lames	Beam Modulator	MLCi2	Agility
Vitesse maximale de déplacement des lames	25 mm/s	20 mm/s	35 mm/s *
Vitesse maximale de déplacement des mâchoires	Non applicable	15 mm/s	90 mm/s
Nombre minimal d'UM par mouvement linéaire	0,3 UM/cm		

\* 65 mm/s avec déplacement combinée du guide

Le positionnement des lames est géré par un système optique dont le principe est détaillé figure 13. Sur chacune des lames, un réflecteur est positionné pour indiquer sa position au système optique. La fréquence de contrôle du positionnement des lames est de 25 Hz.



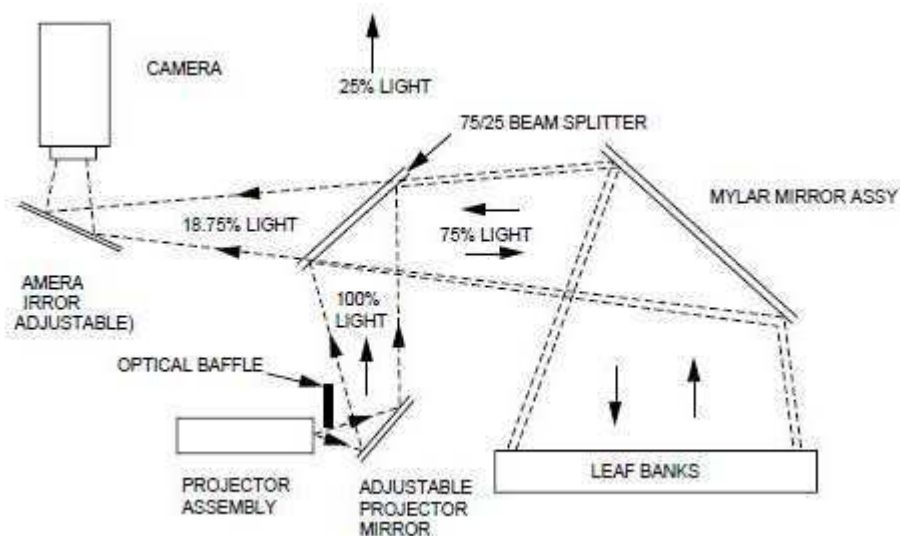


Figure 13: Principe du système optique de positionnement des lames d'un MLC Elekta <sup>17</sup>.

En RCMI, les mâchoires mobiles se placent à la position de la lame la plus extérieure définissant le bord du champ d'irradiation afin de diminuer la transmission inter-lames et donc la dose intégrale reçue par le patient. La position des mâchoires est ajustée à chaque segment en RCMI S&S et est ajustée de façon dynamique à chaque point de contrôle en VMAT.

Le tableau 7 reporte les principales données dosimétriques selon les informations techniques fournies par Elekta. Il faut noter que ces valeurs sont soumises à variation en fonction de nombreux paramètres : énergie, taille du champ, profondeur, distance à la source et des conditions de mesures. La transmission globale d'un système de collimation se décompose en transmission inter-lame, intra-lame et transmission des mâchoires additionnelles. Ces transmissions dépendent de plusieurs paramètres géométriques: la forme du côté des lames, la largeur des lames et l'épaisseur des lames et des mâchoires.

Tableau 7: Caractéristiques dosimétriques principales des lames des MLC Elekta étudiés: Beam Modulator, MLCi2 et Agility.

Paramètres physiques*	Beam Modulator	MLCi2	Agility
Transmission moyenne lames	< 0,5 %	0,5 %	≅ 0,35 %
Transmission inter-lame	< 2 %	< 1 %	< 0,5 %
Transmission collimateur	NA	Lames + mâchoires : Moyenne : 0,1 % Max : 0,2 %	Lames + mâchoire partie épaisse : < 0,07 % Lames + mâchoire partie fine : < 0,13 % Mâchoires : < 0,35 %
Pénombre	4-6 mm	≤ 7 mm	≤ 7 mm

\* données constructeur pour un faisceau de photons de 6 MV

#### **I.2.4 Les systèmes de planification des traitements : Pinnacle/Philips, Monaco/Elekta**

En RCMI, une nouvelle méthode de planification dosimétrique a été nécessaire en raison de la multiplication des paramètres variables à optimiser. Elle est basée sur la résolution du problème inverse<sup>18</sup>. Le but de la planification dosimétrique inverse est de trouver les profils des faisceaux optimaux parmi l'ensemble des solutions possibles. Le schéma général de la planification inverse est le suivant : l'opérateur renseigne les objectifs de dose attendus pour le patient ; puis le logiciel inverse optimise la fluence du faisceau grâce à un processus itératif dont l'objectif est de minimiser une fonction objectif qui traduit l'écart entre la dose attendue par l'opérateur et celle proposée par le système; une segmentation est réalisée afin de traduire la fluence théorique du faisceau en fluence réalisable par l'accélérateur c'est-à-dire en une combinaison de positions de lames et de pondération en dose des faisceaux<sup>19</sup>. Ainsi généralement la planification inverse en RCMI utilise deux algorithmes un premier pour l'optimisation de la fluence et un deuxième pour la segmentation. Certains logiciels réalisent une planification RCMI en une seule étape en prenant en compte les paramètres du collimateur pendant l'optimisation de la fluence. Cette technique est implémentée dans les TPS Pinnacle de Philips et Oncentra MasterPlan de Nucletron/Elekta sous le nom de DMPO pour « Direct Machine Parameters Optimization »<sup>20,21</sup>.

Avant de commencer le processus inverse, l'opérateur doit définir une série de paramètres balistiques comme l'énergie, le nombre et la position des faisceaux en cas de RCMI par faisceaux stationnaires ou la position de début et de fin du ou des arcs en cas de RCMI par faisceaux mobiles (arcthérapie). L'opérateur doit également renseigner un ensemble de paramètres lors du processus inverse. Il s'agit des objectifs de doses à atteindre mais aussi des paramètres propres au processus itératif ; ce sont pour le TPS Pinnacle le nombre maximal d'itérations, la variation minimale de la fonction objectif globale entre deux itérations et le numéro de l'itération à laquelle un calcul de dose utilisant un algorithme de dose de type « Collapse Cone » est utilisé. Il s'agit également de paramètres propres au type d'algorithme inverse et à la technique de RCMI mise en œuvre.

Deux TPS sont utilisés dans notre étude Pinnacle de la société Philips versions 9.0 et 9.2 et Monaco de la société Elekta version 2.0. Ces deux logiciels diffèrent par de nombreux points dont les deux principaux, développés ci-dessous, sont le type d'algorithme utilisé pour le calcul de la dose et le type de méthode inverse implémentée.

##### Algorithme de calcul de dose

L'estimation de la dose délivrée au patient repose sur l'utilisation d'algorithmes de calcul de dose. Il existe différents types d'algorithmes dont la précision en particulier en conditions d'hétérogénéités est variable<sup>22</sup>. Le TPS Pinnacle utilise des méthodes de superposition et de convolution de kernels type CCC (Collapsed Cone Convolution) et le TPS Monaco utilise des méthodes de simulation Monte-Carlo type XVMC. Ces deux algorithmes prennent en compte correctement le parcours des électrons secondaires les classant dans les algorithmes les plus performants du marché.

L'algorithme CCC de superposition et de convolution de kernels implémenté dans Pinnacle a été décrit par Ahnesjö<sup>23</sup>, il est combiné à une méthode pour diminuer temps de calcul qui est basée sur une représentation analytique des kernels et l'utilisation de directions préférentielles<sup>24</sup>. L'algorithme de dose nommé XVMC, pour X-Ray Voxel Monte Carlo,<sup>25</sup> est couplé avec un modèle de fluence virtuel de la tête de traitement<sup>26</sup>. Dans le modèle XVMC plusieurs

approximations sont réalisées sur le transport des particules : utilisation d'un algorithme de transport d'électron rapide, d'une méthode de « Ray Tracing » rapide et des techniques de réduction de variance <sup>27</sup>.

### Méthode inverse

L'algorithme inverse spécifique au VMAT utilisé par le TPS Pinnacle est appelé SmartArc. Le processus inverse avec l'algorithme SmartArc ne possède qu'une seule étape dont le schéma de fonctionnement, présenté figure 14, a été proposé par Bzudek et al <sup>28,29</sup>. La rotation de la source est prise en compte en échantillonnant son mouvement de manière progressive: l'optimisation débute par un échantillonnage avec un point de contrôle tous les 24°, et se termine avec un échantillonnage plus précis défini par l'opérateur qui peut aller jusqu'à 2°.

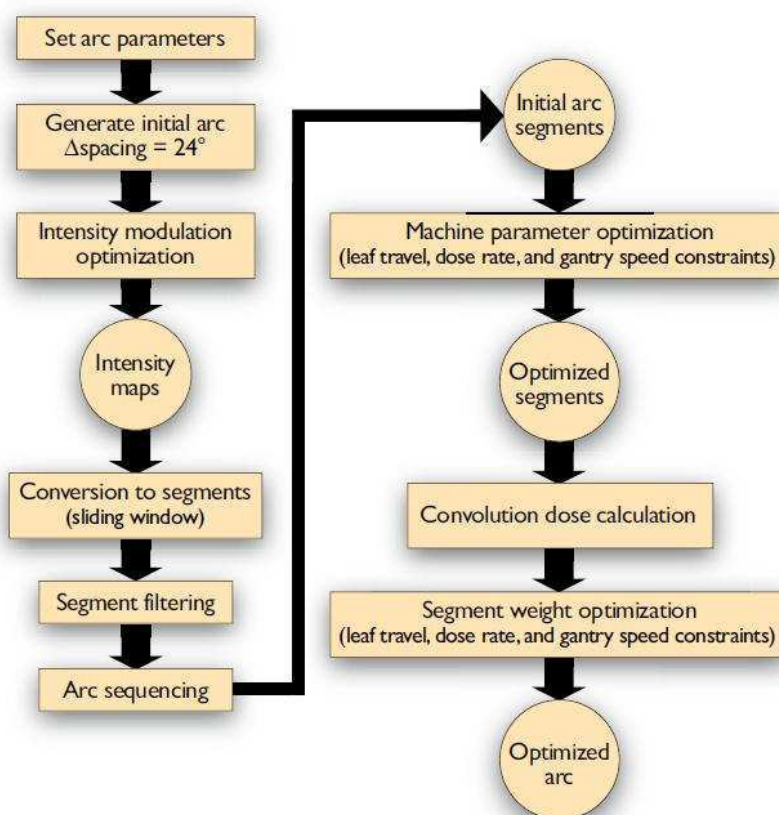


Figure 14 : Schéma du processus d'optimisation de l'algorithme SmartArc <sup>29</sup>.

Le TPS Monaco possède un processus d'optimisation inverse en VMAT basé sur la méthode décrite par Bedford et al <sup>30</sup>. Un préalable à l'optimisation, qui possède deux principales étapes, est la division de l'arc en plusieurs secteurs (figure 15) dont les caractéristiques dépendent de la taille de l'arc et de l'incrément choisi par l'opérateur. La première étape de l'optimisation inverse optimise la fluence théorique des faisceaux en utilisant de façon combinée ou non des contraintes de dose biologiques et physiques <sup>31</sup>. Un processus de lissage de la fluence est également réalisé pendant cette première étape. A l'issue de cette étape, une série de faisceaux discrets ayant chacun une fluence modulée optimisée est générée. Dans la deuxième étape, cette série de faisceaux est convertie en arc type VMAT réalisable par

l'accélérateur. Les faisceaux sont segmentés et leur poids en dose défini pour toujours satisfaire les contraintes de dose des tissus sains. L'algorithme de séquençage utilisé génère des mouvements de lames unidirectionnels à travers le champ<sup>30</sup>. Le sens des lames est alterné par portions d'arc adjacentes les unes aux autres, appelées secteurs. Chaque secteur est décomposé en points de contrôle comme visualisé figure 16.

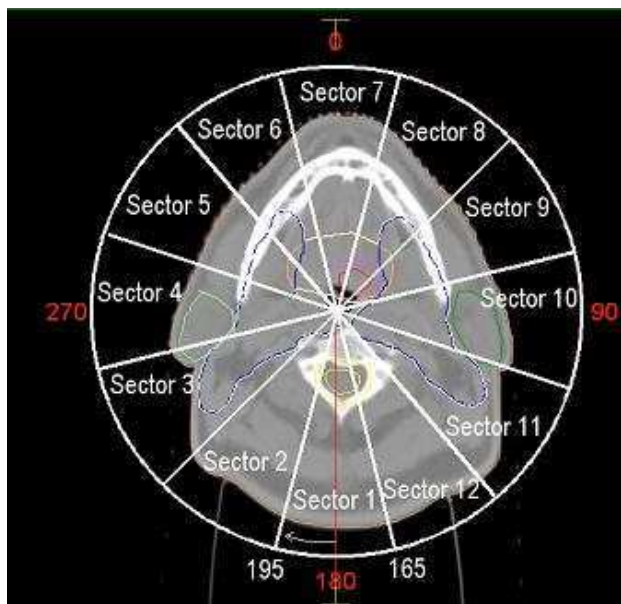


Figure 15 : TPS Monaco : division de l'arc en secteurs en préalable à l'étape d'optimisation inverse en VMAT<sup>32</sup>.

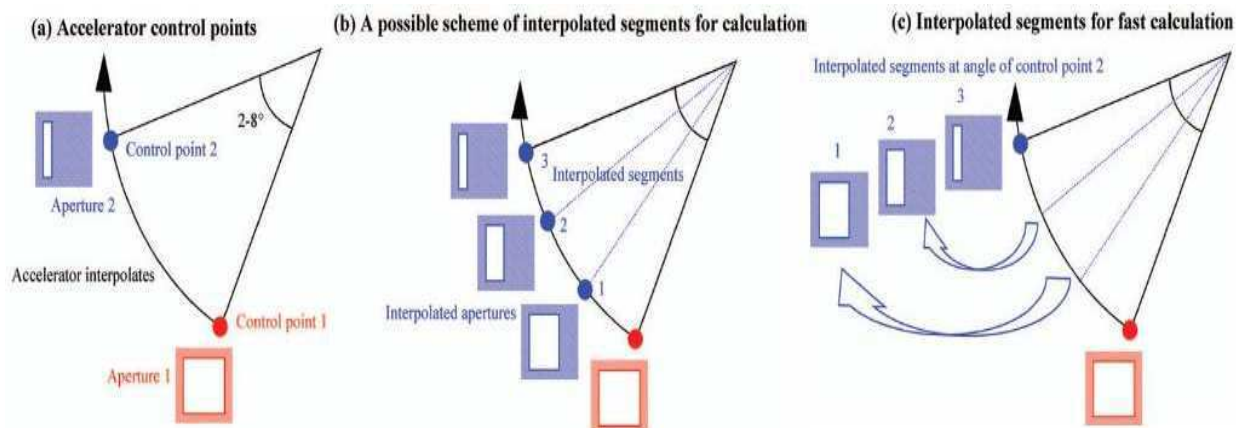


Figure 16 : Illustration de la création des CP en VMAT selon la méthode développée par Bedford et al<sup>30</sup>.

### **I.3 Conclusion**

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

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

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 III.

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 IV évalue les résultats pour quatre localisations majeures : prostate, ORL, poumon et sein.

## **Chapitre II Description et optimisation des paramètres d'influence sur les performances de la technique VMAT**

Dans le premier paragraphe de ce chapitre, nous donnons une description et une analyse des paramètres majeurs d'influence sur les performances de la technique VMAT. Au niveau de l'accélérateur et du MLC, les paramètres retenus sont le mode de variation du débit de dose de l'accélérateur, le positionnement du MLC dans la tête de l'accélérateur et les caractéristiques géométriques des lames du MLC. Au niveau du TPS, nous étudions l'influence de la modélisation de l'accélérateur et du MLC, des algorithmes de calcul de la dose et des méthodes d'optimisation inverse.

Nous proposons trois études spécifiques propres à notre chaîne de traitement : i) l'évaluation de l'influence des collimateurs multi-lames Beam Modulator et MLCi2, ii) l'évaluation de l'influence des paramètres balistiques et des paramètres propres au logiciel inverse pour le TPS Pinnacle/Philips, iii) l'évaluation de l'influence des performances de deux systèmes de planification des traitements Pinnacle/Philips et Monaco/Elekta.

### **II.1 Description des paramètres d'influence**

#### **II.1.1 Influence du mode de variation du débit de dose de l'accélérateur**

Le nouveau TCS des accélérateurs Elekta, nommé Integrity, offre la possibilité de faire varier le débit de dose soit par palier soit de façon continue. Des variations du débit de dose par palier de 50%, impliquent des adaptations brusques des autres paramètres variables en VMAT et peuvent ainsi affecter la précision de la délivrance de la dose. Une variation continue du débit de dose offre une délivrance plus rapide du traitement ce qui implique potentiellement une augmentation de la vitesse des autres paramètres dynamiques.

Deux études ont évalué l'impact sur la délivrance de la dose du mode de variation du débit de dose<sup>33,34</sup>. Boylan et al ont évalué l'impact du mode de variation du débit de dose sur le temps de délivrance, sur la précision de positionnement du MLC, sur l'homogénéité des faisceaux et sur la cohérence des distributions de dose calculées et mesurées en technique VMAT pour cinq cas prostate et cinq cas ORL<sup>33</sup>. Le débit de dose moyen était augmenté en moyenne de 38,6 % avec la variation du débit de dose en continu par rapport au mode de variation par palier engendrant une diminution proportionnelle du temps de délivrance du traitement. Ils ont montré que pour les plans ORL l'erreur moyenne de positionnement des lames était de 0,06 mm (écart-type de 0,35 mm) pour un débit variable par palier et de 0,13 (écart-type de 0,44 mm) pour un débit variable en continu. Les faisceaux étaient significativement plus homogènes avec un débit variable en continu. Concernant la cohérence entre les distributions de dose calculées et celles mesurées, une amélioration significative du pourcentage de point passant au test du gamma index était obtenue avec le débit variable en continu lorsque l'analyse était effectuée arc par arc pour les plans VMAT ORL utilisant deux arcs. Mais ces différences n'étaient plus visibles lorsque la cohérence était analysée sur le cumul des deux arcs. Dans une autre étude, Bertelsen et al ont étudié la façon dont le mode de variation du débit de dose et le système de contrôle pilotant l'ajustement des paramètres affectent la délivrance de la dose en termes de précision et d'efficacité<sup>34</sup>. Ils ont analysé la précision de la délivrance de plans sur l'accélérateur grâce à l'analyse des erreurs des paramètres mécaniques. Ils ont montré en utilisant des tests simples, avec des vitesses élevées sur les

mouvements du bras, des lames et des mâchoires, que : i) concernant le positionnement du bras, la moyenne des erreurs est très faible, entre 0 et - 0,2°, et qu'il n'y pas de différence significative (test non paramétrique de Wilcoxon, p supérieur à 0,05) sur la moyenne des erreurs du bras, c'est-à-dire qu'il y a la même exactitude de positionnement du bras, quelque soit le mode de variation du débit de dose; ii) concernant le positionnement des lames du MLC, la moyenne des erreurs est très faible, inférieure à 0,1 mm, et qu'il n'y pas de différence significative sur la moyenne des erreurs de positionnement des lames quelque soit le mode de variation du débit de dose. Sur des plans de traitement de patients, pour cinq cas de prostate, cinq cas poumons et cinq cas ORL, Bertelsen et al ont montré que l'utilisation du débit de dose variable en continu donne un mouvement de bras plus homogène. L'efficacité des plans de traitement est améliorée : le temps de délivrance moyen passe de 148 s (écart-type = 44 s) avec un débit de dose variable par palier à 106 s (écart-type = 32 s) avec un débit de dose variable de façon continue. Concernant la cohérence calcul-mesure des plans de traitement, Bertelsen et al ont trouvé des différences très faibles ne pouvant pas avoir d'impact clinique entre les deux modes de variation du débit de dose. Une comparaison directe des distributions de dose mesurées deux à deux a été réalisée avec le test du « gamma index » et selon des critères très stricts de 0,5 % et 0,5 mm. La comparaison des plans réalisés avec les deux modes de variation du débit de dose montrait qu'en moyenne 99,2 % des points étaient acceptés avec un écart-type de 1,3 %.

En conclusion, le mode de variation du débit de dose impacte très peu sur la qualité de la délivrance du plan par l'accélérateur mais la variation du débit de dose en continu permet une diminution du temps de délivrance de la dose de 30 % par rapport à un mode de variation du débit de dose par palier.

## **II.1.2 Influence du collimateur multi-lames**

### **II.1.2.1 Influence du positionnement du collimateur dans la tête d'irradiation de l'accélérateur**

Le design de la tête de l'accélérateur et plus particulièrement le rétrodiffusé des mâchoires et du MLC sur la chambre moniteur influe sur la dose diffusée par la tête de l'accélérateur. Ce rayonnement diffusé participe à la dose intégrale reçue par le patient et particulièrement sur la dose superficielle. Huq et al ont mesuré la dose diffusée par la tête pour des tailles de champs de 3 cm × 3 cm à 40 cm × 40 cm<sup>35</sup>. Ils ont ainsi montré que globalement plus le MLC était proche de la chambre moniteur plus la dose diffusée par la tête de l'accélérateur diminuait<sup>35</sup>. Les distances source-centre des lames du MLC sont de 42,53 cm pour le Beam Modulator, 33,60 cm pour le MLCi2 et de 34,93 cm pour l'Agility.

### **II.1.2.2 Influence des caractéristiques géométriques des lames du MLC**

#### Forme du côté des lames

Les trois MLC, Beam Modulator, MLCi2 et Agility, disponibles pour le VMAT ont des lames dont le côté est plat contrairement à d'autres MLC qui possèdent des côtés de lame avec une forme en tenon-mortaise appelée communément « tongue and groove ». La figure 17 montre deux MLC Elekta : le MLCi2 étudié dans ce travail et un MLC d'ancienne génération présentant une forme des côtés des lames en « tenon-mortaise ».





Figure 17 : Photographies de face et de profil de lames issues du MLCi, avec un côté de lame en tenon mortaise et du MLCi2 avec un côté de lame plat.

La géométrie en tenon-mortaise a été développée pour diminuer la transmission inter-lames mais provoque en RCMI un effet appelé effet « tongue and groove » (T&G). Celui-ci entraîne un sous-dosage entre deux lames comme présenté dans la figure 18 issue d'une étude de Deng et al <sup>36</sup>.

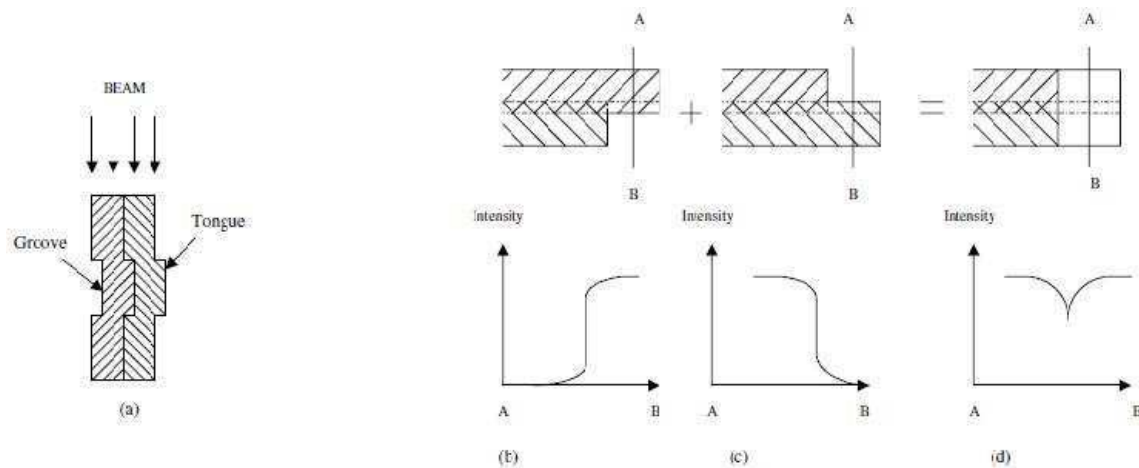


Figure 1. Schematic diagram of the tongue-and-groove effect in an MLC. (a) The design of the MLC tongue and groove is to reduce inter-leaf leakage. (b)–(d) Schematic diagrams of two fields and their superposition defined by two adjacent leaves. The region centred between two leaves in (d) is underdosed.

Figure 18 : Schéma de l'effet « Tongue and Groove » selon Deng et al <sup>36</sup>.

L'impact de celui-ci a largement été étudié en RCMI par faisceaux stationnaires pour laquelle la valeur du sous-dosage peut être supérieure à 10 % pour un faisceau unique <sup>36</sup>. Mais l'impact de celui-ci dépend de la séquence de position de lames utilisée et dépend donc énormément de la qualité de l'algorithme de séquençage utilisé <sup>37,38</sup>. Dans leur étude, Luan et al utilisent un algorithme spécifique de séquençage développé pour minimiser l'effet T&G en



RCMI type S&S , ainsi pour un cas de prostate l'erreur due à l'effet T&G est de 0 % pour 23 segments <sup>38</sup>. De plus l'impact dosimétrique de l'effet T&G est à considérer globalement en combinant l'effet T&G de l'ensemble des faisceaux de traitement utilisés. Ainsi Deng et al montrent que cet effet peut être inférieur à 1,6 % pour des cas cliniques utilisant plus de cinq faisceaux puisque l'effet T&G ne se produit pas toujours sur le même plan <sup>36</sup>. De plus le potentiel d'une rotation de collimateur pour diminuer l'impact de l'effet T&G a été démontré par Otto et al depuis 2002 <sup>39</sup>. Actuellement aucun logiciel de planification du marché ne propose une optimisation de la rotation du collimateur en VMAT ni même une optimisation de l'angle du collimateur en RCMI par faisceaux stationnaires. Ainsi en VMAT une rotation du collimateur fixe pour l'ensemble de l'arc est souvent réalisée pour les MLC possédant une géométrie en tenon-mortaise. Dans ce cas, l'angle du collimateur est souvent fixé entre 10° et 45° mais le choix de l'angle du collimateur est un compromis entre la diminution de l'effet T&G et l'adaptation des lames à la géométrie du volume cible et des OAR <sup>40</sup>. Le côté des lames des collimateurs Elekta adaptés au VMAT, Beam Modulator, MLCi2 et Agility, ne présentent pas de tenon-mortaise ce qui permet d'éviter l'effet T&G. Pour limiter la transmission inter-lames de ces MLC, les lames sont légèrement inclinées de façon à ce que les côtés divergents soit légèrement défocalisés et ainsi ne respectent pas exactement la divergence du faisceau.

#### Forme de l'extrémité des lames

L'arrondi de l'extrémité des lames a été créé afin de limiter la variation de la pénombre dosimétrique en fonction de la position des lames par rapport au centre du champ comme cela est visualisé dans la figure 19.

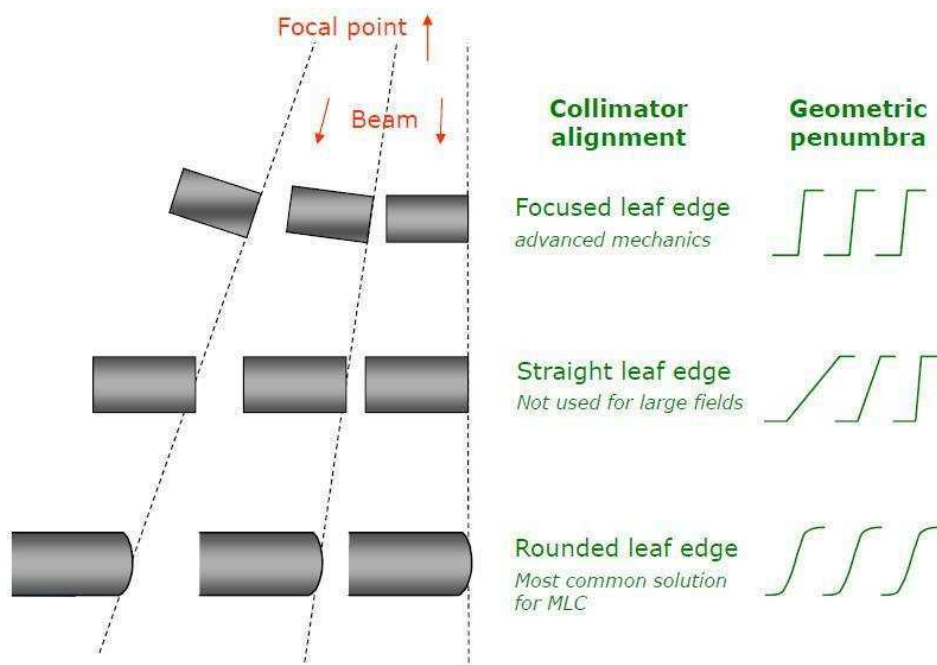


Figure 19: Influence de la forme de l'extrémité des lames sur la pénombre <sup>41</sup>.

Pour le MLC Beam Modulator, Patel et al ont montré que la variation de la pénombre sur l'ensemble de la gamme de déplacement des lames est de 0,5 mm à 2 cm de profondeur pour un faisceau de 6 MV <sup>42</sup>. Pour le MLCi2 nous avons mesuré une variation de pénombre de 0,8 mm dans les mêmes conditions. Pour le MLC Agility, la variation de la pénombre a été

évaluée à 0,6 mm sur l'ensemble de la gamme de déplacement des lames à 10 cm de profondeur pour un faisceau de 6 MV<sup>43</sup>.

#### Largeur de lame

En 2000, Bortfeld et al ont étudié théoriquement la largeur de lame minimale en dessous de laquelle aucun bénéfice physique n'est attendu<sup>44</sup>. Ils ont montré que la largeur des lames du MLC permettant une résolution optimale est égale à la largeur de la pénombre divisée par un facteur de 1,7, soit environ 1,5-2 mm pour un faisceau de 6 MV. En dessous de cette valeur, la transmission globale augmente en raison de la diminution du rapport entre la largeur de lame et l'espace inter-lame<sup>44</sup>. En RCMI par faisceaux stationnaires, l'influence de la largeur des lames a été évaluée par plusieurs auteurs. L'influence de la largeur des lames du MLC a été investiguée en technique RCMI S&S et SW pour différentes localisations tumorales<sup>45-48</sup>. Zwicker et al ont comparé deux collimateurs avec des largeurs de lames de 5 mm et 10 mm en technique S&S pour des traitements de la sphère ORL avec une prescription en boost intégré<sup>49</sup>. Ils ont montré un gain significatif en faveur du MLC avec de lames de 5 mm en termes de couverture du volume cible et d'épargne des OAR. Burmeister et al ont comparé deux collimateurs avec des largeurs de lames de 5 mm et 10 mm en technique S&S pour trois localisations tumorales<sup>48</sup>. Ils ont montré que des lames plus fines amélioraient significativement la qualité du plan que dans des cas spécifiques, c'est-à-dire pour des petits volumes cibles ou des petites structures à risque ou pour des volumes cibles avec des concavités. Dans la plupart des cas, ils n'ont pas montré de différences cliniquement significatives. En termes d'efficacité, les plans générés avec des lames de 10 mm de large demandaient 60 % de segments en moins et 40 % d'UM en moins par rapport à des plans générés avec des lames de 5 mm de large. Une étude menée par Wang en 2010 a investigué l'impact de deux collimateurs Elekta en technique S&S : le Beam Modulator avec des lames de 4 mm de large et le MLCi avec des lames de 10 mm de large<sup>45</sup>. Pour des cas de traitements du nasopharynx, ils ont trouvé que le MLC avec les lames les plus fines fournissait une meilleure couverture du volume cible sans amélioration sur l'épargne des OAR. Abe et al ont investigué l'impact de la largeur des lames du MLC en cas de traitement de la prostate avec une prescription avec escalade de dose en technique RCMI SW<sup>50</sup>. Ils ont montré des différences dosimétriques très faibles entre des largeurs de lames de 3 et 5 mm suggérant que les deux collimateurs peuvent être utilisés dans ce type de cas. Toutes ces études montrent que l'influence de la largeur des lames est difficilement généralisable car cela dépend de la localisation clinique traitée mais aussi des autres paramètres du MLC et des autres éléments de la chaîne de traitement.

### **II.1.3 Influence du système de planification des traitements**

#### **II.1.3.1 Influence de la modélisation de l'accélérateur et du MLC**

En radiothérapie, les logiciels de planification dosimétrique utilisent une représentation mécanique et dosimétrique de l'accélérateur linéaire d'électrons, appelée modèle, afin de calculer la dose sur une représentation 3D du patient. Cette modélisation de l'accélérateur repose sur un ensemble de données dosimétriques propres aux faisceaux produits par l'accélérateur. Les données expérimentales vont alors servir de base à la modélisation. La qualité de cette étape est primordiale pour assurer une bonne concordance entre les doses calculées et les doses délivrées par l'accélérateur. La RCMI a nécessité des améliorations de la modélisation des faisceaux implémentée dans les TPS. Ces améliorations portent

notamment sur la prise en compte des caractéristiques du MLC. Il s'agit en particulier de renseigner les caractéristiques dosimétriques, comme la transmission globale et inter-lames, mais aussi géométriques, comme la forme de l'extrémité des lames et la forme du côté des lames et les capacités de déplacement des lames<sup>51,52</sup>. Les paramètres variables permettant d'ajuster le modèle des faisceaux sont nombreux ; pour la version 6.2 de Pinnacle/Philips ils sont synthétisés par Starkschall et al ainsi<sup>53</sup>: i) un spectre d'énergies discrètes se composant d'un ensemble d'énergies et correspondant à des fluences relatives de photons, qui sont décrites avec des poids relatifs à chaque énergie ; ii) un facteur qui décrit la modification du spectre en dehors de l'axe ; iii) un angle et un rayon de cône qui modélisent les changements dans la fluence des photons dans l'air en dehors de l'axe ; iv) des facteurs de transmission de la fluence au travers des collimateurs ; v) la forme de la distribution gaussienne de la diffusion du cône égalisateur ; vi) la diffusion par les modificateurs de faisceau ; vii) les dimensions de la source de photons ; viii) un ensemble de paramètres qui modélisent la contamination électronique. Ces nombreux paramètres sont interdépendants, il est donc indispensable avant de commencer la modélisation d'appréhender comment chaque paramètre va influencer la distribution de la dose. Dès 1998, l'AAPM a suggéré des critères d'acceptation variables en fonction de la zone du faisceau analysée (figure 20) pour les techniques de radiothérapie sans modulation d'intensité<sup>54</sup>. Les critères proposés sont présentés figure 21. Venselaar et al en 2001 ont également proposé des critères d'acceptabilité variables en fonction de la zone analysée (figure 22) mais aussi de la complexité de technique mise en œuvre<sup>55</sup>. Les critères proposés sont présentés figure 23.

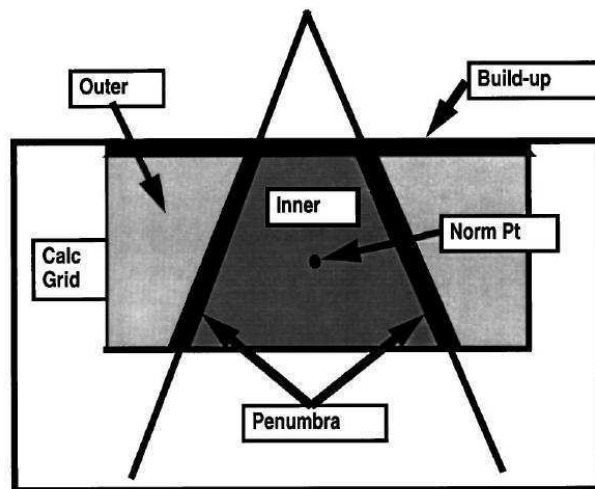


FIG. 4-1. Regions for photon dose calculation agreement analysis.

**Figure 20 : Différenciation des régions du faisceau pour l'analyse de la cohérence calcul-mesure proposée par l'AAPM<sup>54</sup>.**

TABLE 4-4. Suggested Format for Acceptability Criteria for External Beam Dose Calculations, with Example Criteria\*  
(The criteria shown are based on the collective expectations of the members of the task group and are not to be used as goals or requirements for any particular situation.)

Situation	Abs. Dose @normpt (%)**	Central Axis (%)	Inner Beam (%)	Penumbra (mm)	Outer Beam (%)	Buildup Region (%)
Homogeneous phantoms:						
Square fields	0.5	1	1.5	2	2	20
Rectangular fields	0.5	1.5	2	2	2	20
Asymmetric fields	1	2	3	2	3	20
Blocked fields	1	2	3	2	5	50
MLC-shaped fields	1	2	3	3	5	20
Wedged fields	2	2	5	3	5	50
External surface variations	0.5	1	3	2	5	20
SSD variations	1	1	1.5	2	2	40
Inhomogeneous phantoms***:						
Slab inhomogeneities	3	3	5	5	5	-
3-D inhomogeneities	5	5	7	7	7	-

\*Percentages are quoted as a percent of the central ray normalization dose. The criteria shown as examples in the table are based on the collective expectations of the members of the task group and are not to be used as goals or requirements for any particular situation.

\*\*Absolute dose values for the dose at the beam normalization point are relative to a standard beam calibration point. They do not include all the uncertainties associated with determining the absolute dose under standard calibration conditions.

\*\*\*Excluding regions of electronic disequilibrium.

Figure 21 : Critères proposés par l’AAPM pour l’analyse de la cohérence calcul-mesure en fonction des différentes régions du faisceau <sup>54</sup>.

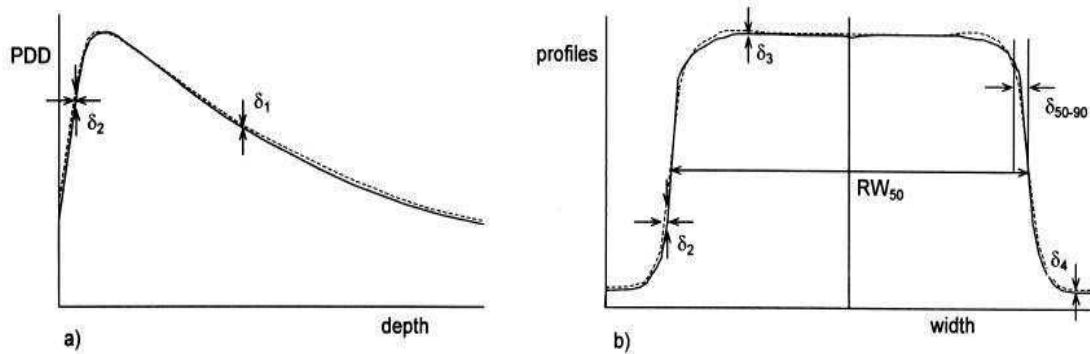


Fig. 1. Regions of validity of the criteria  $\delta_1$ – $\delta_4$ , radiological width  $RW_{50}$ , and beam fringe  $\delta_{50-90}$  to compare calculated and measured depth-dose (PDD) curves (a) and beam profiles (b).

Figure 22 : Différenciation des régions du faisceau pour l’analyse de la cohérence calcul-mesure proposée par Venselaar et al <sup>55</sup>.

Proposed values of the tolerances for  $\delta$  for application in different test configurations

Tolerance	(1) Homogeneous, simple geometry	(2) Complex geometry (wedge, inhomogeneity, asymmetry)	(3) More complex geometries, i.e. combinations of (2)
$\delta_1$ (central beam axis data) high dose, small dose gradient	2%	3%	4%
$\delta_2^a$ (build-up region of central beam axis, penumbra region of the profiles) high dose, large dose gradient	2 mm or 10%	3 mm or 15%	3 mm or 15%
$\delta_3$ (outside central beam axis region) high dose, small dose gradient	3%	3%	4%
$\delta_4$ (outside beam edges) low dose, small dose gradient	3% <sup>b</sup> (30%)	4% <sup>b</sup> (40%)	5% <sup>b</sup> (50%)
$RW_{50}^a$ (radiological width)	2 mm or 1%	2 mm or 1%	2 mm or 1%
$\delta_{50-90}$ (beam fringe)	2 mm	3 mm	3 mm

<sup>a</sup> These values are preferably expressed in mm. A shift of 1 mm corresponding to a dose variation of 5% is assumed to be a realistic value in the high dose, large dose gradient region.

<sup>b</sup> This percentage is applicable to equation (2); the percentages between brackets refer to equation (1).

Figure 23 : Critères proposés par Venselaar et al pour l’analyse de la cohérence calcul-mesure en fonction des différentes régions du faisceau et de la technique de radiothérapie <sup>55</sup>.



La série de mesures réalisée pour la modélisation de l'accélérateur correspond à des mesures de dose sur l'axe, rendements en profondeur et facteur d'ouverture collimateur, et à des profils en traversée acquis à différentes profondeurs et pour toute la gamme des tailles de champs utilisées en clinique. La figure 24 montre un exemple des formes de champs générés en VMAT avec le TPS Pinnacle. Il faut que le modèle soit adapté à toutes les tailles (tailles minimales et maximales réalisables par le MLC) et formes de champs (carrées ou allongées) et aux champs centrés sur l'axe du faisceau et décentrés. Pour des plans VMAT, la dose en un point du volume est due au faisceau primaire et au faisceau transmis au travers des lames. Ainsi il faut que le modèle soit précis même en dehors des limites géométriques du champ d'irradiation.

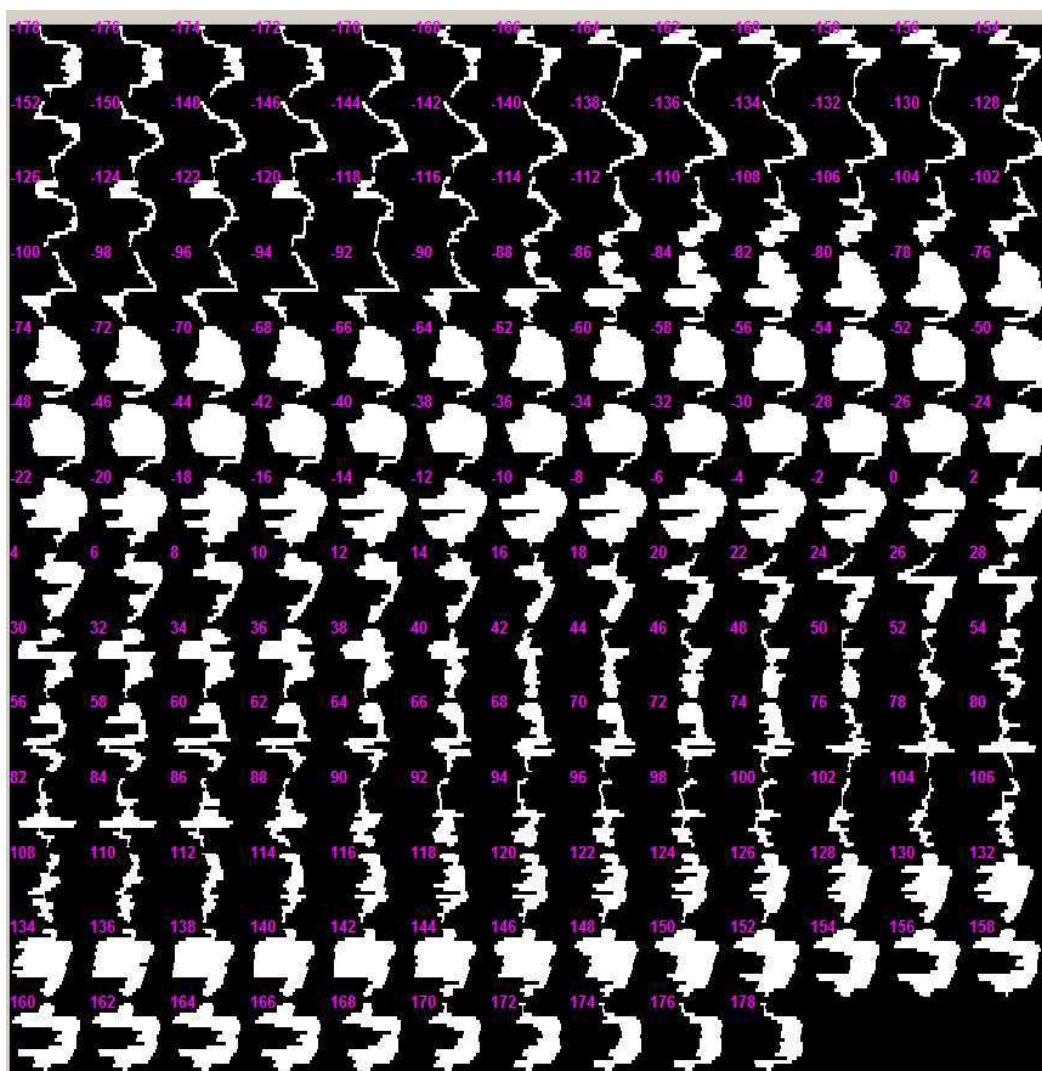


Figure 24 : Formes des champs délimités par les lames du MLC aux différents CP définis en VMAT pour un traitement de la sphère ORL planifié avec le TPS Pinnacle (arc de  $360^\circ$  échantillonné tous les  $2^\circ$ . En rose : angle du bras associé à chaque champ d'irradiation). Facteur d'échelle : une lame = 1 cm à l'isocentre.

Dans la littérature, plusieurs études ont évalué l'influence de la modélisation sur la cohérence entre les doses calculées et celles mesurées<sup>56-58</sup>. Notons que les mesures dans les champs de faibles dimensions, inférieures à  $4\text{ cm} \times 4\text{ cm}$ , nécessitent un soin particulier quant au choix des détecteurs afin de mesurer au mieux les zones de fort gradient, comme la pénombre<sup>59</sup>. Par

exemple pour un faisceau de photons de 6 MV, Garcia-Vicente et al ont mesuré des différences entre les pénombres réelles et mesurées de 0,02 cm, 0,08 cm et 0,25 cm pour des mesures réalisées respectivement par film argentique, par diode (diamètre de détection = 2,5 mm et épaisseur = 5  $\mu\text{m}$ ) et par chambre d'ionisation (volume sensible = 0,12  $\text{cm}^3$ )<sup>60</sup>. L'effet de la taille du détecteur utilisé pour acquérir les mesures servant de base à la modélisation a été analysé par Yan et al à partir des résultats de cohérence calcul-mesures obtenues pour des champs RCMI<sup>56</sup>. Deux modélisations ont été évaluées : une basée sur des mesures réalisées par chambre d'ionisation de volume sensible de 0,13  $\text{cm}^3$  et une sur des mesures réalisées par chambre d'ionisation de volume sensible de 0,04  $\text{cm}^3$ . Elles ont été comparées par rapport à une modélisation de référence basée sur des mesures réalisées par une diode de petite taille (surface sensible de 0,8  $\times$  0,8  $\text{mm}^2$ ) et par un modèle analytique développé dans le travail de Gracia-Vicente<sup>61</sup>. Les résultats des contrôles de doses relatives sont analysés en utilisant le test du gamma index pour les zones comprises dans l'isodose 10 % pour cinq cas de traitements de la sphère ORL et trois cas de tumeurs prostatiques. Le pourcentage de points respectant les critères de tolérance de 2 % en dose et 2 mm en distance sont de 81,6 % et 92,6 % pour les modélisations basées sur des mesures par chambre d'ionisation de volume sensible de 0,16  $\text{cm}^3$  et 0,04  $\text{cm}^3$  respectivement, contre 96,8 % pour le modèle basée sur une méthode analytique. Les points ne respectant pas les critères étaient principalement localisés dans les zones de fort gradient de dose. Les résultats obtenus par les trois modèles étaient similaires dans les zones de faible gradient quelque soit le niveau de dose. Cette étude montre l'importance du choix du détecteur pour les mesures servant de base à la modélisation qui selon Yan et al est la source essentielle des écarts de cohérence calcul-mesure.

En 2007, Webster et al ont analysé l'influence de plusieurs paramètres de modélisation propres au MLC disponibles sur la version 7.4 de Pinnacle/ Philips pour un accélérateur type Precise d'Elekta<sup>57</sup> : i) le paramètre ajustant l'« effet Tongue and Groove » a été étudié en utilisant une largeur de 0,1 cm ; ii) une transmission additionnelle de 2 % a été testée ; iii) la transmission des mâchoires a été ajustée à 0,08 et 0,02 pour les mâchoires X et Y contre 0,02 pour les deux mâchoires dans la modélisation de base ; iv) la modélisation du cône égalisateur a été améliorée en utilisant un profil radial symétrique ; v) un ajustement de l'arrondi de l'extrémité des lames a été testé. Chacune de ces modifications a été testée indépendamment et un modèle incluant l'ensemble de ces modifications a également été testé. Webster et al ont ainsi montré que le paramètre de modélisation ayant l'impact le plus important sur la cohérence calcul-mesure pour une machine Elekta est celui ajustant la modélisation de l'arrondi du bout des lames (figure 25). La figure 26 montre que le modèle intégrant l'ensemble des modifications montre une cohérence entre les distributions de dose calculées et celles mesurées par film largement améliorée par rapport au modèle de base pour des cas ORL.

TABLE I. Percentage of pixels failing to meet gamma analysis limits, as compared with the baseline model (i) for the Elekta Precise (Elekta, Stockholm, Sweden) linear accelerator<sup>a</sup>

Model	Isodose				
	80%		20%		
	Mean	SD	Mean	SD	
At 1%/1 mm					
(ii) Tongue-and-groove effect	4.9	1.2	5.9	1.8	
(iii) Interleaf leakage	0.0	0.0	0.1	0.1	
(iv) <i>x</i> and <i>y</i> jaw transmission	3.8	2.1	4.0	1.9	
(v) Arbitrary flattening filter profile	12.6	3.7	11.8	3.7	
At 3%/3 mm					
(vi) Full MLC model	1.5	1.0	1.6	0.9	
(vii) All changes	1.6	1.0	1.4	0.8	

<sup>a</sup> For models ii – iv, changes were observed only at the 1%/1 mm level, suggesting that the clinical impact of accurately modeling these parameters is limited, even for complex treatments such as intensity-modulated radiotherapy for the head and neck. The larger changes to the dose distribution (apparent in model vi at 3%/3 mm) are attributable to the precise modeling of the shape and position of the rounded multileaf collimator (MLC) leaf ends. SD = standard deviation; MLC = multileaf collimator.

Figure 25 : Influence des paramètres de modélisation sur la cohérence calcul-mesure. Les résultats correspondent au pourcentage de points échouant au test du gamma index dans l'étude de Webster et al <sup>57</sup>.

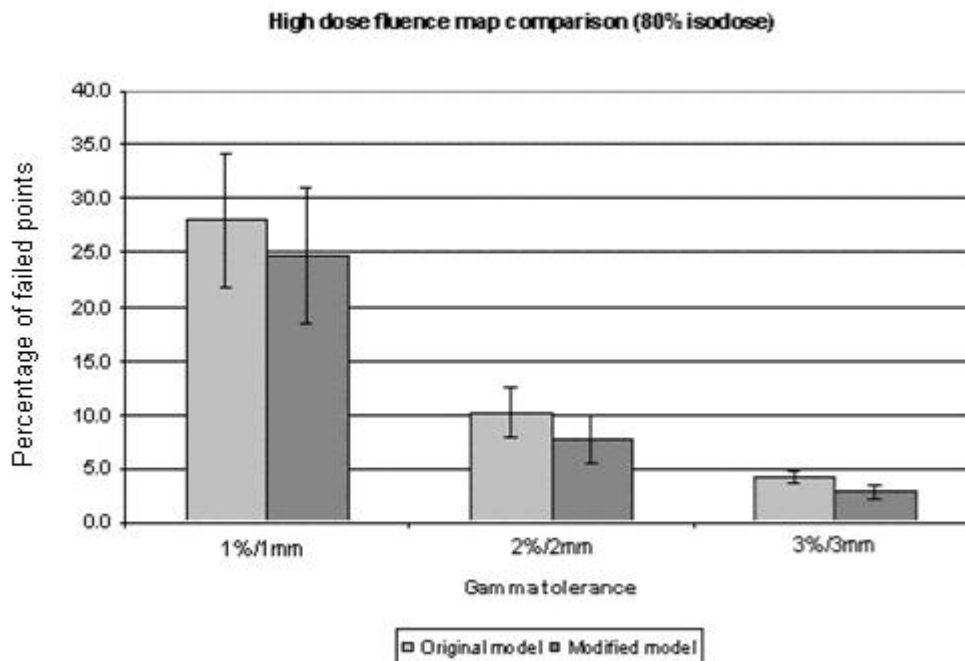


Figure 26 : Influence de la modélisation sur la cohérence calcul-mesure. Les résultats correspondent au pourcentage de points échouant au test du gamma index dans l'étude de Webster et al pour cinq cas ORL <sup>57</sup>.

Létourneau et al ont montré qu'un système automatique d'optimisation de la modélisation peut être implémenté dans les TPS. Il s'agit par exemple du système ABMOS (Automated Beam Model Optimization System) présent à partir de la version 8.0 de Pinnacle. Ce système est basé sur un processus itératif dont le but est de maximiser la cohérence entre les distributions de dose calculées et celles mesurées par matrice de diodes pour des modèles de champs RCMI. Létourneau et al ont comparé les résultats de cohérence calcul-mesure avec et sans optimisation du modèle avec le système ABMOS pour deux séries de 25 patients traités pour des tumeurs prostatiques ou de tumeurs paraspinales en RCMI S&S <sup>58</sup>. Les paramètres du modèle ajustés portent sur la transmission du MLC, des mâchoires, la fuite inter-lame, les

dimensions de la source et la courbe caractérisant l'arrondi du bout des lames. Les contrôles de dose absolue montrent que le modèle optimisé avec ABMOS a des résultats de cohérence calcul-mesure meilleurs dans les zones de faibles doses, correspondantes aux organes à risque, que dans les zones de fortes doses, correspondantes au volume cible (figure 27). Les écarts relatifs moyens obtenus lors du contrôle de dose absolue sont de -0,6 % et de 2 % avec le modèle optimisé contre -3,5 % et -13,8 % avec le modèle initial pour les cas de prostate et de tumeurs paraspinales respectivement. Les contrôles de doses relatives sont analysés en utilisant le test du gamma index pour les zones comprises dans l'isodose 10 %. Le pourcentage de points respectant les critères de tolérance de 3 % en dose et 2 mm en distance passent de 91,4 % à 98,2 % pour les cas de prostate et de 77,1 % à 96,4 % pour les cas de tumeurs paraspinales avec le modèle initial et le modèle optimisé respectivement. Les zones de faibles doses correspondent aux zones les plus sensibles au paramétrage de la transmission et de la fuite inter-lames du MLC, les meilleurs résultats de cohérence calcul-mesure dans ces zones confirment une supériorité du modèle optimisé concernant les caractéristiques de transmission du MLC. Les différences entre les deux modèles sont plus importantes dans le cas de tumeurs paraspinales que dans le cas de tumeurs prostatiques pour lesquelles les limites du modèle n'avaient pas été mises en évidence. Ainsi Létourneau et al ont souligné l'importance de valider la modélisation pour plusieurs sites anatomiques.

TABLE III. Relative difference between Farmer chamber measurements and the planned dose at same points in the target and an organ at risk (high and low dose regions) for paraspinal and prostate plans. The dose differences were obtained for both the initial and the optimized beam models.

Mean difference ( $\pm$ SD)	Target			Organ at risk		
	Initial model	Optimized model	Test for statistical difference	Initial model	Optimized model	Test for statistical difference
Prostate cases ( $n=25$ patients)	0.3% $\pm$ 1.2%	0.8% $\pm$ 1.1%	$p < 0.001$ (Wilcoxon)	-3.5% $\pm$ 2.3%	-0.6% $\pm$ 1.7%	$p < 0.001$ ( $t$ -test)
Paraspinal cases ( $n=25$ patients)	-4.2% $\pm$ 2.0	-0.3% $\pm$ 2.3%	$p < 0.001$ ( $t$ -test)	-13.8% $\pm$ 6.9%	2.0% $\pm$ 5.7%	$p < 0.001$ ( $t$ -test)

**Figure 27 : Influence de la modélisation, avec ou sans optimisation automatique du modèle, sur le contrôle de la dose absolue. Résultats de Létourneau et al <sup>58</sup>.**

Sur la base de ces expériences, nous avons évalué l'impact sur la cohérence calcul-mesure de deux modèles de notre accélérateur Synergy/Elekta doté du MLCi2 dans le TPS Pinnacle: un modèle initial et un modèle optimisé dans lequel la transmission du MLC et des mâchoires, la fuite inter-lame, les dimensions de la source et la courbe caractérisant l'arrondi du bout des lames ont été optimisées. Nous avons réalisé cette évaluation pour deux sites anatomiques : l'ORL (3 patients) et le poumon (3 patients). La cohérence calcul-mesure a été évaluée avec le test du gamma index et les critères d'agrément de 4 % en dose locale et de 4 mm dans l'isodose 10 %. Nous avons trouvé une amélioration systématique de la cohérence avec le modèle optimisé par rapport au modèle initial avec des valeurs moyenne du gamma moyen passant de 0,344 à 0,333 en ORL respectivement et de 0,320 à 0,314 en poumon respectivement.

Ces études montrent l'importance de la modélisation pour la qualité de la cohérence calcul-mesure mais une mauvaise modélisation peut également selon Yan et al et amener à de mauvaises décisions cliniques <sup>56</sup>. Pour illustrer cela nous avons évalué l'impact du coefficient de transmission global. Pour un cancer de la prostate à 78 Gy, nous avons calculé deux distributions de dose pour un même plan (caractéristiques du plan identiques : nombre d'UM, position du bras et des lames) : une distribution obtenue avec une valeur exacte de la transmission à 1,5 % et une distribution obtenue avec une valeur erronée fixée à 2,5 %. Nous



avons évalué l'impact de cette erreur sur la cohérence calcul-mesure et sur la dose estimée par le TPS. L'intégration de cette erreur dégrade la cohérence calcul-mesure avec un gamma moyen passant de 0,371 à 0,433. De plus la dose moyenne estimée au PTV passe de 78 Gy avec la valeur exacte de la transmission de 1,5 % à 79,4 Gy avec la valeur erronée de la transmission fixée à 2,5 %.

### II.1.3.2 Influence des algorithmes de calcul de la dose

Il existe une multitude d'algorithmes de calcul de dose implémentés dans les TPS avec différentes simplifications qui entraînent des variabilités sur la précision en fonction de la zone du champ d'irradiation analysée et des conditions d'hétérogénéités du volume. Ainsi il est nécessaire de procéder à une analyse fine de la précision des algorithmes de calcul de dose à disposition dans les conditions cliniques utilisées : milieu de mesure avec hétérogénéités, forme de champ plus ou moins complexe, taille de champ variable, technique de délivrance modulée ou non. La précision du calcul dépend de la qualité de l'algorithme d'optimisation implémentée mais aussi du paramétrage de la matrice de calcul dans laquelle le calcul sera effectué et en particulier de la résolution de cette matrice.

En 2009, Fotina et al ont étudié l'influence de plusieurs algorithmes de calcul de dose : l'algorithme XVMC, basé sur des méthodes de simulation Monte-Carlo, implémenté dans les logiciels Iplan (V4.0, BrainLAB) et Monaco (V 1.0.0, CMS) <sup>62</sup>, l'algorithme CCC, implémenté dans le logiciel Oncentra (V3.0, Nucletron), et l'algorithme AAA (Analytical Anisotropic Algorithm), implémenté dans le logiciel Eclipse (V8.1, Varian), qui sont des algorithmes basés sur des méthodes de superposition de kernels. Les algorithmes ont été comparés sur la base de mesures réalisées par films dans des fantômes avec et sans hétérogénéités (figure 28) et pour des champs avec et sans modulation d'intensité. Les résultats de la cohérence calcul-mesure sur des rendements en profondeur et des profils en fonction du milieu de mesure sont donnés tableau 8. Les résultats de la cohérence calcul-mesure sur des distributions de doses planaires sont donnés tableau 9 pour une balistique avec et sans modulation d'intensité des faisceaux. Les algorithmes de calcul de dose basés sur des méthodes de simulation Monte-Carlo sont ceux donnant les meilleurs résultats dans des conditions d'hétérogénéités pour des faisceaux uniques. Cependant tous les algorithmes évalués sont aussi précis les uns que les autres dans le cas de balistiques associant plusieurs faisceaux modulés ou non (tableau 9).

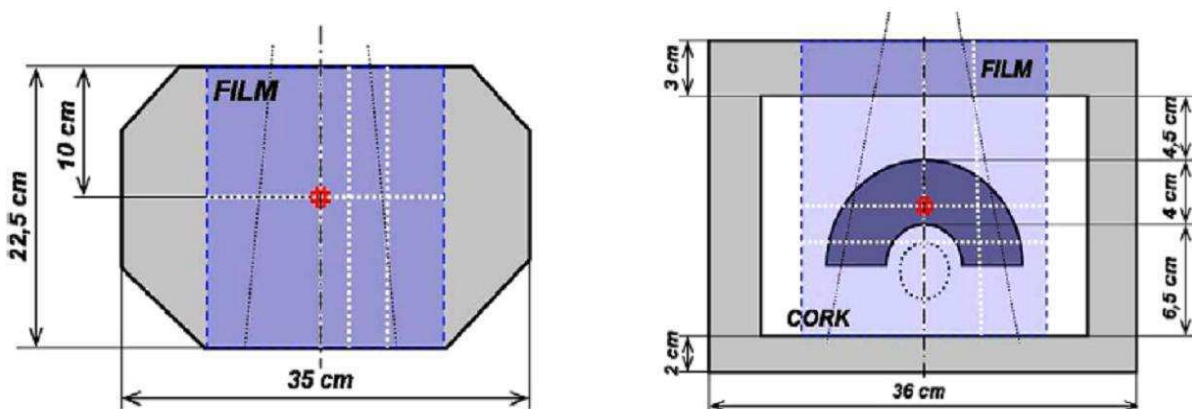


Figure 28: Présentation des conditions de mesure, dans un fantôme homogène à gauche et dans un fantôme avec hétérogénéités à droite, pour l'étude de comparaison des algorithmes de calcul de dose menée par Fotina et al <sup>62</sup>.

**Tableau 8 : Résultats de cohérence calcul-mesure en fonction du milieu de mesure pour trois types d'algorithme de calcul de dose : CCC, AAA et XVMC.**

Test du gamma index 1D : 2%/2mm			
TPS	Algorithme	Fantôme homogène $\gamma$ moyen ( $\pm$ écart-type)	Fantôme hétérogène $\gamma$ moyen ( $\pm$ écart-type)
Oncentra	CCC	0,43 $\pm$ 0,41	0,90 $\pm$ 0,74
Eclipse	AAA	0,41 $\pm$ 0,28	1,13 $\pm$ 0,91
Monaco; IPlan	XVMC	0,50 $\pm$ 0,40	0,50 $\pm$ 0,40

**Tableau 9 : Résultats de cohérence calcul-mesure pour trois types d'algorithme : CCC, AAA et XVMC pour des plans avec et sans modulation d'intensité des faisceaux.**

Test du gamma index 2D : 3%/3mm			
TPS	Algorithme	4 champs non modulés $\gamma$ moyen	RCMI $\gamma$ moyen
Oncentra (OMP)	CCC	0,30	0,49
Eclipse	AAA	0,40	0,54
IPlan	XVMC	0,37	0,54
Monaco	XVMC	0,28	0,51

Concernant l'influence de la résolution de la matrice de calcul dans le cas de la technique VMAT, Ong et al ont réalisé une étude de la cohérence entre les doses calculées, avec deux résolutions de matrice, 1,0 mm et de 2,5 mm, et les doses mesurées par films<sup>63</sup>. Ils ont étudiés cela pour plusieurs localisations tumorales dont en particulier un cas critique d'un méningiome dont le volume cible est très petit, volume du PTV égal à 4,6 cm<sup>3</sup>, et entouré d'OAR critiques, nerfs optiques et chiasma. L'analyse des distributions de doses a été réalisée avec le test du gamma index et pour des critères de tolérance de 3 % en dose et 2 mm en distance. Pour un cas ORL avec une faible modulation, le pourcentage de points respectant ces critères était toujours supérieur à 99 % quelque soit la résolution. Pour le cas du méningiome, le pourcentage de points respectant ces critères était de 93,08 % pour une résolution de 2,5 mm contre 99,16 % pour une résolution de 1 mm. Ong et al ont ainsi démontré qu'une résolution de calcul plus fine améliore la cohérence calcul-mesure pour des cas complexes nécessitant des petits champs d'irradiation et une forte modulation.

### II.1.3.3 Influence des méthodes d'optimisation inverse

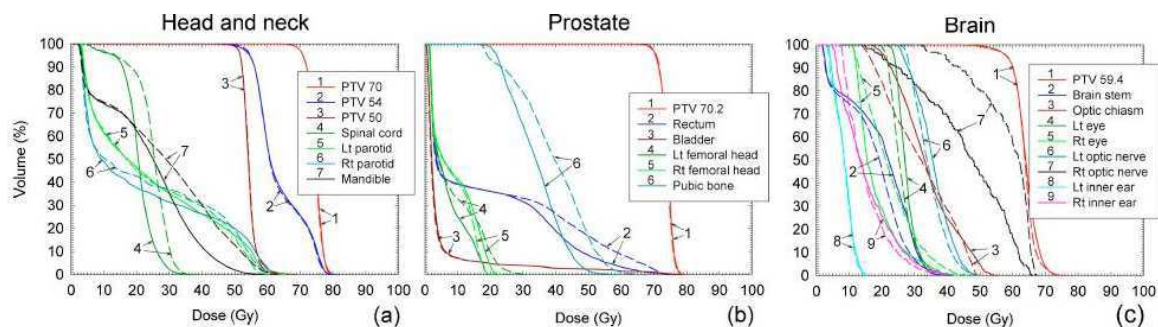
Dans les logiciels de planification actuels, les objectifs ou contraintes de dose servant de base au calcul inverse peuvent être classiquement de deux types : physique ou biologique. Les contraintes physiques caractérisent des points particuliers de l'Histogramme Dose Volume (HDV) ; il s'agit par exemple de la dose maximale ou minimale, ou d'un pourcentage de volume recevant une dose minimale ou maximale. Les contraintes biologiques correspondent à des indices biologiques qui sont prédictifs de l'effet de la distribution de dose estimée sur la réponse tumorale ou sur la toxicité d'un OAR ; il s'agit le plus souvent de Dose Uniforme Equivalente (EUD). L'EUD donne une dose homogène qui aurait le même effet biologique (contrôle local ou toxicité) qu'une dose hétérogène au sein du volume concerné<sup>64</sup>. L'EUD est calculé de la manière suivante :

$$EUD = \left( \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N D_i^a \right)^{1/a}$$

où  $D_i$  est la dose dans un voxel  $i$ ,  $N$  est le nombre de voxels de la structure considérée et  $a$  est le paramètre caractéristique du tissu considéré. Généralement, la valeur de  $a$  est largement négative pour les tumeurs ( $a < -1$ ), largement positive ( $a > +1$ ) pour les organes à risque en série et proche de  $+1$  pour les organes à risque en parallèle.

Mohan et al ont souligné dès 1994 l'importance de pouvoir poser des contraintes inverses en termes de dose/volume et en termes d'indices biologiques <sup>65</sup>. En 1995, Wang et al ont démontré que l'utilisation de contraintes basées sur des indices biologiques dans le processus inverse pouvait permettre une amélioration de la qualité des distributions de dose <sup>66</sup>.

Depuis 2008, quelques études comparatives ont étudié l'apport de l'optimisation biologique sur la qualité des plans RCMi fournis par les différents logiciels du marché. Nous ne présentons dans ce paragraphe que les résultats strictement liés au type d'optimisation. Semenenko et al ont comparé des plans fournis par le logiciel de planification Monaco (CMS) pour plusieurs localisations tumorales, ORL, prostate et crâne, en technique RCMi S&S <sup>31</sup>. Chaque cas était planifié de deux façons : avec uniquement des fonctions basées sur des indices biologiques sur le volume cible prévisionnel nommé PTV (Planning Target Volume) et les OAR, et avec des fonctions basées sur des indices biologiques sur les PTV et des fonctions basées sur des valeurs de dose sur les OAR. La comparaison des HDV sur les OAR, figure 29, a montré que les plans réalisés avec une optimisation purement biologique présentaient beaucoup moins de dose à la moelle et à la mandibule dans le cas du traitement de la sphère ORL et beaucoup moins de dose au rectum et à l'os pubien dans le cas du traitement de la prostate par rapport aux plans réalisés avec une optimisation en dose sur les OAR. Pour les autres OAR de ces deux localisations tumorales et tous les OAR pour le cas du traitement du crâne, Semenenko et al ne relevaient pas de différences majeures.



Comparison of DVHs in Monaco plans designed using biological (solid lines) and dose-based (dashed lines) cost functions for OARs for the head and neck (a), prostate (b), and brain (c) cases.

**Figure 29: Comparaison des distributions de dose en fonction du type d'objectif utilisé, biologique ou physique. Résultats de l'étude de Semenenko et al <sup>31</sup>.**

Qi et al ont comparé des plans fournis par le logiciel de planification Pinnacle (Philips) pour plusieurs localisations tumorales, ORL, prostate, crane, poumons et pancréas, en technique RCMi par faisceaux stationnaires <sup>67</sup>. Ces plans étaient optimisés soit avec des fonctions basées sur des indices biologiques soit avec des fonctions basées sur des valeurs de dose. Les plans générés présentaient des couvertures du volume cible similaires mais une diminution de la dose reçue par les OAR en faveur des plans générés avec une optimisation biologique : pour le cas prostate, les volumes de rectum et de vessie recevant au moins 45 Gy étaient réduits de 23,5 % et 4,3 % respectivement.

Une troisième étude menée par Mihaylov et al en 2012 a évalué l'apport de l'optimisation basée sur des fonctions biologiques en comparant trois schémas d'optimisation réalisés avec le logiciel Pinnacle: un premier contenant uniquement des fonctions basées sur des valeurs de dose, un deuxième réalisé uniquement avec des fonctions biologiques et un troisième

associant des fonctions biologiques et des fonctions physiques<sup>68</sup>. Leur étude a porté sur des patients traités pour des cancers de la prostate en technique VMAT. Ils ont montré le potentiel d'une optimisation basée sur des fonctions biologiques : les doses aux OAR, rectum et vessie, pouvaient diminuer de 2 à 28 %. Par contre ils ont montré une dégradation de l'efficacité des plans générés avec une optimisation uniquement biologique. Ainsi le nombre moyen d'UM passait de 443,8 UM pour les plans basés uniquement sur des fonctions physiques à 768,2 UM pour les plans basés uniquement sur des fonctions biologiques. Le temps nécessaire pour délivrer le traitement passait de 57,7 s pour les plans basés uniquement sur des fonctions biologiques à 101,7 s pour les plans basés uniquement sur des fonctions physiques. Mihaylov et al ont montré que des plans basés sur une association de fonctions biologiques et de fonctions physiques permettent une diminution de dose aux OAR, rectum et vessie, pouvant aller de 1 à 26 % par rapport à des plans basés uniquement sur des doses. Concernant l'efficacité, les plans basés sur une optimisation mixte nécessitaient en moyenne 590,3 UM et 74,3 s.

Das propose une méthode automatisée pour réaliser une optimisation intégrant des fonctions biologiques après une première optimisation basée sur des doses physiques<sup>69</sup>. Cette méthode permet de diminuer les doses maximales reçues par la vessie et le rectum de 4,6 % et 7,8 % respectivement par rapport au plan basé uniquement sur une optimisation en dose. Alors que ces valeurs sont de 1,4 % et 0,7 % pour une optimisation unique basée sur des fonctions biologiques.

Les études de Mihaylov et al et de Das montrent que des processus associant des optimisations basées sur des fonctions biologiques et des valeurs de dose sont efficaces en particulier pour la diminution de la dose aux OAR<sup>68,69</sup>. Toutefois les études menées par Qi et Mihaylov ont montré l'influence du paramétrage des outils biologiques sur la qualité des plans obtenus<sup>67,68</sup>. Dans le cas d'un traitement de la sphère ORL, la dose moyenne à la parotide controlatérale diminuait de 24,7% lorsque le paramètre « a » passait de 1 à 5<sup>67</sup>.

## **II.2 Evaluation de l'influence des collimateurs multi-lames**

L'influence du MLC en RCMi est multifactorielle. Elle dépend à la fois des caractéristiques géométriques et dosimétriques du collimateur mais aussi de la capacité de déplacement des lames. De plus la revue de la littérature sur l'influence du MLC en RCMi montre que les résultats sont difficilement généralisables car l'influence du MLC sur la qualité des plans de traitement est fonction de la forme et de la taille des volumes cibles et des OAR. Nous avons donc réalisé une étude comparative en VMAT pour évaluer l'influence de la largeur de lames et des capacités d'ouverture du MLC pour différents cas cliniques. Nous avons également évalué l'influence de la vitesse maximale de déplacement des lames autorisée en VMAT et de l'inter-digitation des lames.

### **II.2.1 Influence de la largeur des lames et de la capacité d'ouverture du MLC : Beam Modulator versus MLCi2**

Deux collimateurs ont été comparés : le Beam Modulator, dont la largeur des lames est de 4 mm et l'ouverture maximale du MLC est de 21 cm × 16 cm, et le MLCi2, dont la largeur des lames est de 10 mm (utilisé sans inter-digitation) et l'ouverture maximale du MLC est de 40 cm × 40 cm. La description complète de ces deux collimateurs est donnée paragraphe I.2.3. Nous avons évalué l'impact du MLC en VMAT sur la qualité des distributions de dose

et l'efficacité des plans générés pour des cas de complexité différente: des cas prostate et des cas ORL traités en SIB avec ou sans escalade de dose (painting dose).

### II.2.1.1 Matériel et méthode

#### II.2.1.1.1 Plan de traitement

Notre étude utilise le logiciel Pinnacle (Philips) version 9.0 et l'algorithme inverse SmartArc. Pour les cas de prostate, la balistique utilisait un arc unique de 360° en sens horaire et échantillonné tous les 4°. L'énergie utilisée était du 18 MV. Le temps de délivrance estimé était fixé à 120 s. Pour les cas ORL la balistique utilisait soit un arc unique de 360° en sens horaire et échantillonnée tous les 4°, soit deux arcs de 360° chacun en sens horaire et anti-horaire, l'utilisation de deux arcs était parfois nécessaire pour atteindre les objectifs de dose au volume cible et aux OAR. L'énergie utilisée était du 6 MV. Le temps de délivrance estimé était fixé à 400 s au total.

#### II.2.1.1.2 Patients

Trois cohortes de patients ont été utilisées : dix patients traités pour un cancer de la prostate, seize patients traités pour un cancer de la sphère ORL avec une prescription à trois niveaux de dose délivrés en simultané et huit patients traités pour un cancer de la sphère ORL avec une prescription à cinq niveaux de dose délivrés en simultané.

Concernant les dix patients traités pour un cancer de la prostate, la dose était prescrite en deux phases tout d'abord 46 Gy au PTV1 qui était constitué des volumes vésicules séminales et prostate auxquels ont été ajoutés une marge 3D, puis 34 Gy au PTV2 constitué uniquement de la prostate et d'une marge 3D. Les contraintes principales de dose étaient que le volume de PTV recevant 95 % de la dose prescrite soit au moins égal à 95 %, la dose maximale reçue par le PTV soit inférieure ou égale à 107 % de la dose prescrite. Concernant les OAR, la paroi rectale ne devait pas recevoir plus de 76 Gy et la dose reçue par 25 % de la paroi rectale devait être inférieure à 72 Gy ; la paroi vésicale ne devait pas recevoir plus de 80 Gy et la dose reçue par 50 % de la paroi vésicale devait être inférieure à 70 Gy.

Concernant les patients traités pour un cancer de la sphère ORL, deux types de prescription ont été utilisés. Une prescription sur trois niveaux de dose qui était de 56 Gy au PTV de faible risque (PTV56), 63 Gy au PTV de risque intermédiaire (PTV63) et 70 Gy au PTV macroscopique de risque élevé (PTV70). La prescription à cinq niveaux de dose était composée de la même façon mais deux nouvelles zones ont été définies au sein du PTV de risque élevé dans lesquelles une escalade de dose a été réalisée de 78 Gy (PTV78) et de 84 Gy (PTV84). Ces deux nouvelles zones ont été définies par imagerie TEP (Tomographie par Emission de Positons) qui a été acquise dans la même position que le scanner de planification et réalisée 60 minutes après l'injection de 4 MBq/Kg de fluoro-désoxy-glucose. Les deux volumes utilisés pour l'escalade de dose sont des volumes correspondant à des seuils de fixation de 40 % et 70 % de l'assimilation maximale de la tumeur. Les contraintes principales de dose étaient que le volume de PTV recevant 95 % de la dose prescrite soit au moins égal à 95 %, le volume de PTV recevant 90 % de la dose prescrite soit au moins égal à 98 % et que le volume de PTV recevant 110 % de la dose prescrite soit au plus égal à 20 %, la dose maximale reçue par le PTV soit inférieure ou égale à 107 % de la dose prescrite. Concernant les OAR, la moelle et le tronc cérébral ne devaient pas recevoir plus de 45 Gy et 50 Gy respectivement. La dose moyenne reçue par les parotides devait être inférieure ou égale à 30 Gy.



### II.2.1.1.3 Outils d'évaluation

Les distributions de dose ont été évaluées sur certains points particuliers de l'histogramme dose volume (HDV) et sur trois indices de conformation : l'indice d'homogénéité (HI, valeur idéale = 0), le « Conformal Index » (COIN, valeur idéale = 1), tous deux définis dans le paragraphe III.2.1, et l'indice de conformation (CI RTOG, valeur idéale = 1) définis dans le paragraphe IV.1.2. De plus pour chaque cohorte de patients étudiée, un HDV moyen a été généré. Les HDV moyens sont réalisés en faisant la moyenne des pourcentages de volume recevant une dose donnée (pas de 1 cGy).

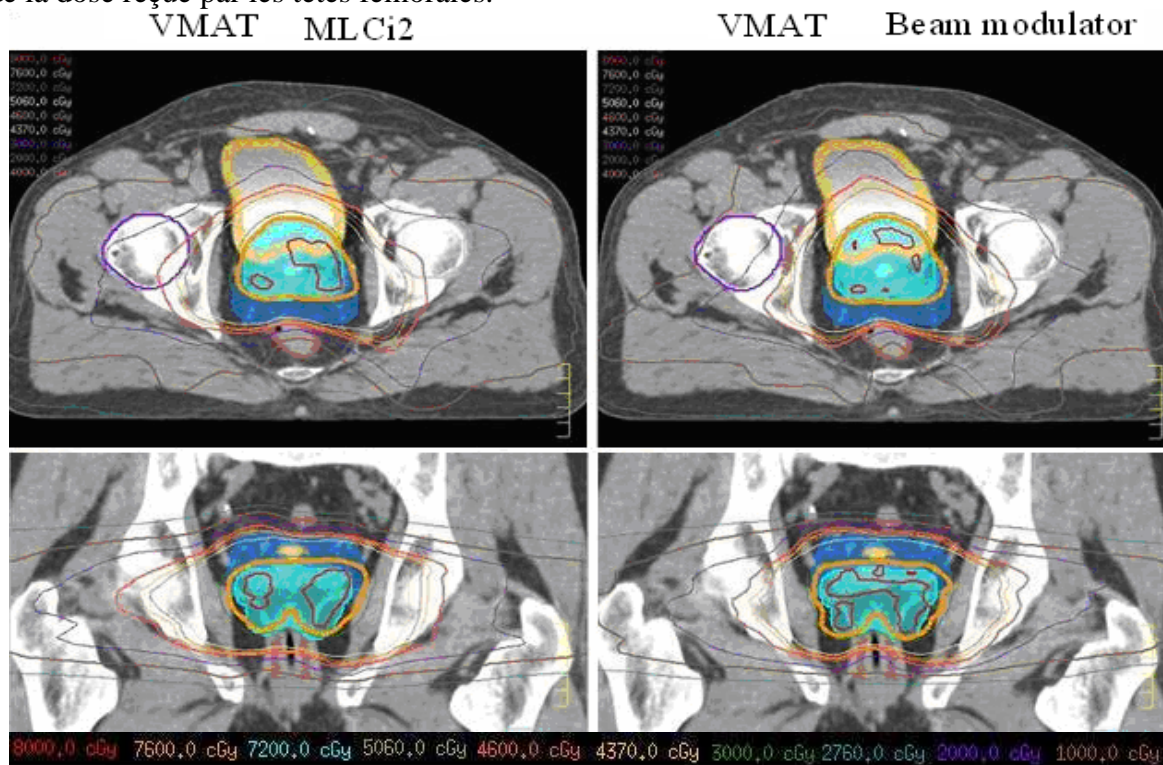
L'efficacité des plans a été évaluée sur le nombre d'Unités Moniteur (UM) nécessaires pour délivrer la dose et sur le nombre d'arcs nécessaire pour satisfaire aux contraintes dosimétriques en ORL.

Une analyse statistique a été réalisée pour tester la significativité des différences entre les deux collimateurs avec le test non paramétrique de Wilcoxon. Le seuil de significativité utilisé était de  $p < 0,05$ .

### II.2.1.2 Résultats

#### II.2.1.2.1 Pour des cas de traitement de la prostate

L'analyse visuelle de la figure 30 ne montre pas de différence majeure sur la distribution spatiale des courbes isodose supérieures à 4600 cGy entre les deux collimateurs au niveau des volumes cibles et du rectum. Les courbes isodoses inférieures à 5060 cGy sont plus étendues en regard de la vessie avec le Beam Modulator. Dans la direction latérale un rétrécissement du volume des courbes isodose avec le Beam Modulator est visible en faveur d'une diminution de la dose reçue par les têtes fémorales.



**Figure 30 : Distributions de la dose dans des coupes axiales (en haut) et coronales (en bas) pour les deux collimateurs MLCi2 (à gauche) et Beam Modulator (à droite) pour un patient type traité pour un cancer de la prostate.**

L'analyse quantitative des distributions de dose, figure 31 et tableaux 10 et 11, montre des différences faibles entre les deux collimateurs mais en général en faveur du Beam Modulateur. Sur le PTV2, les différences relevées sur le volume recevant au moins 95 % de la dose et sur la dose maximale sont faibles,  $\leq 1\%$ , mais significatives ( $p \leq 0,05$ ) en faveur du Beam Modulator. Sur les OAR, le Beam Modulator a permis des diminutions significatives de 22 % sur la dose reçue par au moins 25 % du volume de paroi rectale et de 17 % et 14 % sur les doses maximales reçues par les têtes fémorales droite et gauche respectivement. Par contre la dose reçue par au moins 50 % de la paroi vésicale est significativement augmentée de 4,8 % avec le Beam Modulator (Tableau 11).

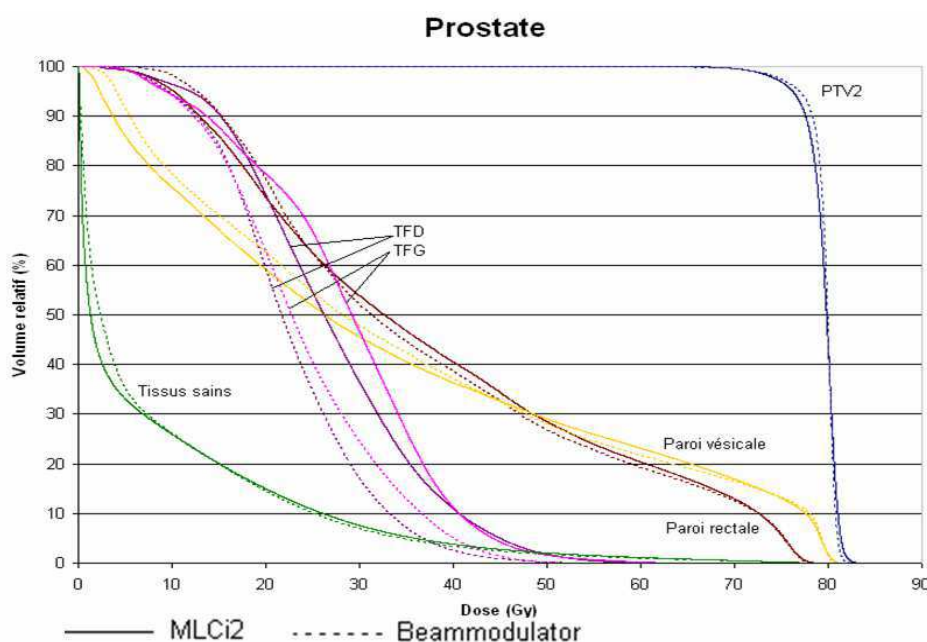


Figure 31 : HDV moyens obtenus sur 10 patients traités pour un cancer de la prostate pour les deux collimateurs MLCi2 (ligne continue) et Beam Modulator (ligne discontinue).

Tableau 10 : Comparaison dosimétrique, valeurs moyennes et écart-types obtenus sur 10 patients traités pour un cancer de la prostate, entre le MLCi2 et le Beam Modulator (BM).

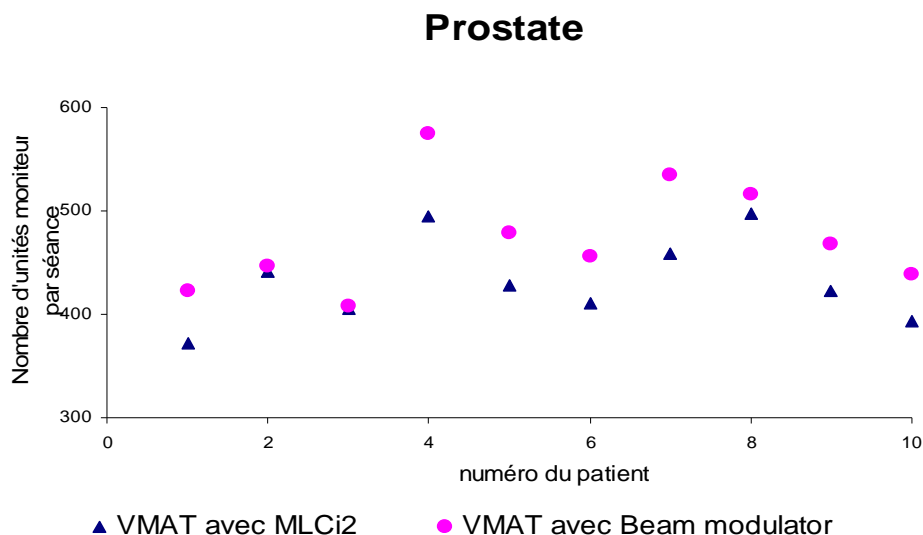
Prostate		A	B	$(B-A)/B \times 100$	Test de Wilcoxon
		MLCi2	BM	Ecart relatif (%)	
<b>PTV2</b> 169,9 ± 52,3 cm <sup>3</sup>	V95 (%)	95,4 ± 1,6	96,4 ± 1,6	1,0 %	p=0,01
	Dmin (Gy)	73,8 ± 1,4	74,1 ± 1,6	0,5 %	p=0,07
	D2% (Gy)	81,6 ± 0,33	81,2 ± 0,3	-0,6 %	p=0,01
<b>Paroi rectale</b>	D2% (Gy)	76,5 ± 0,4	76,2 ± 1,0	-0,3 %	p=0,29
	D25% (Gy)	53,9 ± 6,0	52,7 ± 5,9	-2,2 %	p=0,09
<b>Paroi vésicale</b>	D2% (Gy)	79,9 ± 0,3	79,8 ± 0,3	-0,1 %	p=0,40
	D50% (Gy)	28,6 ± 11,0	29,9 ± 13,6	4,8 %	p=0,01
<b>Tête fémorale</b>	<b>droite</b>				
	D2% (Gy)	45,3 ± 7,5	37,5 ± 6,9	-17,2 %	p=0,01
<b>gauche</b>	D2% (Gy)	45,3 ± 7,6	38,8 ± 6,7	-14,4 %	p=0,01
<b>Tissus sains</b>	V5Gy (cm3)	33,5 ± 4,5	35,7 ± 4,6	6,5 %	p=0,87
	V10Gy (cm3)	26,2 ± 3,8	26,4 ± 3,5	0,7 %	p=0,80
	V25Gy (cm3)	10,9 ± 2,2	10,2 ± 1,8	-6,1 %	p=0,33
	V50Gy (cm3)	2,1 ± 0,6	1,8 ± 0,5	-13,7 %	p=0,14

**Tableau 11 : Comparaison des indices d'homogénéité et de conformation, valeurs moyennes et écart-types obtenus sur 10 patients traités pour un cancer de la prostate, entre le MLCi2 le Beam Modulator (BM).**

Prostate	A	B	Test de Wilcoxon
	MLCi2	BM	
HI	0,065 ± 0,011	0,049 ± 0,014	p= 0,01
CIRTOG	1,192 ± 0,065	1,266 ± 0,072	p= 0,01
COIN	0,629 ± 0,051	0,612 ± 0,033	p= 0,20

Le tableau 11 montre une amélioration significative de l'homogénéité mais une dégradation significative de la conformation de la dose au PTV pour les plans réalisés avec le Beam Modulator par rapport aux plans réalisés avec le MLCi2.

La figure 32 prouve une meilleure efficacité avec le MLCi2 : le nombre moyen d'UM est de 432 avec le MLCi2 contre 475 avec le Beam Modulator, ces différences sont significatives avec p = 0,028.



**Figure 32 : Nombre d'UM nécessaire par séance pour les deux collimateurs MLCi2 (triangles bleus) et Beam Modulator (ronds roses) pour des patients traités pour un cancer de la prostate.**

II.2.1.2.2 Pour des cas de traitement de la sphère ORL à trois niveaux de dose

L'analyse visuelle de la figure 33 montre des différences sur la distribution spatiale de la dose en particulier en coupe axiale sur la dose reçue par la moelle (flèche orange) et au tronc cérébral (flèche marron) et la cavité buccale (flèche verte) entre les deux collimateurs.



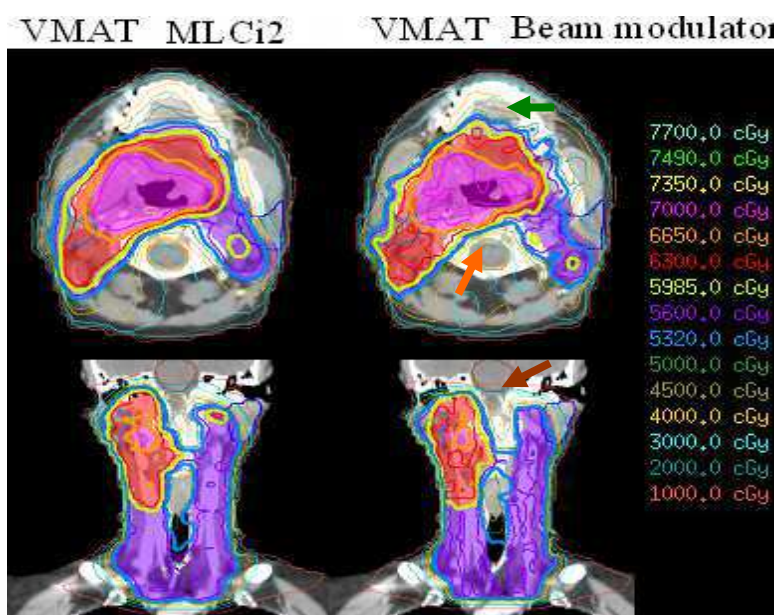


Figure 33 : Distributions de la dose dans des coupes axiales (en haut) et coronales (en bas) pour les deux collimateurs MLCi2 (à gauche) et Beam Modulator (à droite) pour un patient type traité pour un cancer de la sphère ORL à 3 niveaux de dose.

Pour les PTV, l'analyse quantitative des distributions de dose sur la figure 34 et le tableau 12 montre des différences faibles entre les deux collimateurs,  $\leq 1,5\%$ . Ces différences ne sont en général pas significatives sauf pour la dose maximale ( $D_{2\%}$ ) et la dose moyenne du PTV56. Sur les OAR (figure 34 et le tableau 13), des différences notables, écart relatif supérieur à 3% et différence significative, sont obtenues toujours en faveur du Beam Modulator sur la dose maximale ( $D_{2\%}$ ) reçue par la moelle, la dose maximale et la dose moyenne reçues par le tronc cérébral, la dose médiane et le volume recevant au moins 30 Gy de la parotide controlatérale et le volume de tissus sains recevant au moins 50 Gy.

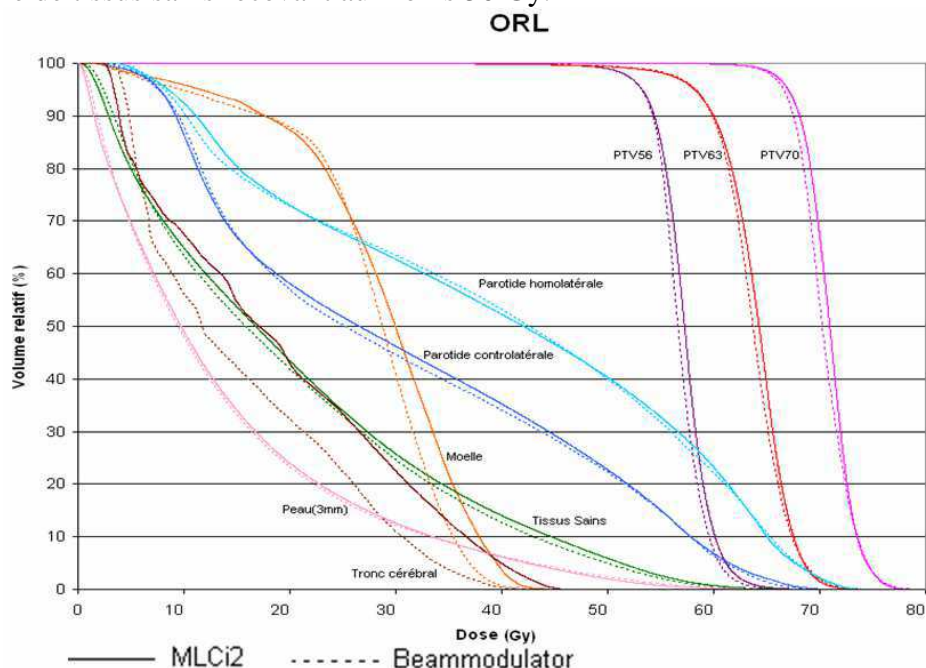


Figure 34 : HDV moyens obtenus sur 16 patients traités pour un cancer de la sphère ORL à 3 niveaux de dose pour les deux collimateurs MLCi2 (ligne continue) et Beam Modulator (ligne discontinue).

**Tableau 12 : Comparaison dosimétrique sur les PTV, valeurs moyennes et écart-types obtenus sur 16 patients traités pour un cancer de la sphère ORL à 3 niveaux de dose, entre le MLCi2 et le Beam Modulator (BM).**

ORL 3 niveaux de dose		A	B	(B-A)/B × 100	Test de Wilcoxon
		MLCi2	BM	Ecart relatif (%)	
PTV56 301,3 ± 135,3 cm <sup>3</sup>	D2% (Gy)	61,5 ± 2,1	60,6 ± 2,2	-1,5	0,01
	D98% (Gy)	51,3 ± 1,0	51,4 ± 0,5	+0,2	0,57
	Dmoy (Gy)	57,2 ± 0,9	56,7 ± 1,0	-0,9	0,01
	V95% (%)	95,0 (point de normalisation)		/	/
PTV63 382,3 ± 204,4 cm <sup>3</sup>	D2% (Gy)	69,1 ± 1,5	68,7 ± 2,0	-0,6	0,11
	D98% (Gy)	55,7 ± 3,5	55,3 ± 3,4	-0,7	0,80
	Dmoy (Gy)	63,9 ± 1,3	63,6 ± 1,4	-0,5	0,16
	V95% (%)	90,5 ± 5,7	90,1 ± 5,3	-0,4	0,53
PTV70 170,7 ± 101,8 cm <sup>3</sup>	D2% (Gy)	73,5 ± 3,3	73,7 ± 2,2	+0,3	0,61
	D98% (Gy)	65,9 ± 1,5	65,6 ± 1,3	-0,5	0,28
	Dmoy (Gy)	70,8 ± 1,1	70,3 ± 1,5	-0,7	0,10
	V95% (%)	96,4 ± 3,2	95,3 ± 4,3	-1,2	0,68

**Tableau 13 : Comparaison dosimétrique sur les OAR, valeurs moyennes et écart-types obtenus sur 16 patients traités pour un cancer de la sphère ORL à 3 niveaux de dose, entre le MLCi2 et le Beam Modulator (BM).**

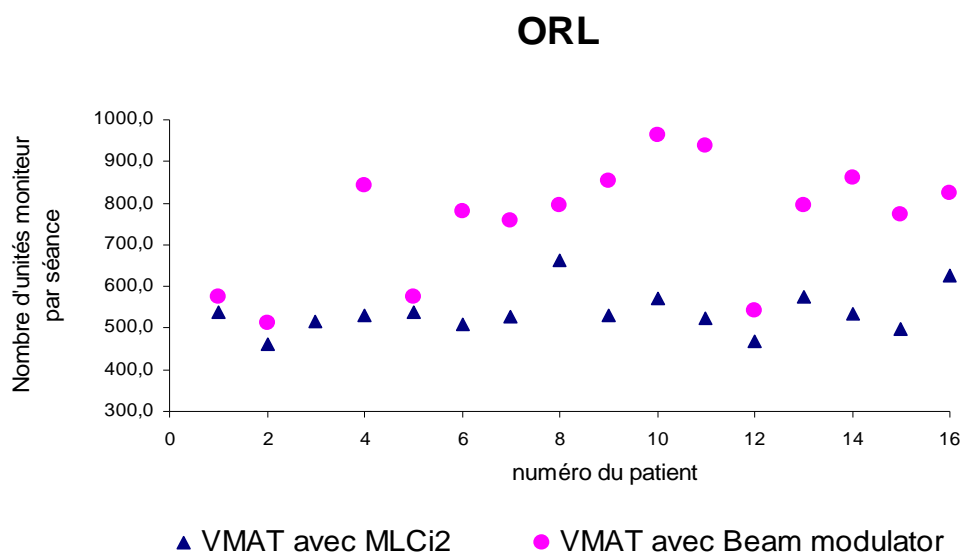
ORL 3 niveaux de dose		A	B	(B-A)/B × 100	Test de Wilcoxon
		MLCi2	BM	Ecart relatif (%)	
Moelle	D2% (Gy)	38,3 ± 3,2	37,1 ± 3,1	-3,2	0,03
	Dmoy (Gy)	28,7 ± 3,1	27,3 ± 2,0	-5,1	0,12
Tronc cérébral	D2% (Gy)	37,2 ± 6,6	33,0 ± 7,1	-12,7	0,04
	Dmoy (Gy)	18,7 ± 6,4	15,2 ± 4,7	-23,0	0,00
Parotide homolatérale	Dmoy (Gy)	39,5 ± 10,8	40,9 ± 12,0	+3,4	0,47
	Dmed (Gy)	39,3 ± 15,7	38,7 ± 16,3	-1,6	0,44
	V15Gy (%)	80,4 ± 16,7	79,0 ± 18,1	-1,8	0,15
	V30Gy (%)	62,7 ± 21,2	63,5 ± 23,3	+1,3	0,84
	V45Gy (%)	46,3 ± 21,2	46,9 ± 21,7	+1,3	0,47
	NTCP*	0,49 ± 0,24	0,48 ± 0,26	-2,1	0,57
Parotide controlatérale	Dmoy (Gy)	30,5 ± 2,8	30,7 ± 2,6	+0,7	0,57
	Dmed (Gy)	27,2 ± 4,9	25,7 ± 4,9	-5,8	0,01
	V15Gy (%)	66,9 ± 5,4	67,3 ± 8,9	+0,6	0,20
	V30Gy (%)	46,2 ± 6,2	44,6 ± 6,3	-3,6	0,01
	V45Gy (%)	29,3 ± 6,8	28,5 ± 6,5	-2,8	0,11
	NTCP*	0,28 ± 0,06	0,27 ± 0,05	-3,7	0,13
Tissus sains	V5Gy (%)	79,9 ± 7,9	81,5 ± 8,6	+2,0	0,01
	V10Gy (%)	64,9 ± 7,9	63,4 ± 8,0	-2,4	0,01
	V25Gy (%)	33,9 ± 4,5	32,9 ± 5,2	-3,0	0,11
	V50Gy (%)	5,9 ± 1,5	5,0 ± 1,4	-18,0	0,00
Peau	Dmoy (Gy)	13,8 ± 2,1	13,7 ± 2,4	-0,7	0,12
	V5Gy (%)	69,9 ± 6,0	69,2 ± 6,0	-1,0	0,16
	V10Gy (%)	49,0 ± 6,0	48,0 ± 7,2	-2,1	0,15
	V25Gy (%)	17,4 ± 53,3	16,8 ± 5,7	-3,6	0,06
	V50Gy (%)	2,0 ± 1,3	2,4 ± 1,8	+16,7	0,12

Le tableau 14 montre un apport du Beam Modulator pour les trois PTV uniquement sur le CI avec des valeurs systématiquement plus proches de la valeur idéale avec le Beam Modulator et significatives pour deux d'entre elles.

**Tableau 14 : Comparaison des indices d'homogénéité et de conformation, valeurs moyennes et écart-type obtenus sur 16 patients traités pour un cancer de la sphère ORL à 3 niveaux de dose, entre le MLCi2 et le Beam Modulator (BM).**

ORL		A	B	Test de Wilcoxon
		MLCi2	BM	
56 Gy	HI	0,127 ± 0,030	0,117 ± 0,028	p= 0,10
	CI RTOG	1,363 ± 0,079	1,299 ± 0,058	p= 0,00
	COIN	0,690 ± 0,229	0,623 ± 0,258	p= 0,28
63 Gy	HI	0,133 ± 0,030	0,147 ± 0,031	p= 0,01
	CI RTOG	1,320 ± 0,505	1,209 ± 0,302	p= 0,03
	COIN	0,975 ± 0,568	0,880 ± 0,359	p= 0,08
70 Gy	HI	0,088 ± 0,020	0,093 ± 0,020	p= 0,44
	CI RTOG	1,604 ± 0,520	1,442 ± 0,432	p= 0,16
	COIN	0,577 ± 0,535	0,624 ± 0,389	p= 0,07

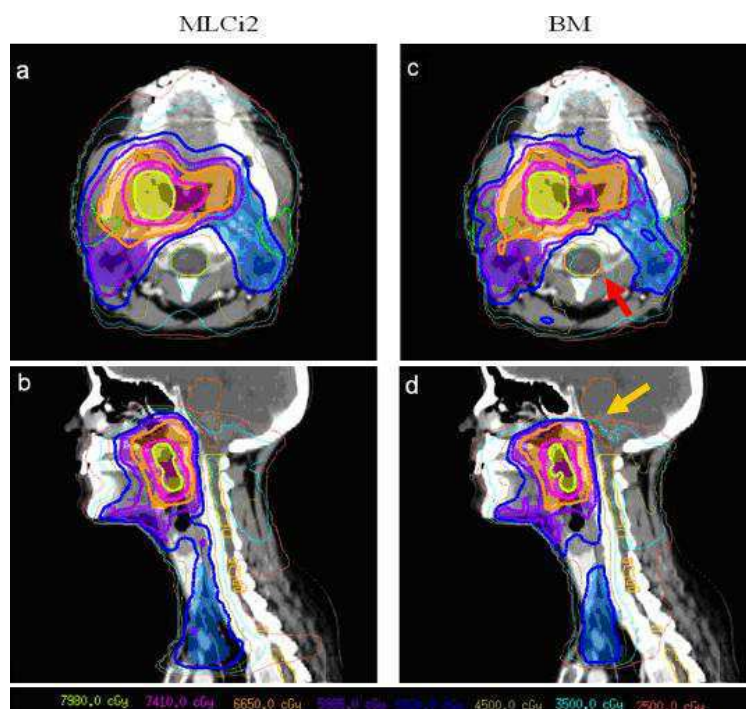
Concernant l'efficacité, seuls 2 cas sur 16 ont nécessité l'utilisation de deux arcs pour satisfaire aux contraintes cliniques avec le MLCi2. Ce chiffre passait à 12 sur 16 dans le cas du Beam Modulator. La figure 35 montre le nombre d'UM nécessaires pour délivrer le traitement. Les plans générés avec le Beam Modulator nécessitaient toujours plus d'UM, en moyenne 775 UM, que les plans générés avec le MLCi2, en moyenne 538 UM.



**Figure 35 : Nombre d'UM nécessaires par séance pour les deux collimateurs MLCi2 (triangles bleus) et Beam Modulator (ronds roses) pour des patients traités pour un cancer de la sphère ORL à 3 niveaux de dose.**

II.2.1.2.3 Pour des cas de traitement de la sphère ORL à cinq niveaux de dose

L'analyse visuelle de la figure 36 montre des différences sur la distribution spatiale de la dose entre les deux collimateurs, en particulier en coupe axiale sur la dose reçue par la moelle (flèche rouge) et sur la dose reçue par le tronc cérébral (flèche jaune).



**Figure 36 : Distributions de la dose dans des coupes axiales (en haut) et sagittales (en bas) pour les deux collimateurs MLCi2 (à gauche) et Beam Modulator (à droite) pour un patient type traité pour un cancer de la sphère ORL à 5 niveaux de dose.**

La comparaison sur le plan quantitatif des distributions de dose obtenues avec les deux collimateurs sur la figure 37 et tableau 15 ne montre aucune différence significative sur les doses reçues par les PTV. Aucune différence significative n'a été mise en évidence sur les doses reçues par les parotides. La figure 37 montre que les doses reçues par la moelle et le tronc cérébral sont plus faibles avec le Beam Modulator qu'avec le MLCi2 mais seule la différence sur la dose maximale reçue par la moelle est significative (tableau 16).

L'analyse des distributions de dose avec les indices de conformation ne montre pas de supériorité d'un collimateur par rapport à l'autre (tableau 17).

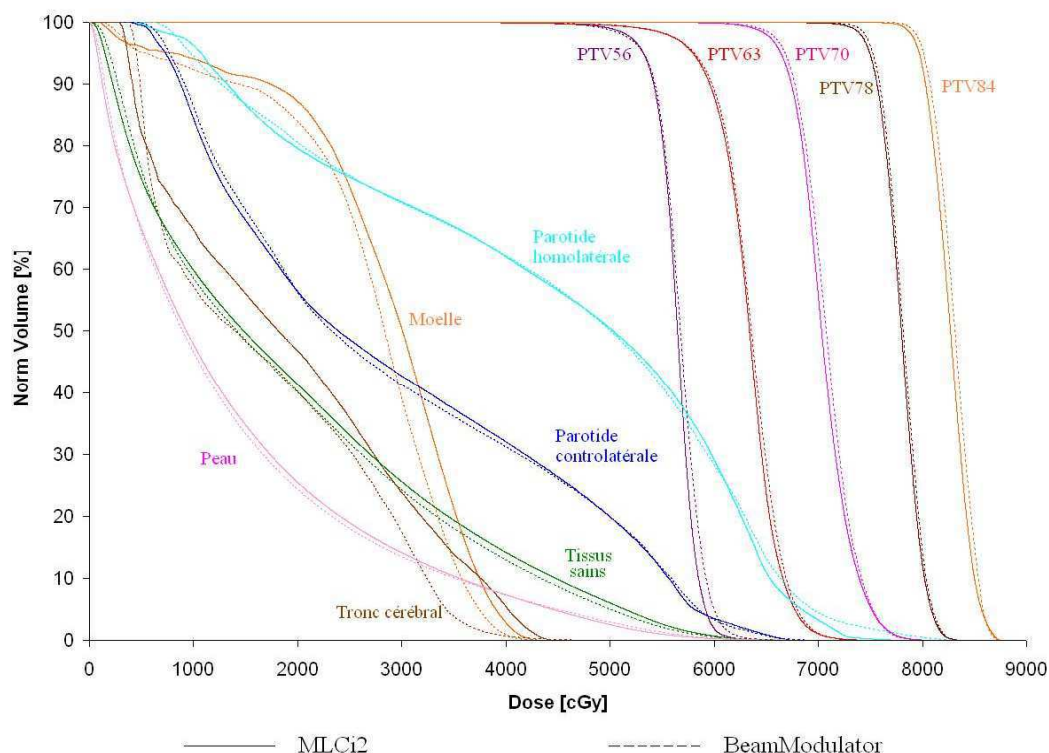


Figure 37: HDV moyens obtenus sur 8 patients traités pour un cancer de la sphère ORL à 5 niveaux de dose pour les deux collimateurs MLCi2 (ligne continue) et Beam Modulator (ligne discontinue).

Tableau 15: Comparaison dosimétrique sur les PTV, valeurs moyennes et écart-types obtenus sur 8 patients traités pour un cancer de la sphère ORL à 5 niveaux de dose, entre le MLCi2 et le Beam Modulator (BM).

ORL 5 niveaux de dose		A	B	(B-A)/B × 100	Test de
		MLCi2	BM	Ecart relatif (%)	Wilcoxon
<b>PTV56</b> <b>304,3 ± 124,6 cm<sup>3</sup></b>	D2% (Gy)	59,7 ± 1,0	60,4 ± 1,7	1,2	p = 0,09
	D98% (Gy)	51,5 ± 0,6	51,2 ± 0,6	-0,6	p = 0,33
	Dmoy (Gy)	56,3 ± 0,6	56,7 ± 0,9	0,7	p = 0,16
	V95% (%)	95,0 (point de normalisation)	/	/	/
<b>PTV63</b> <b>413,5 ± 180,2 cm<sup>3</sup></b>	D2% (Gy)	68,7 ± 1,3	68,9 ± 1,1	0,3	p = 0,45
	D98% (Gy)	55,6 ± 2,4	55,6 ± 1,3	0,0	p = 0,78
	Dmoy (Gy)	63,1 ± 1,0	63,4 ± 0,8	0,5	p = 0,33
	V95% (%)	88,7 ± 5,7	89,7 ± 3,7	1,1	p = 0,48
<b>PTV70</b> <b>131,4 ± 74,8 cm<sup>3</sup></b>	D2% (Gy)	75,8 ± 1,6	76,2 ± 0,8	0,5	p = 0,48
	D98% (Gy)	65,3 ± 1,4	65,8 ± 1,3	0,8	p = 0,26
	Dmoy (Gy)	70,5 ± 0,9	70,8 ± 0,9	0,4	p = 0,16
	V95% (%)	94,6 ± 3,7	96,0 ± 3,2	1,5	p = 0,33
<b>PTV78</b> <b>18,4 ± 8,8 cm<sup>3</sup></b>	D2% (Gy)	80,9 ± 0,9	81,2 ± 0,8	0,4	p = 0,48
	D98% (Gy)	74,3 ± 1,2	74,8 ± 1,0	0,7	p = 0,40
	Dmoy (Gy)	77,9 ± 0,8	78,1 ± 0,7	0,3	p = 0,48
	V95% (%)	98,0 ± 1,7	98,8 ± 1,1	0,8	p = 0,16
<b>PTV84</b> <b>20,6 ± 9,4 cm<sup>3</sup></b>	D2% (Gy)	85,3 ± 1,1	85,6 ± 1,0	0,4	p = 0,67
	D98% (Gy)	79,3 ± 1,0	79,7 ± 0,8	0,5	p = 0,26
	Dmoy (Gy)	82,7 ± 1,0	83,1 ± 1,0	0,5	p = 0,21
	V95% (%)	94,3 ± 4,3	96,6 ± 2,7	2,4	p = 0,12

**Tableau 16 : Comparaison dosimétrique sur les OAR, valeurs moyennes et écart-type obtenus sur 8 patients traités pour un cancer de la sphère ORL à 5 niveaux de dose, entre le MLCi2 et le Beam Modulator (BM).**

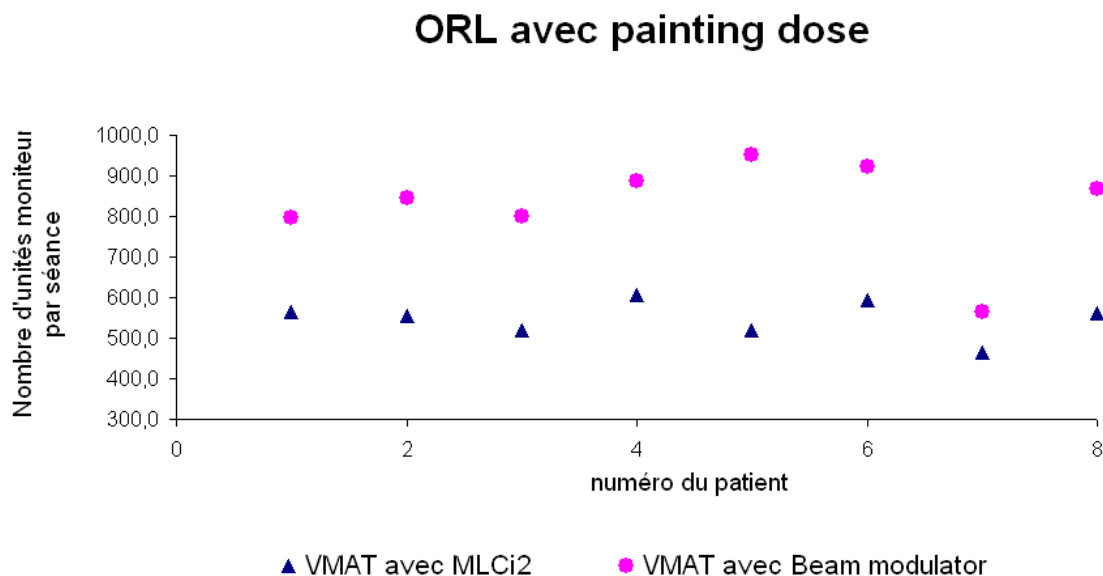
ORL 5 niveaux de dose		A	B	(B-A)/B × 100	Test de Wilcoxon
		MLCi2	BM	Ecart relatif (%)	
Moelle	D2% (Gy)	38,5 ± 2,5	37,1 ± 2,5	-3,6	p = 0,16
	Dmoy (Gy)	28,3 ± 2,5	26,7 ± 2,6	-5,7	p = 0,03
Tronc cérébral	D2% (Gy)	34,1 ± 14,2	31,3 ± 13,2	-8,2	p = 0,06
	Dmoy (Gy)	16,8 ± 8,3	14,6 ± 7,1	-13,1	p = 0,09
Parotide homolatérale	Dmoy (Gy)	44,0 ± 10,7	44,2 ± 10,2	0,5	p = 0,33
	Dmed (Gy)	44,1 ± 13,9	45,2 ± 14,2	2,5	p = 0,16
	V15Gy (%)	86,6 ± 15,1	86,8 ± 16,2	0,2	p = 0,60
	V30Gy (%)	70,9 ± 22,0	70,8 ± 21,6	-0,1	p = 0,58
	V45Gy (%)	56,6 ± 23,7	56,8 ± 22,3	0,4	p = 0,89
	NTCP*	0,58 ± 0,23	0,59 ± 0,23	1,7	p = 0,33
Parotide controlatérale	Dmoy (Gy)	27,8 ± 4,6	29,0 ± 2,7	4,3	p = 0,78
	Dmed (Gy)	25,2 ± 5,6	23,8 ± 4,3	-5,6	p = 0,16
	V15Gy (%)	68,0 ± 11,6	69,6 ± 13,9	2,4	p = 0,16
	V30Gy (%)	42,7 ± 9,0	41,3 ± 7,5	-3,3	p = 0,21
	V45Gy (%)	26,3 ± 8,2	26,1 ± 7,3	-0,8	p = 0,67
	NTCP*	0,25 ± 0,06	0,25 ± 0,05	0,0	p = 0,67
Tissus sains	V5Gy (%)	74,6 ± 10,8	76,0 ± 12,0	1,9	p = 0,12
	V10Gy (%)	59,9 ± 8,3	58,6 ± 9,4	-2,2	p = 0,26
	V25Gy (%)	33,0 ± 4,9	31,8 ± 5,5	-3,6	p = 0,26
	V50Gy (%)	6,0 ± 1,1	5,0 ± 1,1	-16,7	p = 0,04
Peau	Dmoy (Gy)	14,0 ± 1,5	13,8 ± 1,9	-1,4	p = 0,40
	V5Gy (%)	66,5 ± 5,5	65,9 ± 6,7	-0,9	p = 0,67
	V10Gy (%)	47,8 ± 4,6	46,5 ± 6,7	-2,7	p = 0,26
	V25Gy (%)	18,9 ± 3,7	18,0 ± 4,0	-4,8	p = 0,07
	V50Gy (%)	2,5 ± 1,2	2,9 ± 1,3	16,0	p = 0,12

**Tableau 17 : Comparaison des indices d'homogénéité et de conformation, valeurs moyennes et écart-types obtenus sur 8 patients traités pour un cancer de la sphère ORL à 5 niveaux de dose entre le MLCi2 et le Beam Modulator (BM).**

ORL 5 niveaux de dose		A	B	Test de Wilcoxon
		MLCi2	BM	
56 Gy	HI	0,100 ± 0,014	0,109 ± 0,024	p = 0,21
	CI RTOG	1,411 ± 0,103	1,327 ± 0,038	p = 0,04
	COIN	0,339 ± 0,124	0,353 ± 0,111	p = 0,16
63 Gy	HI	0,148 ± 0,024	0,151 ± 0,019	p = 0,40
	CI RTOG	1,130 ± 0,123	1,141 ± 0,110	p = 0,89
	COIN	0,488 ± 0,097	0,541 ± 0,107	p = 0,36
70 Gy	HI	0,115 ± 0,020	0,113 ± 0,009	p = 0,48
	CI RTOG	1,390 ± 0,236	1,479 ± 0,276	p = 0,16
	COIN	0,614 ± 0,114	0,565 ± 0,144	p = 0,07
78 Gy	HI	0,067 ± 0,008	0,068 ± 0,004	p = 0,89
	CI RTOG	1,550 ± 0,254	1,561 ± 0,255	p = 1,00
	COIN	0,635 ± 0,079	0,631 ± 0,079	p = 1,00
84 Gy	HI	0,058 ± 0,007	0,059 ± 0,007	p = 0,67
	CI RTOG	1,177 ± 0,200	1,232 ± 0,150	p = 0,40
	COIN	0,766 ± 0,064	0,958 ± 0,050	p = 0,78



Concernant l'efficacité, seuls 3 cas sur 8 ont nécessité l'utilisation de deux arcs pour satisfaire aux contraintes cliniques avec le MLCi2. Ce chiffre passait à 7 sur 8 dans le cas du Beam Modulator. La figure 38 montre le nombre d'UM nécessaires pour délivrer le traitement. Les plans générés avec le Beam Modulator nécessitaient toujours plus d'UM, 830 UM en moyenne, que les plans générés avec le MLCi2, 548 UM en moyenne.



**Figure 38 : Nombre d'UM nécessaires par séance pour les deux collimateurs MLCi2 (triangles bleus) et Beam Modulator (ronds roses) pour des patients traités pour un cancer de la sphère ORL à 5 niveaux de dose.**

### II.2.1.3 Discussion

L'objectif de cette étude était d'évaluer l'impact dosimétrique de deux MLC avec des largeurs de lames différentes, 4 mm par rapport à 10 mm, et des capacités de déplacement différentes pour plusieurs localisations et différents types de prescriptions.

Quelque soit la localisation, les deux collimateurs permettent de respecter les objectifs de dose. Généralement la largeur des lames n'entraîne pas de différences notables, > 1% et significatif ( $p \leq 0,05$ ), sur la dose aux PTV (tableaux 10, 12 et 15). L'impact majeur de la largeur des lames sur la distribution de dose était sur la protection des OAR. Des diminutions significatives de la dose reçue par les OAR de 3 % à 23 % sont souvent obtenues avec le Beam Modulator. En ORL, la moelle et le tronc cérébral recevaient moins de dose avec le Beam Modulator: pour la moelle la dose reçue par au moins 2 % du volume diminuait de 1,2 Gy et 1,4 Gy en moyenne pour les deux prescriptions à 3 et 5 niveaux de dose respectivement ; pour le tronc cérébral la dose reçue par au moins 2 % du volume diminuait de 4,2 Gy et 2,8 Gy en moyenne pour les deux prescriptions à 3 et 5 niveaux de dose respectivement (tableaux 13 et 16). La réduction de la dose aux organes neurologiques pourrait être cruciale en cas de ré-irradiation. Dans notre étude l'impact majeur du MLC a été trouvé sur l'efficacité du traitement. Les plans VMAT réalisés avec des lames plus fines ont nécessité plus d'UM et plus d'arcs. Les différences moyennes sont de 43 UM, 273 UM et 282 UM pour la prostate et pour les ORL à 3 et 5 niveaux de dose respectivement (figures 32, 35 et 38). De plus pour les ORL, les plans générés avec le Beam Modulator ont nécessité majoritairement deux arcs avec 12 cas sur 16 et 7 cas sur 8, contre 2 sur 16 et 3 sur 8 avec le

MLCi2 pour des prescriptions à 3 et 5 niveaux de dose respectivement. Cela s'explique par les capacités d'ouverture du MLC supérieures avec le MLCi2 par rapport à celles du BM.

Une seule étude, menée par Van Kesteren et al, a investigué l'impact de la largeur des lames pour des plans de traitement VMAT pour des traitements de cancer de la prostate et du rectum<sup>70</sup>. Ils ont observé une amélioration avec des lames plus fines sur la dose intégrale et l'épargne des OAR pour les deux localisations étudiées et une amélioration des indices d'homogénéité et de conformation pour la localisation prostate. La dose moyenne des OAR diminuait entre 0,5 et 2,5 Gy soit une diminution de 1,5 % à 16,5 %.

#### II.2.1.4 Conclusion

Pour les cas étudiés, prostate et ORL traités à 3 ou 5 niveaux de dose, le Beam Modulator (largeur lame = 4 mm) et le MLCi2 (largeur lame = 10 mm) satisfont aux contraintes médicales prescrites en termes de dose pour des traitements en technique VMAT. L'avantage dosimétrique du Beam Modulator porte sur la diminution de la dose reçue par les têtes fémorales en prostate et sur la diminution de la dose à la moelle et au tronc cérébral en ORL. L'avantage du MLCi2 porte sur une diminution du nombre d'unités moniteurs délivrées et du nombre d'arcs requis en raison des capacités d'ouverture du MLC supérieures avec le MLCi2. Le MLC Agility, commercialisé courant 2012, rassemble les avantages du Beam Modulator et du MLCi2. Une étude récente menée par Bedford évalue ses performances en VMAT pour cinq cas ORL<sup>71</sup>.

*Cette étude a fait l'objet de plusieurs communications dont en particulier un article accepté dans le journal américain « Journal of Applied Clinical Medical Physics »<sup>72</sup>. Ces communications sont présentées en annexes 1 à 4.*

### II.2.2 Influence de la vitesse maximale des lames

Dans la partie suivante, nous avons évalué l'influence de la vitesse maximale des lames autorisée. Deux localisations tumorales ont été étudiées représentant deux niveaux de complexité : la prostate qui présente des volumes de géométrie simple et la sphère ORL traitée en SIB qui présente de grands volumes avec de fortes discontinuités de forme et une hétérogénéité dans la dose délivrée.

#### II.2.2.1 Matériel et méthode

L'étude a porté sur trois patients traités pour un cancer de la prostate et trois patients traités pour un cancer de la sphère ORL avec trois niveaux de dose délivrés en simultané. Le logiciel de planification utilisé était Pinnacle version 9.0 et l'accélérateur est le Synergy doté du MLCi2. Les plans générés dans le cadre de l'étude utilisaient un arc unique de 360° délivré en sens horaire avec une énergie de 18 MV dans le cas de la prostate et de 6 MV dans le cas de l'ORL. La discrétisation des arcs était de 4°. La vitesse de déplacement des lames est exprimée dans Pinnacle en déplacement maximal des lames par degré d'arc. La vitesse maximale autorisée était de 0,46 cm/°, 0,25 cm/° ou 0,12 cm/° pour la prostate et de 0,46 cm/°, 0,35 cm/° ou 0,25 cm/° pour l'ORL. La vitesse de 0,46 cm/° correspond à la vitesse maximale réalisable par l'accélérateur Synergy et le MLCi2, cela correspond à une vitesse non contrainte dans le logiciel Pinnacle. Les plans générés sans contraintes nous ont servi de référence pour évaluer l'impact de la vitesse maximale autorisée. Les mesures de doses sont



réalisées avec la matrice de chambres d'ionisation, 2Darray Seven29 de PTW, insérée dans le fantôme octogonal spécifique Octavius. Chaque plan de traitement a été contrôlé dans deux plans : coronal et sagittal pour la prostate et coronal et oblique (plan à 45° entre les plans coronal et sagittal) pour l'ORL. Le test du « gamma index », implémenté dans le logiciel d'analyse Verisoft V4.1, a été utilisé afin d'évaluer la cohérence entre les distributions de dose calculées et mesurées.

### II.2.2.2 Résultats

#### II.2.2.2.1 Distribution de dose

Les figures 39 et 40 montrent l'influence de la vitesse maximale autorisée des lames sur la distribution de la dose des plans VMAT générés. En prostate, la dose minimale reçue par le PTV augmente en moyenne de 1,0 % pour une contrainte de 0,25 cm/° et diminue de 4,1 % pour une contrainte de 0,12 cm/° par rapport à une vitesse non contrainte de 0,46 cm/°. En ORL, la dose minimale reçue par les PTV diminue en moyenne de 9,4 % et 11,6 % pour des contraintes de 0,35 cm/° et 0,25 cm/° respectivement par rapport à une vitesse non contrainte de 0,46 cm/°. En prostate, la dose maximale reçue par le PTV diminue en moyenne de 1,1 % pour une contrainte de 0,25 cm/° et augmente de 3,0 % pour une contrainte de 0,12 cm/°. En ORL, la dose maximale reçue par les PTV augmente en moyenne de 4,7 % et 7,7 % pour des contraintes de 0,35 cm/° et 0,25 cm/° respectivement. Concernant les volumes de paroi rectale recevant au moins 76 Gy et de paroi vésicale recevant au moins 80 Gy, les différences sont de +1,5 % et +0,7 % respectivement pour une contrainte de 0,25 cm/° et de +1,5 % et +1,0 % respectivement pour une contrainte de 0,12 cm/° par rapport à une vitesse non contrainte de 0,46 cm/°. En ORL pour la moelle, les doses maximales et moyennes augmentent en moyenne de 28,4 % et 13,3 % respectivement pour une contrainte de 0,35 cm/° et de 34,7 % et 15,4 % respectivement pour une contrainte de 0,25 cm/° par rapport à une vitesse non contrainte de 0,46 cm/°. Pour le tronc cérébral, les doses maximales et moyennes diminuent en moyenne de 16,5 % et 9,0 % respectivement pour une contrainte de 0,35 cm/° et de 10,9 % et 8,8 % respectivement pour une contrainte de 0,25 cm/° par rapport à une vitesse non contrainte de 0,46 cm/°. En moyenne pour les parotides, les doses moyennes diminuent de 4,7 % pour une contrainte de 0,35 cm/° et elles augmentent de 1,2 % pour une contrainte de 0,25 cm/° par rapport à une vitesse non contrainte de 0,46 cm/°.

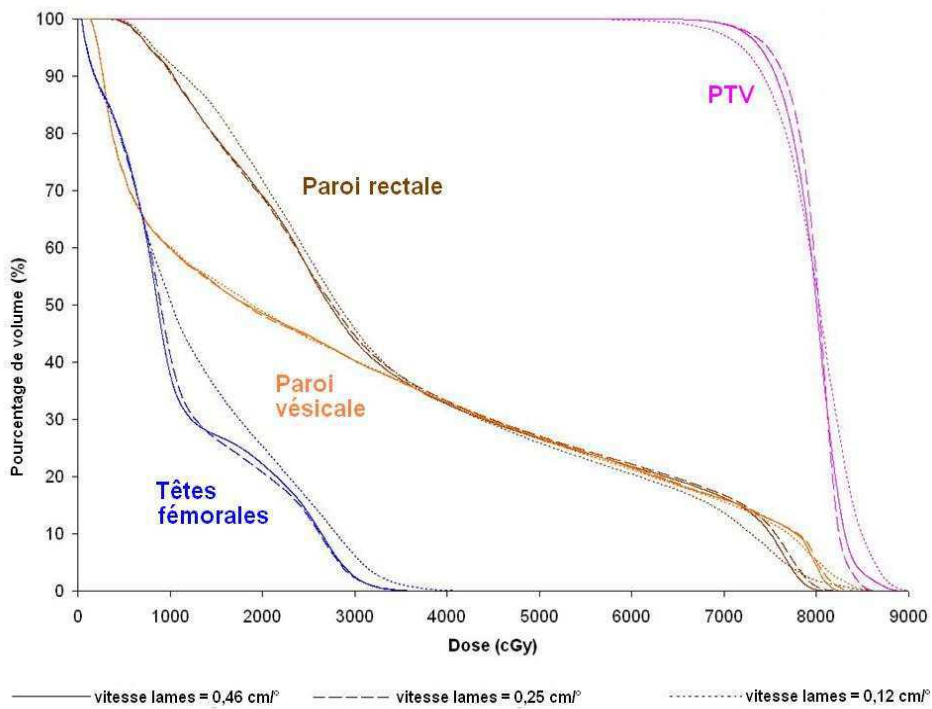


Figure 39 : HDV moyens obtenus sur 3 patients traités pour un cancer de la prostate pour une vitesse des lames autorisée de 0,46 cm par degré de rotation du bras (ligne continue), de 0,25 cm/° (ligne discontinue) et 0,12 cm/° (ligne pointillée).

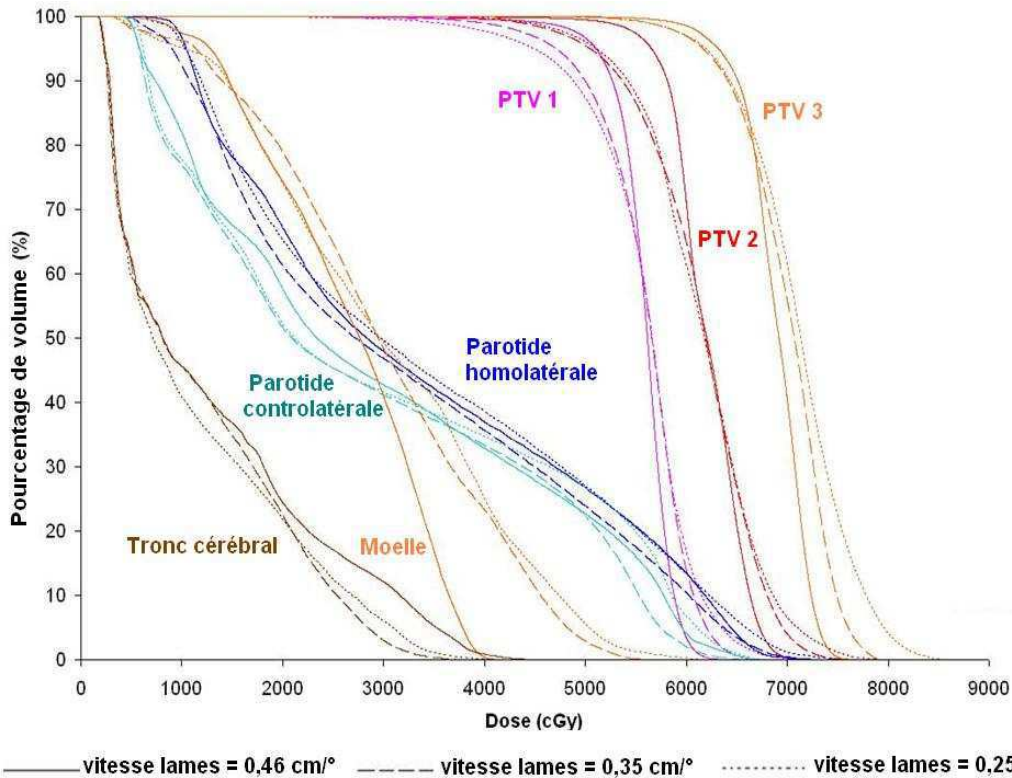


Figure 40 : HDV moyens obtenus sur 3 patients traités pour un cancer de la sphère ORL pour une vitesse des lames autorisée de 0,46 cm par degré de rotation du bras (ligne continue), de 0,35 cm/° (ligne discontinue) et 0,25 cm/° (ligne pointillée).

II.2.2.2.2 Efficience

La variation du nombre moyen d'UM nécessaires pour délivrer le traitement est de  $\pm 5\%$  quelles que soient la vitesse et la localisation (tableau 18). Par rapport au plan avec une vitesse maximale de  $0,46 \text{ cm}/^\circ$ , la diminution du temps de traitement est d'en moyenne  $22\%$  en prostate et de  $61\%$  en ORL (tableau 18).

**Tableau 18 : Influence de la vitesse maximale autorisée sur l'efficience des plans de traitement. Valeurs moyennes obtenues sur 3 patients traités pour un cancer de la prostate et 3 patients traités pour un cancer de la sphère ORL.**

Efficience		Unités moniteur	Temps délivrance (s)
Prostate	Vit = $0,46 \text{ cm}/^\circ$	464,6	128
	<b>Ecart relatif</b>	<b>Référence</b>	<b>Référence</b>
	Vit = $0,25 \text{ cm}/^\circ$	485,7	99
	<b>Ecart relatif</b>	<b>+ 4,5 %</b>	<b>-22 %</b>
	Vit = $0,12 \text{ cm}/^\circ$	439,6	101
	<b>Ecart relatif</b>	<b>-5,4 %</b>	<b>-21 %</b>
ORL SIB	Vit = $0,46 \text{ cm}/^\circ$	552,8	318
	<b>Ecart relatif</b>	<b>Référence</b>	<b>Référence</b>
	Vit = $0,35 \text{ cm}/^\circ$	570,5	139
	<b>Ecart relatif</b>	<b>+3,2 %</b>	<b>-56 %</b>
	Vit = $0,25 \text{ cm}/^\circ$	534,8	112
	<b>Ecart relatif</b>	<b>-3,3 %</b>	<b>-65%</b>

II.2.2.2.3 Délivrance des plans

Le tableau 19 nous donne les caractéristiques principales des plans de traitements délivrés : ouverture entre lames opposées, un estimateur de la fluence qui correspond au produit de l'aire du champ et des UM associées, le débit de dose, la vitesse de rotation du bras et le déplacement absolu des lames entre deux CP. Nous remarquons en particulier que la limitation de la vitesse maximale des lames permet de limiter le déplacement des lames entre deux CP : la limitation de la vitesse maximale de déplacement des lames d'un facteur de  $0,46 \text{ cm}/^\circ$  à  $0,25 \text{ cm}/^\circ$ , entraîne une diminution du déplacement moyen des lames entre deux CP de  $0,17 \text{ cm}/^\circ$  à  $0,12 \text{ cm}/^\circ$  en prostate et de  $0,31 \text{ cm}/^\circ$  à  $0,11 \text{ cm}/^\circ$  en ORL.

La limitation de la vitesse maximale des lames améliore systématiquement la cohérence calcul-mesure comme indiqué dans le tableau 20.

Tableau 19 : Caractéristiques des champs de traitement en fonction de la vitesse maximale des lames autorisée pour un patient type traité pour un cancer de la prostate et pour un patient type traité pour un cancer de la sphère ORL.

		Ouverture entre lames opposées (mm)		Aire×UM (mm <sup>2</sup> ×UM)			Débit dose (UM/min)		Vitesse bras (°/s)		Déplacement absolu des lames entre deux CP * (mm)	
		m	σ	Σ	m	σ	m	σ	m	σ	m	σ
Prostate	0,46 cm/°	25,36	18,95	880666	9785	7581	233	154	2,77	1,28	6,80	7,84
	0,25 cm/°	25,12	18,13	880367	9782	8661	317	131	3,72	1,92	4,60	4,30
	0,12 cm/°	25,48	16,95	857574	9529	8942	294	143	3,84	1,81	2,90	2,47
ORL SIB	0,46 cm/°	30,68	26,04	3898480	43316	34762	102	100	1,17	0,93	12,40	17,16
	0,35 cm/°	23,91	21,85	3615733	40175	50192	241	148	2,67	1,67	5,68	6,77
	0,25 cm/°	24,55	22,80	3587767	39864	55278	322	115	3,87	2,22	4,42	5,17

\* distance angulaire ente deux CP = 4°

Σ= somme, m= moyenne, σ= écart-type

Tableau 20 : Résultats de cohérence calcul-mesure en fonction de la vitesse maximale des lames autorisée. Valeurs moyennes obtenues sur 3 patients prostate et 3 patients ORL (plan d'acquisition coronal).

Test du « Gamma index » Critères : 3% (local) /3mm Seuil d'analyse : isodose 30%		Pourcentage points acceptés	Gamma moyen	Gamma médian	Gamma maximal
Prostate	Vit = 0,46 cm/°	95,9	0,376	0,308	1,501
	Ecart relatif	Référence	Référence	Référence	Référence
	Vit = 0,25 cm/°	96,5	0,380	0,283	1,289
	Ecart relatif	0,7 %	1,1 %	-8,1 %	-14,1 %
	Vit = 0,12 cm/°	99,0	0,305	0,267	1,208
	Ecart relatif	3,2 %	-18,9 %	-13,2 %	-19,5 %
ORL SIB	Vit = 0,46 cm/°	83,2	0,641	0,527	3,558
	Ecart relatif	Référence	Référence	Référence	Référence
	Vit = 0,35 cm/°	91,9	0,502	0,406	2,682
	Ecart relatif	10,4 %	-21,7 %	-22,9 %	-24,6 %
	Vit = 0,25 cm/°	93,6	0,471	0,396	1,881
	Ecart relatif	12,4 %	-26,6 %	-25,0 %	-47,1 %

### II.2.2.3 Discussion

Dans notre étude, nous avons trouvé que la limitation de la vitesse maximale des lames améliorerait systématiquement le temps de délivrance de la dose et la cohérence entre les doses calculées et celles mesurées. Par contre cette limitation entraînait une dégradation de la qualité de la distribution de dose calculée. Nous avons trouvés que cette dégradation était plus importante pour des cas ORL que pour des cas de prostate.

La vitesse maximale est un paramètre qui a été discuté dans la littérature<sup>73-75</sup>. Chen et al ont montré que pour une technique type IMAT la contrainte de déplacement des lames impactait significativement la qualité des plans, la précision de réalisation et l'efficacité du traitement avec une influence dépendant de la complexité des cas traités<sup>73</sup>. Ils ont établi qu'un compromis entre tous ces paramètres pouvait être obtenu pour des vitesses maximales de lames comprises entre 0,2 et 0,3 cm/°. Selon Yang et al, diminuer la vitesse autorisée des lames de 0,46 cm/° à 0,12 cm/° permet de générer des segments plus grands et d'améliorer la cohérence calcul-mesure : pour des cas de prostate la taille moyenne des segments passe de 41,0 cm<sup>2</sup> à 31,7 cm<sup>2</sup> respectivement et le pourcentage points acceptés au test du gamma index, avec les critères d'agrément de 3 % en dose 2 mm en distance, passe de 91,0 % à 95,7 % respectivement<sup>74</sup>.

Boylan et al ont développé un émulateur simulant les conditions d'irradiation en VMAT sur un accélérateur type Synergy/Elekta<sup>75</sup>. L'impact des paramètres dynamiques, en particulier la vitesse des lames et des mâchoires, sur l'efficacité de la délivrance a été étudié sur des plans de traitement de patients traités pour des cancers de prostate et de la sphère ORL. Les plans VMAT testés ont été générés avec l'algorithme SmartArc de Pinnacle. Ils ont ainsi montré qu'une augmentation de la vitesse maximale des lames de 2,0 à 3,0 cm/s permet une diminution moyenne du temps de délivrance du traitement de 18 %, soit 21 s, en prostate et 33 %, soit 79 s, en ORL<sup>75</sup>. Au delà d'une vitesse maximale de 3,0 cm/s aucun bénéfice sur le temps de délivrance n'a été trouvé<sup>75</sup>. La vitesse maximale des mâchoires n'apparaît pas comme un facteur limitant de l'efficacité puisque Boylan et al ont montré que l'augmentation de la vitesse des mâchoires n'avait aucun effet sur l'efficacité des plans de traitement testés<sup>75</sup>. La vitesse maximale des lames du collimateur Agility étant supérieure à 3,0 cm/s, il n'y a pas de limitation attendue qui serait due à la vitesse maximale des lames.

#### II.2.2.4 Conclusion

Plus la vitesse maximale des lames est faible, plus l'efficacité des plans de traitement et la cohérence calcul-mesure sont bonnes. Par contre plus la vitesse maximale des lames est faible, plus la conformation de la distribution de dose au volume cible se détériore ce qui correspond à une baisse du potentiel de modulation de la dose. Il y a donc un compromis à réaliser.

### II.2.3 Influence de la capacité d'inter-digitation

La capacité d'inter-digitation des lames d'un MLC doit permettre intuitivement une meilleure efficacité due à la possibilité de générer des formes de champs en « îlots » comme visualisé dans la figure 41.

Mais la forme des champs générés dépend de la qualité du séquençage réalisé et donc de l'algorithme inverse utilisé, il est donc nécessaire d'évaluer l'impact de la capacité d'inter-digitation des lames sur la qualité de plans de traitement en intégrant l'ensemble de la chaîne de traitement. Nous avons mené une étude comparative portant sur l'utilisation du même collimateur utilisé avec et sans inter-digitation. Cette étude a été menée sur une cohorte de dix patients traités pour un cancer de la prostate et pour deux techniques de modulation d'intensité : S&S et VMAT.

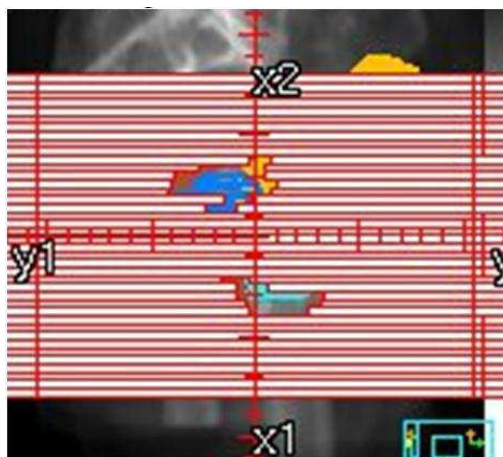


Figure 41 : Visualisation de la forme de champ réalisable avec la capacité d'inter-digitation des lames.

### II.2.3.1 Matériel et méthode

Le collimateur MLCi2, dont les caractéristiques ont été mentionnées paragraphe I.2.3, a été paramétré de deux façons dans le logiciel de planification : avec et sans la capacité d'inter-digitation des lames.

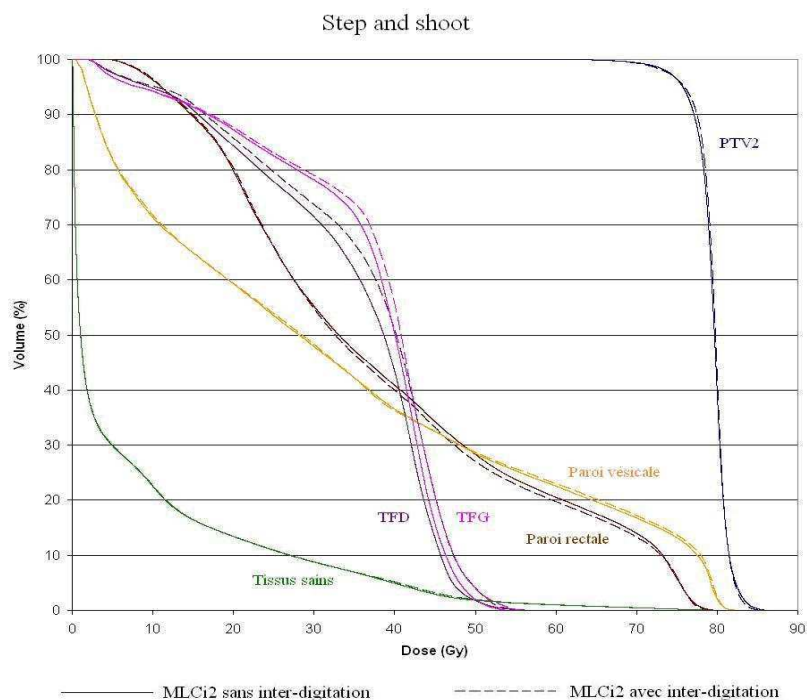
Une cohorte de dix patients traités pour un cancer de la prostate a été utilisée. Les doses prescrites étaient de 46 Gy aux vésicules séminales et de 80 Gy à la prostate délivrées en séances de 2 Gy. Le logiciel de planification utilisé dans cette étude était Pinnacle (Philips) version 9.0m utilisé avec l'algorithme inverse DMPO (Direct Machine Parameter Optimization) pour la technique type S&S et l'algorithme SmartArc pour la technique VMAT. En S&S, la balistique était composée de cinq faisceaux statiques de 18 MV (indice de qualité de 0,78) coplanaires, quasiment équidistribués autour du volume cible (260°, 324°, 36°, 100° et 180°). En VMAT, un faisceau de 18 MV en rotation de 360° autour du volume cible a été utilisé.

La qualité des plans obtenus a été évaluée sur les distributions de dose et sur l'efficacité du plan traduit par le nombre d'UM nécessaires. Les distributions de dose ont été comparées à l'aide des HDV moyennés sur les dix patients et sur les indices suivants: Indice de conformation (CI), CONformal INdex (COIN) et l'indice d'homogénéité (HI) dont les définitions sont détaillées dans le paragraphe III.2.1. Les HDV moyens sont réalisés en faisant la moyenne des pourcentages de volume recevant une dose donnée (pas de 1 cGy).

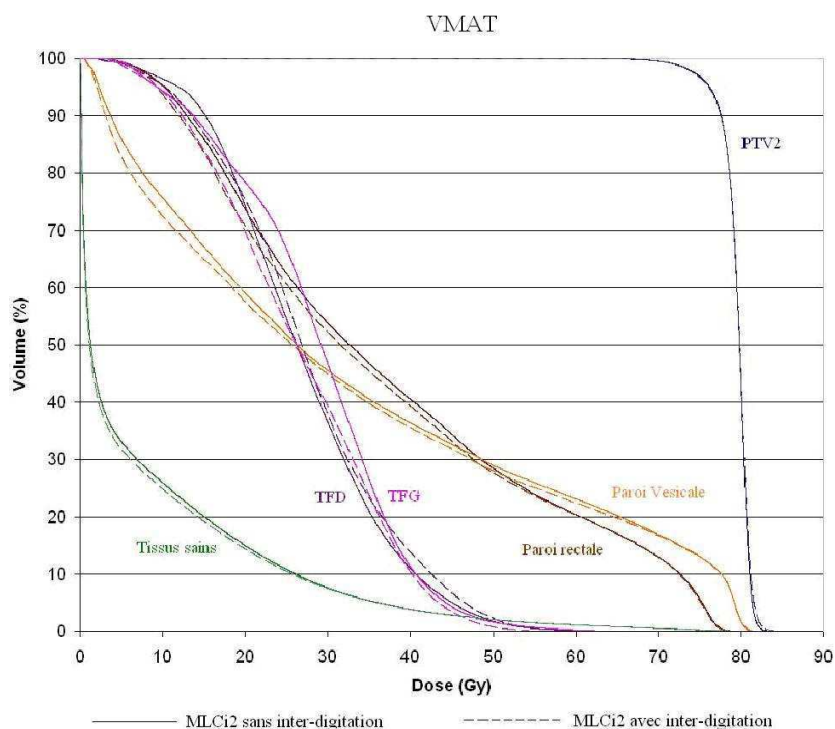
La comparaison des groupes a utilisé des tests statistiques non paramétriques (test de Wilcoxon).

### II.2.3.2 Résultats et discussion

Les figures 42 et 43 et le tableau 21 montrent que les distributions de dose sont similaires avec et sans la capacité d'inter-digitation en technique S&S et VMAT. Une seule différence significative ( $p \leq 0,05$ ) a été trouvée sur l'indice COIN en faveur du plan obtenu sans inter-digitation en technique S&S. Le tableau 22 montre que la capacité d'inter-digitation a une influence minime sur l'efficacité des plans : une diminution significative ( $p \leq 0,05$ ) du nombre d'UM a été trouvée en technique S&S de 6 % en faveur du plan obtenu avec inter-digitation. Nos résultats sont en accord avec les résultats publiés en 2012 par l'équipe de Van Kesteren qui a montré que l'inter-digitation des lames ne générerait pas de meilleurs plans en technique VMAT en utilisant l'algorithme SmartArc<sup>70</sup>.



**Figure 42 : HDV moyens réalisés sur les 10 patients traités en technique Step and Shoot. Courbe en trait continu = MLCi2 utilisé sans inter-digitation, Courbe en trait discontinu = MLCi2 utilisé avec inter-digitation.**



**Figure 43 : HDV moyens réalisés sur les 10 patients traités en VMAT. Courbe en trait continu = MLCi2 utilisé sans inter-digitation, Courbe en trait discontinu = MLCi2 utilisé avec inter-digitation.**

**Tableau 21: Indices de conformation obtenus avec le MLCi2 utilisé avec ou sans inter-digitation pour une technique RCMi S&S et VMAT. Résultats moyens obtenus sur 10 patients traités pour un cancer de la prostate.**

Technique	Step and shoot			VMAT		
	CI	COIN	HI	CI	COIN	HI
<i>Valeur idéale</i>	<i>1</i>	<i>1</i>	<i>0</i>	<i>1</i>	<i>1</i>	<i>0</i>
MLCi2 sans inter-digitation	0,94	0,60	0,08	0,95	0,63	0,07
MLCi2 avec inter-digitation	0,94	0,59	0,07	0,95	0,62	0,06
p (Test de Wilcoxon)	0,72	0,01	0,08	0,26	0,26	0,89

**Tableau 22 : Nombre d'UM délivrées avec le MLCi2 utilisé avec ou sans inter-digitation pour une technique RCMi S&S et VMAT. Résultats moyens obtenus sur 10 patients traités pour un cancer de la prostate.**

Nombre d'UM délivrées Moyenne +/- écart-type)	Step and shoot	VMAT
MLCi2 sans inter-digitation	518 +/- 65	425 +/- 35
MLCi2 avec inter-digitation	488 +/- 51	438 +/- 36
p (Test de Wilcoxon)	0,02	0,58

### II.2.3.3 Conclusion

Nous n'avons pas mis en évidence d'apport de la capacité d'inter-digitation des lames sur les distributions de doses dans le cas d'un traitement de la prostate en technique S&S et VMAT. Concernant l'efficacité du plan, la capacité d'inter-digitation améliorerait les résultats uniquement en cas de technique S&S, aucune amélioration n'a été montrée en technique VMAT. Notre étude a concerné uniquement des cas cliniques standards et était centrée essentiellement sur l'évaluation des distributions de dose, pour conclure de manière globale sur l'influence de l'inter-digitation des lames du MLC en VMAT il serait nécessaire de compléter ce travail en y intégrant des cas cliniques plus complexes et d'évaluer l'impact sur la délivrance de la dose.

## II.2.4 Conclusion

En VMAT, l'influence du MLC est multifactorielle. Nous avons étudié l'influence de l'épaisseur des lames et de la capacité d'ouverture du MLC en comparant la qualité des plans de traitements générés avec le Beam Modulator et le MLCi2 pour plusieurs cas cliniques. Nous avons montré que le Beam Modulator, possédant des lames plus fines que le MLCi2, permettait d'avoir des distributions de doses légèrement supérieures à celles obtenues avec le MLCi2 en particulier en termes d'épargne des OAR. Par contre les plans obtenus avec le Beam Modulator étaient moins efficaces que ceux obtenus avec le MLCi2 en raison des capacités d'ouverture du MLC plus limitées du Beam Modulator. Concernant la vitesse maximale des lames, nous avons montré l'apport de limiter la vitesse des lames pour améliorer en particulier la cohérence calcul-mesure, par contre cela est obtenu au détriment du potentiel de modulation de la dose. Notre étude n'a pas montré d'influence de la capacité d'inter-digitation des lames sur les distributions de dose en VMAT.

Notre étude n'intègre pas le nouveau collimateur Agility d'Elekta. Une étude serait nécessaire afin d'évaluer de façon exhaustive son apport en VMAT.



## **II.3 Evaluation de l'influence des paramètres balistiques et des paramètres propres au logiciel inverse: application au système de planification des traitements Pinnacle/Philips**

En RCMI, les facteurs d'influence du TPS comprennent à la fois des facteurs intrinsèques mais aussi des facteurs paramétrables par l'utilisateur. Dans ce travail, nous avons évalué spécifiquement certains de ces paramètres accessibles à l'opérateur : ce sont des paramètres balistiques, comme l'énergie et le nombre d'arcs, le type d'objectifs utilisés dans la planification inverse, physiques ou biologiques, et des paramètres propres au logiciel inverse : discrétisation de l'arc, distance minimale entre lames opposées et temps maximal autorisé pour la délivrance de la dose.

### **II.3.1 Influence des paramètres balistiques**

#### II.3.1.1 Influence de l'énergie

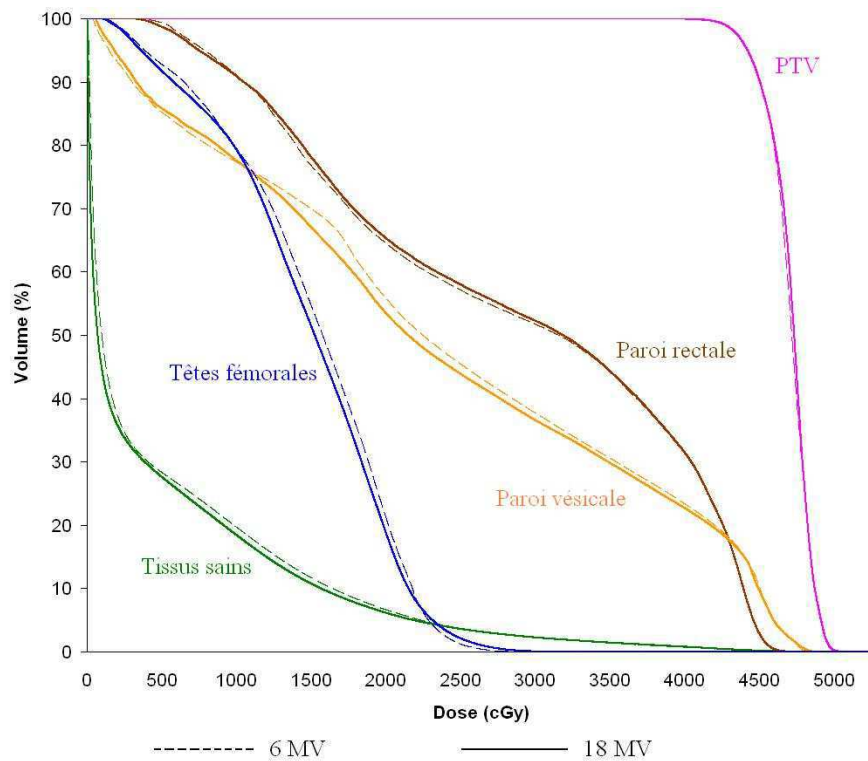
Le choix de l'énergie pour le traitement des tumeurs profondes est une question qui n'a pas de réponse faisant consensus quelque soit la technique de RCMI utilisée. Nous avons donc comparé les plans de traitement obtenus en VMAT avec des énergies de 6 MV ( $I=0,682$ ) et de 18 MV ( $I=0,776$ ) dans le cas du traitement de la prostate et des vésicules séminales.

##### II.3.1.1.1 Matériel et méthode

L'étude a porté sur cinq patients planifiés avec le TPS Pinnacle V9.0. La balistique utilisait un arc de 360° discrétisé tous les 4°. L'analyse a porté sur les distributions de dose générées et sur l'efficacité du plan de traitement en termes de nombre d'UM et du temps nécessaires pour délivrer la dose. Des HDV moyens ont été générés en faisant la moyenne des pourcentages de volume recevant une dose donnée (pas de 1 cGy).

##### II.3.1.1.2 Résultats

L'HDV moyen présenté figure 44 montre que les deux énergies fournissent des distributions de dose très similaires. L'écart relatif calculé sur la dose moyenne reçue par le PTV entre les deux énergies est de 0,2 %. L'écart relatif calculé sur les doses moyennes reçues par les parois rectale et vésicale est de 0,5 % et 1,6 % respectivement en faveur du 6 MV. L'écart relatif calculé sur les doses moyennes reçues par les têtes fémorales est de 2,2 % respectivement en faveur du 18 MV. Le volume « tissus sains » évalué ici correspond à l'ensemble des données anatomiques du patient acquises par l'imagerie tomographique moins le volume du PTV. Le pourcentage de volume de tissus sains recevant des doses de 0 à 50 Gy est toujours supérieur en 6 MV par rapport à celui obtenu en 18 MV. La dose moyenne reçue par les tissus sains est de 5,1 Gy en 6 MV et 4,8 Gy en 18 MV. Le nombre moyen d'UM nécessaires pour délivrer le traitement est de 467 UM en 6 MV contre 387 UM en 18 MV. L'écart relatif entre les UM nécessaires en 6 MV et ceux nécessaires en 18 MV varie en fonction du patient de 9 % à 29 % toujours en faveur du 18 MV.



**Figure 44 : HDV moyens obtenus sur 5 patients traités pour un cancer de la prostate avec un faisceau de 6 MV (ligne discontinue) et de 18 MV (ligne continue).**

### II.3.1.1.3 Discussion et conclusion

En VMAT, nous avons montré que les deux énergies de traitement étudiées permettent d'obtenir des distributions de dose au volume cible et aux OAR en regard du champ de traitement très similaires. En RCMi par faisceaux stationnaires, de nombreux auteurs ont montré qu'en moyenne il n'y avait pas de différences entre des traitements utilisant des énergies comprises entre 6 MV et 18 MV sur la couverture du volume cible et l'épargne des OAR situés en regard du volume cible <sup>76-78</sup>. En VMAT peu d'auteurs ont investigué cette question. Ost et al ont comparé les plans obtenus en utilisant des faisceaux de 18 MV par rapport à des faisceaux de 6MV dans le cas de traitement de la prostate en boost intégré en RCMi S&S et VMAT <sup>79</sup>. Pasler et al ont analysé les plans générés avec trois énergies différentes, 6 MV, 10 MV et 15 MV, pour le traitement de cancer de la prostate avancé (irradiation de la prostate et des aires ganglionnaires pelviennes) en RCMi S&S et VMAT <sup>80</sup>. Ces deux études n'ont pas mis en évidence d'avantage à utiliser préférentiellement une énergie par rapport à une autre.

Concernant les tissus sains, la dose reçue par le volume de tissus sains compris dans le champ d'acquisition est plus faible en 18 MV qu'en 6 MV. En dehors du champ de traitement, les doses sont dues à la fois aux photons diffusés et transmis au travers du système de collimation et aux neutrons essentiellement produits dans la tête de l'accélérateur. La dose due aux photons est liée au nombre d'UM nécessaire pour délivrer le traitement <sup>81</sup> qui est de 9 % à 29 % plus élevée en 6 MV. La dose due aux neutrons et donc le risque associé sont nuls en 6 MV et encore mal déterminés en 18 MV <sup>82</sup>. En effet, plusieurs études menées par Kry montrent la difficulté d'évaluer ces risques <sup>81,82</sup>. Pour des points situés en dehors du champ de traitement, ils ont montré des différences entre les doses mesurées et calculées par simulation Monte Carlo en moyenne de 14 % et 13 % pour des faisceaux de 6 MV et 18 MV respectivement.

Toutefois Kry et al ont montré que la différence de risque entre des traitements RCMI réalisés en 6 MV et 18 MV était de 6 % pour les organes situés en dehors du champ de traitement et cela en faveur du traitement en 6 MV et la différence était de 4 % pour les organes situés en regard du champ de traitement et cela en faveur du traitement en 18 MV. Le risque de cancers secondaires pour les organes en dehors du champ de traitement était estimé à 1,7 % et 1,8 % pour les traitements utilisant une énergie de 6 MV et 18 MV respectivement. En effet même si les faisceaux de haute énergie (supérieure à 10 MV) génèrent des doses en dehors du champ de traitement plus élevées que des faisceaux de plus faible énergie due à la contribution de neutrons plus importante, les traitements réalisés avec des faisceaux de haute énergie nécessitent moins d'UM. Ainsi Kry et al concluent que la dose intégrale et donc le risque de cancer secondaire sont comparables entre les différentes énergies possibles pour des traitements RCMI par faisceaux stationnaires.

### II.3.1.2 Influence du nombre d'arc

Les plans VMAT peuvent être délivrés avec plusieurs arcs dont le nombre est fixé par l'opérateur. Nous avons mené une étude pour évaluer l'effet du nombre d'arcs, un ou deux arcs, sur la qualité des plans de traitement VMAT obtenus pour deux degrés de complexité. La qualité des plans était évaluée en termes de distribution des doses, d'efficacité et de cohérence calcul-mesure.

#### II.3.1.2.1 Matériel et méthode

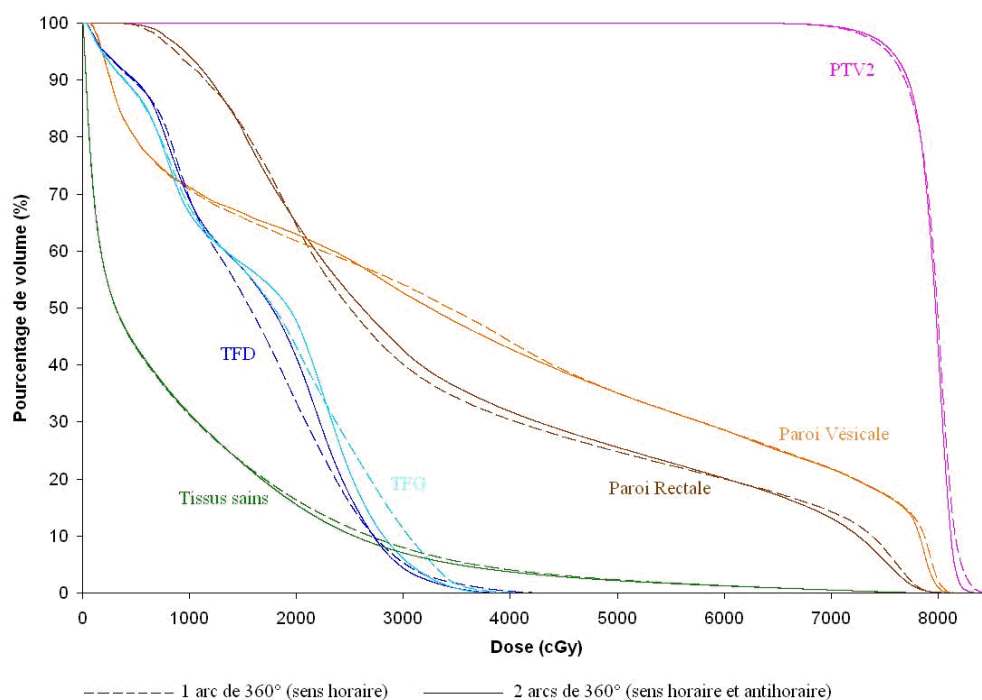
L'étude a porté sur deux cohortes de sept patients chacune correspondant à deux degrés de complexité : une première cohorte comprenant des patients traités pour un cancer de la prostate et une deuxième cohorte comprenant des patients traités pour un cancer de la sphère ORL traités avec trois niveaux de dose. Le logiciel de planification utilisé est Pinnacle v9.0 et l'accélérateur est un accélérateur Elekta type Synergy associé à un MLC type MLCi2. Les plans générés dans le cadre de l'étude utilisaient soit un arc unique de 360° délivré en sens horaire soit deux arcs coplanaires de 360° chacun délivré pour l'un en sens horaire et pour l'autre en sens antihoraire. Chaque arc avait un degré de discrétisation par le logiciel de planification de 4°. L'énergie des faisceaux était de 18 MV en prostate et de 6 MV en ORL. Les mesures des doses délivrées étaient réalisées avec la matrice de chambres d'ionisation, 2Darray Seven29 de PTW, insérée dans le fantôme octogonal spécifique Octavius. Chaque plan de traitement a été contrôlé dans deux plans : coronal et sagittal pour la prostate et coronal et oblique (plan à 45° entre les plans coronal et sagittal) pour l'ORL. Le test du « gamma index », implémenté dans le logiciel d'analyse Verisoft V4.1, a été utilisé afin d'évaluer la cohérence entre les distributions de dose calculées et celles mesurées.

#### II.3.1.2.2 Résultats

##### II.3.1.2.2.a Distribution de dose

La figure 45 montre que les plans VMAT générés avec un arc unique ou deux arcs fournissent des distributions de dose très similaires. L'écart relatif des doses moyennes reçues par les PTV entre un plan utilisant un arc et un plan utilisant deux arcs est toujours inférieur à  $\pm 1$  % pour les deux localisations. Pour les parotides, cet écart est de + 0,2 % en moyenne mais d'un patient à l'autre ces écarts varient entre - 2,0 % et + 3,5 %. Sur la figure 46, l'écart entre les deux types de plans semble être plus important pour les doses maximales reçues par la moelle, en faveur du plan utilisant deux arcs, et le tronc cérébral, en faveur du plan utilisant un arc.

Mais l'analyse patient par patient montre une grande dispersion des écarts relatifs de  $-5,4\%$  à  $+6,4\%$  pour la moelle et de  $-10,5\%$  à  $+3,2\%$  pour le tronc cérébral. Le volume de paroi rectale recevant au moins 76 Gy et le volume de paroi vésicale recevant au moins 80 Gy passent respectivement en moyenne de 5,4 % et 2,2 % avec un arc à 3,8 % et 1,0 % avec deux arcs. Mais cette diminution n'est pas systématique car pour 2 patients sur 7 le volume de paroi rectale recevant de 76 Gy augmente passant de 4,1 % à 4,2 % et de 6,2 % à 6,5 % entre un arc et deux arcs respectivement. Et pour 2 patients sur 7, le volume de paroi vésicale recevant de 80 Gy passe de 2,8 % à 3,6 % et de 0,8 % à 2,3 % entre un arc et deux arcs respectivement. La dose moyenne reçue par la paroi rectale est systématiquement diminuée avec un plan à deux arcs, l'écart relatif est compris entre  $-6,2\%$  à  $-0,4\%$ .



**Figure 45 : HDV moyens obtenus sur 7 patients traités pour un cancer de la prostate avec un seul arc de 360° (ligne discontinue) et deux arcs de 360° (ligne continue).**

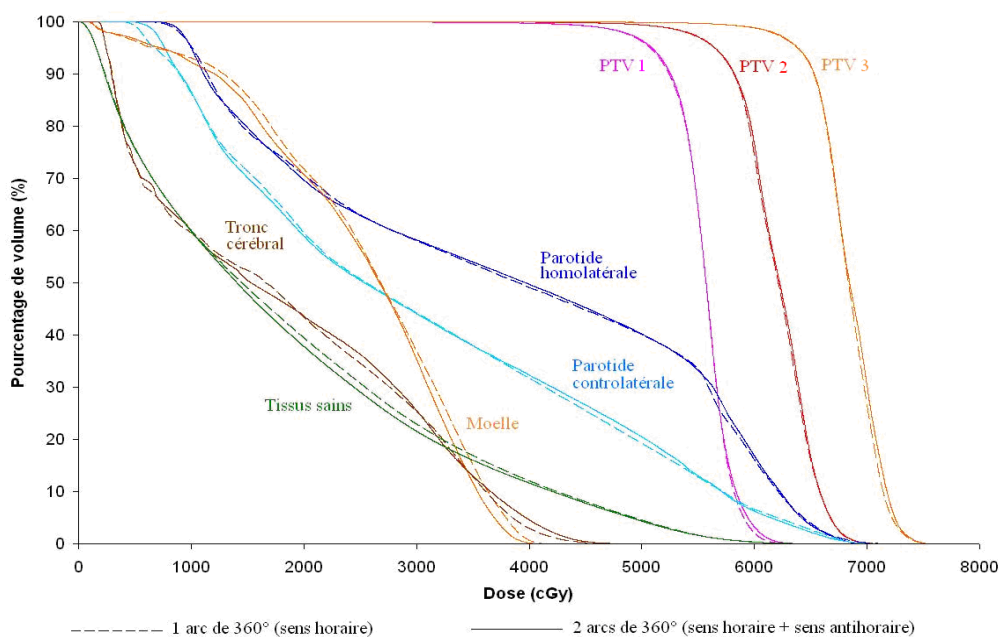


Figure 46 : HDV moyens obtenus sur 7 patients traités pour un cancer de la sphère ORL avec un seul arc de 360° (ligne discontinue) et deux arcs de 360° (ligne continue).

#### II.3.1.2.2.b Efficience des plans

Pour les plans utilisant deux arcs, le nombre moyen d'UM nécessaires pour délivrer le traitement augmente en moyenne de 17,4 % en prostate et de 8,1 % en ORL par rapport au plan utilisant un seul arc.

Pour un patient type, le temps de délivrance nécessaire avec un arc et deux arcs est de 136 s et 237 s respectivement en prostate et de 325 s et 409 s respectivement en ORL, soit une augmentation relative de 73 % et 26 % en prostate et ORL respectivement.

Le tableau 23 présente les caractéristiques de délivrance des plans VMAT. Nous observons que l'utilisation de deux arcs permet en moyenne de diminuer le déplacement des lames entre deux CP de 24 % en prostate et de 30 % en ORL.

Tableau 23 : Caractéristiques des champs de traitement en fonction du nombre d'arcs pour un patient type traité pour un cancer de la prostate et pour un patient type traité pour un cancer de la sphère ORL (SH = arc délivré en sens horaire ; SAH = arc délivré en sens antihoraire).

		Ouverture entre lames opposées (mm)		Aire×UM (mm <sup>2</sup> ×UM)			Débit dose (UM/min)		Vitesse bras (°/s)		Déplacement absolu des lames entre deux CP * (mm)		
		m	σ	Σ	m	σ	m	σ	m	σ	m	σ	
Prostate	1 arc unique	25,36	18,95	880666	9785	7581	233	154	2,77	1,28	6,80	7,84	
	2 arcs	SH	21,72	16,17	420883	4676	4322	134	105	2,96	0,86	5,47	7,15
		SAH	21,18	17,79	439598	4884	4183	173	124	3,52	1,91	4,92	6,28
ORL SIB	1 arc unique	30,68	26,04	3898480	43316	34762	102	100	1,17	0,93	12,40	17,16	
	2 arcs	SH	28,42	25,14	2079965	23111	23123	95	86	1,87	0,84	9,21	11,28
		SAH	14,91	21,06	1785504	19839	26559	80	92	1,78	0,79	8,02	9,60

\* distance angulaire ente deux CP = 4°

Σ= somme, m= moyenne, σ= écart-type

## II.3.1.2.2.c Qualité de la réalisation des plans

Le tableau 24 montre que les plans VMAT utilisant deux arcs donnent des résultats de cohérence calcul-mesure meilleurs que les plans VMAT utilisant un arc unique. L'amélioration de la cohérence calcul-mesure est faible en prostate avec un écart relatif de 1,2 % sur le nombre de points passant le test du gamma index. Mais cette amélioration est très importante en ORL avec un écart relatif de 18,2 % sur le nombre de points passant le test du gamma index.

**Tableau 24 : Résultats de cohérence calcul-mesure en fonction du nombre d'arc. Valeurs moyennes obtenues sur 7 patients prostate et 7 patients ORL et pour deux plans d'acquisition.**

Test du « Gamma index » Critères : 3% (local) /3mm Seuil d'analyse : isodose 30%		Pourcentage points acceptés	Gamma moyen	Gamma médian	Gamma maximal
Prostate	1 arc	96,9	0,362	0,292	1,444
	2 arcs	98,0	0,363	0,292	1,440
	<b>Ecart relatif (%)</b>	<b>1,2</b>	<b>0,1</b>	<b>-0,1</b>	<b>-0,3</b>
ORL SIB	1 arc	79,0	0,700	0,518	4,185
	2 arcs	93,3	0,453	0,368	2,234
	<b>Ecart relatif (%)</b>	<b>18,2</b>	<b>-35,3</b>	<b>-28,8</b>	<b>-46,6</b>

## II.3.1.2.3 Discussion

Nous avons montré que l'augmentation du nombre d'arc impacte peu la distribution de la dose quelque soit la complexité du plan de traitement pour des plans générés avec un accélérateur type Synergy utilisant un MLCi2. L'augmentation du nombre d'arc entraîne une dégradation de l'efficacité des plans de traitement avec une augmentation du nombre d'UM de 17,4 % et 8,1 % et du temps de délivrance de 26 % et 74 % en prostate et en ORL respectivement. Nous avons montré que l'apport majeur de l'augmentation du nombre d'arcs est l'amélioration de la cohérence calcul mesure qui est très forte en ORL. Nos résultats sont en accord avec ceux de la littérature. Dans une étude menée par Verbakel et al, la technique VMAT utilisant deux arcs permet d'obtenir des plans avec une épargne des OAR au moins similaire et avec une meilleure homogénéité de la dose au volume cible par rapport aux plans utilisant un arc <sup>83</sup>. Des résultats similaires ont été reporté par Vanetti et al dans le cas de cancer de la sphère ORL traitée à trois niveaux de dose <sup>84</sup> et par Clivio et al dans le cas de cancer du canal anal traitée à deux niveaux de dose <sup>85</sup>. Ainsi comme l'a souligné Guckenberger et al, la question du nombre d'arcs nécessaire en VMAT est liée à la complexité du volume cible et les résultats sont dépendants des protocoles évalués et du logiciel de planification utilisé <sup>86</sup>. Concernant l'efficacité des plans de traitement, Treutwein et al ont montré que le nombre moyen d'UM passe de 553 UM à 708 UM pour des plans VMAT utilisant un arc unique et deux arcs respectivement dans le cas de traitement de cancer de la prostate <sup>87</sup>. Ils ont montré que pour ces cas les temps de délivrance étaient toujours inférieurs à 135 s avec un arc unique alors qu'ils étaient toujours supérieurs à 190 s avec deux arcs. Dans l'étude menée par Feygelman et al, l'ouverture moyenne entre lames opposées est de 17,6 mm avec un seul arc et de 22,7 mm en moyenne avec deux arcs pour des plans obtenus avec Pinnacle et sur un objet test dont le volume cible est en forme de C et pour un temps de délivrance total autorisé de 180 s <sup>88</sup>. Pour ces plans, le pourcentage de points acceptés au test du gamma index avec des critères d'agrément de 3 %/3 mm passe de 96,5 % avec un arc à 99,9 % avec deux arcs.

### II.3.1.2.4 Conclusion

En conclusion, l'augmentation du nombre d'arcs, de un arc de 360° à deux arcs de 360°, améliore la qualité du plan de traitement essentiellement en termes de cohérence entre les doses calculées et mesurées. Cette amélioration est remarquable en particulier dans le cas de plans complexes type traitement de la sphère ORL en boost intégré à trois niveaux de dose.

## II.3.2 Influence du type d'objectifs inverses utilisés : physique ou biologique

L'influence du type d'optimisation sur la qualité des plans générés est variable en fonction du module de planification inverse utilisé mais aussi en fonction de la façon dont les fonctions, biologiques ou non, sont paramétrées. Il est donc essentiel de réaliser une étude spécifique pour chaque localisation et avec ses propres protocoles. Nous avons évalué l'apport d'une optimisation intégrant une fonction biologique sur la paroi rectale par rapport à une optimisation avec uniquement des fonctions physiques pour le traitement d'un cancer de la prostate.

### II.3.2.1 Matériel et méthode

Cette étude a été réalisée sur 10 patients traités en VMAT pour un cancer de la prostate. Le TPS utilisé était Pinnacle V9.0. Les objectifs renseignés à l'algorithme inverse sur la paroi rectale sont donnés tableau 25 pour les deux types d'optimisation : une optimisation nommée « optimisation physique » utilisant uniquement des objectifs physiques et une optimisation dite « optimisation mixte » combinant un objectif physique et un objectif biologique sur la paroi rectale.

**Tableau 25 : Objectifs inverses paramétrés sur la paroi rectale pour le traitement d'un cancer de la prostate en cas d'optimisation physique utilisant uniquement des objectifs physiques et en cas d'optimisation mixte utilisant un objectif physique et un objectif biologique.**

	Optimisation physique			Optimisation mixte		
	Contraintes		Poids relatifs	Contraintes		Poids relatifs
<b>Paroi rectale</b>	30% ≥	V 1785 cGy	2	MaxEUD	2900 cGy a=1	10
	15% ≥	V 2760 cGy	2			
	5% ≥	V 3795 cGy	2			
	Dmax ≤	4200 cGy	80	Dmax ≤	4200 cGy	80

### II.3.2.2 Résultats et discussion

La figure 47 montre que l'optimisation mixte génère des doses plus élevées sur la paroi rectale que l'optimisation physique pour des doses similaires au PTV. La dose moyenne à la paroi rectale passe en moyenne de 29,3 Gy avec l'optimisation physique à 32,2 Gy avec l'optimisation mixte (tableau 26). Cependant dans 3 cas sur 10 (patients 1, 5 et 7), l'optimisation mixte permet une diminution de la dose moyenne à la paroi rectale.



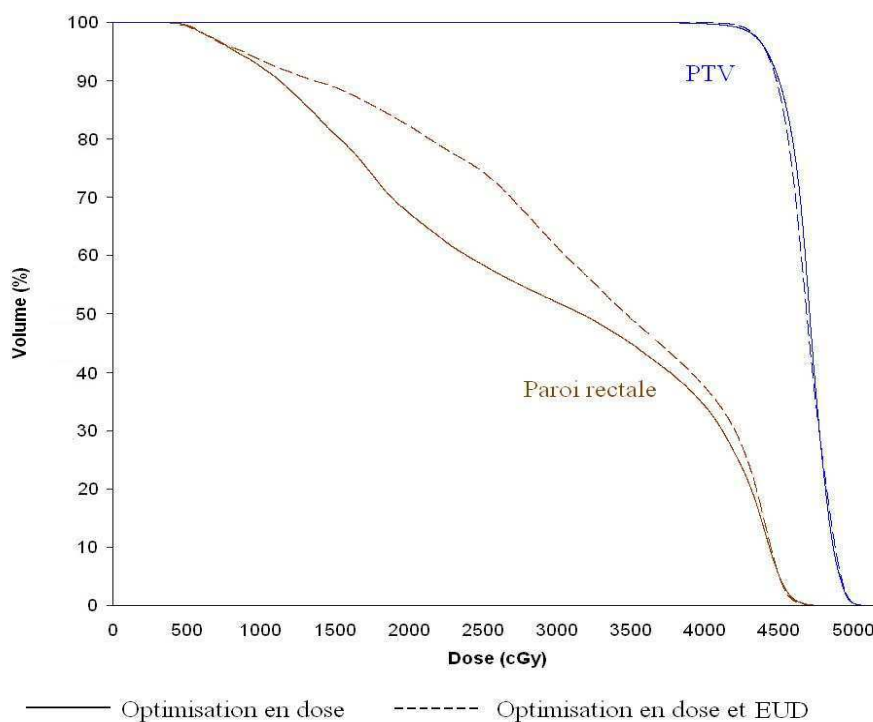


Figure 47 : HDV moyens obtenus sur 10 patients traités pour un cancer de la prostate en cas d'optimisation physique utilisant uniquement des objectifs physiques (lignes continues) et en cas d'optimisation mixte utilisant un objectif physique et un objectif biologique (lignes discontinues).

Tableau 26 : Dose moyenne reçue par la paroi rectale pour les 10 patients traités pour un cancer de la prostate en cas d'optimisation physique utilisant uniquement des objectifs physiques et en cas d'optimisation mixte utilisant un objectif physique et un objectif biologique.

Dose moyenne reçue par la paroi rectale	Optimisation physique	Optimisation mixte	Ecart relatif $((B-A)/A) \times 100$
	Dose moyenne (Gy) A	Dose moyenne (Gy) B	
Patient 1	35,4	32,7	-7,6 %
Patient 2	26,8	32,3	20,6 %
Patient 3	20,9	29,3	40,3 %
Patient 4	30,3	31,4	3,4 %
Patient 5	36,6	31,9	-13,1 %
Patient 6	23,6	31,8	34,8 %
Patient 7	37,7	35,4	-6,3 %
Patient 8	34,0	36,1	6,1 %
Patient 9	25,7	32,3	25,8 %
Patient 10	21,9	28,8	31,5 %
<b>Moyenne</b>	<b>29,3</b>	<b>32,2</b>	/
<b>Test de Wilcoxon</b>	<b>p=0,114</b>		/

Jian Zhu dans son travail de thèse a montré le potentiel de l'utilisation d'outils biologiques dans la planification inverse. Il a montré en particulier dans le cas du traitement de la prostate que l'ajout d'objectifs inverses type EUD aux objectifs inverse de type physique lors de la planification inverse permettait de diminuer significativement les doses dans les parois vésicale et rectale sans impact sur la dose reçue par la prostate. Cela a été obtenu grâce à la création de sous volumes dans les OAR dans lesquels des objectifs type EUD ont été définis et grâce à un paramétrage adéquat des paramètres des fonctions biologiques<sup>89</sup>.

### II.3.2.3 Conclusion

Sur la chaîne de traitement VMAT étudiée, l'utilisation de fonctions biologiques dans le processus d'optimisation n'améliore pas systématiquement la qualité des plans. Cela peut potentiellement fournir des plans de meilleure qualité, en particulier en termes de diminution de la dose aux OAR, à condition d'avoir optimisé le paramétrage des fonctions biologiques et d'avoir évalué la façon de les utiliser, seul ou en complément à des fonctions physiques.

### II.3.3 Influence des paramètres propres au logiciel inverse

La qualité des plans en VMAT est liée au logiciel de planification et à son paramétrage par l'opérateur. Ainsi pour atteindre le potentiel maximal du VMAT, il est nécessaire d'analyser et d'optimiser le choix des différents paramètres variables du logiciel inverse utilisé, soit dans notre cas le logiciel Pinnacle associé à l'algorithme inverse SmartArc. Dans la partie suivante, nous avons évalué l'influence de plusieurs paramètres certains étant directement ajustables dans le module inverse, comme le degré de discrétisation de l'arc, le temps maximal de délivrance du traitement autorisé (temps estimé par le TPS) et d'autres indirectement ajustables comme la distance minimale entre lames opposées qui est fixée lors de la modélisation de l'accélérateur dans le TPS. Deux localisations tumorales ont été étudiées représentant deux niveaux de complexité : la prostate qui présente des volumes de géométrie simple et la sphère ORL traitée à trois niveaux de dose qui présente de grands volumes avec de fortes discontinuités de forme et une hétérogénéité dans la dose délivrée. La qualité des plans était évaluée en termes de distribution des doses, d'efficacité et de qualité de réalisation des plans.

#### II.3.3.1 Matériel et méthode

Pour étudier l'influence du degré de discrétisation de l'arc et de la distance minimale entre lames opposées, l'étude a porté sur 7 patients traités pour un cancer de la prostate et 7 patients traités pour un cancer de la sphère ORL avec trois niveaux de dose délivrés en simultanée. L'influence du temps maximal de délivrance autorisé (temps estimé par le TPS) a été étudiée sur 3 patients traités pour un cancer de la prostate et 3 patients traités pour un cancer de la sphère ORL traité en SIB.

Le logiciel de planification utilisé est Pinnacle v9.0 et l'accélérateur est le Synergy doté du MLCi2. Les plans générés dans le cadre de l'étude utilisaient un arc unique de 360° délivré en sens horaire avec une énergie de 18 MV dans le cas de la prostate et de 6 MV dans le cas de l'ORL. Trois degrés de discrétisation, 2°, 4° et 6°, et trois distances minimales entre lames opposées, 0,5 cm, 1 cm et 2 cm, sont étudiées pour les deux localisations. La distance minimale entre lames opposées de 0,5 cm correspondant à la distance minimale réalisable par le MLCi2 et 2 cm correspondant à la distance maximale paramétrable dans le logiciel Pinnacle. Le temps maximal autorisé pour la délivrance du traitement est de 60 s, 120 s ou 240 s pour la prostate et de 200 s, 400 s ou 600 s pour l'ORL. Les plans de référence utilisés pour évaluer l'impact de ces différents paramètres sont ceux correspondant à un arc de 360° discrétisé tout les 4° avec une distance minimale entre lames opposées de 0,5 cm et un temps maximal de délivrance autorisé de 120 s pour la prostate et de 400 s pour l'ORL (sans contrainte sur la vitesse des lames).

Les mesures de doses sont réalisées avec la matrice de chambres d'ionisation, 2Darray Seven29 de PTW, insérée dans le fantôme octogonal spécifique Octavius. Chaque plan de

traitement est contrôlé dans deux plans : coronal et sagittal pour la prostate et coronal et oblique (plan à 45° entre les plans coronal et sagittal) pour l'ORL. Le test du « gamma index », implémenté dans le logiciel d'analyse Verisoft V4.1, est utilisé afin d'évaluer la cohérence entre les distributions de dose calculées et mesurées.

### II.3.3.2 Influence de la discrétisation de l'arc

#### II.3.3.2.1 Résultats

##### II.3.3.2.1.a Distribution de dose

Les figures 48 et 49 montrent que les plans VMAT générés avec trois degrés de discrétisation différents fournissent des distributions de dose très similaires. Pour les PTV, l'écart relatif, entre la dose moyenne reçue avec 2° ou 6° par rapport à celle obtenue avec 4°, est toujours inférieur à  $\pm 1,0$  % (à l'exception d'une valeur) pour les deux localisations, prostate et ORL. Concernant les OAR en prostate, l'écart relatif est inférieur en moyenne à  $\pm 1,0$  % pour les doses moyennes reçues par la paroi rectale et la paroi vésicale. Pour la paroi rectale, la différence des V76Gy et V72Gy est toujours inférieure à  $\pm 2,0$  % et pour la paroi vésicale, la différence des V80Gy et V70Gy est toujours inférieure à  $\pm 3,0$  % (à l'exception d'une valeur). Concernant les OAR en ORL, l'écart relatif est inférieur en moyenne à  $\pm 2,0$  % pour les doses maximales et moyennes reçues par la moelle et le tronc cérébral et à  $\pm 0,5$  % pour les doses moyennes reçues par les parotides.

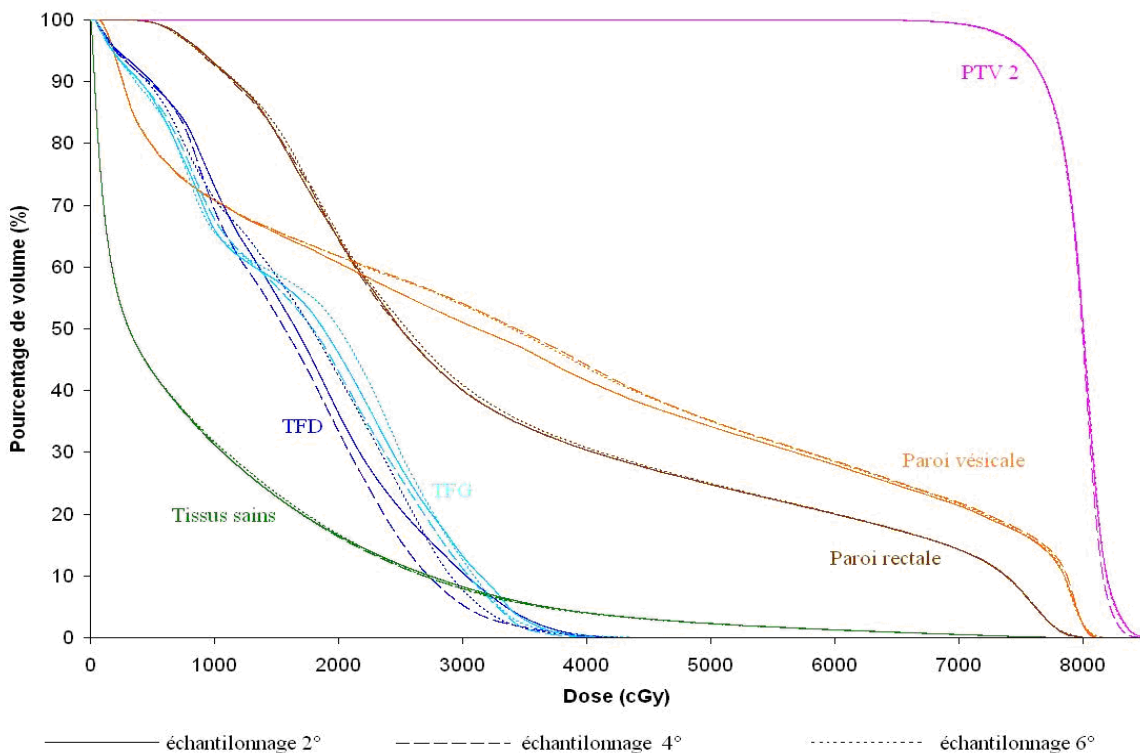


Figure 48 : HDV moyens obtenus sur 7 patients traités pour un cancer de la prostate avec une discrétisation de l'arc tous les 2° (ligne continue), tous les 4° (ligne discontinue) et tous les 6° (ligne pointillée).

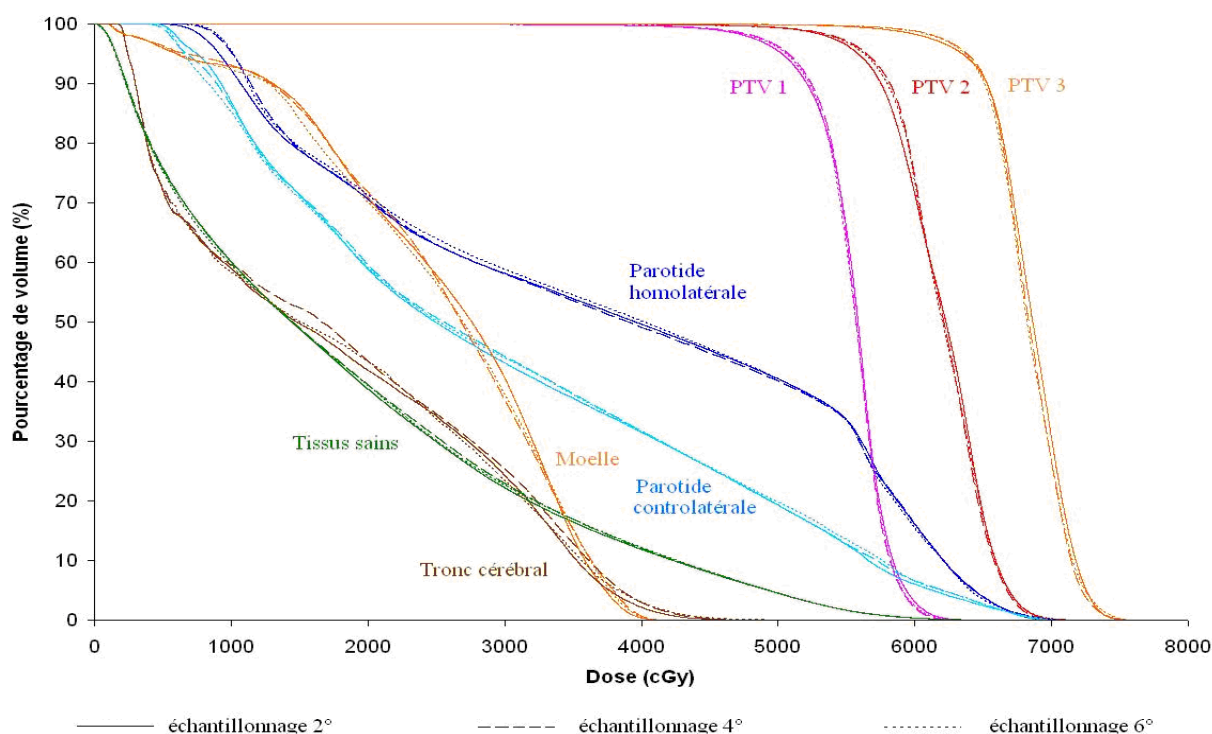


Figure 49 : HDV moyens obtenus sur 7 patients traités pour un cancer de la sphère ORL avec une discrétisation de l'arc tous les 2° (ligne continue), tous les 4° (ligne discontinue) et tous les 6° (ligne pointillée).

### II.3.3.2.1.b Efficience

La variation du nombre moyen d'UM nécessaire pour délivrer le traitement en fonction du degré de discrétisation est de  $\pm 5\%$  pour les deux localisations étudiées. Le temps de délivrance passe de 110 s avec un échantillonnage de 4° et 6° à 136 avec un échantillonnage de 2° dans le cas de la prostate. En ORL, la variation du temps de traitement par rapport au plan avec un échantillonnage de 4° est au maximum de 5%. Le tableau 27 détaille les caractéristiques principales de la délivrance des plans par l'accélérateur pour un patient type prostate et un patient type ORL.

Tableau 27 : Caractéristiques des champs de traitement en fonction du degré de discrétisation pour un patient type traité pour un cancer de la prostate et pour un patient type traité pour un cancer de la sphère ORL.

		Ouverture entre lames opposées (mm)		Aire $\times$ UM (mm $^2$ $\times$ UM)			Débit dose (UM/min)		Vitesse bras (°/s)		Déplacement lames entre 2 CP (mm)	
		m	$\sigma$	$\Sigma$	m	$\sigma$	m	$\sigma$	m	$\sigma$	m	$\sigma$
Prostate	2°	25,04	19,69	866080	9623	64123	154	119	2,64	0,69	4,67	7,35
	4°	25,36	18,95	880666	9785	7581	189	133	3,25	1,08	6,80	7,84
	6°	26,09	19,79	871922	14294	10215	216	132	3,25	0,91	10,83	13,46
ORL SIB	2°	30,51	26,28	3818219	21212	22521	95	89	2,36	0,48	8,02	11,68
	4°	30,68	26,04	3898480	43316	34762	120	108	2,64	0,93	12,40	17,16
	6°	32,22	26,96	3838275	62923	45230	137	101	2,61	1,00	15,75	19,92

$\Sigma$ = somme, m= moyenne,  $\sigma$ = écart-type

## II.3.3.2.1.c Qualité de réalisation des plans

Le tableau 28 montre que la cohérence calcul-mesure des plans VMAT est meilleure avec un échantillonnage de 2° par rapport aux plans discrétisés tous les 4° : en prostate et en ORL le pourcentage moyen de points acceptés aux critères de 3 %/3 mm augmente de 1,7 % et 20,5 % respectivement et le gamma moyen diminue de 5,6 % et 39,0 % respectivement. Et inversement la cohérence calcul-mesure des plans VMAT est moins bonne avec un échantillonnage de 6° par rapport aux plans discrétisés tous les 4° : en prostate et en ORL le pourcentage moyen de points acceptés aux critères de 3 %/3 mm diminue de 3,8 % et 39,9 % respectivement et le gamma moyen augmente d'un facteur 0,24 et 1,31 respectivement. Il existe une relation directe entre le degré de discrétisation et la cohérence calcul-mesure : plus la discrétisation est fine, plus la cohérence calcul-mesure est bonne. Cette influence est d'autant plus marquée que les plans sont complexes.

**Tableau 28 : Résultats de cohérence calcul-mesure en fonction du degré de discrétisation de l'arc. Valeurs moyennes obtenues sur 7 patients prostate et 7 patients ORL et pour deux plans d'acquisition.**

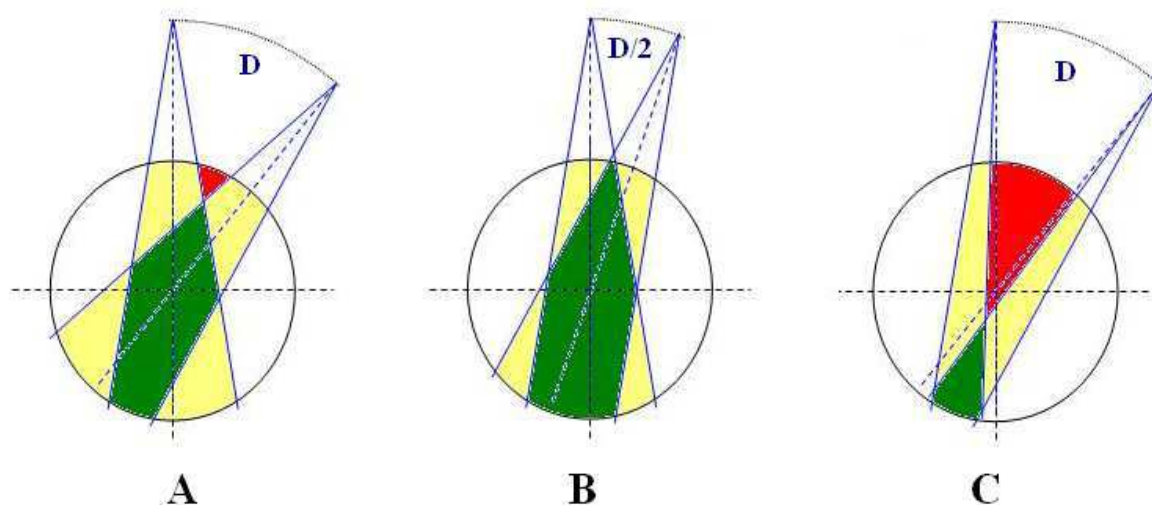
Test du « Gamma index » Critères : 3% (local) /3mm Seuil d'analyse : isodose 30%		Pourcentage points acceptés	Gamma moyen	Gamma médian	Gamma maximal
Prostate	2°	98,6	0,342	0,310	1,220
	<b>Ecart relatif (%)</b>	<b>1,7</b>	<b>-5,6</b>	<b>5,9</b>	<b>-15,5</b>
	4°	96,9	0,362	0,292	1,444
	<b>Ecart relatif (%)</b>	<b>Référence</b>	<b>Référence</b>	<b>Référence</b>	<b>Référence</b>
	6°	93,2	0,441	0,362	1,689
	<b>Ecart relatif (%)</b>	<b>-3,8</b>	<b>21,7</b>	<b>23,9</b>	<b>16,9</b>
ORL SIB	2°	95,1	0,427	0,360	1,761
	<b>Ecart relatif (%)</b>	<b>20,5</b>	<b>-39,0</b>	<b>-30,5</b>	<b>-57,9</b>
	4°	79,0	0,700	0,518	4,185
	<b>Ecart relatif (%)</b>	<b>Référence</b>	<b>Référence</b>	<b>Référence</b>	<b>Référence</b>
	6°	47,4	1,767	1,195	8,254
	<b>Ecart relatif (%)</b>	<b>-39,9</b>	<b>152,5</b>	<b>130,8</b>	<b>97,2</b>

## II.3.3.2.2 Discussion

Dans notre étude nous avons montré l'amélioration de la cohérence calcul-mesure lorsque le degré de la discrétisation diminue. La finesse de discrétisation de l'arc a été discutée dans la littérature sans arriver à un consensus. L'effet de la discrétisation de l'arc et sa limitation ont été formalisés en 2009 par Webb et McQuaid<sup>13</sup>. Otto a déterminé qu'un échantillonnage de 1° était nécessaire pour assurer qu'il n'y ait pas plus 5% du volume présentant des erreurs de calcul de dose de 3%<sup>4</sup>. Plusieurs auteurs ont souligné l'importance de trouver un compromis entre la finesse de la discrétisation et le temps de calcul ; ainsi pour des cas simples la valeur de 4° a été souvent proposée<sup>28,90</sup>. Pour des cas complexes, comme le traitement d'un volume en forme de C, Feygelman et al ont montré que le pourcentage de points acceptés au test du gamma index à 3 %/3 mm passaient de 98,3 % à 96,0 % à 86,2 % pour des discrétisation respectives de 2°, 4° et 6°<sup>88</sup>. Ils ont montré que la distance moyenne entre lames opposées était de 1,6-2,0 cm pour ces cas contre 2,6-3,0 cm pour les autres cas étudiés. Il faut noter que les différences de cohérence calcul-mesure entre nos résultats et ceux obtenus Feygelman et al peuvent être dues au fait que les détecteurs utilisés sont différents (Feygelman et al utilisaient

un détecteur type Delta4/ScandiDos) et que les cas étudiés sont également différents. Notre étude est réalisée sur des patients et avec en particulier des prescriptions en boost intégré en ORL.

La figure 50 schématise l'effet de la finesse de discrétisation sur la précision du calcul de la dose par le TPS. En ne considérant que la dose primaire nous pouvons dire que plus la discrétisation est fine, plus le volume de la zone de la région d'intérêt dans laquelle la dose calculée résulte de la contribution de plusieurs faisceaux augmente (zone verte de la figure 50). Plus le schéma d'irradiation sera complexe, comme dans le cas du traitement de la sphère ORL SIB, plus les mouvements de lames d'un CP à l'autre sont importants comme schématisé dans la figure 50-C. Cela a pour conséquence d'augmenter le volume de la région d'intérêt dans laquelle la dose calculée résulte de la contribution d'un seul faisceau et d'augmenter le volume de la zone dans laquelle la dose n'est pas calculée. Dans notre étude pour une discrétisation passant de  $6^\circ$  à  $4^\circ$ , le gamma moyen est amélioré en moyenne de 22 % en prostate et de 75% en ORL. En prostate le déplacement des lames est en moyenne  $2,06 \text{ mm}/^\circ$  avec un écart-type de  $3,07 \text{ mm}/^\circ$  et en ORL il est de  $3,51 \text{ mm}/^\circ$  avec un écart-type de  $5,09 \text{ mm}/^\circ$ . Les mouvements de lames par degré sont supérieurs en ORL par rapport à ceux générés en prostate principalement en raison de l'étendu du volume cible dans le sens du déplacement des lames qui est plus important en ORL (entre 10 et 15 cm pour un cas standard avec un angle du collimateur à  $0^\circ$ ) qu'en prostate (8 cm pour un cas standard avec un angle du collimateur à  $0^\circ$ ).



*Légende : Vert = zone du volume dans laquelle la dose calculée correspond à la contribution des deux faisceaux, Jaune = zone du volume dans laquelle la dose calculée correspond à la contribution d'un seul des deux faisceaux, Rouge = zone du volume dans laquelle la dose n'est pas calculée (dose diffusée et dose transmise au travers du MLC négligée)*

**Figure 50 : Effet sur la précision du calcul de dose réalisée par le TPS du degré de discrétisation (D) entre deux points de contrôle et de la variation importante de la forme du champ entre deux points de contrôle.**

Le degré de discrétisation de l'arc joue un rôle important sur la qualité du calcul de la dose réalisé par le TPS sans impacter la qualité de la distribution de dose planifiée par le TPS. Plus le degré de discrétisation est fin, plus la cohérence calcul-mesure est améliorée en particulier pour des cas complexes possédant de grand déplacement des lames.

II.3.3.3 Influence de la distance minimale entre lames opposées

II.3.3.3.1 Résultats

II.3.3.3.1.a Distribution de dose

Les figures 51 et 52 montrent que les plans VMAT générés avec trois valeurs de distance minimale entre lame opposée fournissent des légères différences sur les distributions de dose. Concernant la prostate et pour des distances minimales de 1 cm et 2 cm, la dose minimale reçue par le PTV diminue respectivement en moyenne de 0,7 % et 2,7 % par rapport à celle obtenue avec une distance de 0,5 cm ; quant à la dose maximale elle augmente respectivement en moyenne de 0,4 % et 1,9 %. Concernant l'ORL, la dose minimale reçue par les PTV pour des distances minimales de 1 cm et 2 cm diminue respectivement en moyenne de 3,1 % et 5,9 % (valeurs moyennes pour les 3 PTV) par rapport à celle obtenue avec une distance de 0,5 cm ; quant à la dose maximale elle augmente respectivement de 0,2 % et 1,4 %. Concernant les OAR en prostate, la dose moyenne à la paroi rectale augmente en moyenne de 1,9 % et 4,9 % pour des distances minimales de 1 cm et 2 cm respectivement. En ORL, la dose maximale à la moelle augmente en moyenne de 0,7 % et 7,4 % pour des distances minimales de 1 cm et 2 cm respectivement.

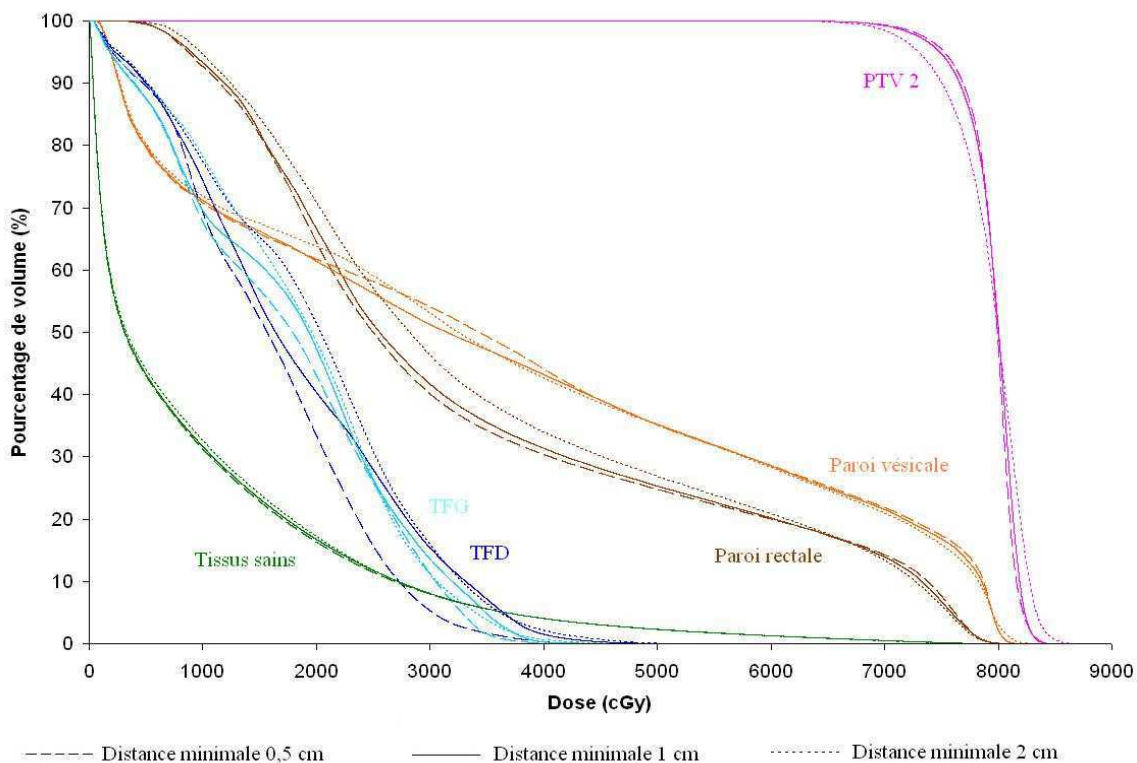


Figure 51 : HDV moyens obtenus sur 7 patients traités pour un cancer de la prostate avec une distance minimale entre lames opposées autorisée de 0,5 cm (ligne discontinue), de 1 cm (ligne continue) et de 2 cm (ligne pointillée).



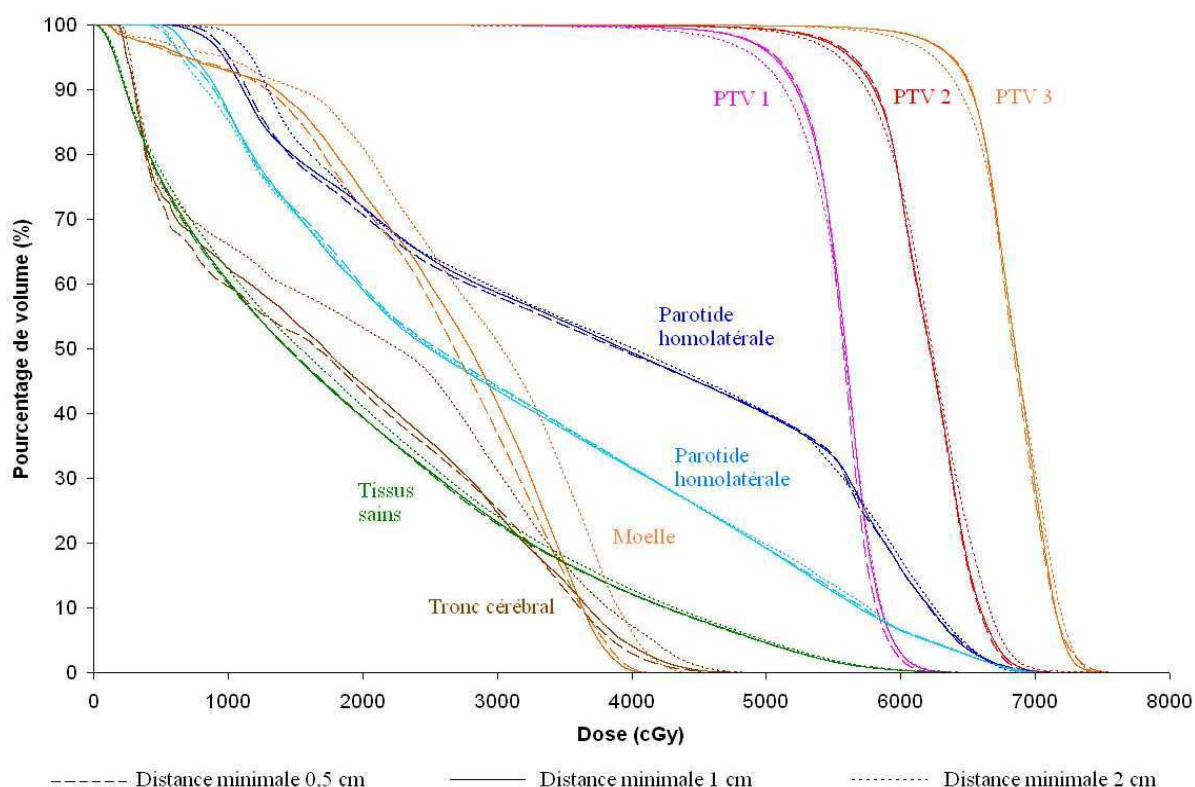


Figure 52 : HDV moyens obtenus sur 7 patients traités pour cancer de la sphère avec une distance minimale entre lames opposées autorisée de 0,5 cm (ligne discontinue), de 1 cm (ligne continue) et de 2 cm (ligne pointillée).

#### II.3.3.3.1.b Efficience

En prostate et ORL, le nombre moyen d'UM nécessaire pour délivrer le traitement diminue de 6,5 % et 7,7 % respectivement avec une distance minimale de 1 cm, et de 19,0 % et 20,3 % respectivement avec une distance minimale de 2 cm par rapport au nombre d'UM nécessaire pour les plans obtenus avec une distance minimale entre lames opposées de 0,5 cm.

Pour un patient type traité pour un cancer de la prostate, le temps de délivrance nécessaire est de 136 s, 168 s et 171 s pour des distances minimales autorisées de 0,5 cm, 1 cm et 2 cm respectivement. Pour un patient type traité pour un cancer de la sphère ORL, l'écart relatif du le temps de délivrance nécessaire est de - 4 % entre les trois valeurs de distance minimale autorisée entre lames opposées.

Le tableau 29 détaille les caractéristiques principales des plans de traitement pour les trois valeurs de distance minimale autorisée entre lames opposées. Nous remarquons que plus la valeur minimale autorisée est grande, plus la moyenne des ouvertures entre lames opposées augmente et plus l'écart-type des ouvertures entre lames opposées diminue.

#### II.3.3.3.1.c Qualité de réalisation des plans

Le tableau 30 montre que la cohérence calcul-mesure des plans VMAT est moins bonne avec une distance minimale entre lames opposées autorisée de 0,5 cm par rapport aux plans obtenus avec des distances minimales plus grandes pour des cas ORL: pour des distances minimales de 1 cm et 2 cm, le pourcentage moyen de points acceptés aux critères de 3 %/3 mm augmente de 5,2 % et 7,2 % respectivement par rapport à celui obtenu avec une distance de 0,5 cm et le gamma moyen diminue de 8,8 % et 14,4 % respectivement. En prostate, les différences obtenues vont dans le même sens mais sont très légères : le pourcentage moyen de points acceptés aux critères de 3 %/3 mm augmente de 1,2 % et 0,9 %

pour des distances minimales de 1 cm et 2 cm respectivement par rapport à celui obtenu avec une distance de 0,5 cm. Il existe une relation directe entre la distance minimale entre lames opposées autorisée et la cohérence calcul-mesure : plus la distance minimale entre lames opposées autorisée est grande, plus la cohérence calcul-mesure est bonne. Cette influence est d'autant plus marquée que les plans sont complexes.

**Tableau 29 : Caractéristiques des champs de traitement en fonction de la distance minimale autorisée entre deux lames opposées (gap) pour un patient type traité pour un cancer de la prostate et pour un patient type traité pour un cancer de la sphère ORL.**

		Ouverture entre lames opposées (mm)		Aire×UM (mm <sup>2</sup> ×UM)			Débit dose (UM/min)		Vitesse bras (°/s)		Déplacement lames entre 2 CP * (mm)	
		m	σ	Σ	m	σ	m	σ	m	σ	m	σ
Prostate	Gap = 0,5 cm	25,36	18,95	880666	9785	7581	233	154	2,77	1,28	6,80	7,84
	Gap = 1 cm	26,06	17,59	882083	9801	7603	187	125	2,20	1,27	7,13	10,68
	Gap = 2 cm	32,35	14,41	896227	10184	7830	153	123	2,22	1,50	5,69	8,47
ORL SIB	Gap = 0,5 cm	30,68	26,04	3898480	43316	34762	102	100	1,17	0,93	12,40	17,16
	Gap = 1 cm	33,11	25,12	3886058	43178	33705	97	87	1,20	0,76	12,44	16,93
	Gap = 2 cm	40,45	21,81	4035864	44843	23436	81	50	1,18	0,66	10,64	14,26

\* distance angulaire ente deux CP = 4°

Σ= somme, m= moyenne, σ= écart-type

**Tableau 30 : Résultats de cohérence calcul-mesure en fonction de la distance minimale entre lames opposées (gap). Valeurs moyennes obtenues sur 7 patients prostate et 7 patients ORL et pour deux plans d'acquisition.**

Test du « Gamma index » Critères : 3% (local) /3mm Seuil d'analyse : isodose 30%		Pourcentage points acceptés	Gamma moyen	Gamma médian	Gamma maximal
Prostate	Gap= 0,5 cm Ecart relatif (%)	96,9 Référence	0,362 Référence	0,292 Référence	1,444 Référence
	Gap= 1 cm Ecart relatif (%)	98,0 1,2	0,360 -0,7	0,313 7,3	1,209 -16,2
	Gap= 2 cm Ecart relatif (%)	97,8 0,9	0,343 -5,4	0,291 -0,6	1,262 -12,6
ORL SIB	Gap= 0,5 cm Ecart relatif (%)	79,0 Référence	0,700 Référence	0,518 Référence	4,185 Référence
	Gap= 1 cm Ecart relatif (%)	83,0 5,2	0,638 -8,8	0,499 -3,6	3,323 -20,6
	Gap= 2 cm Ecart relatif (%)	84,7 7,2	0,599 -14,4	0,476 -8,0	2,897 -30,8

#### II.3.3.3.2 Discussion

Dans notre étude nous avons montré que plus la distance minimale entre lames opposées est grande, plus la cohérence calcul-mesure est améliorée. Mais la limitation de la distance minimale entre lames opposées entraîne une diminution du potentiel de modulation ce qui peut entraîner une dégradation de la qualité de la distribution de dose planifiée par le TPS qui est d'autant plus visible que le cas est complexe. Un compromis est à réaliser.

L'amélioration de la cohérence calcul-mesure lorsque la distance minimale autorisée entre deux lames opposées augmente peut s'expliquer par la problématique de la mesure et de la modélisation des champs de taille inférieure à 4 cm de côté.

Feygelman et al n'ont pas mis en évidence d'influence de la distance minimale entre lames opposées sur la qualité de la cohérence calcul-mesure<sup>88</sup>. Dans leur étude, la distance moyenne entre lames opposées augmente de 1,67 cm à 2,28 cm pour des distances minimales autorisées de 0 cm et 2 cm respectivement dans le cas d'un plan VMAT utilisant un arc seul.

#### II.3.3.4 Influence du temps maximal autorisé pour la délivrance de dose

##### II.3.3.4.1 Résultats

##### II.3.3.4.1.a Distribution de dose

Les figures 53 et 54 montrent que le temps maximal de délivrance autorisé (estimé par le TPS) influence la distribution de la dose des plans VMAT générés. Concernant la prostate, le plan le plus favorable correspond à celui qui autorise le temps maximal de délivrance le plus élevé (figure 53) : avec un temps de 240 s, les doses maximales au PTV, à la paroi rectale et à la paroi vésicale diminuent en moyenne de 3,4 %, 3,8 % et 1,7 % respectivement par rapport aux doses obtenues avec un temps de 120 s. L'analyse de points particuliers de l'HDTV montre des différences très faibles entre les distributions de doses générées avec des temps de 60 s et 120 s : la différence la plus importante est relevée sur la dose moyenne à la paroi rectale qui augmente de 2,6 % avec un paramétrage à 60 s par rapport au plan généré avec un temps de 120 s. Pour l'ORL, le plan le plus défavorable correspond à celui qui autorise le temps maximal de délivrance le plus faible (figure 54) : pour les temps de 200 s et de 600 s, les doses minimales aux PTV diminuent en moyenne de 4,0 % et 0,7 % respectivement par rapport aux doses obtenues avec un temps de 400 s. Quant aux doses maximales, elles augmentent en moyenne de 1,3 % et 0,2 % respectivement. Concernant les OAR, nous remarquons en particulier une augmentation moyenne de la dose maximale reçue par la moelle de 4,8 % avec un temps de 200 s par rapport au plan obtenu avec un temps de 400 s.

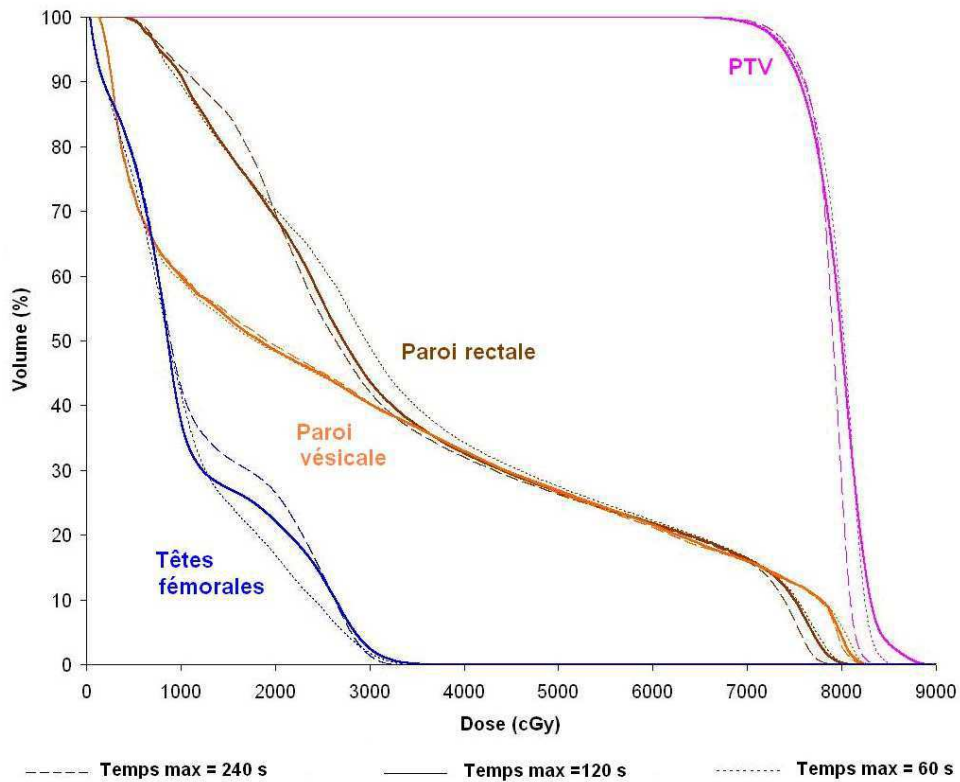


Figure 53 : HDV moyens obtenus sur 3 patients traités pour un cancer de la prostate en fonction du temps maximal de délivrance autorisé (estimé par le TPS) de 60 s (ligne pointillée), de 120 s (ligne continue) et de 240 s (ligne discontinue).

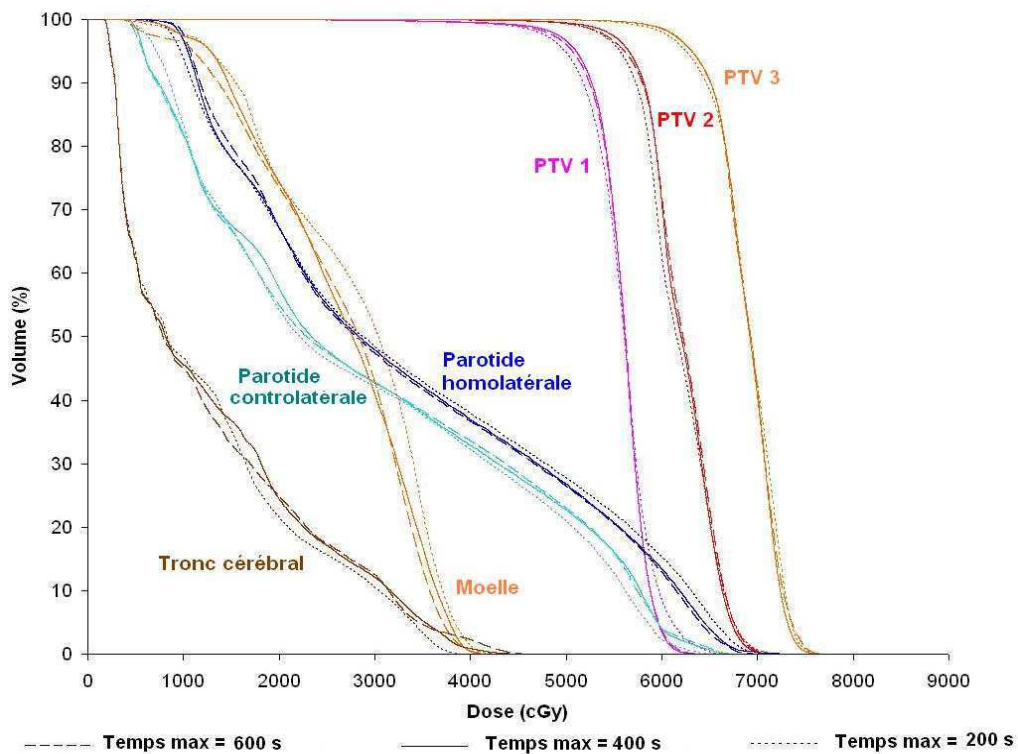


Figure 54 : HDV moyens obtenus sur 3 patients traités pour un cancer de la sphère ORL en fonction du temps maximal de délivrance autorisé (estimé par le TPS) de 200 s (ligne pointillée), de 400 s (ligne continue) et de 600 s (ligne discontinue).

II.3.3.4.1.b Efficience

Le tableau 31 donne les temps de délivrance estimés par Pinnacle et mesurés lors de la réalisation du plan par l'accélérateur en fonction du temps de délivrance maximal autorisé pour la prostate et l'ORL. Nous remarquons que pour un temps autorisé faible, 60 s pour la prostate et 120 s pour l'ORL, le temps estimé par le TPS est supérieur au temps fixé par l'opérateur ; nous remarquons également que le temps de délivrance réel est supérieur au temps estimé. Pour des temps autorisés importants, 240 s pour la prostate et 600 s pour l'ORL, le temps réel est inférieur au temps autorisé et au temps estimé par le TPS.

En prostate, le nombre moyen d'UM nécessaire pour délivrer le traitement est de 464,6 UM pour un temps maximal autorisé de 120 s. Le nombre d'UM diminue de 3,7 % pour un temps de 60 s et augmente de 11,9 % pour un temps de 240 s. En ORL, le nombre moyen d'UM est de 552,8 UM pour un temps maximal autorisé de 400 s. Le nombre d'UM diminue de 3,4 % pour un temps de 200 s et de 0,3 % pour un temps de 600 s.

**Tableau 31: Temps de délivrance estimé par Pinnacle et mesuré en fonction du temps maximal de délivrance autorisé. Valeurs moyennes obtenues sur 3 patients prostate et 3 patients ORL.**

Localisation	Prostate			ORL		
	60 s	120 s	240 s	200 s	400 s	600 s
Temps maximal autorisé						
Temps de délivrance estimé par Pinnacle	82 s	120 s	259 s	208 s	392 s	451 s
Temps de délivrance mesuré	98 s	128 s	163 s	239 s	318 s	340 s

Le tableau 32 détaille les caractéristiques principales de la délivrance des plans VMAT par l'accélérateur. Nous remarquons que plus le temps de traitement autorisé est important plus la vitesse moyenne de rotation du bras diminue. De plus, plus le temps autorisé augmente, plus la moyenne et l'écart-type des déplacements de lames entre deux CP augmentent. Pour le cas de la prostate lorsque le temps autorisé passe de 60 s à 240 s, la moyenne des déplacements des lames augmente de 57 % et l'écart-type des déplacements augmente de 88 %.

**Tableau 32 : Caractéristiques des champs de traitement en fonction du temps de traitement maximal de délivrance autorisé pour un patient type traité pour un cancer de la prostate et pour un patient type traité pour un cancer de la sphère ORL.**

		Ouverture entre lames opposées (mm)		Aire×UM (mm <sup>2</sup> ×UM)			Débit dose (UM/min)		Vitesse bras (°/s)		Déplacement lames entre 2 CP (mm)*	
		m	σ	Σ	m	σ	m	σ	m	σ	m	σ
Prostate	60s	26,03	19,13	882917	9810	6653	296	139	3,83	1,64	5,02	5,57
	120s	25,36	18,95	880666	9785	7581	233	154	2,77	1,28	6,80	7,84
	240s	26,13	19,73	866213	9625	6967	211	146	2,32	1,55	7,89	10,49
ORL SIB	200s	30,57	24,44	3841094	42679	40483	134	136	1,62	0,81	11,57	13,81
	400s	30,68	26,04	3898480	43316	34762	102	100	1,17	0,93	12,40	17,16
	600s	30,25	26,78	3399488	42494	40228	97	91	1,15	0,97	12,68	18,85

\* distance angulaire ente deux CP = 4°

Σ= somme, m= moyenne, σ= écart-type

## II.3.3.4.1.c Qualité de réalisation des plans

Le tableau 33 montre les résultats de cohérence calcul-mesure en fonction du temps maximal autorisé. Plus le temps de traitement augmente, plus la cohérence calcul-mesure est dégradée. Pour le cas de la prostate lorsque le temps autorisé passe de 60 s à 240 s, le gamma moyen augmente de 71 %. Pour le cas de l'ORL lorsque le temps autorisé passe de 200 s à 600 s, le gamma moyen augmente de 30 %.

**Tableau 33 : Résultats de cohérence calcul-mesure en fonction du temps maximal de délivrance autorisé. Valeurs moyennes obtenues sur 3 patients prostate et 3 patients ORL (plan d'acquisition coronal).**

Test du « Gamma index » Critères : 3% (local) /3mm Seuil d'analyse : isodose 30%		Pourcentage points acceptés	Gamma moyen	Gamma médian	Gamma maximal
Prostate	Temps max = 60 s Ecart relatif (%)	98,9 3,1	0,307 -18,5	0,275 -10,5	1,196 -20,4
	Temps max = 120 s Ecart relatif (%)	95,9 Référence	0,376 Référence	0,308 Référence	1,501 Référence
	Temps max = 240 s Ecart relatif (%)	88,6 -7,6	0,525 39,4	0,437 42,1	2,015 34,2
ORL SIB	Temps max = 200 s Ecart relatif (%)	89,0 7,0	0,525 -18,1	0,413 -21,6	2,650 -25,5
	Temps max = 400 s Ecart relatif (%)	83,2 Référence	0,641 Référence	0,527 Référence	3,558 Référence
	Temps max = 600 s Ecart relatif (%)	79,2 -4,8	0,680 6,0	0,540 2,5	3,327 -6,5

## II.3.3.4.2 Discussion

Plus le temps de traitement autorisé est important, plus la modulation de la dose pourra être importante grâce à des déplacements de lames entre deux CP plus importants. Cela génère une meilleure qualité des distributions de dose planifiées par le TPS mais une cohérence calcul-mesure moins bonne. Ceci s'explique par une incertitude plus importante sur le calcul de la dose comme expliqué précédemment (figure 50c).

Les écarts obtenus entre les temps estimés par Pinnacle et les temps réels sont liés à la façon dont Pinnacle estime le temps de délivrance de l'arc. En effet la vitesse de rotation du bras est considérée constante dans le calcul de Pinnacle, c'est le système de contrôle de l'accélérateur qui choisit la meilleure combinaison vitesse de bras et débit de dose pour limiter le temps de délivrance.

Quelques auteurs ont évalué en particulier l'effet du temps de délivrance maximal autorisé sur la distribution de la dose<sup>74,87</sup> mais leurs conclusions diffèrent. Dans le cas du traitement de la prostate avec un arc unique pour Yang et al il n'existe pas de différence entre les plans générés avec des temps variant de 60 s à 180 s<sup>74</sup>. Alors que pour Treutwein et al l'homogénéité de la dose au PTV est moins bonne avec un temps de 80 s par rapport à celle obtenue pour des plans générés avec des temps de 110 s et 150 s<sup>87</sup>. Concernant la réalisation des plans selon Yang et al, il existe une relation inverse entre la vitesse du bras et le temps maximal de délivrance<sup>74</sup>. Ils montrent également que plus le temps est important plus le déplacement des lames entre deux points de contrôle est important. Cela génère une rotation

du bras pendant la délivrance du traitement plus fluide et des débits de dose plus importants et présentant moins de fluctuations en particulier pour des temps maximum de délivrance inférieurs à 90 s.

### **II.3.4 Conclusion**

Dans le cadre de notre évaluation de l'influence des paramètres balistiques et des paramètres propres au logiciel inverse en VMAT, nous avons évalué plusieurs paramètres : l'énergie, le nombre d'arc, l'utilisation de fonctions biologiques dans le processus d'optimisation, le degré de discrétisation de l'arc, la distance minimale entre lames opposées et le temps de traitement maximal autorisé. Tout cela a été appliqué au TPS Pinnacle/Philips. Nous avons montré que l'énergie des photons utilisés pour le traitement de la prostate impactait très peu les distributions de dose au volume cible et aux OAR, par contre plus l'énergie était faible plus le nombre d'UM à délivrer était important. Dans notre étude, l'utilisation de fonctions biologiques dans le processus d'optimisation n'améliorait pas systématiquement la qualité des plans générés. L'influence du nombre d'arcs, du degré de discrétisation et du temps de traitement autorisé a été évaluée en termes de qualité des distributions de dose et de cohérence calcul-mesure. Dans notre étude, seul le temps de traitement autorisé impactait les distributions de dose. En effet plus le temps de traitement autorisé est faible plus les déplacements de lames proposés par le TPS sont importants impactant directement le potentiel de modulation de l'arc. Nous avons montré que la cohérence calcul-mesure était améliorée lorsque deux arcs étaient utilisés mais aussi lorsqu'un degré de discrétisation fin était utilisé et lorsque le temps maximal de traitement autorisé était faible. Cela s'explique par le fait que le TPS considère un arc délivré en VMAT comme une série de faisceaux fixes ayant des positions de MLC fixes alors que sur l'accélérateur le plan est délivré en dynamique avec des déplacements des lames et du bras en continu. Ainsi certaines zones du patient ne sont pas soumises à l'irradiation du faisceau primaire selon le TPS alors qu'en réalité elles le sont bien. Ces zones sont de plus en plus faibles lorsque le degré de discrétisation diminue, lorsque deux arcs sont utilisés et lorsque le temps maximal de traitement autorisé diminue en raison des déplacements de lames plus faibles.

Pour conclure un compromis entre l'ensemble de ces paramètres est à réaliser. En prostate nous utilisons un arc de  $360^\circ$  (délivré en sens horaire) de 18 MV avec une discrétisation de  $4^\circ$ , le temps maximal est de 120 s. Pour le traitement ORL en boost intégré, nous avons choisi de travailler avec deux arcs de  $360^\circ$  chacun (délivré en sens horaire et antihoraire) de 6 MV avec une discrétisation de  $2^\circ$ , le temps maximal est de 200 s par arc. Nous fixons la distance minimale entre lames opposées à la distance minimale possible par le MLC, soit 0,5 cm dans le cas du MLCi2.



#### **II.4 Evaluation de l'influence des performances du système de planification des traitements : Pinnacle/Philips versus Monaco/Elekta**

Nous avons réalisé une étude comparative des deux TPS les plus répandus pour la mise en œuvre du VMAT sur des machines Elekta : Pinnacle et Monaco. Le but de cette étude est de répondre à la question suivante : est-ce que deux TPS du marché conduisent à la même qualité de distribution de dose délivrée au patient ?

Cette étude intègre l'influence de plusieurs paramètres intrinsèques au TPS : l'algorithme de calcul de dose, la qualité de la modélisation et l'algorithme inverse implémenté. Le but était de comparer les performances dosimétriques et les spécificités de délivrance du traitement. Pour cela nous avons mis en évidence les différences en termes de distributions de dose, d'efficacité, de paramètres de réalisation du traitement et de cohérence calcul-mesure pour dix patients traités pour un cancer de la prostate. Cette comparaison de Pinnacle et Monaco a fait l'objet d'un article publié dans le journal européen Physica Medica et présenté ici.

## II.5 Conclusion

La description et l'optimisation des paramètres d'influence sur les performances de la technique VMAT montre que les deux éléments de la chaîne de traitement, MLC et TPS, constituent deux paramètres majeurs. Ainsi le choix du MLC et en particulier la largeur des lames et du TPS dont l'algorithme de calcul de dose doit être réfléchi pour la mise en œuvre de toute technique de RCMI et en particulier VMAT. Le TPS et le MLC possèdent également de nombreux facteurs d'influence intrinsèques dont beaucoup sont liés à leur paramétrage. Avant la mise en œuvre du VMAT nous préconisons d'évaluer l'influence de ces facteurs à la fois sur la qualité de la cohérence calcul-mesure des plans de traitement et sur le potentiel de modulation des distributions de dose. Ainsi pour notre chaîne de traitement, le paramètre identifié le plus intéressant est le degré de discrétisation de l'arc qui améliore fortement la cohérence calcul-mesure des plans de traitement sans dégrader le potentiel de modulation de la dose. En ORL lorsque le degré de discrétisation de l'arc passe de 4 ° à 2 °, le gamma moyen diminue de 39 % et la différence de dose planifiée est inférieure à 1 % sur le PTV et à 3 % sur les principaux OAR. Ainsi pour conclure notre étude de l'influence des paramètres du MLC et du TPS accessibles à l'opérateur, nous proposons un classement des principaux paramètres identifiés sur la chaîne de traitement étudiée.

Notre classement des paramètres du plus au moins influant sur la qualité de la distribution de dose est le suivant :

- 1- Vitesse maximale des lames autorisée
- 2- Distance minimale entre lames opposées
- 3- Temps maximal autorisé
- 4- Nombre d'arcs
- 5- Degré de discrétisation de l'arc

Notre classement des paramètres du plus au moins influant sur la cohérence calcul-mesure est le suivant :

- 1- Degré de discrétisation de l'arc
- 2- Vitesse maximale des lames autorisée
- 3- Temps maximal autorisé
- 4- Nombre d'arcs
- 5- Distance minimale entre lames opposées

*L'influence des paramètres du TPS sur la qualité de la distribution de dose a fait l'objet d'une communication orale aux journées scientifiques de la Société Française de Physique Médicale (SFPM) en 2011. Le résumé de la présentation est disponible en annexe 5.*

### Chapitre III Méthodes 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.

Le rapport numéro 9 de l'ESTRO (European Society for Radiotherapy and Oncology) présente une pyramide conceptuelle qui identifie les différents niveaux de l'assurance qualité dosimétrique en RCMI présentée figure 55<sup>91</sup>. Chaque niveau est basé sur la stabilité du niveau inférieur. La base de la pyramide est constituée des contrôles des éléments de la chaîne de traitement ; accélérateur, MLC, logiciel de planification ; qui seront détaillés dans le premier paragraphe de ce chapitre. Le sommet de la pyramide est constitué des contrôles spécifiques au plan de traitement d'un patient. Ces contrôles seront détaillés dans la deuxième partie de ce chapitre. Il est important de souligner que la stabilité de chaque niveau d'une pyramide dépend de la stabilité du niveau inférieur : ainsi la qualité d'un plan de traitement dépend de la qualité des contrôles des éléments de la chaîne de traitement.

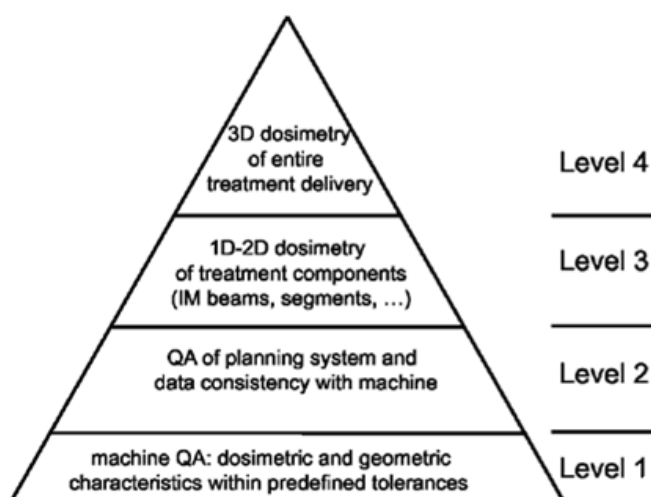


Figure 55: Pyramide conceptuelle des différents niveaux de contrôles dosimétriques en RCMI présentée dans le rapport numéro 9 de l'ESTRO<sup>91</sup>.

Dans ce chapitre, nous développons dans le premier paragraphe les contrôles de l'accélérateur et du MLC à réaliser pour garantir une qualité des éléments de délivrance de la dose en technique VMAT. Dans le deuxième paragraphe, nous proposons une méthode pour assurer la qualité des plans dosimétriques de la technique VMAT. Dans le troisième paragraphe, nous détaillons le contrôle de la bonne exécution des plans dosimétriques sur l'accélérateur linéaire d'électrons.

De plus nous utilisons un outil de suivi statistique des données. La maîtrise statistique des procédés (MSP) est largement utilisée dans l'industrie. Son origine date de 1920 à partir des travaux de Shewhart's. Son application en radiothérapie est récente avec une première publication en 2005 par l'équipe Pawlicki <sup>92</sup> puis par Breen et al en 2008 <sup>93</sup> et Gerard et al en 2009 <sup>94</sup>. Un apport majeur de la MSP est la définition de niveaux d'action personnalisés en fonction des performances propres de son système. La MSP permet de vérifier la stabilité du processus dans le temps et ainsi de suivre ses performances continuellement. La MSP doit permettre de minimiser les variations du processus et en particulier les variations qui sont difficilement remarquables, c'est-à-dire les variations faibles et lentes. La MSP repose sur la création de cartes de contrôle ce qui permet de suivre l'évolution d'un indice dans le temps. Dans les paragraphes suivants nous proposons quelques exemples d'application.

### **III.1 Contrôle de qualité de l'accélérateur et du MLC**

Dans ce paragraphe, nous décrivons l'ensemble des contrôles de l'accélérateur et du MLC qui sont nécessaires pour la RCMI et qui constituent la base de la pyramide conceptuelle présentée figure 55. Le but étant de proposer à Elekta France un protocole d'assurance qualité pour la mise en œuvre de la technique VMAT réalisée sur les accélérateurs Elekta.

Un des pré-requis au contrôle qualité du VMAT est la bonne réalisation des contrôles de base préconisés pour la RC3D <sup>95,96</sup>. Un deuxième pré-requis est la bonne réalisation des contrôles préconisés pour la RCMI par faisceaux stationnaires. Ces contrôles s'appuient sur les recommandations nationales et internationales émises par les sociétés savantes et relèvent des bonnes pratiques professionnelles permettant d'assurer la qualité du traitement <sup>97-101</sup>. Les contrôles qualité de l'accélérateur et du MLC pour les techniques de RCMI par faisceaux stationnaires sont présentés en tant que pré-requis dans le premier paragraphe de ce chapitre.

D'un point de vue du contrôle de qualité de l'accélérateur et du MLC, le VMAT peut être assimilé à une combinaison de deux techniques: la RCMI par faisceaux stationnaires réalisée avec des déplacements de lames dynamiques et l'arthérapie. Ainsi le programme d'assurance qualité en VMAT proposé intègre des tests spécifiques à chacun des modes de délivrance de ces deux techniques et des tests associant ces deux modes.

#### Paramétrage machine pour l'exécution des tests

Nous avons programmé les paramètres machines nécessaires à l'exécution des tests à partir de l'outil iComCat (version 1.0.0.13) fourni par Elekta visualisé figure 56. Ces fichiers contenant les séquences d'irradiation ont été transmis à Elekta afin de les diffuser aux utilisateurs VMAT pour qu'ils puissent reproduire ces tests.

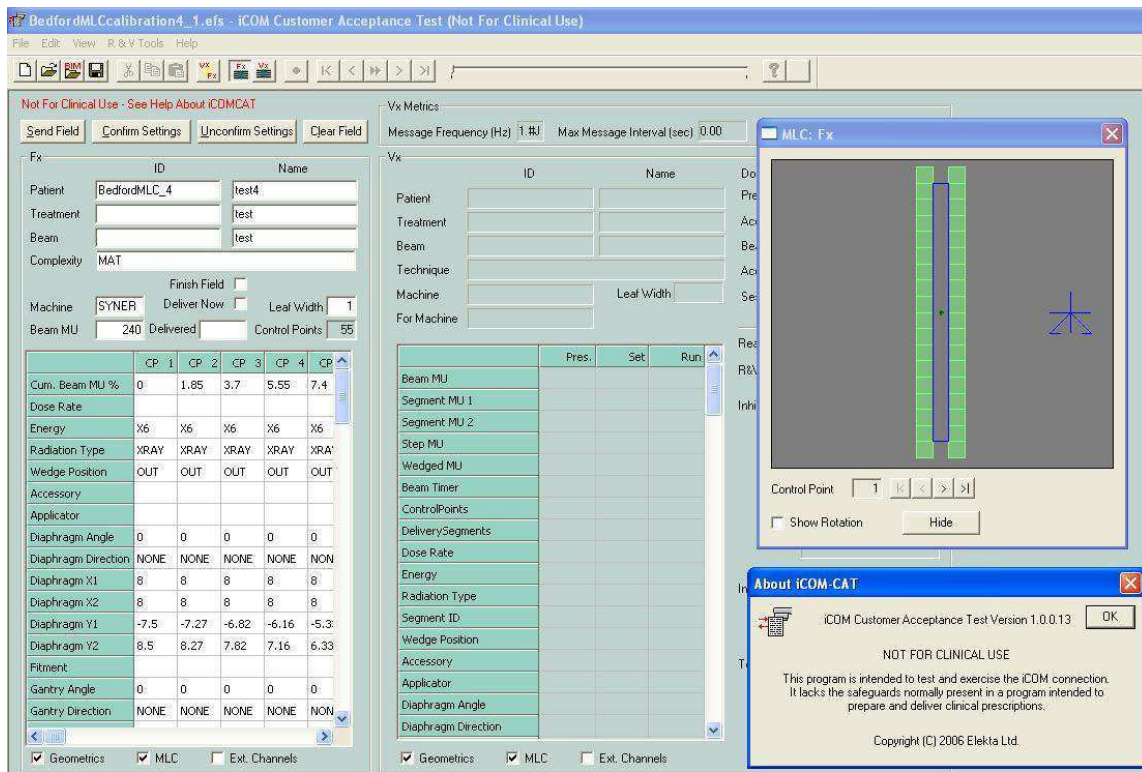


Figure 56 : Outil iComCat/Elekta pour définir les séquences d’irradiations dynamiques dans le cadre des tests pour les contrôles qualité de l’accélérateur et du MLC.

### III.1.1 Pré-requis : description des contrôles propres à la RCMI par faisceaux stationnaires

#### III.1.1.1 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.

##### III.1.1.1.1 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.

### III.1.1.1.2 Répétabilité pour les faibles nombres d'unités moniteur

L'objectif est de vérifier que le rapport UM délivrée et dose mesurée est répétable. Chaque mesure est répétée cinq fois et un facteur de répétabilité est calculé comme suivant :

$$C = \frac{100}{\bar{R}} \sqrt{\sum_{i=1}^n \frac{(\bar{R} - R_i)^2}{n-1}} \text{ avec } \bar{R} = \sum_{i=1}^n \frac{R_i}{n} \text{ et } n \text{ étant le nombre de mesures.}$$

La tolérance sur la variation de ce facteur est fixée à 0,5 % et la fréquence est semestrielle selon la décision ANSM du 27 juillet 2009.

### III.1.1.1.3 Homogénéité et symétrie pour les faibles unités moniteur

L'objectif est de vérifier que l'homogénéité et la symétrie du faisceau pour les faibles nombres d'UM. L'homogénéité et la symétrie sont calculées conformément aux recommandations françaises<sup>96</sup>. La variation limite du minimum et du maximum par rapport à la valeur moyenne est fixée à 3 % sur la zone homogène. Le rapport de doses des couples de points symétriques doit être compris entre 0,97 et 1,03. Le rapport de la dose maximale sur la dose mesurée sur l'axe doit être au maximum de 1,07. Nous préconisons d'appliquer la même fréquence que pour les contrôles précédemment cités soit semestrielle.

### III.1.1.2 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.

#### III.1.1.2.1 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°.

#### III.1.1.2.2 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<sup>100</sup>. 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.

### **III.1.2 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<sup>102,103</sup> ; une publication de Kaurin en 2012 reprend et adapte ces tests spécifiquement aux accélérateurs Elekta<sup>104</sup>.

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.

#### **III.1.2.1 Contrôles dosimétriques**

Le contrôle des caractéristiques dosimétriques du faisceau en rotation et pour la gamme de débit de dose constitue la base pour la bonne délivrance de la dose en VMAT. Il s'agit tout d'abord de vérifier la précision dosimétrique en rotation puis de vérifier l'homogénéité et symétrie des faisceaux en arc.

##### **III.1.2.1.1 Précision dosimétrique en rotation**

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. Les mesures sont réalisées avec un film positionné parallèlement à l'axe du faisceau dans un fantôme sphérique dont le centre est placé à l'isocentre (figure 57 a). Le film est irradié à l'aide d'un arc complet présentant une fente statique à débit de dose fixe et pour chaque énergie à étudier. La symétrie de révolution en dose autour de l'isocentre est vérifiée en traçant une série de profils équidistribués passant par l'isocentre (figure 57 b et c). L'analyse consiste à vérifier la symétrie de l'isodose 50 % autour de l'isocentre. Nous avons défini une tolérance de 1 mm et une fréquence annuelle pour ce test.

Dans l'exemple présenté figure 57 c, l'écart maximal mesuré est de 0,8 mm.



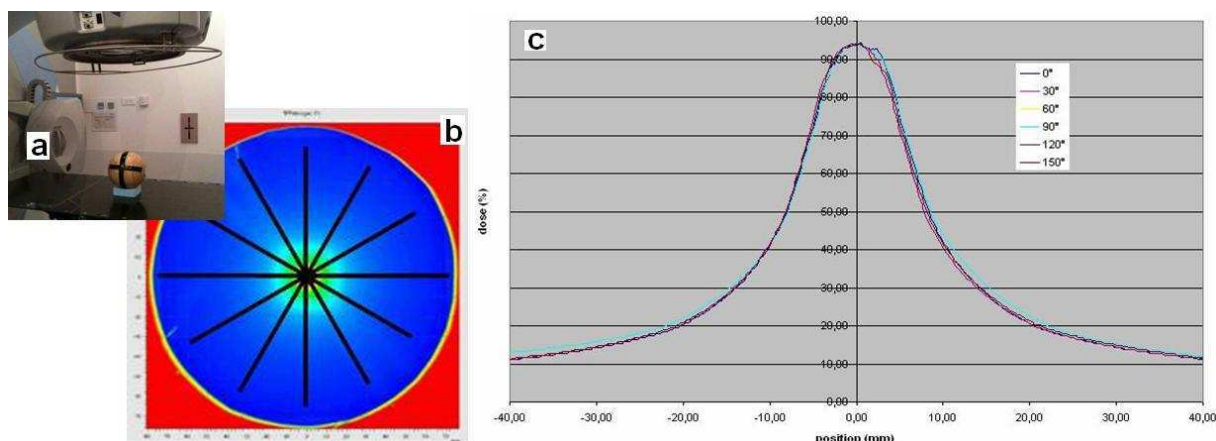


Figure 57 : Contrôle de la précision dosimétrique en rotation mesurée dans un fantôme sphérique (a) à l'aide d'un film (b) sur lequel des séries de profils sont tracés (c).

### III.1.2.1.2 Homogénéité et symétrie du faisceau en arc

En VMAT, l'homogénéité et la symétrie du faisceau doivent être vérifiées sur un arc de 360 degrés dans les deux sens de rotation, horaire et antihoraire, et sur toute la gamme de débit de dose utilisée par l'accélérateur. Les mesures doivent être réalisées avec un détecteur embarqué à l'accélérateur. Le contrôle est réalisé pour un champ 20 cm × 20 cm, pour chaque énergie utilisée et pour chaque couple sens de rotation - débit de dose. L'homogénéité et la symétrie sont calculées conformément aux recommandations nationales comme décrit précédemment. La même tolérance est appliquée. Nous préconisons une fréquence annuelle pour ces contrôles.

Le détail de nos résultats sont donnés tableau 34.

Tableau 34 : Contrôle de l'homogénéité (Homog) et de la symétrie (Sym) dans la direction droite-gauche (D-G) et dans la direction tête-pied (T-P) du faisceau de X6 délivré en arc pour toutes les combinaisons débits de dose / sens de rotation utilisées.

Sens antihoraire	25 UM/min	50 UM/min	100 UM/min	200 UM/min	400 UM/min
<b>Homog T-P</b>	101,35	101,29	101,25	101,36	101,35
<b>Homog D-G</b>	101,59	101,62	101,60	101,53	101,36
<b>Sym T-P</b>	1,0107	1,0073	1,0051	1,0053	1,0047
<b>Sym D-G</b>	1,0203	1,0216	1,0197	1,0178	1,0111
Sens horaire	25 UM/min	50 UM/min	100 UM/min	200 UM/min	400 UM/min
<b>Homog T-P</b>	101,43	101,31	101,29	101,32	101,41
<b>Homog D-G</b>	101,57	101,64	101,62	101,58	101,39
<b>Sym T-P</b>	1,0143	1,0068	1,0051	1,0043	1,0050
<b>Sym D-G</b>	1,0219	1,0212	1,0210	1,0186	1,0130

### III.1.2.2 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. Il s'agit de réaliser une fente glissante :

- avec un déplacement des lames en continu pour différents sens de déplacement et en réalisant des changements de sens et avec une irradiation en continu. Ces modèles miment un SW uniforme (figure 58),
- avec un déplacement discontinu des lames et une irradiation en continu. Ce mode de déplacement est appelé « slide and shoot » (figure 59),
- avec un déplacement des bancs de lames alternatif et une irradiation en continu. Ces modèles miment un SW asynchrone (figure 60).

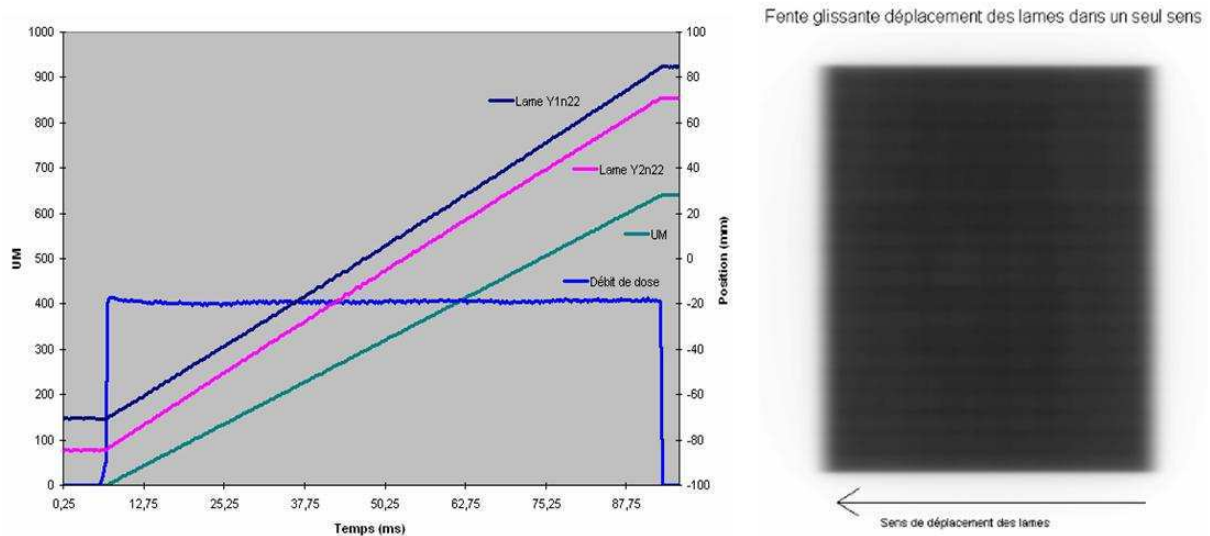


Figure 58 : Contrôle du MLC en mode SW uniforme. A gauche : Déplacement des lames et délivrance des UM en fonction du temps. A droite : Image du film obtenu.

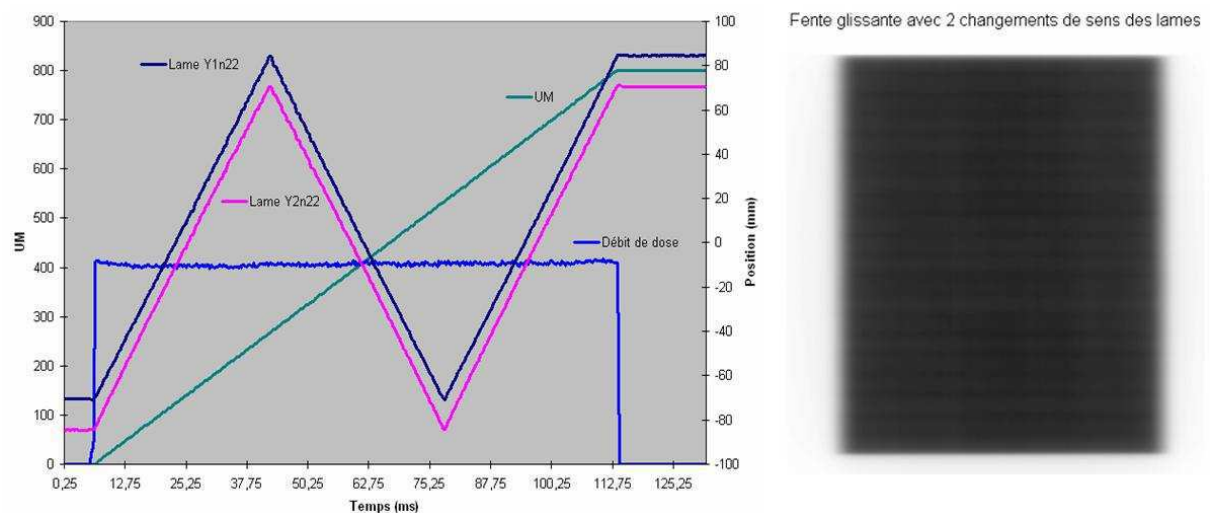
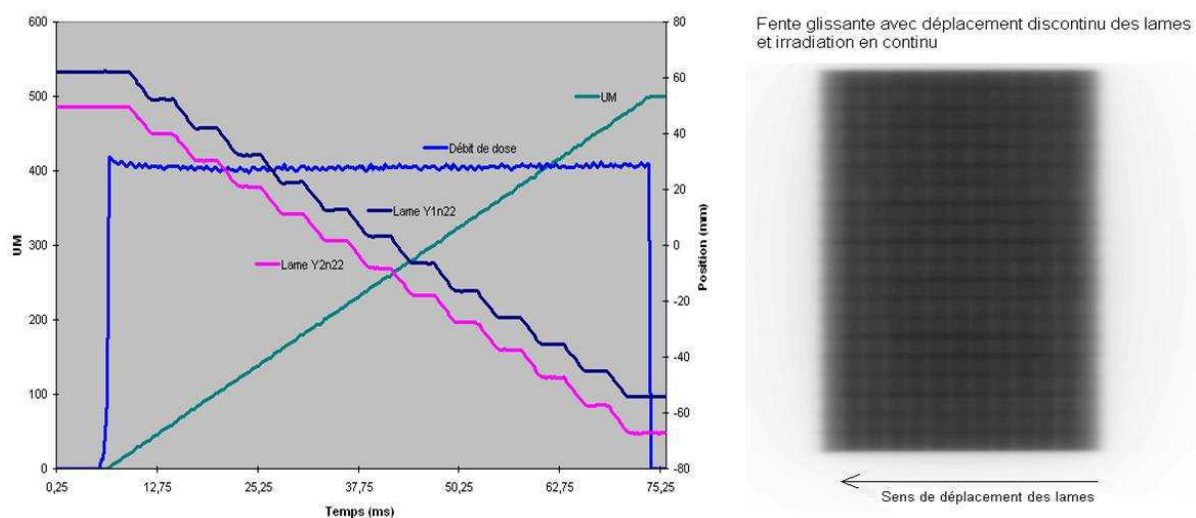


Figure 59 : Contrôle du MLC en mode « slide and shoot ». A gauche : Déplacement des lames et délivrance des UM en fonction du temps. A droite : Image du film obtenu.



**Figure 60 : Contrôle du MLC en mode SW asynchrone. A gauche : Déplacement des lames et délivrance des UM en fonction du temps. A droite : Image du film obtenu.**

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.

Un exemple de résultat est détaillé tableau 35 pour le mode « slide and shoot ».

**Tableau 35 : Résultat du contrôle du MLC en mode « slide and shoot ».**

Analyse des écarts par rapport à la dose sur l'axe				
Zone d'analyse: 80% de la demi-longueur				
	Maximum	Minimum	Moyenne	Ecart type
<b>Profil Tête-Pied</b>	4,29 %	-4,30 %	-0,79 %	1,82 %
<b>Profil Droite Gauche</b>	3,57 %	-3,57 %	1,58 %	1,66 %

### III.1.2.3 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 61.

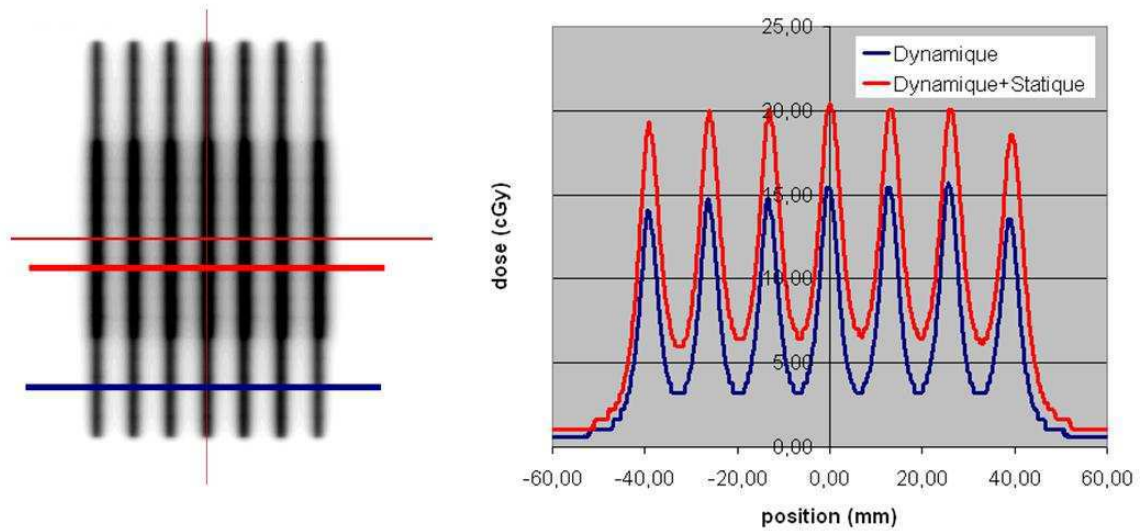


Figure 61 : Test de précision de positionnement des lames en rotation. A gauche : image du film irradié. A droite : profils de dose obtenus.

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 62. 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 62, la moyenne des écarts obtenus est de -0,4 %.

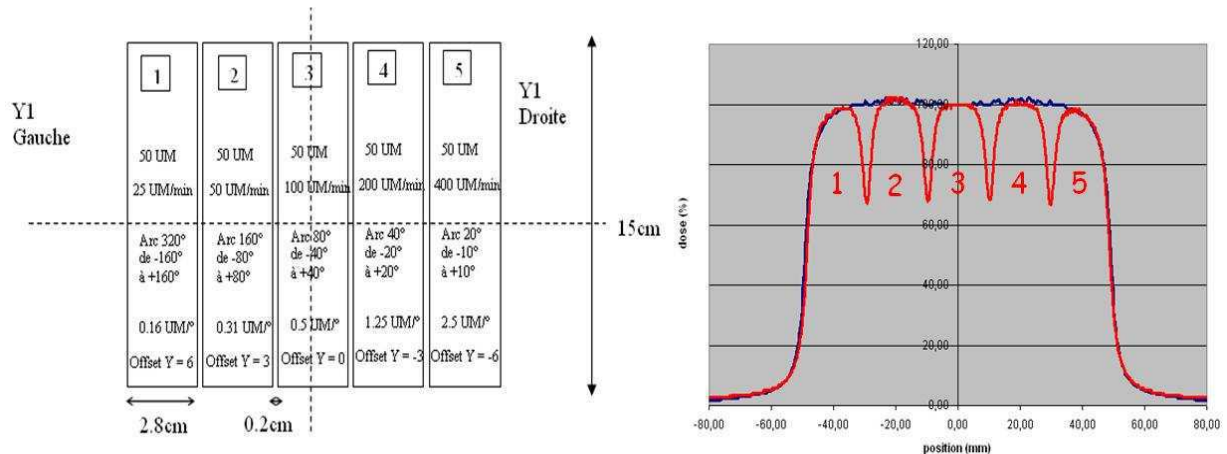


Figure 62 : Test de synchronisation débit de dose - vitesse du bras. A gauche : représentation de la série de champs délivrés avec des débits de dose et des vitesses de rotation du bras variables. A droite : profils de dose obtenus.

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 combinaisons que nous proposons sont présentées figure 63. 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 %.

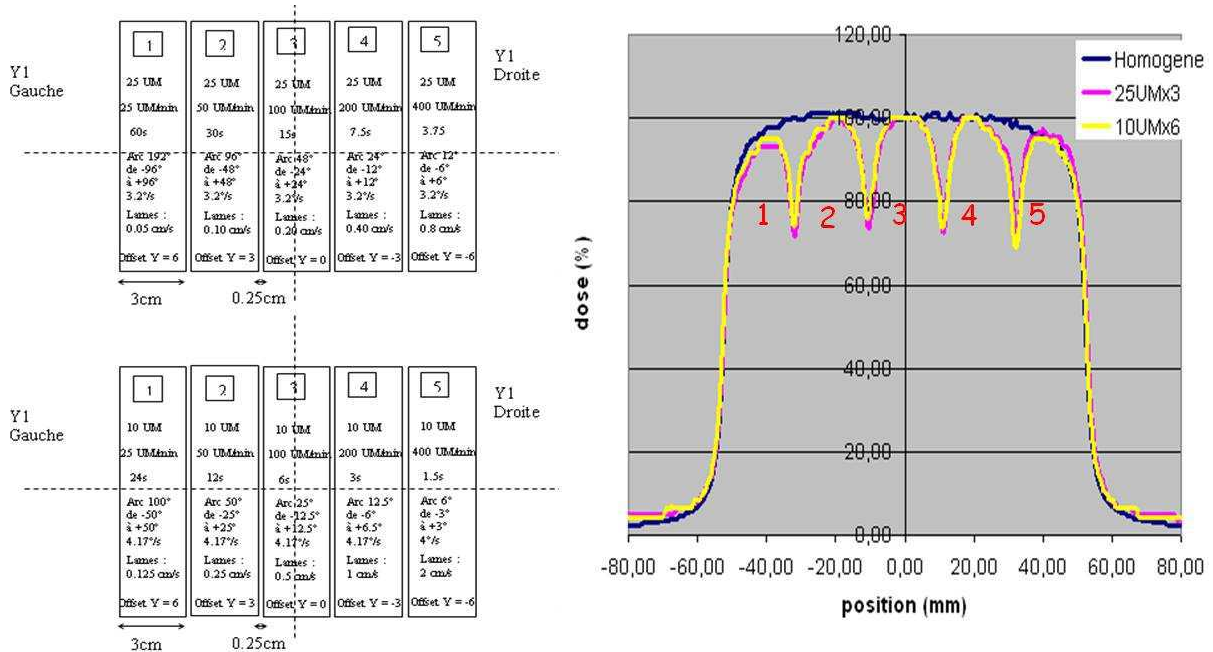


Figure 63 : Test de synchronisation vitesse lames - rotation bras. A gauche : représentation de la série de champs délivrés avec des vitesses de lames et des amplitudes de rotation du bras variables. A droite : profils de dose obtenus.

### III.1.3 Conclusion

Les tests décrits précédemment sont intégrés au programme d'assurance qualité pour la mise en œuvre du VMAT. Nous avons fourni à la société Elekta la liste de plans tests et les fichiers générés par iComCat nécessaires pour que chaque utilisateur puisse le mettre en œuvre (documents disponibles en annexe 6). 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.

## III.2 Contrôle de qualité des plans dosimétriques de traitement

L'évaluation de la qualité d'un plan dosimétrique en RCMI est difficile à généraliser. Cela est lié à de nombreux facteurs dont la variabilité anatomique entre patients, la complexité des objectifs cliniques, le manque de mesures quantitatives pour juger du caractère optimal du plan et de la subjectivité et de l'expérience relative de l'opérateur.

L'amélioration de la qualité de la planification dosimétrique en RCMI passe par : i) une minimisation des variations du processus qui passe par la mise en œuvre de la MSP, ii) l'identification de facteur de complexité anatomique spécifique à chaque patient.

L'objectif de ce chapitre est d'intégrer un outil de contrôle qualité statistique basé sur des indices pertinents à l'étape de planification afin d'augmenter la connaissance de l'opérateur lorsqu'il évalue la qualité d'un plan RCMI et cela de façon personnalisée au patient. Le but est de diminuer la variabilité de la planification et de la rendre optimale. Lors de ce travail il a d'abord s'agit de sélectionner les indices les plus pertinents puis de proposer une méthode de suivi.

### III.2.1 Description des outils d'évaluation et de la méthode proposée

La méthode d'évaluation de la distribution de la dose d'un plan de traitement doit intégrer l'évaluation de la distribution de la dose d'un point de vue qualitatif et quantitatif mais aussi l'évaluation de l'efficacité du plan de traitement proposé pour juger de la pertinence des paramètres balistiques utilisés pour délivrer le plan de traitement.

La qualité de la distribution de la dose dans le patient est analysée d'un point de vue qualitatif par l'évaluation des courbes isodoses et d'un point de vue quantitatif par l'évaluation de l'histogramme dose volume (HDV). Il s'agit de vérifier que le plan proposé satisfait au mieux les contraintes médicales préétablies. De nombreux indices sont proposés dans la littérature pour compléter cette évaluation. La majorité des indices proposés sont des indices standards utilisés quelle que soit la localisation traitée. Depuis 2006 de nouveaux indices intègrent des éléments liés à l'anatomie du patient et à la prescription de la dose, que nous nommons indices personnalisés.

Il existe également des indices biologiques probabilistes comme le TCP (Tumor Control Probability), le NTCP (Normal Tissue Complication Probability) ou l'EUD (Equivalent Uniform Dose)<sup>64,105-107</sup>. Ces indices de plus en plus utilisés reposent sur des modèles biologiques spécifiques à chaque organe et sont encore largement discutés dans la littérature<sup>108,109</sup>. La variabilité de leur paramétrage oblige à un maximum de prudence pour leur utilisation qui doit toujours être accompagnée d'indices purement physiques. Nous avons donc choisi de ne pas intégrer les indices biologiques dans cette étude.

#### III.2.1.1 Présentation et choix des indices et des critères de qualité des plans dosimétriques

Nous proposons dans ce paragraphe une description des indices standards et de l'indice personnalisé qui sont utilisés dans ce travail.

##### III.2.1.1.1 Indices standards

#### Indices d'homogénéité de la dose au volume cible

L'homogénéité globale de la dose absorbée par le volume cible (PTV) peut être déterminée par un indice appelé « Homogeneity Index » (HI) recommandé par l'ICRU 83<sup>11</sup>.

Il est défini comme indiqué ci-dessous:

$$HI = \frac{D_{2\%} - D_{98\%}}{D_{50\%}}$$

Avec :

- $D_{2\%}$  : dose reçue par au moins 2 % du PTV (s'apparente à une dose maximale absorbée),
- $D_{98\%}$  : dose reçue par au moins 98 % du PTV (s'apparente à une dose minimale absorbée),
- $D_{50\%}$  : dose reçue par au moins 50 % du PTV.

La valeur idéale de HI est 0.

Dans un processus d'optimisation de la distribution de la dose, l'objectif est de faire décroître l'indice HI vers la valeur idéale de 0.

L'ICRU 83 recommande d'accompagner l'indice d'homogénéité d'un indice de dispersion de la dose au sein du volume cible (s). On calcule la dispersion par la formule suivante<sup>11,110,111</sup> :

$$s = \sqrt{\frac{\sum (D_i - D_{moy})^2 \times v_i}{v}}$$

Avec :

- $D_i$  : dose reçue par l' $i^{\text{ème}}$  élément de volume (exprimée en pourcentage de dose prescrite),
- $D_{moy}$  : dose moyenne (exprimée en pourcentage),
- $v_i$  : volume de l' $i^{\text{ème}}$  élément du volume  $v$  recevant la dose  $D_i$ ,
- $v$  : volume total.

La valeur idéale de s tend vers 0.

Dans un processus d'optimisation de la distribution de la dose, l'objectif est de faire décroître l'indice s vers la valeur idéale de 0.

#### Indice de conformation de la dose au volume tumoral

La couverture du volume cible (VC) ( ici le PTV) par l'isodose de référence (ici 95% de la dose de prescription) peut être quantifiée par l'indice de conformation (CI) calculé comme ci-dessous<sup>112</sup> :

$$CI = \frac{VC_{95\%}}{VC}$$

Avec :

- $VC_{95\%}$  : volume cible recevant au moins 95% de la dose,
- $VC$  : volume cible.

La valeur idéale de CI est de 1.

Dans un processus d'optimisation de la distribution de la dose, l'objectif est de faire croître l'indice CI vers la valeur idéale de 1.

#### Indices d'épargne des tissus sains et organes à risque

L'épargne des tissus sains repose sur la conformation de la dose au volume cible et uniquement au volume cible. Cela est traduit par l'indice appelé nombre de conformation (NC)<sup>98,113,114</sup>. NC est calculé comme indiqué ci-dessous :



$$NC = \frac{VC_{95\%}}{VC} \times \frac{VC_{95\%}}{V_{95\%}}$$

Avec :

- $VC_{95\%}$  : volume cible recevant au moins 95% de la dose,
- $VC$  : volume cible,
- $V_{95\%}$  : volume total de l'isodose 95%.

La valeur idéale de NC est de 1.

Dans un processus d'optimisation de la distribution de la dose, l'objectif est de faire croître l'indice NC vers la valeur idéale de 1.

Un autre indice appelé « CONformal Index » (COIN) ajoute à l'indice NC la notion d'épargne des organes à risque (OAR) <sup>115</sup>. Il est calculé comme ci-dessous :

$$COIN = NC \times \prod_{OAR} \left(1 - \frac{V_{OAR95\%}}{V_{OAR}}\right)$$

Avec :

- $NC$  : Nombre de conformation,
- $V_{OAR95\%}$  : Volume de l'OAR considéré recevant au moins 95% de la dose prescrite,
- $V_{OAR}$  : Volume de l'OAR considéré.

La valeur idéale de l'indice COIN est de 1.

Dans un processus d'optimisation de la distribution de la dose, l'objectif est de faire croître l'indice COIN vers la valeur idéale de 1.

### III.2.1.1.2 Indice personnalisé

Moore et al. ont proposé un modèle pour estimer la dose moyenne atteignable à un OAR <sup>116</sup>. Ce modèle repose sur la dose prescrite et le volume de chevauchement entre le volume cible (PTV) et l'organe à risque. Ce modèle a été établi sur la base de leur cohorte de patients et la dose prévue ( $D_{prévue\ OAR}$ ) à un OAR est calculée de la façon suivante :

$$D_{prévue\ OAR} = D_{prescrite} \left(0,2 + 0,8 \left(1 - \exp\left(-\frac{3 \times V_{chevauchement}}{V_{OAR}}\right)\right)\right)$$

Avec :

$D_{prévue\ OAR}$  : dose moyenne prévue à l'organe à risque,

$D_{prescrite}$  : dose prescrite au volume cible,

$V_{chevauchement}$  : volume de chevauchement entre l'organe à risque et volume cible.

La dose moyenne prédite est à comparer à la dose moyenne planifiée à l'OAR lors de la planification dosimétrique ( $D_{planifiée\ OAR}$ ). Pour cela, un indice ( $\delta$ ) a été mis en place, il est calculé comme suit :

$$\delta = \frac{D_{planifiée\ OAR} - D_{prévue\ OAR}}{D_{prévue\ OAR}}$$

Idéalement, l'indice  $\delta$  est inférieur ou égale à 0.

### III.2.1.2 Description de la méthode de contrôle et de suivi de la qualité des plans dosimétriques

Pour assurer le suivi des résultats de contrôle de qualité des plans de traitement, nous avons choisi de mettre en place la MSP. Des limites de contrôle supérieures ( $L_{sup}$ ) et inférieures ( $L_{inf}$ ) sont calculées correspondant aux fluctuations statistiques de l'indice. Ces limites sont calculées comme ci-dessous :

$$L_{sup} = \bar{x} + 3 \times \frac{\bar{R}}{d_2 \sqrt{n}} \quad \text{et} \quad L_{inf} = \bar{x} - 3 \times \frac{\bar{R}}{d_2 \sqrt{n}}$$

Avec :

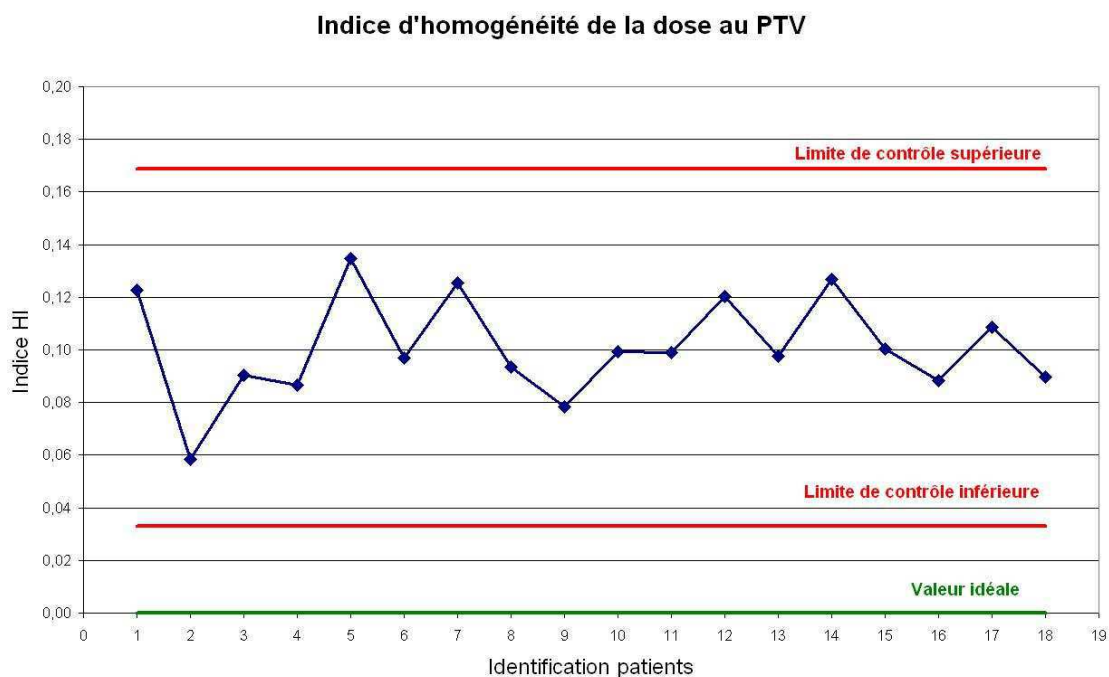
- $\bar{x}$  : moyenne de l'indice calculé,
- $\bar{R}$  : moyenne des écarts entre deux indices consécutifs,
- $d_2$  : facteur de correction, dépendant de la taille de l'échantillon et de la distribution des données,
- $n$  : taille du sous groupe.

Dans notre cas  $n=1$  car chaque sous groupe est constitué d'une seule valeur et  $d_2=1,128$  (valeur tabulée) selon l'hypothèse que les données obéissent à une loi normale<sup>117</sup>.

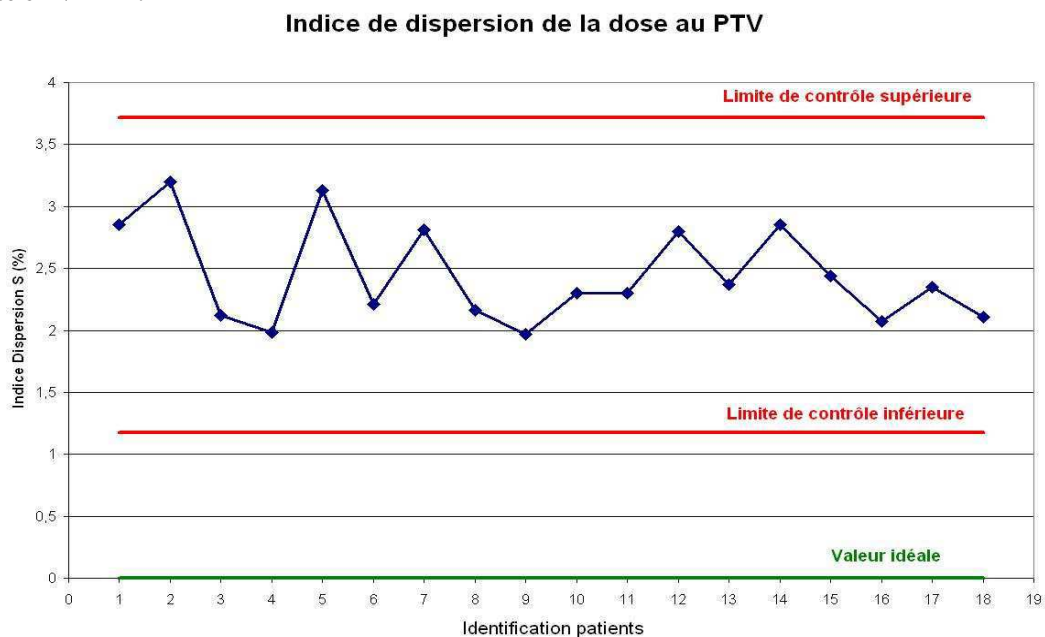
### III.2.2 Exemple d'application de la méthode proposée

Les résultats donnés ici concernent une cohorte de 18 patients traités pour un cancer de la prostate entre janvier 2011 et août 2012 en VMAT. La dose prescrite sur la prostate est de 80 Gy. Nous présentons ici uniquement les résultats des indices d'homogénéité et de dispersion de la dose au PTV et les doses reçues par l'OAR principal qui est la paroi rectale. Les objectifs de dose pour ces organes sont les suivants : pour le PTV, la dose minimale ( $D_{min}$ ) est de 72 Gy, 95 % du volume doit recevoir au moins 76 Gy; pour la paroi rectale la dose maximale ( $D_{max}$ ) est de 76 Gy, le pourcentage de paroi rectale qui reçoit au moins 72 Gy ne doit pas dépasser 25%, la dose moyenne ( $D_{moy}$ ) doit être inférieure à 45 Gy.

Les figures 64 et 65 montrent l'indice d'homogénéité et l'indice de dispersion de la dose au PTV. Nous voyons que les valeurs sont toujours situées dans les limites de contrôle. Le processus est dit maîtrisé. Les indices du patient 2 illustrent l'intérêt de suivre ces deux indices, en effet ce patient possède à la fois l'indice d'homogénéité le plus faible ( $HI = 0,058$ ) et l'indice de dispersion le plus élevé ( $s = 3,2$  %) de la cohorte. Cela signifie que le PTV présente à la fois des petites zones (inférieures à 2 % du volume total du PTV) recevant des doses faibles, nommées communément points froids, et des petites zones (inférieures à 2 % du volume total du PTV) recevant des doses élevées, nommées communément points chauds.



**Figure 64 : Indice d'homogénéité (HI) de la dose au PTV pour 18 patients traités pour un cancer de la prostate en VMAT.**



**Figure 65 : Indice de dispersion (s) de la dose au sein du PTV pour 18 patients traités pour un cancer de la prostate en VMAT.**

Les figures 66 et 67 représentent les cartes de contrôle des doses maximales et moyennes et l'indice  $\delta$  pour la paroi rectale. Nous observons que le processus est maîtrisé pour la dose maximale avec des valeurs inférieures ou égales à la dose maximale autorisée. Concernant la dose moyenne, un point dépasse la limite de contrôle : le patient 7 reçoit une dose moyenne de 42 Gy et la limite de contrôle supérieure est fixée à 40 Gy. La carte de contrôle du  $\delta$  (figure 68) montre un processus maîtrisé mais avec des valeurs qui peuvent s'éloigner jusqu'à 0,26 % de la valeur idéale en particulier pour le patient 7.

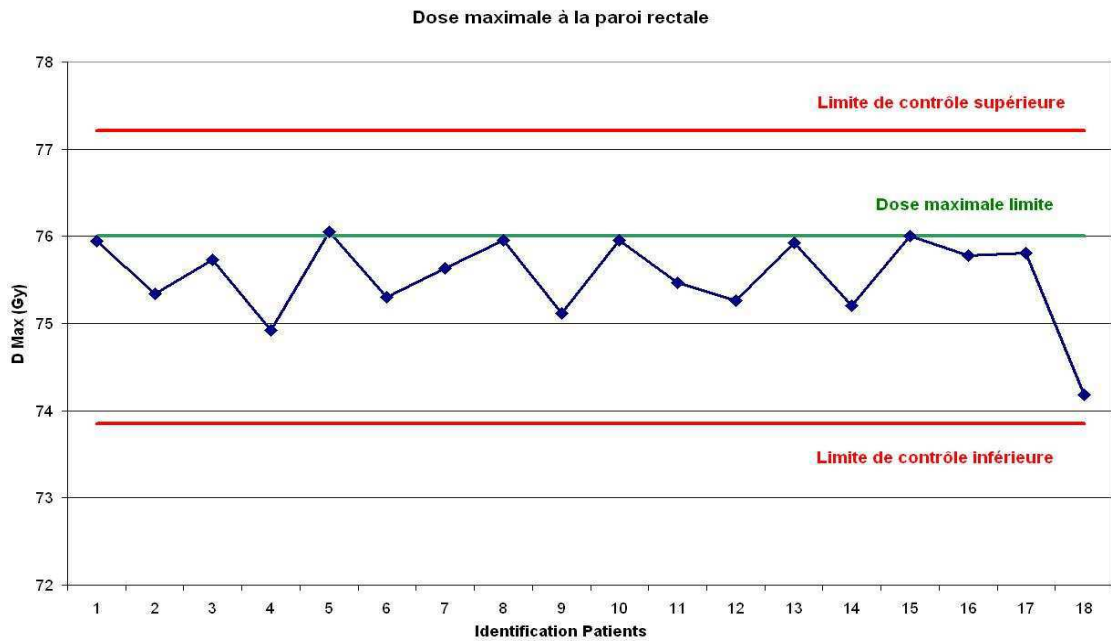


Figure 66 : Dose maximale reçue par la paroi rectale pour 18 patients traités pour un cancer de la prostate en VMAT.

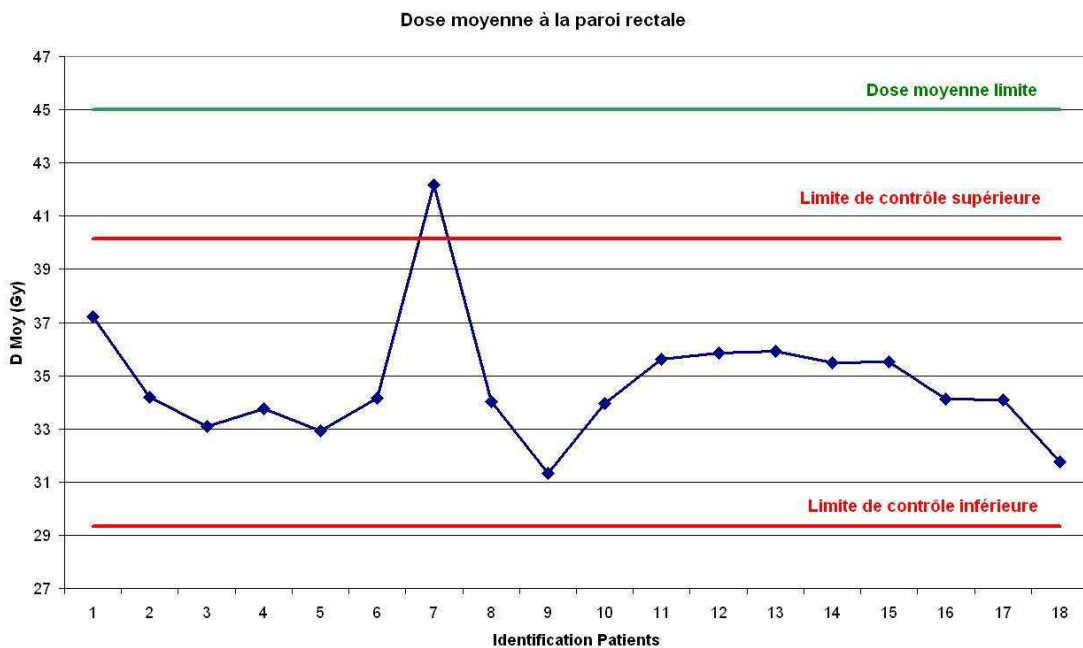
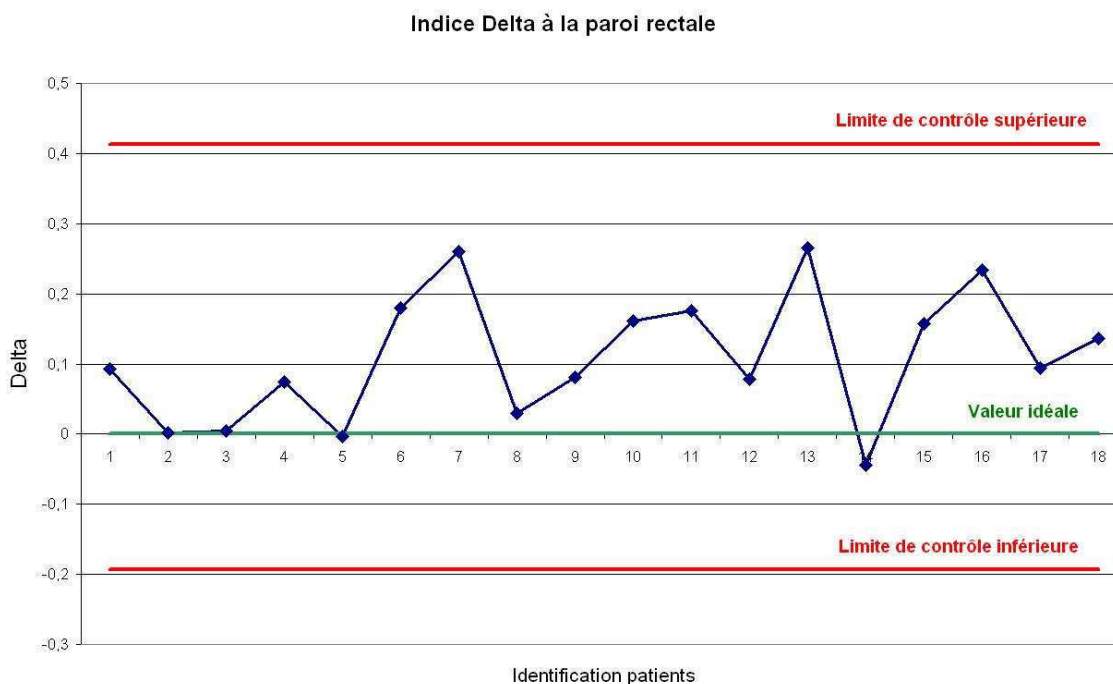


Figure 67 : Dose moyenne reçue par la paroi rectale pour 18 patients traités pour un cancer de la prostate en VMAT.

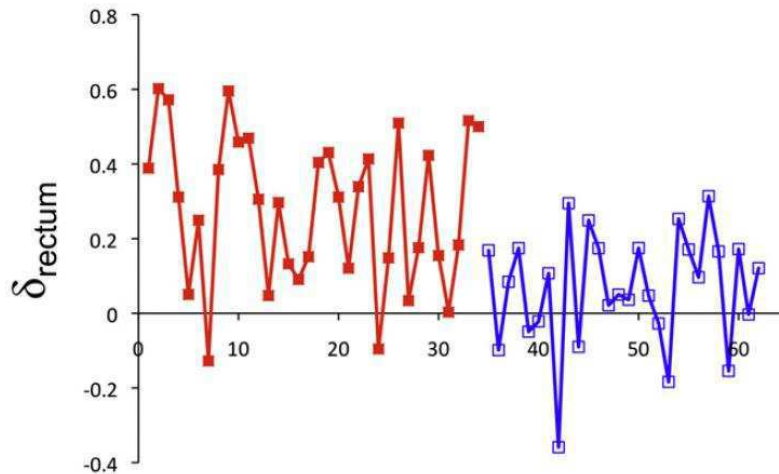


**Figure 68 : Indice  $\delta$  traduisant l'écart relatif entre la dose moyenne prévue et celle planifiée pour la paroi rectale pour 18 patients traités pour un cancer de la prostate en VMAT.**

### III.2.3 Discussion et conclusion

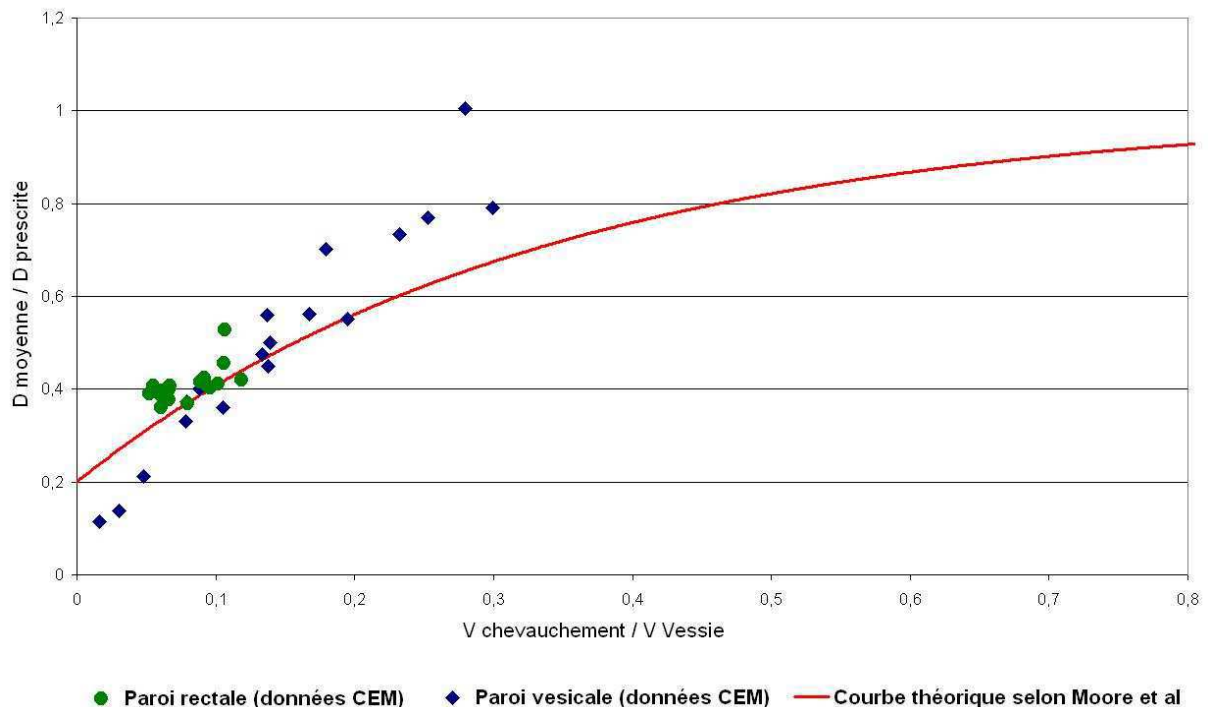
La planification dosimétrique est une étape majeure du traitement du patient qui est très soumise à variabilité en raison de la variabilité de l'anatomie des patients et de la pluridisciplinarité des opérateurs et de leurs expertises: médecin radiothérapeute, physicien médical et technicien de planification. Ainsi la MSP trouve toute sa justification, la faisabilité de celle-ci a été montrée ici. Une des limites de la MSP est le besoin d'un grand nombre de données pour réaliser des cohortes de patients homogènes. En effet plus la cohorte de patients est importante, plus les limites de contrôle sont valides car leur calcul dépend de la taille de l'échantillon. Le besoin d'homogénéité dans la cohorte peut également représenter une limite dans les premiers temps de la mise en œuvre d'une technique qui correspond à une phase d'ajustement de sa réalisation.

Ceci justifie d'autant plus l'utilisation d'indices personnalisés au patient qui donnent des valeurs a priori définies à partir de modèles théoriques comme l'indice  $\delta$  défini par Moore et al dont nous avons présenté les résultats pour la paroi rectale<sup>116</sup>. En effet l'implémentation de cet indice permet de réduire les doses moyennes reçues par les OAR en fixant une valeur cible dépendant de l'anatomie du patient. La figure 69 montre l'impact de l'utilisation de cet indice sur la dose moyenne reçue par le rectum dans le cancer de la prostate selon Moore et al. L'utilisation de cet indice lors de la planification dosimétrique permet de diminuer la dose reçue par les organes à risque, mais aussi de diminuer les variations entre les patients et entre les opérateurs.



**Figure 69 :** Effet de l'utilisation de l'indice  $\delta$  sur l'épargne du rectum dans le cas de cancer de la prostate. En rouge, les plans de traitement réalisés avant l'utilisation de l'indice  $\delta$ , en bleu les plans de traitement réalisés avec l'aide de l'indice  $\delta$  (données issues de l'étude de Moore et al<sup>116</sup>).

Une des limites de l'application du modèle de Moore et al est qu'il a été défini à partir de données issues de leur propre expérience. La figure 70 montre la correspondance entre les données attendues à partir du modèle de Moore et al et nos données pour la paroi rectale et vésicale. Nous voyons que nos données ne s'ajustent pas exactement la courbe du modèle proposé par Moore et al. Ce modèle est donc à personnaliser avec ses propres données lorsque le nombre de patients dans une même cohorte le permet.



**Figure 70 :** Rapport des doses moyennes sur les doses prescrites en fonction du chevauchement entre l'OAR et le PTV sur le volume de l'OAR. En rouge valeurs théoriques à partir du modèle proposé par Moore et al et en ronds verts les données du CEM pour la paroi rectale et en losanges bleus les données du CEM pour la paroi vésicale.

Les systèmes de planification en RCMI actuels ne travaillent pas en totale autonomie mais nécessitent une interaction forte entre le système et l'opérateur rendant la technique dépendante à l'expertise technique acquise par l'opérateur. Afin de limiter cette dépendance, plusieurs stratégies complémentaires peuvent être mises en place. Une première stratégie s'appuie sur une protocolisation des méthodes et un suivi statistique des résultats. L'influence de chacun des paramètres fixés par l'utilisateur doit être expertisée afin de définir des protocoles dosimétriques en fonction de chaque localisation pour uniformiser les pratiques quel que soit l'utilisateur. Cela doit être accompagné de méthodes d'évaluation statistique des résultats, telle que la maîtrise statistique des procédés (MSP) qui permet de limiter les variations dans le temps. Une autre stratégie pour limiter la dépendance du résultat à l'opérateur est d'utiliser des méthodes inverses basées sur une optimisation multicritères<sup>118</sup>. Ces méthodes utilisent essentiellement les fronts de Pareto, elles intègrent l'influence mutuelle des différents objectifs et proposent des solutions offrant les meilleurs compromis entre l'ensemble des objectifs demandés. Yu propose dès 1997 l'application de ces méthodes à l'optimisation en RCMI<sup>119</sup>. Leur application au VMAT date de 2012 avec les travaux de Craft et al<sup>120,121</sup>. Ces méthodes permettent de limiter l'action de l'opérateur et surtout la boucle de ré-optimisation et d'évaluation qui peut être très consommatrice de temps. Mais elles sont encore très peu implémentées dans les TPS commercialisés.

En conclusion, l'utilisation combinée de la MSP et d'indices personnalisables définis a priori est à privilégier afin d'optimiser les doses reçues par les patients. Cela doit permettre de garantir le caractère optimal d'un plan dès la phase de mise en place d'une nouvelle technique mais aussi en phase de routine qui peut être accompagnée de dérives liées à la baisse de la vigilance des opérateurs. Ces outils permettent d'augmenter la connaissance de l'opérateur et les critères d'évaluation lors de la définition d'un plan de traitement en RCMI, et cela de façon personnalisée au patient. Cette méthode s'inscrit dans le contexte d'uniformisation des pratiques et celui plus global de l'assurance qualité des traitements.

### **III.3 Contrôle de qualité de l'exécution des plans dosimétriques de traitement sur l'accélérateur linéaire d'électrons**

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.

#### **III.3.1 Contrôle de la cohérence entre doses calculées et mesurées**

Les sociétés savantes nationales et internationales ont établies des recommandations en RCMI par faisceaux stationnaires pour le contrôle de la cohérence entre les doses calculées et les doses mesurées tant sur la méthode que sur les outils<sup>91,99,122</sup>. Dans cette partie nous discutons des éléments de la méthodologie de mesures issus de ces recommandations pour leur application au VMAT. Puis nous évaluons les facteurs d'influence sur le résultat de la

---



cohérence calcul-mesure en VMAT. Pour finir nous évaluons les performances d'un détecteur développé pour le VMAT, l'Octavius 4D de PTW, nous proposons une méthodologie pour sa validation au contrôle de la cohérence calcul-mesure des plans VMAT.

### III.3.1.1 Discussion sur les éléments de la méthodologie de contrôle

#### Contrôle de la dose absolue et relative

En RCMI, lors de la phase de mise en place de la technique deux types de contrôle sont classiquement effectués : un contrôle de la dose dit absolu et un contrôle dit relatif. La dosimétrie absolue est définie dans ce cas comme étant une mesure de la dose qui ne requiert pas d'ajustements ou de normalisations autres que ceux qui sont définis dans les protocoles de dosimétrie établis comme le rapport 398 de l'IAEA (International Atomic Energy Agency). Par opposition la dosimétrie relative s'applique aux mesures qui nécessitent une normalisation de la dose. Classiquement la dosimétrie absolue s'applique à la vérification de la dose ponctuelle et la dosimétrie relative s'applique à la vérification de la distribution de la dose en deux ou trois dimensions. Le point utilisé pour le contrôle de la dose absolue ou la normalisation des distributions de dose doit être choisi dans une région de dose homogène et élevée. Il est important de souligner qu'il existe une forte dépendance entre le résultat du contrôle et le point utilisé. Si le choix du point est couramment fait de manière manuelle et empirique, cela peut être automatisé afin de limiter la dépendance à l'utilisateur. Une méthode basée sur la cartographie 3D des gradients de dose, comme celle présentée par D. Low, permet d'automatiser ce choix <sup>123</sup>. Mais le choix du point est souvent limité par les possibilités de positionnement du détecteur dans le fantôme.

En VMAT, nous préconisons de conserver ces deux types de contrôle absolu et relatif lors de la mise en place de la technique.

#### Contrôle réalisé globalement et en détail

En RCMI par faisceaux stationnaires, une partie des contrôles est en pratique réalisée bras fixe, généralement à 0 degré, pour que l'axe du faisceau soit perpendiculaire au plan de mesure afin de limiter l'influence de la directivité de réponse du détecteur sur le résultat du contrôle. Cela est à proscrire dans le cas du VMAT. En effet en technique VMAT, l'irradiation est réalisée grâce à une variation conjointe des lames, du bras et du débit de dose, si un des paramètres de variation comme ici le bras est modifié, la délivrance de la dose n'est pas similaire à celle qui sera réalisée sur le patient. Le contrôle ne serait donc pas efficient pour détecter d'éventuels problèmes comme une mauvaise synchronisation entre les paramètres variables ou encore un effet de la gravité sur le déplacement des lames ou la délivrance du faisceau.

Les contrôles sont réalisés soit sur le plan dans sa globalité soit par éléments d'irradiation, faisceau par faisceau en RCMI par faisceaux stationnaires ou par portions d'arc en VMAT. Ces deux méthodes possèdent leurs avantages. Le contrôle du plan dans sa globalité et en rotation permet de combiner spatialement les éventuelles erreurs de dose. Le contrôle par éléments d'irradiation, par point de contrôle par exemple, est complémentaire au contrôle global et s'avère souvent essentiel pour identifier l'origine des écarts sur la cohérence calcul-mesure. En fonction de la méthode implémentée, globale ou par éléments d'irradiation, les erreurs éventuelles génèrent des différences sur les résultats de la cohérence calcul-mesure.

La figure 71 illustre cela pour la technique d'irradiation S&S. Les valeurs du gamma moyen sont en moyenne 23 % plus élevées pour un contrôle réalisé en global bras à 0° par rapport aux résultats obtenus pour un contrôle réalisé faisceau par faisceau. Les valeurs du gamma

moyen sont en moyenne 34 % plus élevées pour un contrôle réalisé en global et en rotation par rapport aux résultats obtenus pour un contrôle réalisé en global bras à 0°. Cela traduit une moins bonne cohérence calcul-mesure potentiellement due à la combinaison des erreurs. La dégradation de la cohérence calcul-mesure en rotation peut également être due à la directivité de réponse du détecteur ; ce point est discuté dans le paragraphe suivant.

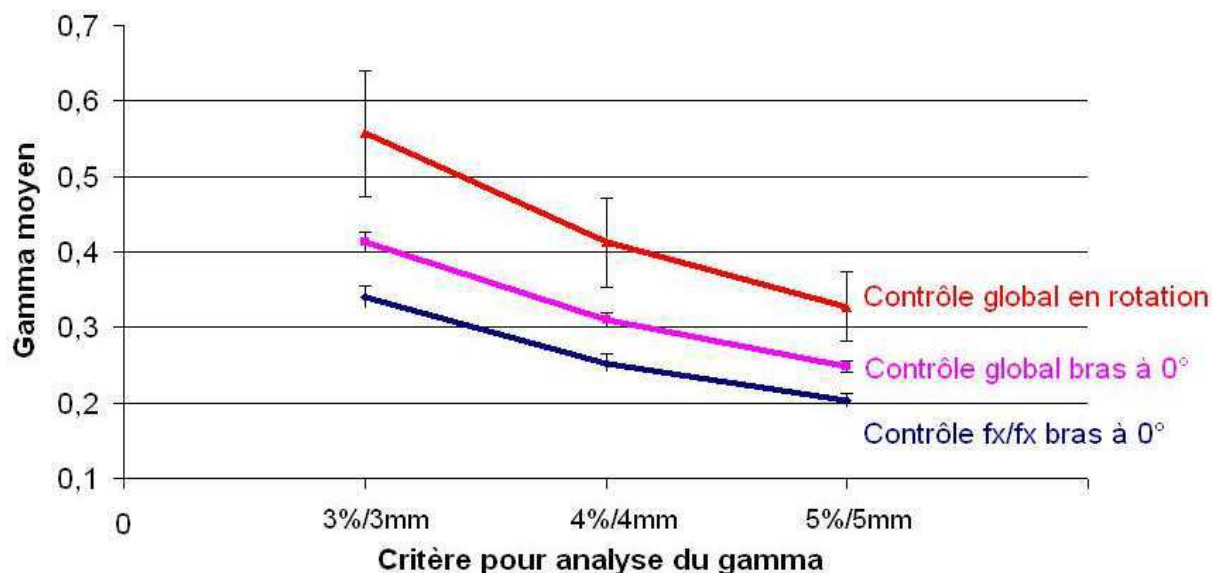


Figure 71 : Cohérence entre les doses calculées et les doses mesurées en fonction de la méthode de contrôle utilisée pour des plans S&S (valeur moyennes obtenues pour 4 cas ORL): en bleu contrôle réalisé faisceau par faisceau bras à 0°, en rose contrôle réalisé en global bras à 0° et en rouge contrôle réalisé en global en rotation.

#### Choix du milieu de mesure

Le fantôme est un des éléments majeurs de la chaîne de mesure et son choix doit être fait de manière pertinente. Un des premiers critères de choix est la flexibilité d'utilisation : il doit pouvoir supporter différents détecteurs ponctuels et planaires et le placement des détecteurs doit être flexible afin de s'adapter au type d'irradiation VMAT et aux gradients de dose générés. De plus la mise en place du fantôme doit être rapide, précise et reproductible. Concernant la géométrie du fantôme, elle va du plus simple, cubique, au plus complexe, anthropomorphe. Les fantômes anthropomorphes sont les plus adaptés pour la phase de mise en place d'une technique de traitement car ce sont les plus pertinents pour appréhender l'impact clinique de potentielles erreurs de cohérence calcul-mesure cumulées spatialement dans le cas de contrôle global des plans de traitement VMAT.

Le fantôme doit être constitué de matériaux équivalents à l'eau ou de densités électroniques connues. Dans tous les cas il est important de valider la justesse de l'algorithme de calcul de dose dans le fantôme avant de l'utiliser pour la validation de plan de traitement RCMI. En effet des écarts dus à la composition atomique du fantôme peuvent exister<sup>124</sup>.

Aucun fantôme ne possède tous les critères demandés, il est donc important d'avoir à sa disposition plusieurs fantômes du plus basique au plus complet afin de choisir celui qui s'adapte au mieux au contrôle à réaliser. Ainsi pour la mise en place du VMAT nous préconisons de commencer par réaliser des mesures dans un fantôme anthropomorphe adapté à la localisation traitée puis de passer à l'utilisation exclusive de fantômes avec des géométries plus simples, uniquement dans une phase de routine.

### Phase initiale et de routine

Concernant la fréquence des contrôles, deux phases doivent être distinguées : la phase initiale de mise en place de la technique et la phase de routine. Pendant la phase de mise en place, le contrôle des plans de traitement est systématique pour tous les patients et est idéalement réalisé hebdomadairement afin d'évaluer la reproductibilité des résultats. Pour assurer le suivi des résultats des contrôles dans le temps, nous recommandons la mise en place d'un outil de suivi statistique des données, comme la maîtrise statistique des procédés. Puis lorsque le processus de contrôle est stabilisé et qu'un haut degré de confiance en la technique est atteint, la technique entre dans la phase de routine. Il est alors possible de simplifier les contrôles spécifiques au plan de traitement. Une première simplification peut concerner la méthodologie de contrôle en réalisant un contrôle mixte des doses absolues et relatives. Il s'agit de les contrôler simultanément en réalisant un étalonnage en dose du détecteur utilisé pour le contrôle des distributions de dose (méthode décrite paragraphe III.1.1.3). Une autre simplification peut concerner leur fréquence, c'est-à-dire ne plus réaliser un contrôle systématique de la cohérence entre doses calculées et dose mesurées pour chaque patient. Cette simplification nécessite plusieurs précautions<sup>91,125</sup>. Tout d'abord il faut que cette décision soit basée sur une forte expérience de la technique et que le processus soit validé tant sur les résultats de cohérence que dans sa stabilité grâce à la maîtrise statistique des procédés. De plus il faut un renforcement du contrôle de chaque étape de la chaîne de traitement :

- La qualité du calcul de la dose dans le patient doit être vérifiée par un système de calcul indépendant,
- La qualité du transfert du plan doit être vérifiée entre le logiciel de planification, le système R&V et l'accélérateur linéaire d'électrons,
- La qualité de la délivrance du plan de traitement par l'accélérateur doit être vérifiée.

Ce contrôle prend deux niveaux :

- La vérification du fonctionnement général de l'accélérateur. Cela correspond à un renforcement des contrôles de l'accélérateur et du MLC dans leur type et leur fréquence. Un contrôle quotidien permettant de vérifier la stabilité de réponse de l'accélérateur en fonction de la variation combinée des trois paramètres variables en VMAT : déplacement des lames, rotation du bras et débit de dose, est alors indispensable,
- La vérification de la bonne exécution du plan dosimétrique de traitement par l'accélérateur linéaire d'électrons. C'est par exemple le contrôle de la fluence délivrée dont une méthode d'évaluation est présentée dans le paragraphe III.3.2.

De plus il est nécessaire de continuer à réaliser régulièrement le contrôle de cohérence calcul-mesure d'un plan de traitement afin de conserver la maîtrise de la méthode de contrôle et de maintenir à jour la maîtrise statistique des procédés. Ainsi Chiavassa et al continuent à réaliser hebdomadairement le contrôle d'un plan de traitement choisi aléatoirement sur chaque machine<sup>125</sup>.

#### III.3.1.2 Evaluation 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.

III.3.1.2.1 Influence de la méthodologie

III.3.1.2.1.a Outils d'analyse de la cohérence calcul-mesure

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<sup>91,126-128</sup> ; 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<sup>129</sup>. 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 72). La valeur du gamma est définie comme suit :

$$\Gamma(r_m, r_c) = \sqrt{\frac{\Delta D^2}{\Delta D_m^2} + \frac{\Delta r^2}{DTA^2}} \text{ et } \gamma(r_m) = \min\{\Gamma(r_m, r_c)\} \forall \{r_c\}$$

Avec :

-  $\Delta r = |r_m - r_c|$ ,

-  $r_m$  position du point mesuré

-  $r_c$  position du point calculé

-  $\Delta D = D_c(r_c) - D_m(r_m)$  différence entre la dose calculée  $D_c$  au point  $r_c$  et celle mesurée  $D_m$  au point  $r_m$ .

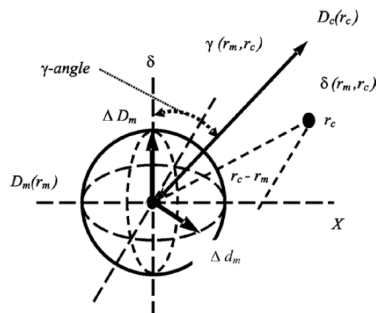


Figure 72 : Représentation de la valeur du gamma,  $\gamma(r_m, r_c)$ , et de l'angle du gamma selon le rapport n°9 de l'ESTRO .

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<sup>130</sup>.

III.3.1.2.1.b Optimisation des contrôles de la cohérence calcul-mesure

Plusieurs précautions doivent être prises pour utiliser le test du « gamma index ». Dans ce paragraphe, nous détaillons les principaux paramètres d'influence propres à la méthode du « gamma index ».

### Choix du DTA

En 2003, Low et Dempsey ont établi la règle de respecter un rapport minimum de 1/3 entre la résolution spatiale (RS) de la matrice évaluée et le DTA<sup>131</sup>. Nous avons vérifié que pour un même plan mesuré avec un film radiochromique (RS= 0,36 mm), le pourcentage de points acceptés au test du gamma index avec des critères de 2%/2 mm dans l'isodose 10 % était de 36 % lorsque la RS de la matrice calculée était de 2 mm, soit un rapport RS/DTA de 1, alors que ce nombre de point était de 90 % lorsque la RS de la matrice calculée était de 0,5 mm, soit un rapport RS/DTA de 1/4.

### Choix de l'écart en dose locale ou globale

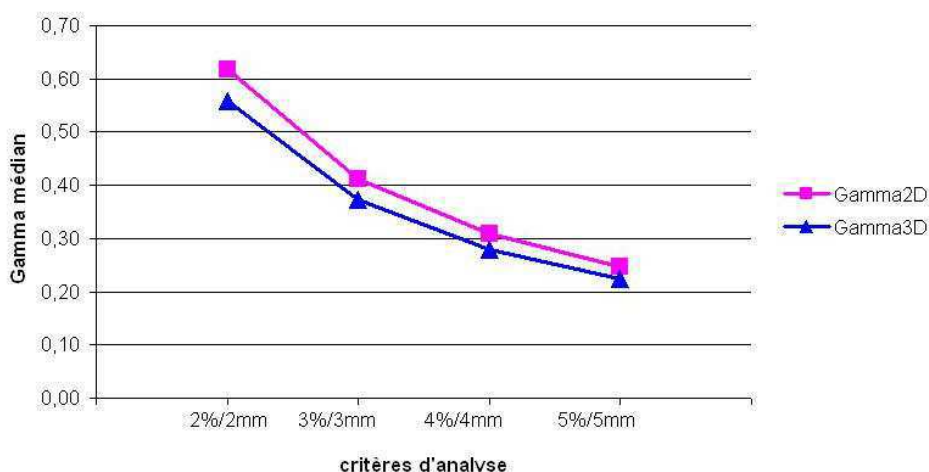
Le critère d'agrément en dose peut être défini comme un écart de dose calculé sur la dose locale ou comme un écart de dose calculé sur la dose globale comme par exemple la dose maximale. Nous avons constaté que pour un même plan, le pourcentage de points acceptés au test du gamma index avec des critères de 2%/2 mm dans l'isodose 10 % était de 98 % lorsque le critère de dose était défini sur la dose maximale alors que ce nombre de point était de 89 % lorsque le critère de dose était défini sur la dose locale. Les points échouant avec la méthode locale et non avec la méthode globale étaient situés dans des zones comprises ente 10 et 50 % de la dose. Ainsi la méthode locale est plus adaptée pour mettre en évidence des écarts au niveau des OAR.

### Choix du seuil d'analyse

Le choix du seuil d'analyse doit être basé sur deux critères : il doit être au moins égal au niveau de dose reçue par les organes critiques inclus dans les limites du champ d'irradiation et il doit prendre en compte la réponse du détecteur utilisé dans les zones de faibles doses.

### Choix du type de Gamma utilisé : 2D ou 3D

Si une des matrices évaluées est définie en 3D, le gamma index peut être calculé en 2D ou en 3D. Les figures 73 et 74 montrent l'influence d'un calcul 2D ou 3D. Nous montrons que la valeur du gamma médian est environ 9 % plus faible avec la méthode 3D par rapport à la valeur obtenue en 2D. Les différences majeures se localisent essentiellement dans les zones pour lesquelles les doses sont inférieures à 30 %.



**Figure 73 : Influence de la méthode de calcul 2D ou 3D du gamma index sur la valeur du gamma médian. Résultats moyens obtenus sur 4 patients traités en VMAT pour un cancer ORL.**

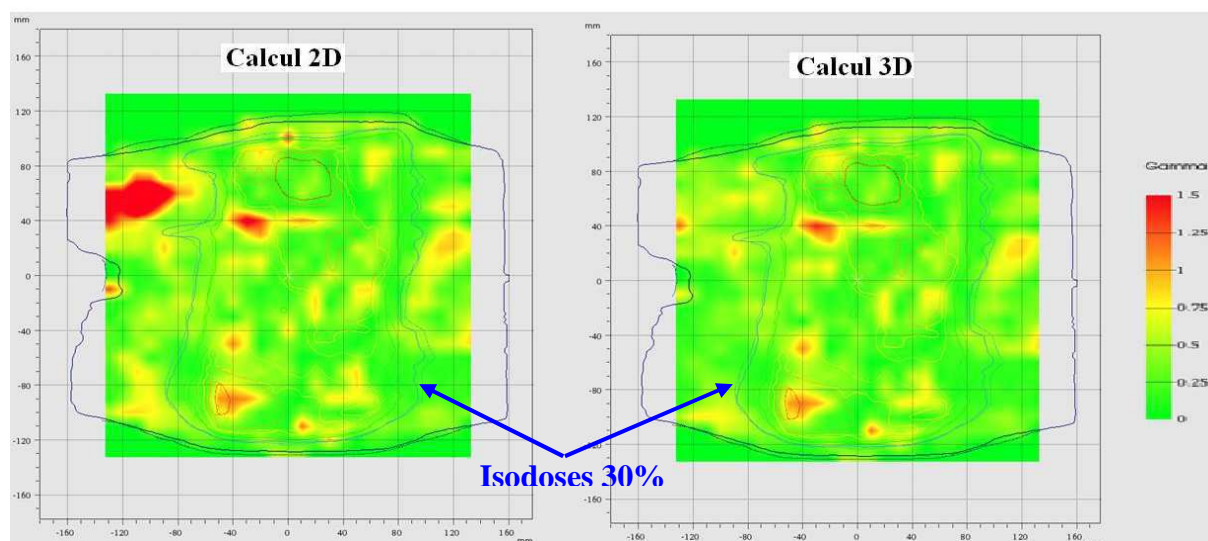


Figure 74: Cartes des valeurs des gammas calculés avec une méthode 2D à gauche et une méthode 3D à droite. Résultats obtenus pour un patient traité en VMAT pour un cancer ORL.

### III.3.1.2.2 Influence des détecteurs

L'objectif de cette partie est de présenter la variation des résultats de cohérence calcul/mesure en fonction de la chaîne de mesure utilisée dans le cadre de la validation de plans de traitement VMAT.

#### III.3.1.2.2.a Matériel et méthode

Trois chaînes de mesures sont étudiées :

- Une chaîne utilisant des films argentiques type EDR2 (Kodak) (résolution spatiale utilisée: 0,36 mm et taille zone sensible: 25,2 cm x 32 cm) insérés dans un fantôme octogonal type Octavius/PTW. Le logiciel d'analyse utilisé est Verisoft/PTW (version 4.1),
- Une chaîne utilisant une matrice de chambres d'ionisation type 2DarraySeven29/ PTW possédant 729 chambres dont le volume sensible est de 0,125 cm<sup>3</sup>. Les chambres sont réparties sur un plan avec une résolution spatiale de 1 cm centre à centre et la taille de la zone sensible est de 26 cm x 26 cm. La matrice est insérée dans un fantôme octogonal Octavius/PTW. Le logiciel d'analyse utilisé est Verisoft/PTW (version 4.1),
- Une chaîne utilisant une matrice de semi-conducteurs type Delta4/Scandidos possédant 1069 diodes dont le volume sensible est de 0,78 mm<sup>2</sup> x 0,05 mm<sup>2</sup>. Les diodes sont réparties sur deux plans orthogonaux avec une résolution spatiale de 0,5 cm sur la zone centrale (6 cm x 6 cm) et de 1 cm sur la périphérie. La zone sensible possède une longueur de 21 cm et un diamètre de 21 cm. Le logiciel d'analyse utilisé est spécifique au Delta4.

La comparaison porte sur des plans de traitement S&S et VMAT, réalisés sur des cas prostate (7 patients) et des cas ORL SIB (7 patients). L'évaluation de la cohérence calcul-mesure des plans est réalisée avec le test du gamma index (méthode locale) dans l'isodose 30 %.

#### III.3.1.2.2.b Résultats et discussion

La figure 75 montre les résultats de cohérence calcul-mesure obtenus pour les trois chaînes de mesure en technique S&S pour des cas prostate. La figure 76 montre les résultats de cohérence calcul-mesure obtenus pour les trois chaînes de mesure en technique VMAT pour des cas ORL SIB.

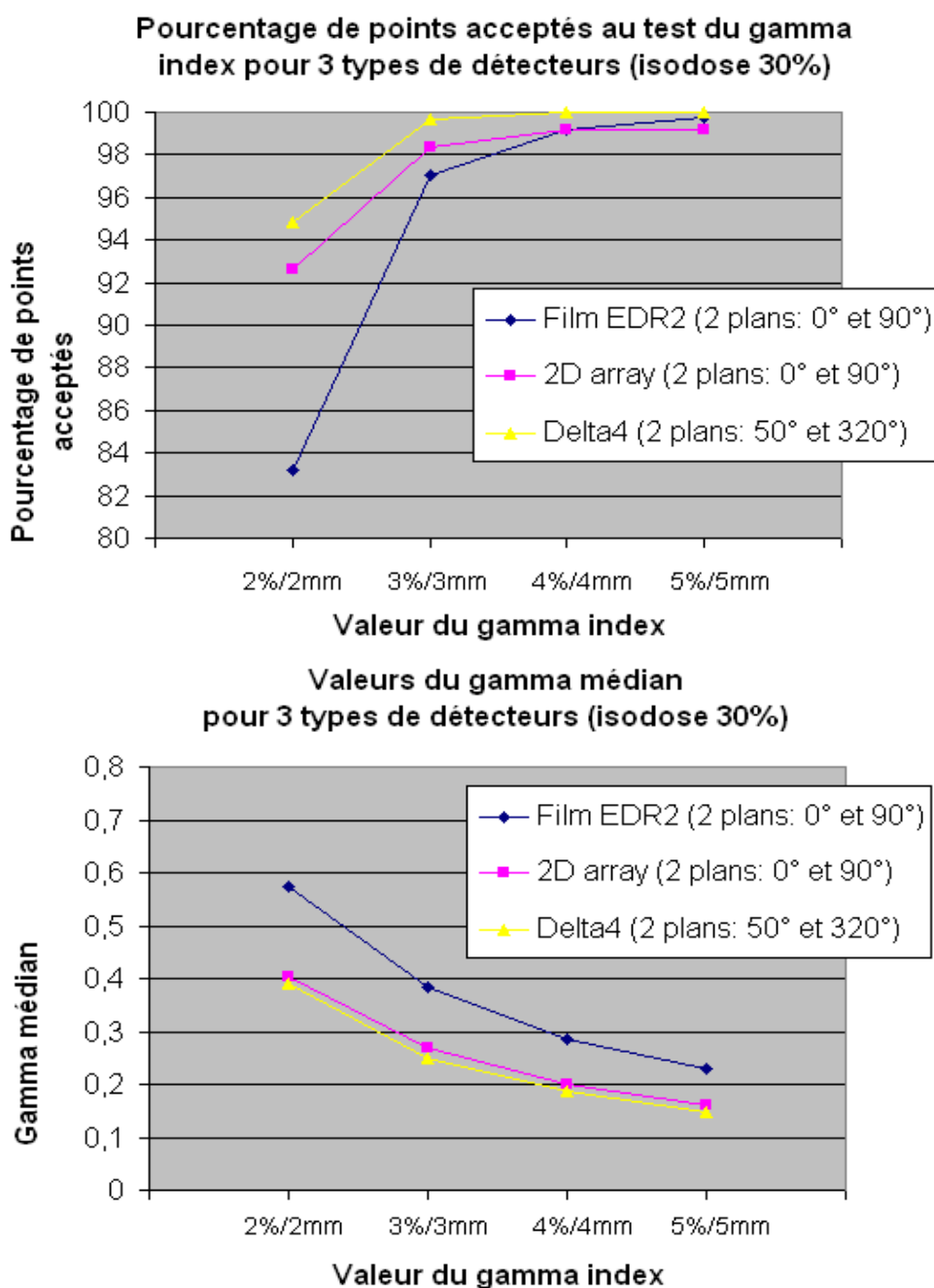
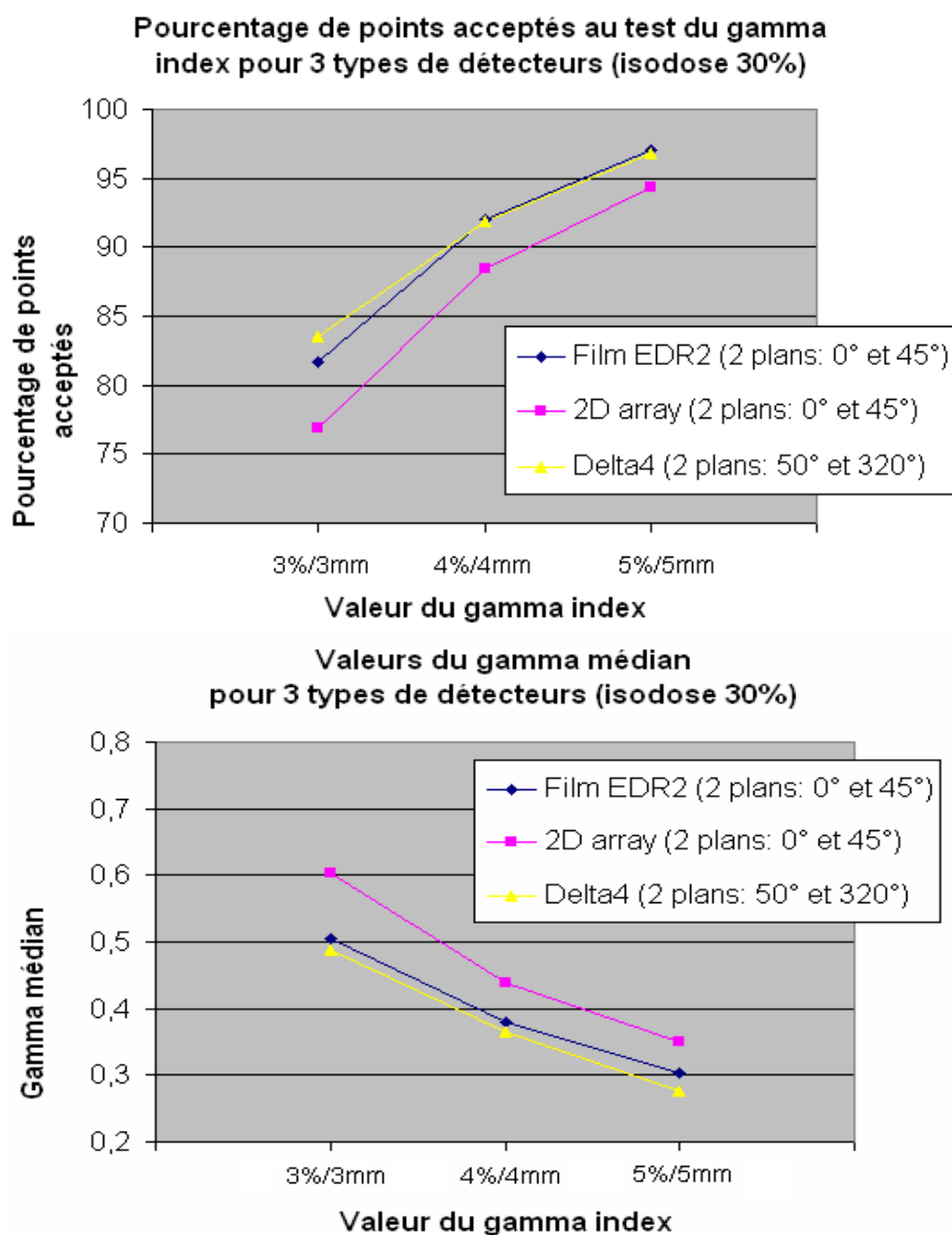


Figure 75 : Cohérence calcul-mesure obtenue en technique S&S pour des cas prostate (valeurs moyennes obtenues sur 7 patients) pour trois chaînes de mesure : films argentiques en bleu, matrice de chambre d'ionisation Octavius/PTW en rose et matrice de diodes Delta4 en jaune. Partie supérieure : pourcentage de points acceptés au test du gamma index ; partie inférieure : gamma médian.





**Figure 76 :** Cohérence calcul-mesure obtenue en technique VMAT pour des cas ORL SIB (valeurs moyennes obtenues sur 7 patients) pour trois chaînes de mesure : films argentiques en bleu, matrice de chambre d'ionisation Octavius/PTW en rose et matrice de diodes Delta4 en jaune. Partie supérieure : pourcentage de points acceptés au test du gamma index ; partie inférieure : gamma médian.

Pour les cas prostate en technique S&S, les écarts obtenus entre les trois détecteurs sur le pourcentage de points acceptés au delà de 3 %/3 mm sont inférieurs à 3 %. Pour le gamma médian, l'écart entre les deux multi-détecteurs, 2Darray/Octavius et le Delta4, est de 8 %. L'écart est en moyenne de 30 % entre le film et les deux multi-détecteurs.

Pour les cas ORL SIB en technique VMAT, les écarts obtenus entre les trois détecteurs sur le pourcentage de points acceptés au delà de 4 %/4 mm sont inférieurs à 4 %. Pour le gamma médian, l'écart entre le film et le Delta4 est de 5 % et l'écart entre le film et la matrice 2Darray/Octavius est de 15 %.

### III.3.1.2.2.c Discussion et conclusion

Dans ce travail nous avons constaté que les écarts observés pour l'évaluation de la cohérence calcul-mesure entre les différentes chaînes de mesure peuvent dépasser 10 %.

Il est difficile de conclure de façon universelle sur les différences de résultats obtenus entre détecteurs mais une grande partie des écarts entre détecteurs sont liés aux différences des caractéristiques intrinsèques des chaînes de mesures utilisées. En effet les détecteurs évalués ont des caractéristiques géométriques (résolution spatiale, forme du volume sensible, surface de mesure, morphologie du système), dosimétriques (sensibilité en dose, linéarité de réponse en dose, réponse en énergie, réponse en fonction du débit de dose, directivité de réponse, répétabilité et reproductibilité) et le cas échéant électroniques (cadence d'échantillonnage, temps mort, mouvement propre) variables<sup>132-134</sup>.

*Le travail présenté ci-dessus a fait l'objet d'une communication orale aux journées scientifiques de la SFPM de 2011 intitulée « Evaluation de trois chaînes de mesure : application à la validation dosimétrique des plans de traitement en RCMI : du « step and shoot » au VMAT ». Le résumé est fourni en annexe 7.*

### III.3.1.3 Evaluation des performances d'un détecteur spécifique au VMAT : Octavius 4D/PTW

Dans ce paragraphe nous présentons une méthode d'évaluation d'un détecteur développé pour le contrôle des plans VMAT, l'Octavius 4D/PTW. Il s'agit de vérifier l'aptitude du détecteur à donner des résultats de cohérence calcul-mesure exacts. La méthode que nous proposons est constituée de deux phases qui sont développées dans deux paragraphes distincts: une phase d'évaluation des caractéristiques intrinsèques du détecteur et une phase d'évaluation du système à détecter des erreurs sur des plans de traitement. Nous présentons des exemples de cohérence calcul-mesure obtenus avec l'Octavius 4D sur des séries de plans VMAT dans le dernier paragraphe.

#### III.3.1.3.1 Présentation de l'Octavius 4D

L'Octavius 4D est présenté figure 77. Il s'agit d'une matrice 2D de chambres d'ionisation type 2DarraySeven29 présentée précédemment, qui est insérée dans un fantôme cylindrique homogène motorisé. Le fantôme cylindrique est fait d'acrylique, sa densité est de  $1,05 \text{ g/cm}^3$ . La longueur du fantôme est de 34,3 cm et son diamètre est de 32 cm. Le système tourne de façon synchronisée avec le bras de l'accélérateur grâce à l'utilisation d'un inclinomètre fixé à l'accélérateur. Ceci permet de conserver une incidence du faisceau toujours perpendiculaire au détecteur plan inséré dans le fantôme.

Au moins une mesure de la distribution de dose planaire est réalisée pour chaque angle d'incidence du bras de l'accélérateur. Ces distributions de dose mesurées sont ensuite utilisées pour calculer la distribution de dose volumétrique. L'algorithme employé a été développé par PTW et utilise des courbes de rendement en profondeur pour la reconstruction de dose 3D. Les courbes sont mesurées pour différentes tailles du champ et pour chaque accélérateur et chaque énergie utilisée.

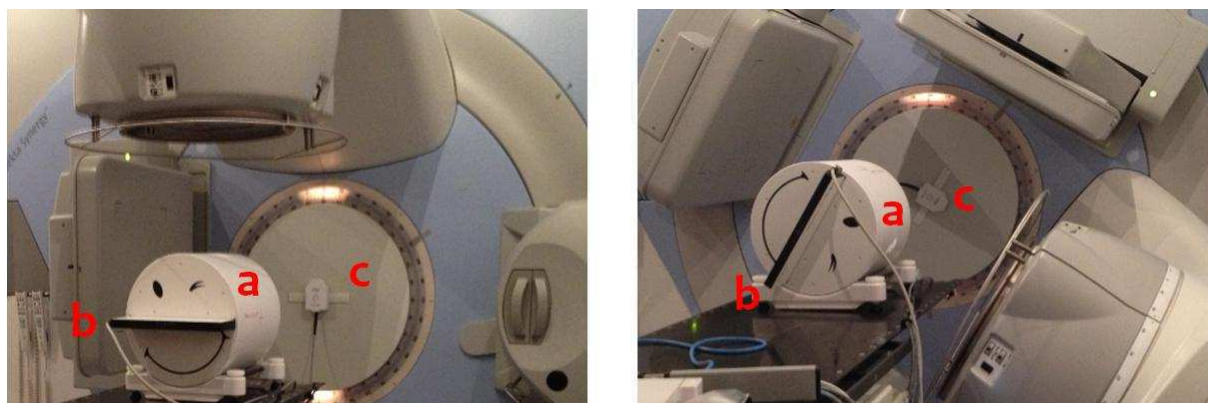


Figure 77 : Photographies du système Octavius 4D (PTW) constitué d'un fantôme cylindrique motorisé (a), d'une matrice de chambres d'ionisation (b) et d'un inclinomètre (c).

### III.3.1.3.2 Phase 1 : Caractérisation intrinsèque de l'Octavius 4D

#### Réponse en fonction du débit de dose

La réponse de la matrice en fonction du débit de dose a été évaluée en réalisant des acquisitions à différents débits : 25, 50, 100, 200 et 400 UM/min et pour des faisceaux de 6 MV à 400 UM et pour une taille de champ de 10 cm × 10 cm. Nous avons relevé la valeur de la chambre d'ionisation centrale. Les résultats montrent un écart-type de 0,54 % sur toute la gamme de débit de dose.

#### Réponse en fonction de la dose

La réponse de la matrice en fonction de la dose a été évaluée en réalisant des acquisitions à différentes doses : 1, 2, 3, 5, 10, 20, 50, 100, 200 et 400 UM et pour des faisceaux de 6 MV à 400 UM/min et pour une taille de champ de 10 cm × 10 cm. La figure 78 montre que la matrice répond de façon parfaitement linéaire.

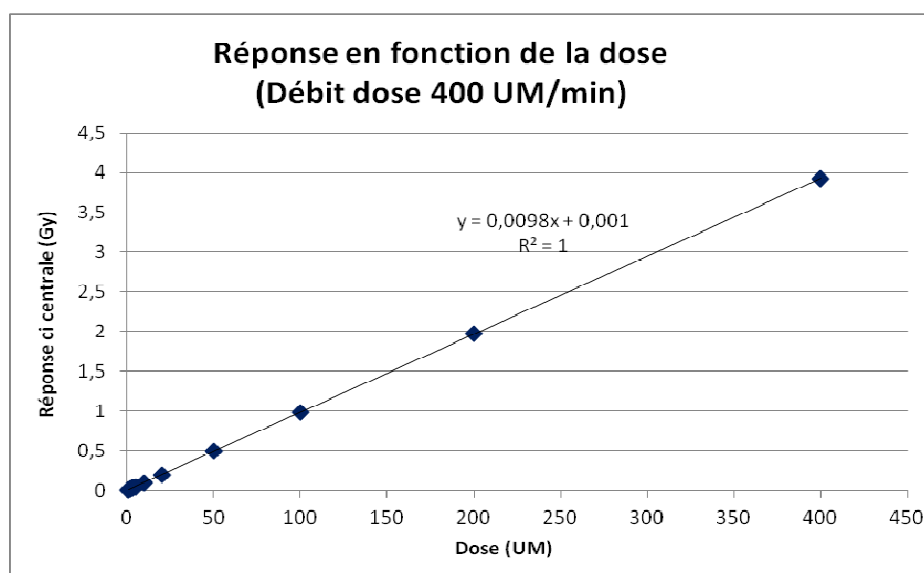


Figure 78 : Réponse de la chambre d'ionisation centrale de la matrice de l'Octavius 4D en fonction de la dose délivrée pour un débit de dose de 400 UM/min.

### Répétabilité et reproductibilité

Pour la mesure de la répétabilité, dix acquisitions ont été répétées dans les mêmes conditions pour un champ  $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$  en 6 MV. L'écart-type trouvé pour la répétabilité est de 0,05 % (figure 79 a). La reproductibilité incluant un repositionnement de tout le système avant chaque mesure a été évaluée pour ces mêmes champs simples (figure 79 b) mais aussi pour un plan de traitement VMAT (figure 80).

Pour la reproductibilité, la valeur de l'écart-type constaté est de 0,11 % pour le champ carré et de 0,4 % pour le plan VMAT. Il faut noter que les écarts mentionnés ici incluent également la reproductibilité de l'accélérateur lui-même.

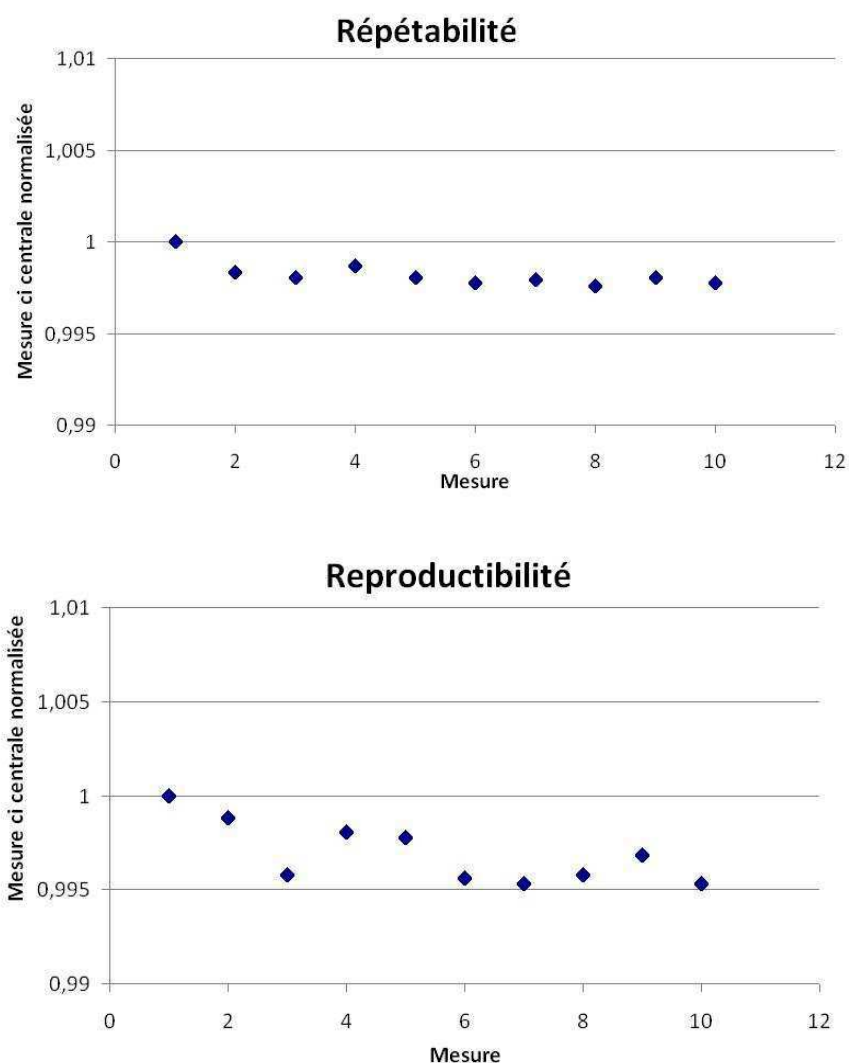


Figure 79 : (a) Répétabilité et (b) reproductibilité de l'Octavius 4D pour des champs homogènes ( $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$ ).

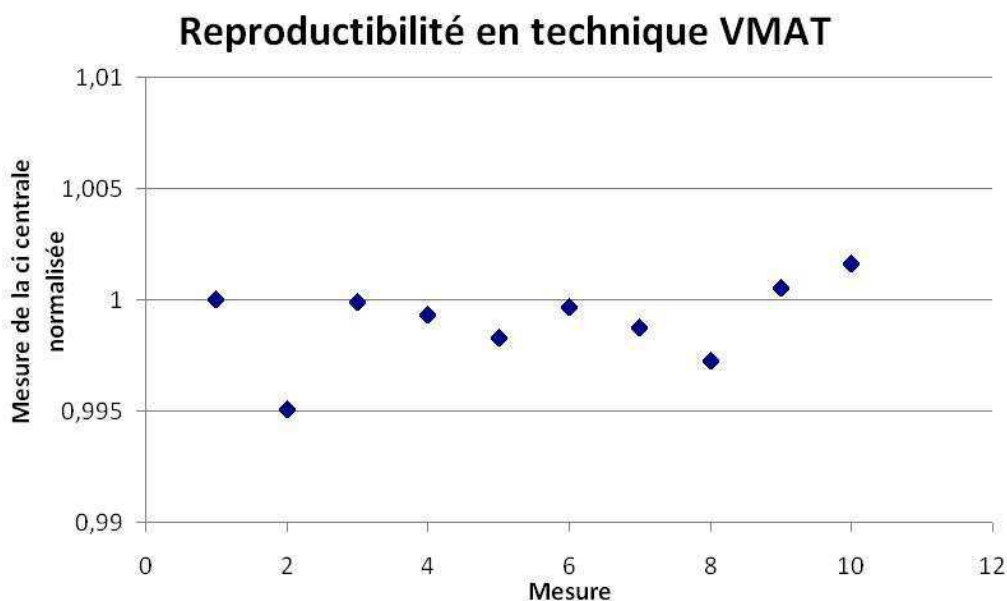


Figure 80 : Reproductibilité de l'Octavius 4D pour un plan de traitement en technique VMAT.

#### Dépendance de la taille du champ

Des mesures pour des tailles de champ comprises entre 3 cm × 3 cm et 24 cm × 24 cm ont été réalisées pour des faisceaux de 6 MV et de 18 MV. La mesure de la chambre centrale a été comparée à la valeur de dose calculée par le TPS à l'isocentre.

La figure 81 montre la réponse de la chambre d'ionisation centrale et la courbe issue du TPS en fonction de la taille de champ.

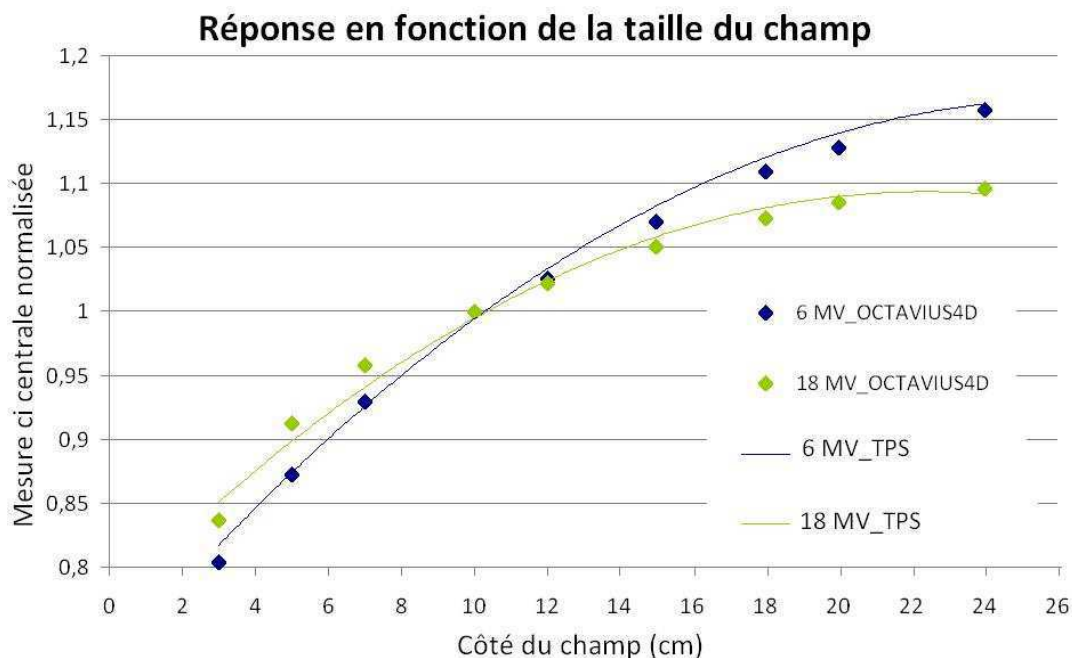


Figure 81 : Réponse en fonction de la taille de champ de l'Octavius 4D.

L'écart-type constaté pour la dépendance de la taille de champ obtenu pour l'Octavius 4D par rapport au résultat prédit par le TPS est de 0,34 % en 6 MV et de 0,27 % en 18 MV.

### Etalonnage en dose

Nous avons étalonné la matrice de chambres d'ionisation par rapport à la valeur calculée par le TPS dans les mêmes conditions. Le facteur nommé  $k_{user}$  a été calculé comme étant le rapport de la mesure centrale de la matrice des chambres d'ionisation et la valeur centrale calculée par le TPS. L'application de ce facteur à la mesure permet d'analyser les distributions de dose sans avoir à les normaliser en un point choisi arbitrairement. Cette calibration a été réalisée pour neuf tailles de champ comprises entre  $3\text{ cm} \times 3\text{ cm}$  et  $24\text{ cm} \times 24\text{ cm}$ . Nous avons réalisé cet étalonnage pour des faisceaux de 6 MV et de 18 MV. La valeur définie du facteur  $k_{user}$  correspond à la moyenne des valeurs obtenues pour les différentes tailles de champ soit 1,020 en 6 MV (écart-type de 0,42 % selon la taille du champ) et 0,989 en 18 MV (écart-type de 0,31 % selon la taille du champ).

### Asservissement de l'Octavius 4D à la rotation du bras

Pour évaluer l'asservissement de l'Octavius 4D à la rotation du bras de l'accélérateur, nous avons comparé les valeurs des angles mesurées par l'accélérateur à celles mesurées par l'Octavius 4D. Nous avons évalué la déviation obtenue pour des arcs délivrés avec une vitesse uniforme, pour cinq vitesses différentes et en sens horaire et antihoraire. Nous avons également évalué ses déviations pour trois plans de traitement VMAT qui sont délivrés avec une vitesse variable du bras et en sens horaire.

La figure 82 montre la déviation de l'Octavius 4D pour les arcs à vitesse uniforme dans les deux sens de rotation. Nous constatons un comportement différent selon le sens de rotation du détecteur : le détecteur est en avance par rapport au bras dans le sens horaire et est en retard dans le sens antihoraire. Pour les plus grandes vitesses, la déviation est plus importante dans le sens horaire que dans le sens antihoraire alors que pour les plus faibles vitesses la déviation est plus importante dans le sens antihoraire que dans le sens horaire. Pour une vitesse de  $\sim 2,6\text{ }^\circ/\text{s}$ , elle est en moyenne de  $-2,5^\circ$  en sens horaire et de  $2^\circ$  en sens antihoraire. De plus, plus la vitesse est importante plus la déviation est importante. En sens horaire, la déviation moyenne passe de  $-0,5^\circ$  pour  $0,65^\circ/\text{s}$  à  $-4,2^\circ$  pour  $3,99\text{ }^\circ/\text{s}$ .

Pour des plans VMAT, la déviation entre l'inclinomètre de l'Octavius 4D et l'accélérateur est montrée dans la figure 83. Nous voyons un retard de l'inclinomètre par rapport au bras pour les plans VMAT en sens horaire tout comme ce qui a été constaté précédemment. Cependant les valeurs obtenues ne suivent pas la courbe obtenue pour des vitesses du bras uniforme représentée par la ligne noire. Cela peut s'expliquer par la rotation du bras à vitesse variable en VMAT ce qui peut faire apparaître en particulier un effet d'inertie de l'Octavius 4D. Pour ces plans, environ 80 % des points sont dans l'intervalle de  $[0^\circ; -2,5^\circ]$  et la déviation maximale est de  $-5^\circ$  tout comme ce qui a été évalué précédemment.

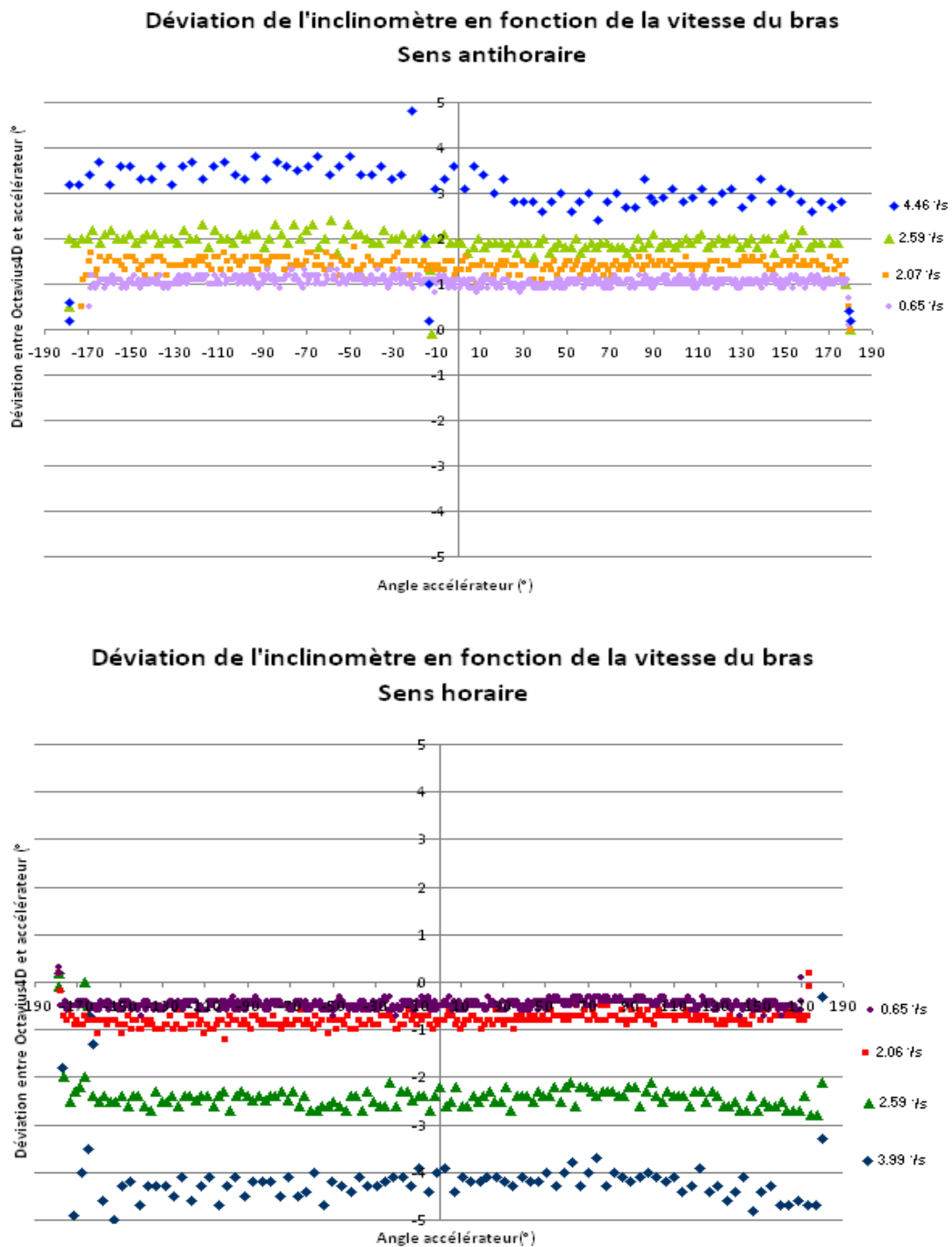
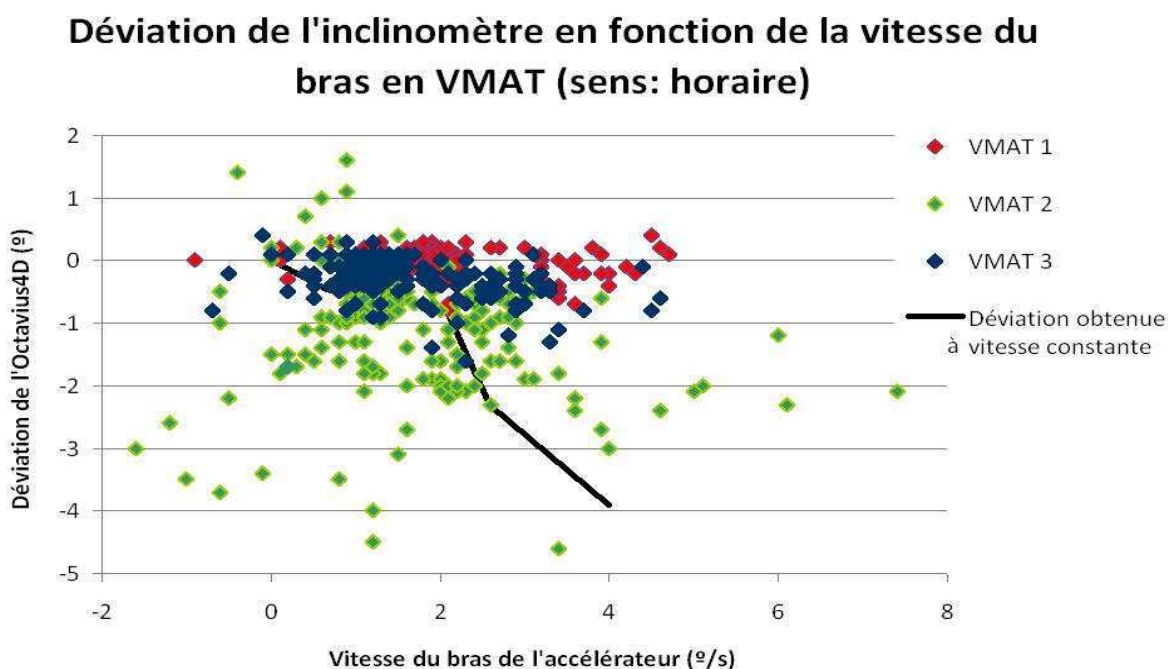


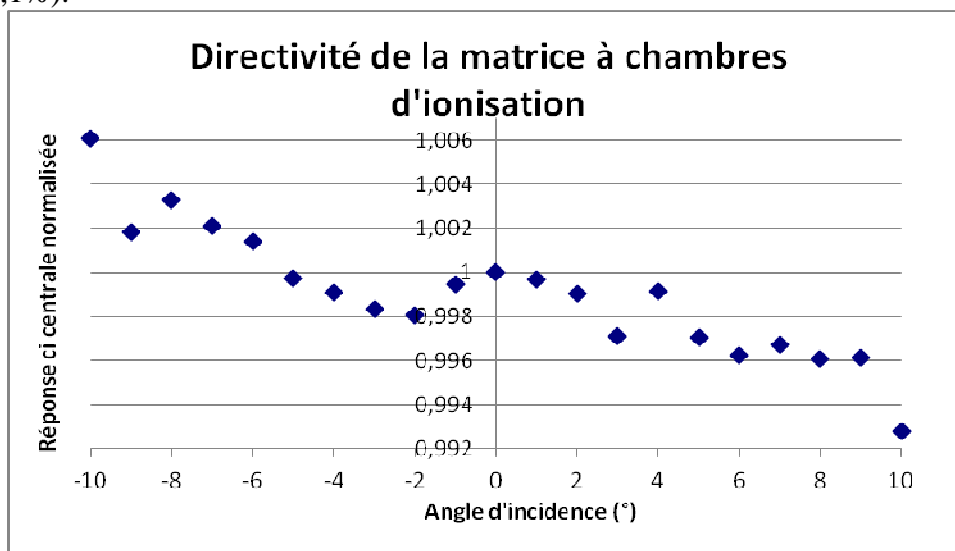
Figure 82 : Déviation entre l'angle mesuré par l'inclinomètre de l'Octavius 4D et l'angle du bras fourni par l'accélérateur en fonction de la vitesse du bras et du sens de rotation pour des arcs à vitesse uniforme (déviaton > 0 : Octavius 4D en avance par rapport au bras de l'accélérateur).





**Figure 83 :** Déviation de l’inclinomètre de l’Octavius 4D par rapport à l’accélérateur pour des plans de traitement VMAT (vitesse du bras variable et sens horaire).

Afin d’évaluer l’impact dosimétrique généré par la déviation de l’Octavius 4D par rapport à l’angle réel du bras de l’accélérateur, nous avons mesuré la directivité de réponse du système. Nous voyons sur la figure 84 qu’entre  $+2^\circ$  et  $-5^\circ$ , la déviation est au maximum de 1% (écart-type de 0,1%).



**Figure 84 :** Directivité de réponse de la matrice de chambres d’ionisation PTW.

#### III.3.1.3.3 Phase 2 : Capacité de l’Octavius 4D à la détection d’erreurs

Pour évaluer la capacité de l’Octavius 4D à détecter des erreurs, nous avons réalisé des séries de mesures sur des plans de traitement (type RCMi S&S prostate utilisant cinq faisceaux de 18 MV) dans lesquels des erreurs ont été introduites. L’analyse de cohérence a été faite selon deux méthodes: une normalisation à l’isocentre et en appliquant le facteur d’étalonnage en dose défini précédemment ( $K_{user}$ ). La cohérence calcul-mesure a été réalisée avec le test du

gamma index avec des critères d'agrément de 2 % en dose locale et de 2 mm et dans l'isodose 30 %. Plus une erreur est détectée par le système plus le pourcentage de points acceptés au test du gamma index est faible. Nous avons tracé une droite reliant le pourcentage de points acceptés à l'amplitude de l'erreur générée. Plus la valeur absolue du coefficient directeur de cette droite est élevée, plus la détectabilité de l'erreur par le système est bonne.

### Erreur sur le positionnement des lames du MLC

Les amplitudes des erreurs générées sur le positionnement des lames sont de 2, 3, 4 et 5 mm dans le sens d'ouverture pour une seule lame du MLC et pour un banc complet de lames pour tous les segments et faisceaux du plan de traitement. Les résultats sont présentés figure 85.

Lorsque l'erreur est générée sur une seule lame, les coefficients directeurs obtenus pour les deux méthodes sont proches de 0. L'erreur d'une seule lame n'est pas détectable quelle que soit la méthode. Alors que lorsque l'erreur concerne un banc complet, le coefficient directeur de la droite est de -12 avec l'Octavius 4D étalonné en dose et de -6 avec l'Octavius 4D normalisé à l'isocentre. Ainsi dans le cas du déplacement d'un banc de lames, le potentiel de détection de l'Octavius 4D étalonné en dose est supérieur à celui de l'Octavius 4D normalisé à l'isocentre.

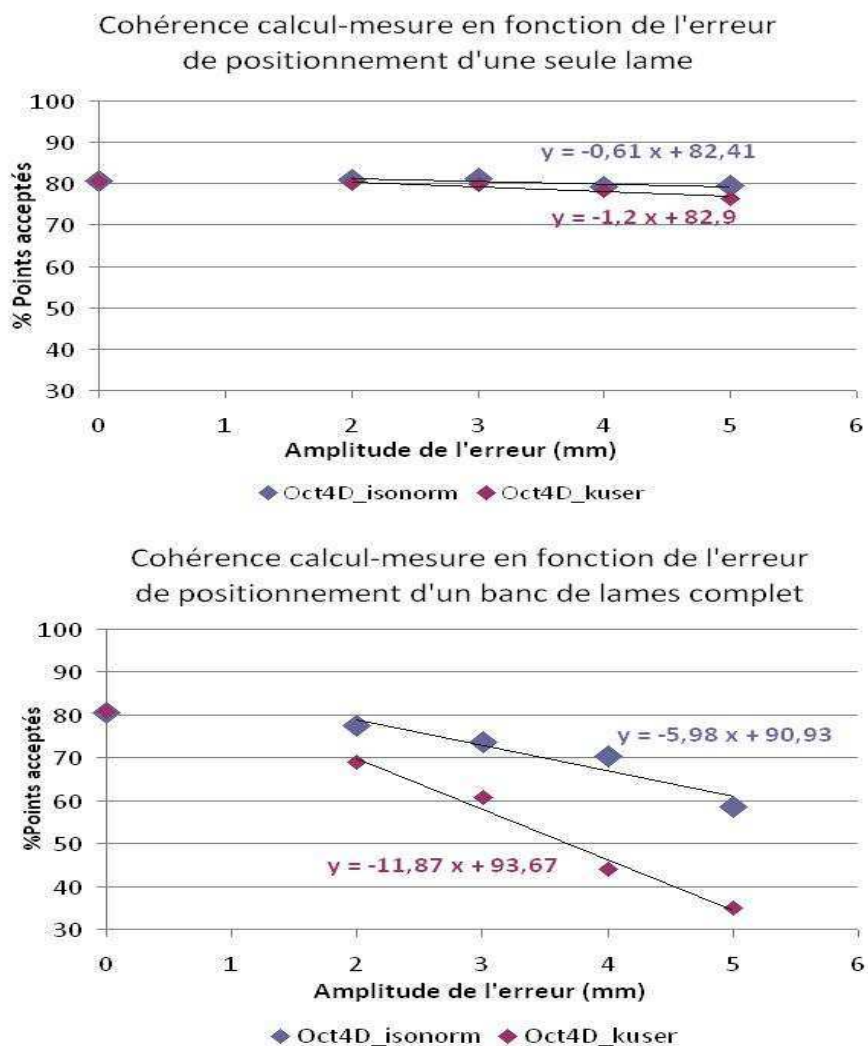


Figure 85 : Pourcentage des points acceptés au test du gamma index (critères : 2 %/2 mm ; isodose 30%) en fonction de l'amplitude de l'erreur générée sur le positionnement d'une seule lame (haut) et d'un banc de lames complet (bas). Mesures réalisées avec l'Octavius 4D.

Erreur sur le positionnement du bras de l'accélérateur

Les amplitudes des erreurs générées sur le positionnement du bras sont de 2, 3, 4 et 5 ° dans le sens horaire pour un seul faisceau sur cinq et pour tous les faisceaux du plan de traitement. Les résultats sont présentés figure 86.

Lorsque l'erreur est générée sur un seul faisceau, la valeur absolue du coefficient de la droite est toujours inférieur à 1 ce qui montre que l'erreur n'est pas détectée. Alors que dans le cas d'une erreur sur tous les faisceaux, le coefficient est d'environ -4 pour les deux méthodes.

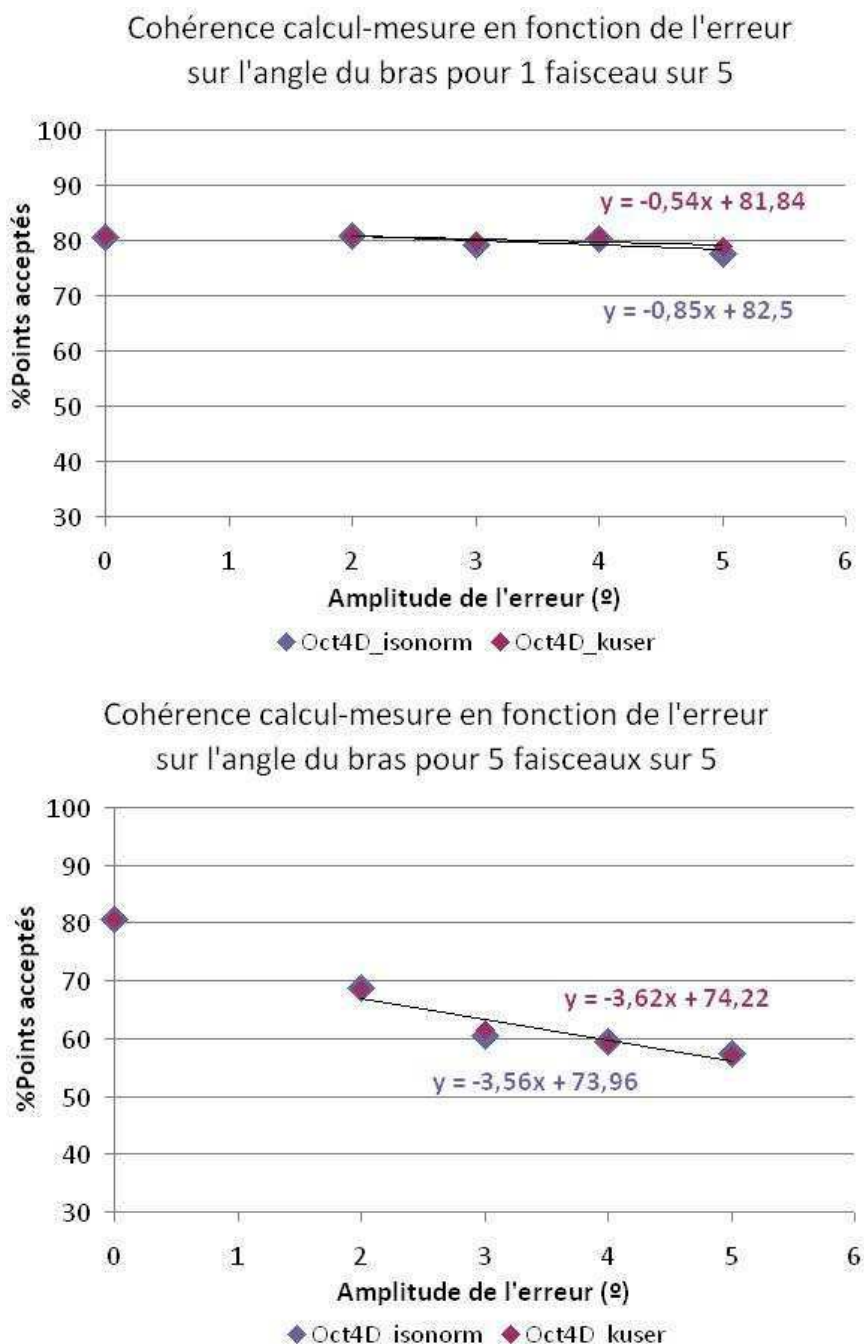


Figure 86 : Pourcentage des points acceptés au test du gamma index (critères : 2%/2mm ; isodose 30%) en fonction de l'amplitude de l'erreur générée sur le positionnement du bras pour 1 faisceau sur 5 (haut) et pour 5 faisceaux sur 5 (bas). Mesures réalisées avec l'Octavius 4D.

Erreur sur l'angle du collimateur

Les amplitudes des erreurs générées sur l'angle du collimateur sont de 2, 3, 4 et 5 ° dans le sens horaire pour un seul faisceau sur 5 et pour tous les faisceaux du plan de traitement. La figure 87 montre que la valeur absolue du coefficient de la droite est toujours inférieure à environ 1 ce qui montre que ce type d'erreur n'est pas détecté.

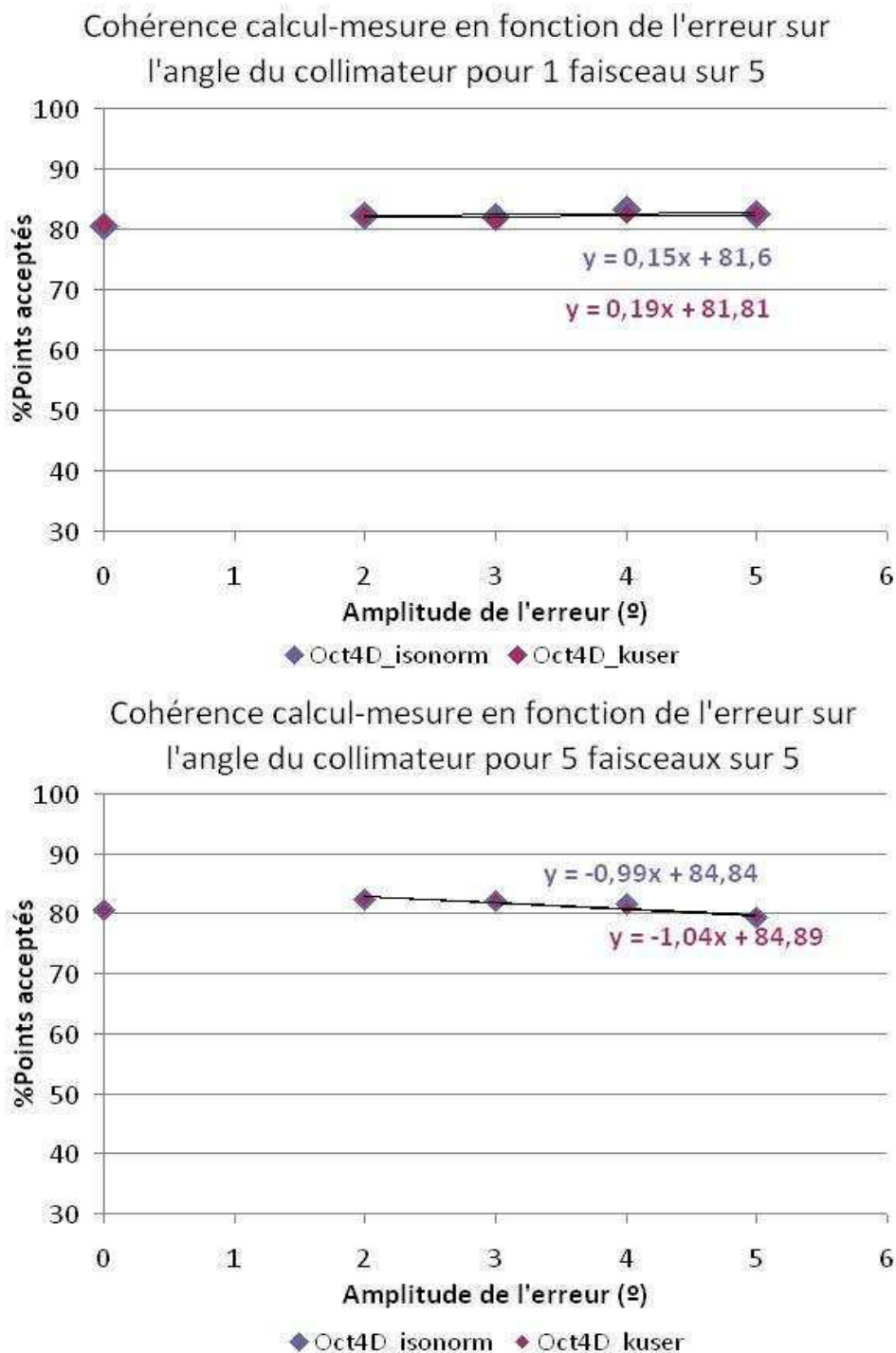
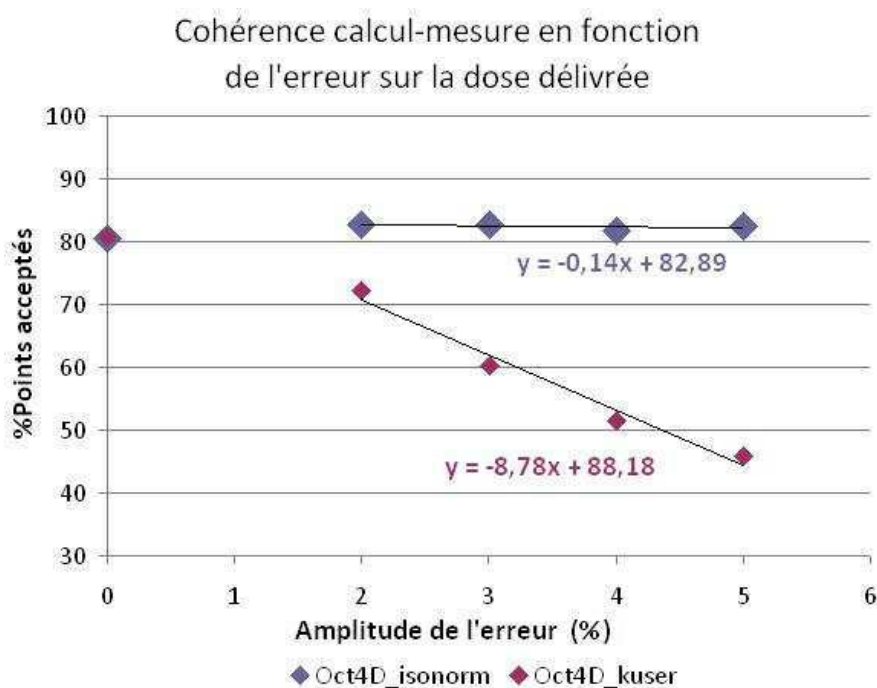


Figure 87 : Pourcentage des points acceptés au test du gamma index (critères : 2 %/2 mm ; isodose 30%) en fonction de l'amplitude de l'erreur générée sur l'angle du collimateur pour 1 faisceau sur 5 (haut) et pour 5 faisceaux sur 5 (bas). Mesures réalisées avec l'Octavius 4D.

### Erreur sur la dose délivrée

Les amplitudes des erreurs générées sur la dose délivrée sont de + 2, 3, 4 et 5 % de la dose totale. Les résultats sont présentés figure 88. La valeur absolue du coefficient directeur de la droite pour l'Octavius 4D normalisé à l'isocentre est inférieur à 1 ce qui montre que l'erreur n'est pas détectée. Alors que pour l'Octavius étalonné en dose le coefficient est de -9. Cela prouve que le fait de normaliser les distributions de dose masque des défauts potentiels sur la dose. Ainsi la possibilité de calibrer l'Octavius 4D en dose correspond à un réel avantage.



**Figure 88 : Pourcentage des points acceptés au test du gamma index (critères : 2%/2mm ; isodose 30%) en fonction de l'amplitude de l'erreur générée sur la dose délivrée. Mesures réalisées avec l'Octavius 4D.**

#### III.3.1.3.4 Application à des cas cliniques

Les plans choisis sont 8 plans de traitement patients ORL et 20 plans de traitement patients prostate en 18 MV avec les caractéristiques suivantes : 1 arc pour les plans prostate avec une discrétisation de l'arc par le TPS de 4° et 2 arcs pour les plans ORL avec une discrétisation de l'arc par le TPS de 2°. L'analyse des résultats de la cohérence calcul-mesure sera faite pour les plans coronal, sagittal et transversal passant par l'isocentre ainsi que pour la mesure globale (outil 4D). Un étalonnage en dose du système est effectué.

Les figures 89 et 90 montrent les résultats de cohérence entre les doses calculées et les doses mesurées avec l'Octavius 4D pour des cas prostate et ORL respectivement.

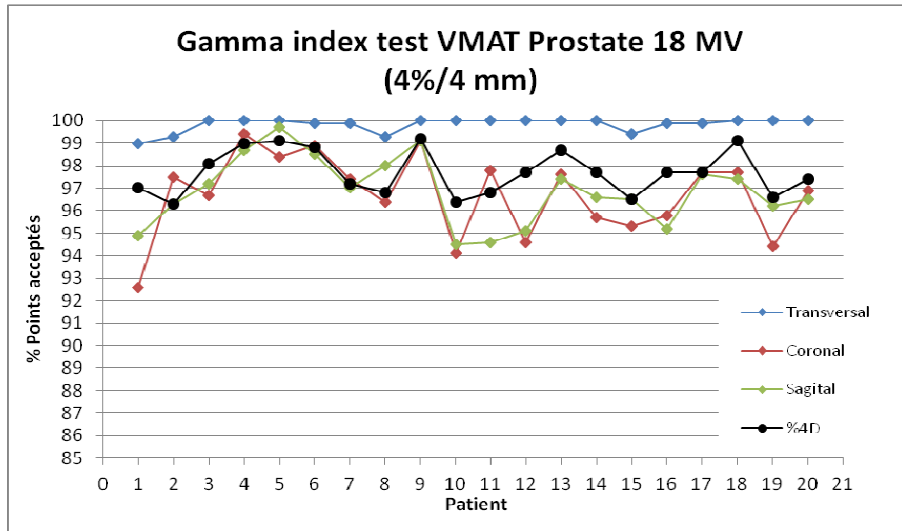


Figure 89 : Pourcentage de points acceptés au test du gamma index pour 20 cas prostate mesurés avec l’Octavius 4D.

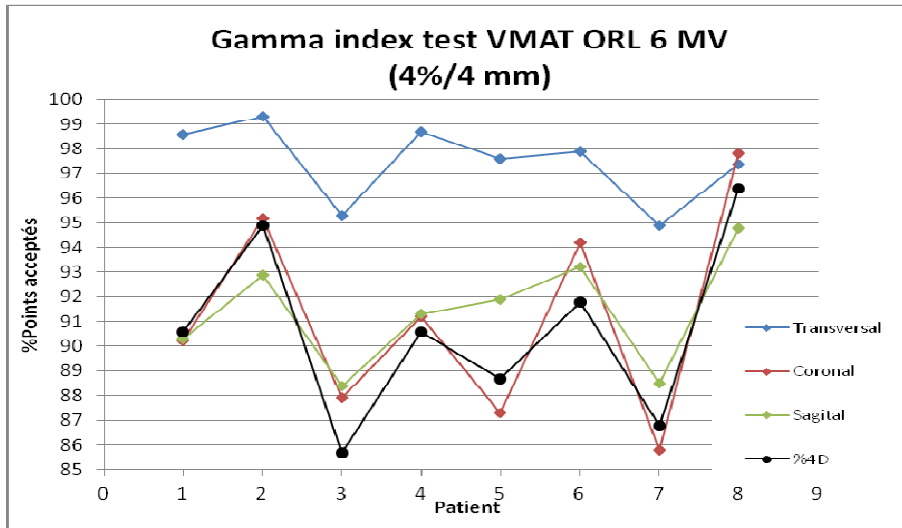


Figure 90 : Pourcentage de points acceptés au test du gamma index pour 8 cas ORL SIB mesurés avec l’Octavius 4D.

En technique VMAT, les résultats obtenus sont compris entre 85,7-99,3 % pour les plans ORL et entre 92,6-100% pour les plans prostate. Les critères de validation du plan de traitement dans ces conditions de mesure sont de 90 % des points acceptés au « gamma index test ». En prostate, tous les plans de traitement seraient validés par contre, en ORL, certains plans nécessiteraient une analyse approfondie pour connaître en particulier la localisation spatiale des erreurs et donc leur importance clinique.

Nos résultats sont similaires à ceux obtenus par S.Stathakis et Al. <sup>[21]</sup> 87,7-99,5% des points acceptés pour des plans mesurés avec l’Octavius 4D. Par contre notre comparaison est limitée par le manque de précision concernant leurs conditions d’analyse, le type de plan traitement et l’accélérateur utilisé.

### III.3.1.3.5 Discussion et conclusion

Afin de synthétiser l’influence des caractéristiques intrinsèques du système sur la précision de mesure de plans VMAT, le tableau 36 détaille les incertitudes estimées de l’Octavius 4D et

l'incertitude type composée relative. Deux types d'incertitudes peuvent être définis : les incertitudes de type A obtenues à partir de l'analyse statistique d'une série de valeurs mesurées obtenues dans des conditions définies et les incertitudes de type B obtenues par tout autre moyen, par exemple à partir d'une fonction de densité de probabilité supposée <sup>135</sup>.

**Tableau 36 : Valeurs des incertitudes de mesure du détecteur et incertitude composée relative.**

Incertitude	Type A	Type B
Dépendance de la dose	0,09 %	
Dépendance du débit de dose	0,54 %	
Répétabilité	0,05 %	
Reproductibilité	0,11 %	
Calibration croisée	0,42 %	
Dépendance taille du champ	0,34 %	
Directivité	0,15 %	
$K_{Co60-ci}$		1,50 %
$K_{Ci}$ centrale-cinon centrales		0,50 %
<b>Incertitude type composée relative</b>	<b>1,77 %</b>	

L'évaluation des caractéristiques intrinsèques du système Octavius 4D et des incertitudes liées montrent une adéquation de l'Octavius 4D à son utilisation dans le cadre du contrôle des plans de traitement type VMAT. Cependant afin de certifier la stabilité de cette adéquation, il est nécessaire que cette évaluation qui correspond à un contrôle initial du système et qui permet d'établir des références de fonctionnement optimal de la chaîne de mesure soit accompagnée de contrôles périodiques afin de vérifier la constance de réponse de la chaîne de mesure.

L'Octavius 4D est performant pour détecter des erreurs sur un banc de lames, sur la dose et sur le bras, de plus sa capacité à détecter les erreurs est supérieure lorsqu'une calibration en dose lui est appliquée. Cependant afin de définir les limites de détection de l'Octavius 4D, des séries de mesures complémentaires seraient nécessaires.

Les deux séries de tests que nous avons proposées nous ont permis de vérifier l'adéquation du système pour la vérification des plans VMAT et de définir sa capacité à détecter des erreurs. Ainsi ces tests permettent à l'utilisateur de valider l'utilisation et de connaître les limites des nouveaux systèmes spécifiques au VMAT qui en raison de leur géométrie ou des reconstructions volumétriques des données ne sont souvent pas directement comparables à d'autres systèmes de mesures éprouvés.

### III.3.2 Contrôle de la fluence délivrée en cours du traitement

Dans cette partie le contrôle de la qualité de la réalisation du plan de traitement est ciblé sur l'accélérateur et en particulier le MLC. Il s'agit de vérifier la précision de la réalisation du plan de traitement en comparant les paramètres réalisés par l'accélérateur à ceux attendus. Cette question existait déjà en RCMi par faisceaux stationnaires type SW mais elle est devenue primordiale en VMAT du fait du mode de délivrance nécessitant une synchronisation de très nombreux paramètres par l'accélérateur.

L'objectif de ce travail était de développer une méthode permettant d'analyser les écarts par rapport à la consigne des paramètres machine (paramètres mécaniques et dosimétriques) pour connaître le comportement de l'accélérateur et sa précision au cours de la réalisation d'un plan délivré en technique VMAT. Cela fait l'objet du premier paragraphe. Dans un deuxième paragraphe, nous montrons le potentiel de cette méthode en donnant des exemples



d'application: il a s'agit d'évaluer les écarts de « fluence » en fonction des caractéristiques intrinsèques de l'accélérateur, en fonction des contraintes imposées à l'accélérateur et d'évaluer la reproductibilité de la réalisation des plans VMAT pour un même plan.

### III.3.2.1 Description du matériel et de la méthode proposée

Les paramètres accélérateurs attendus lors de la délivrance du plan de traitement correspondent aux paramètres balistiques définis lors de l'étape de planification. Le fichier DICOM RT plan est le fichier de référence contenant les paramètres de la balistique de traitement. Il est généré par le logiciel de planification et est transmis au R&V. En VMAT, ce fichier contient le détail de chaque arc discrétisé en point de contrôle (CP). Un CP est défini par la position du bras correspondant, les positions des lames du collimateur et des mâchoires et le pourcentage d'UM associé. En VMAT, le mode de délivrance du plan par l'accélérateur est dynamique alors que pour le TPS un arc VMAT est défini comme une série de faisceaux fixes correspondant aux CP. Ainsi comme décrit dans la partie I.2.2, l'accélérateur recevant un plan type VMAT réalise une interpolation linéaire de tous les paramètres entre deux CP.

#### III.3.2.1.1 Accélérateurs et paramètres réalisés

Dans cette étude, les accélérateurs Elekta utilisés sont des accélérateurs type Synergy associés à un collimateur MLCi2 et pilotés par le système de contrôle Desktop version 7.01. Pour ce type d'accélérateur, toutes les données numériques de l'accélérateur, appelées « items », sont accessibles par l'utilisateur. Un outil disponible en mode service offre la possibilité de suivre les items voulus en fonction du temps ou d'un autre item et de les récupérer par un fichier généré au format xml. Dans cette étude nous avons suivi les items principaux en fonction de l'item position du bras qui sont: le débit de dose, le nombre d'UM cumulatif, la position de chacune des quatre mâchoires, la position de chacune des 80 lames. Pour la création de ce fichier par l'accélérateur, la fréquence d'échantillonnage des paramètres est de 4 Hz.

#### III.3.2.1.2 Méthode d'analyse : logiciel d'analyse et calcul des écarts

Pour comparer le fichier de référence Dicom RT plan et le fichier généré par l'accélérateur un outil logiciel a été développé sous Matlab (version 7.14). Cet outil permet tout d'abord de visualiser les variations des paramètres machine au cours du traitement, et de confronter les paramètres réalisés avec les paramètres attendus. L'écart obtenu est défini comme étant la différence entre le paramètre réalisé et le paramètre attendu, il est calculé à chaque CP correspondant à un angle de bras  $\theta$  :  $\delta X_\theta = (X_{\text{réalisé } \theta} - X_{\text{planifié } \theta})$ . Pour pondérer l'impact d'une erreur, l'écart d'un paramètre à un CP est rapporté à la valeur moyenne du paramètre sur

l'ensemble de l'arc :  $X_\theta = \frac{\delta X_\theta}{X_{\text{moyenne}}}$  avec  $X_{\text{moyenne}} = \frac{1}{N} \sum X_\theta$ .

Un estimateur de la fluence délivrée a été défini comme étant le produit de l'air du champ d'irradiation, délimité par les lames et les mâchoires, et du nombre d'UM associé. Les résultats des écarts sont présentés sous forme de diagramme de Tukey. Ce type de représentation permet de visualiser la dispersion des données grâce à la représentation simultanée de la médiane représenté par le trait central, du premier et du troisième quartiles dont l'intervalle entre ces deux quartiles regroupe 50% des données, appelé Inter Quartile Range (IQR) celui-ci est représenté par le rectangle central, des moustaches inférieures et supérieures regroupant environ 99 % des valeurs, l'intervalle entre ces deux moustaches équivaut à trois fois l'IQR, et des valeurs extrêmes représentées par un losange.

### III.3.2.2 Exemple d'application de la méthode proposée

Plusieurs séquences de déplacements de lames ont été étudiées, certaines ont été réalisées à partir d'objets test et d'autres à partir de données cliniques réelles. Les objets tests utilisés ont été définis sur le modèle de ceux proposés par le groupe de travail 119 de l'AAPM<sup>136</sup>. Deux objets tests ont été réalisés à partir d'un fantôme parallélépipède (dimensions : 20 cm × 30 cm × 20 cm) dans lequel des volumes d'intérêt ont été créés. Une densité de 1 g/cm<sup>3</sup> est appliquée au fantôme. Nous avons ainsi créé deux configurations : une première configuration avec uniquement un volume cible cylindrique de 4 cm de longueur et de 2 cm et une deuxième configuration avec un volume cible en forme de C de 8 cm de longueur et de rayon extérieur égal à 3,7 cm et de rayon intérieur égal à 1,5 cm ; dans la concavité de ce VC, un OAR cylindrique de 10 cm de long et de 1 cm de diamètre est créé. Des planifications dosimétriques ont été réalisées sur ces objets tests visant à délivrer une dose de 2 Gy au VC. Dans cette étude, nous avons également utilisé un plan de traitement clinique d'un patient traité pour un cancer de la prostate et un autre pour un cancer de la sphère ORL traité en boost intégré avec trois niveaux de dose. La discrétisation des arcs est de 4 ° excepté pour le plan VMAT ORL pour lequel la discrétisation est de 2 °.

#### III.3.2.2.1 Précision de l'accélérateur en fonction des caractéristiques intrinsèques de l'accélérateur

Pour évaluer la précision de l'accélérateur en fonction des caractéristiques intrinsèques à l'accélérateur, nous avons réalisé un même plan sur trois accélérateurs nommés Linac1, Linac2 et Linac3. Le plan utilisé est celui généré sur l'objet test possédant un VC cylindrique. Dans ce plan, le déplacement des lames suit une courbe sinusoïdale et l'amplitude déplacement des lames de 7 cm.

La figure 91 représente les diagrammes de Tukey des écarts de « fluence » pour les trois accélérateurs. Nous voyons que les écarts sont centrés autour de zéro mais qu'ils peuvent être localement élevés, jusqu'à 22 % pour Linac2. Les écarts sur la fluence sont de -0,10 % en moyenne avec un écart-type de 4,02 % pour le Linac1, de -0,13 % en moyenne avec un écart-type de 4,87 % pour le Linac2 et de -0,41 % en moyenne avec un écart-type de 6,62 % pour le Linac3.

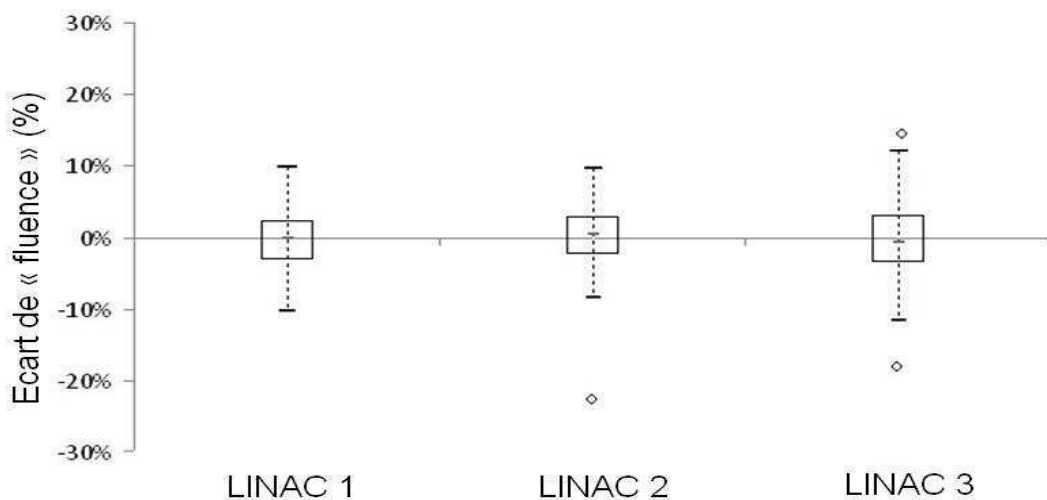


Figure 91 : Dispersion des écarts de fluence estimés à partir de l'analyse des paramètres machine pour trois accélérateurs différents (trait central = médiane, rectangle central = IQR (50% des données), zone encadrée par les deux traits reliés par ligne pointillée = 3 IQR, losange = valeurs extrêmes).

### III.3.2.2.2 Précision de l'accélérateur en fonction des contraintes imposées à l'accélérateur

Pour évaluer la précision de réalisation du plan par l'accélérateur en fonction des contraintes qui lui sont imposées cinq plans ont été réalisés. Sur l'objet test en forme de C, trois plans de traitement différents sont définis correspondant à des limite de dose maximale à l'OAR de plus en plus faible : 1,8 Gy, 1,4 Gy et 0,9 Gy ; ces plans sont nommés respectivement C1, C2 et C3. Les trois plans de traitement ont ainsi trois gradients de dose qui sont de 4,27 cGy/mm, 4,90 cGy/mm et 6,10 cGy/mm pour les plans C1, C2 et C3 respectivement. Ce qui se traduit pour l'accélérateur à des variations de paramètres de plus en plus contraignantes : les variations moyennes de la position des lames entre deux CP sont de 3,1 mm (écart-type=5,6 mm), 9,5 mm (écart-type=8,7 mm) et 10,0 mm (écart-type=10,2 mm) pour les plans C1, C2 et C3 respectivement. Deux plans cliniques ont également été utilisés : un plan correspondant au traitement d'un cancer de la prostate et un autre pour un cancer de la sphère ORL SIB. Les variations moyennes de la position des lames entre deux CP sont de 5,71 mm (écart-type=6,9 mm) et 14,0 mm (écart-type=18,0 mm) pour respectivement la prostate et l'ORL.

La figure 92 représente les diagrammes de Tukey des écarts de « fluence » pour les trois contraintes de modulation. Nous voyons que lorsque la contrainte de modulation augmente, la médiane des erreurs s'éloigne de zéro, l'IQR augmente et les valeurs extrêmes des écarts augmentent. Les écarts sur la fluence sont de 0,03 % en moyenne avec un écart-type de 4,79 % pour C1 la plus faible modulation, de -0,50 % en moyenne avec un écart-type de 5,59 % pour C2 et de -0,74 % en moyenne avec un écart-type de 5,56 % pour C3 la plus forte modulation.

Concernant les écarts pour les deux cas cliniques prostate et ORL, la figure 93 montre que les écarts de fluence sont beaucoup plus dispersés dans le cas de l'ORL que dans le cas de la prostate : l'IQR est compris entre -1 % et 2 % pour la prostate contre -3 % et 5 % pour l'ORL. De plus nous voyons que la médiane des erreurs est négative pour la prostate et positive pour l'ORL. Les écarts sur la fluence sont de -0,29 % en moyenne avec un écart-type de 2,77 % pour la prostate et de 1,41 % en moyenne avec un écart-type de 14,22 % pour l'ORL.

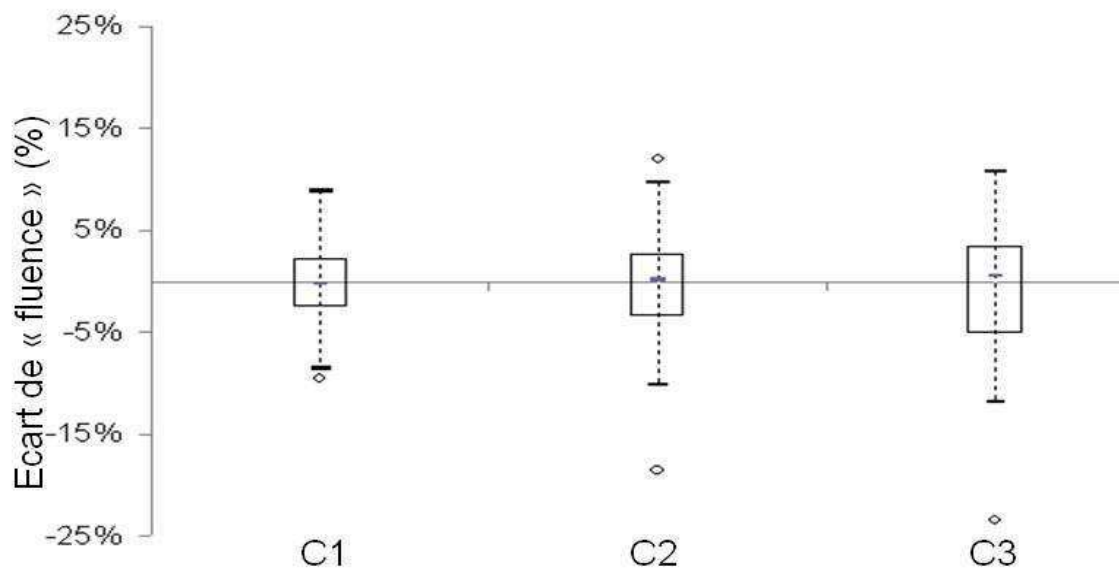


Figure 92 : Dispersion des écarts de fluence estimés à partir de l'analyse des paramètres machine en fonction des contraintes de modulation demandées à l'accélérateur. Modulation croissante de C1 à C3 (trait central = médiane, rectangle central = IQR (50% des données), zone encadrée par les deux traits reliés par ligne pointillée = 3 IQR, losange = valeurs extrêmes).

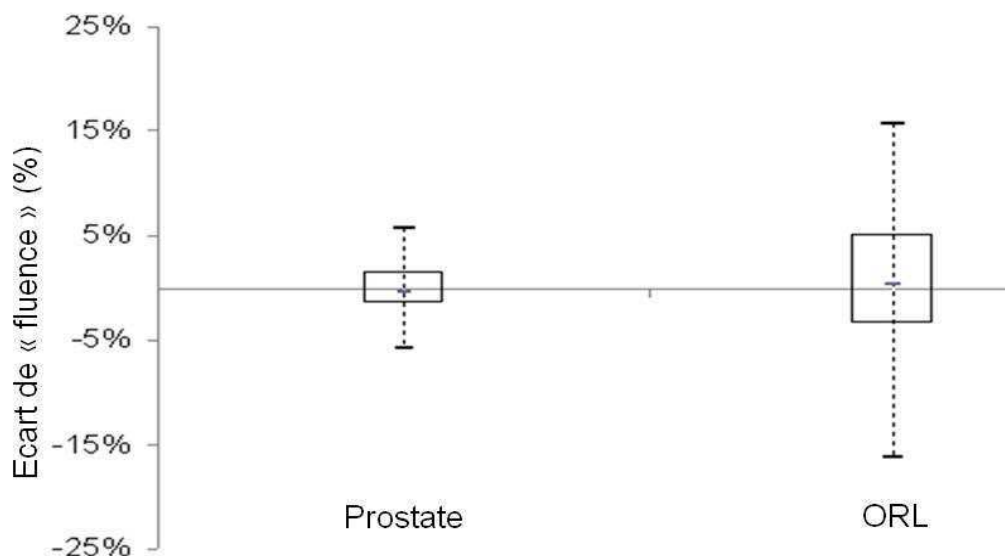


Figure 93 : Dispersion des écarts de fluence estimés à partir de l'analyse des paramètres machine pour deux cas cliniques : une prostate et un ORL traité en SIB (trait central = médiane, rectangle central = IQR (50% des données), zone encadrée par les deux traits reliés par ligne pointillée = 3 IQR, losange = valeurs extrêmes).

### III.3.2.2.3 Reproductibilité de la réalisation des plans VMAT

Pour évaluer la reproductibilité de l'exécution du plan par l'accélérateur séance après séance, nous avons réalisé le même plan de traitement une fois par jour, cinq fois par semaine et pendant quatre semaines consécutives. Cette étude a été réalisée entre deux actions de maintenance de l'accélérateur afin de s'affranchir de l'influence du réglage potentiel de l'accélérateur. Deux cas cliniques ont été étudiés : un cas prostate et un cas ORL traité en SIB. Nous avons suivi la valeur sommée de l'estimateur de fluence qui correspond à la somme sur l'ensemble de l'arc du produit de l'aire et des UM à chaque point de contrôle. Nous avons calculé un indice de reproductibilité qui a été défini comme étant le rapport de l'écart-type de l'estimateur de fluence jour après jour sur la valeur moyenne de celui-ci.

Les figures 94 et 95 montrent la variation dans le temps de la valeur sommée de la fluence. L'indice de reproductibilité générale est de 0,12 % pour le plan prostate et de 0,10 % pour le plan ORL.

#### Etude de la reproductibilité d'un plan prostate

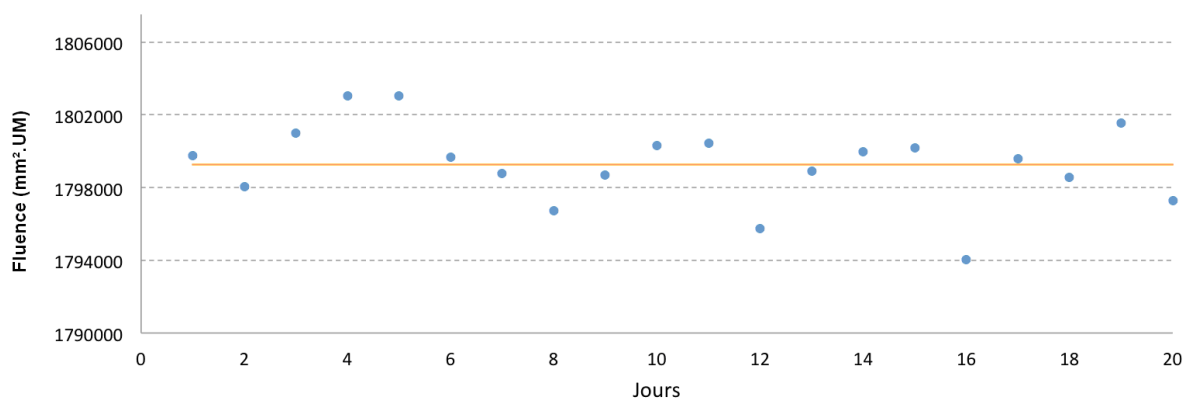
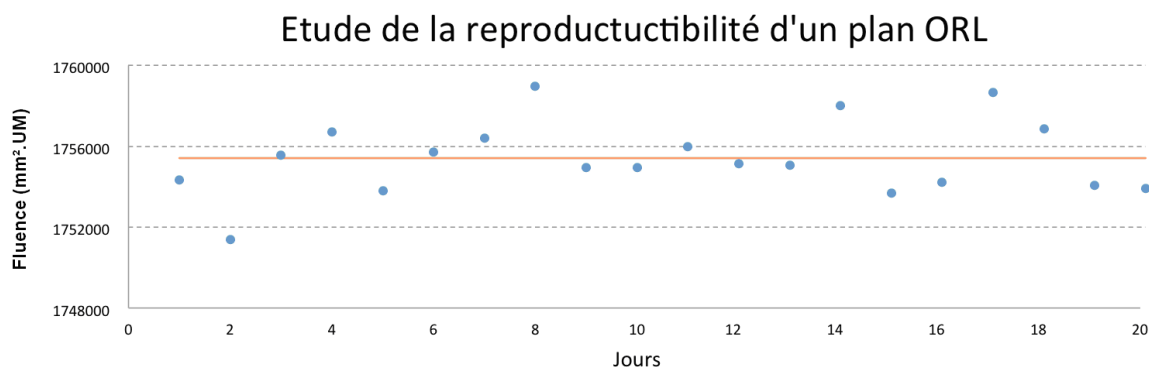


Figure 94 : Suivi dans le temps de la valeur sommée sur l'ensemble de l'arc des fluences délivrées à chaque point de contrôle pour un cas de prostate.



**Figure 95 : Suivi dans le temps de la valeur sommée sur l'ensemble de l'arc des fluences délivrées à chaque point de contrôle pour un cas ORL SIB.**

### III.3.2.3 Discussion et conclusion

Nous avons analysé le comportement de l'accélérateur et sa précision au cours de la réalisation d'un plan délivré en technique VMAT avec un logiciel développé en interne qui confronte les paramètres réalisés par l'accélérateur aux paramètres attendus. Nous avons évalué l'influence des caractéristiques intrinsèques à l'accélérateur sur la précision de réalisation des plans en analysant le comportement de trois accélérateurs. Nous avons montré qu'il existait des différences d'un accélérateur à l'autre avec une variation de la valeur moyenne des écarts de fluence de -0,10 % à -0,40 % d'un accélérateur à l'autre et de l'écart-type de 4,02% à 6,62 %. Ces déviations sont à pondérer à la reproductibilité de l'accélérateur lui-même. Nous avons quantifié la reproductibilité de la délivrance de plans VMAT d'un même accélérateur dans des conditions cliniques. La reproductibilité a été évaluée à 0,10 % pour un cas prostate et 0,12 % pour un cas ORL. L'étude de la précision de réalisation des plans VMAT par l'accélérateur en fonction des contraintes de modulation imposées à l'accélérateur a montré que plus les contraintes imposées à l'accélérateur augmentaient plus la dispersion des écarts de fluence augmentaient. De plus nous avons montré une inversion du signe de la médiane et de la moyenne des écarts qui sont négatives pour les plus faibles contraintes et positives pour les plus fortes. Pour des cas prostate et ORL, les écarts sur la fluence sont en moyenne de -0,29 % et de 1,41 % respectivement et les écarts-type sont de 2,77 % et 14,22 % respectivement. Ces écarts de fluence correspondent à des erreurs sur la dose délivrée au patient de plus en plus grandes et qui tend vers le surdosage lorsque les contraintes de modulation imposées à l'accélérateur augmentent.

Une des limitations actuelles de la méthode de travail utilisée ici est sa restriction au mode service. Afin d'étendre son potentiel il est nécessaire de pouvoir récupérer facilement les paramètres réellement délivrés pendant la délivrance du traitement du patient.

La perspective majeure de ce travail est la réintégration des paramètres réalisés par l'accélérateur dans le système de planification afin de quantifier sur les données anatomiques du patient l'écart en dose généré. Cela a été proposé par quelques équipes<sup>137-139</sup> et en particulier par Tyagi et al<sup>140</sup>. Ils ont réalisé une récupération en temps réel et automatique des paramètres réalisés par l'accélérateur et une reconstruction de la dose en réinjectant ces données dans le TPS. Pour 13 patients traités pour des cas cliniques différents, ils ont trouvé une variation des doses moyennes reçue par le PTV de 0,87 %. Pour les OAR, les écarts de doses étaient inférieurs à 2,5% sauf pour quelques OAR pour lesquels les écarts sur les doses maximales pouvaient atteindre 5,6 %. Ils ont rapporté une bonne corrélation entre la somme

des erreurs de fluence et les erreurs sur les doses délivrées au PTV ( $r = 0,683$ ,  $p = 0,015$  pour la dose moyenne au PTV).

*L'outil développé dans le cadre de se travail et son potentiel pour le contrôle en temps réel de l'accélérateur a été présenté oralement au congrès européen ESTRO en 2012. Le résumé les de la présentation orale est fourni en annexe 8.*

### III.3.3 Conclusion

En conclusion, le contrôle qualité de la réalisation des plans de traitement en VMAT doit respecter les mêmes recommandations que celles établies pour les techniques de RCMI par faisceaux stationnaires. La conformité des plans de traitements doit être vérifiée en termes de dose absolue et relative et cette évaluation doit être quantitative mais aussi qualitative. Nous avons montré que le résultat de la cohérence calcul-mesure dépend de nombreux critères dont la méthodologie d'évaluation et le détecteur utilisé. Il n'existe pas de valeurs universelles sur les critères de validation de la cohérence calcul-mesure. Les facteurs d'influence doivent être évalués par chaque équipe afin de définir ses propres standards locaux de cohérence calcul-mesure pour une utilisation raisonnée des critères de validation des plans de traitement. Les seuils publiés dans la littérature et les retours d'expérience des autres équipes doivent être considérés non pas comme une norme mais comme un ordre de grandeur des valeurs acceptables. Nous recommandons de se référer à ses valeurs dans la phase de mise en place de la technique VMAT pour laisser le temps à chaque équipe de définir ses propres critères basés sur l'expertise et sur l'application de la MSP.

De plus dans le chapitre précédent, nous avons montré que les résultats et les seuils de tolérance sont variables en fonction de la complexité des cas. Cela est également illustré dans le chapitre suivant portant sur l'évaluation du VMAT par rapport à la RCMI type S&S pour quatre localisations tumorales : prostate, ORL, poumons et seins.

Concernant le temps nécessaire au contrôle qualité de la réalisation des plans de traitement, nous distinguons deux phases :

- La phase d'intégration de la technique dans laquelle les contrôles doivent être exhaustifs et le plus précis possible. Le contrôle est réalisée en dose absolue et relatif et en utilisant dans l'idéal un fantôme anthropomorphe et des films. Pour réaliser ces contrôles il faut en moyenne compter 45 minutes de disponibilité de l'accélérateur et 45 minutes d'analyse par plan de traitement.
- La phase dite de routine dans laquelle les contrôles peuvent être simplifiés grâce par exemple à l'utilisation d'outils de mesure dédiés au VMAT. Dans ce cas le temps de disponibilité de l'accélérateur pour le contrôle est similaire à celui nécessaire au traitement du patient et le temps d'analyse est réduit à environ 15 minutes.

Nous préconisons en particulier pour la validation de la technique VMAT, de croiser les résultats obtenus par différentes chaînes de mesure aux qualités complémentaires : comme des films radiochromiques insérés dans un fantôme anthropomorphe et des matrices de détecteurs associées à des fantômes de géométrie simple. Ces derniers types de détecteurs sont nombreux sur le marché, il peut s'agir de matrice de chambres d'ionisation comme celle proposé par PTW<sup>141,142</sup> ou par la société IBA<sup>134,143,144</sup> ou encore de matrice de semi-conducteurs comme celles proposées par SunNuclear<sup>133,134,145,146</sup> ou par Scandidos<sup>133,147</sup>.

De plus tout détecteur utilisé pour le contrôle des plans de traitement en particulier VMAT doit faire l'objet d'une étude approfondie afin de déterminer les incertitudes de mesure et

d'appréhender les limites du détecteur. Dans le paragraphe suivant, nous proposons une méthode afin d'évaluer les détecteurs pour leur utilisation en technique VMAT.

Le contrôle qualité de la réalisation des plans de traitement en VMAT peut s'accompagner d'un contrôle de la fluence délivrée en cours du traitement grâce à l'analyse de la précision de la réalisation d'un plan VMAT par l'accélérateur. Cela permet de renforcer la compréhension du comportement de l'accélérateur par le physicien et ainsi l'aider à la compréhension et à la quantification des sources des erreurs éventuelles lors de la délivrance de plans VMAT. Cela participe au renforcement de la sécurité de la délivrance des traitements lors de la mise en œuvre d'une technique de délivrance nouvelle et sophistiquée comme le VMAT.

*Une partie de ce travail a fait l'objet d'une communication orale lors de la session perfectionnement intitulée « Contrôle qualité en RCMI rotationnelle » des 51<sup>ème</sup> journées de la SFPM en juin 2012.*



## **Chapitre IV Evaluation du VMAT par rapport aux autres techniques de modulation d'intensité disponibles sur les accélérateurs linéaires d'électrons et pour différentes localisations tumorales**

Actuellement, les techniques de traitement disponibles sur les accélérateurs linéaires d'électrons standards sont nombreuses. Ainsi la mise en place d'une technique récente comme le VMAT en clinique par rapport à une autre technique de RCMI établie depuis plus de dix ans doit être justifiée par une comparaison des performances pour chacune des localisations tumorales d'intérêt. Le groupe de travail 119 de l'AAPM a proposé un ensemble de tests pour évaluer la mise en place de la RCMI sur la qualité de la planification mais aussi sur la qualité de réalisation des plans<sup>97</sup>. Mynampati et al ont utilisé ces tests afin de comparer les performances du VMAT par rapport à celles de la RCMI par faisceaux stationnaires pour appréhender les possibilités de la technique VMAT avant une implémentation clinique<sup>148</sup>. Les objets tests mis en place ont différents niveaux de complexité. Il s'agit de structures mimant les volumes cibles et OAR principaux pour une prostate, un ORL, mais aussi des volumes ayant des formes plus géométriques : comme un volume cible en forme de C entourant un OAR cylindre ou encore trois volumes cibles cylindriques correspondant à trois niveaux de doses prescrites. Mynampati et al ont montré que sur ces objets tests la RCMI par faisceaux stationnaires et le VMAT fournissaient des distributions de dose similaires. Le VMAT permettait une diminution du nombre d'UM compris entre 11 % et 101 % en fonction des cas mais aussi une diminution du temps de traitement toujours supérieure à 2 min. Concernant la cohérence calcul-mesure le pourcentage de points acceptés au test du gamma index à 3 %/3 mm est compris entre 95,92 % et 97,92 % pour la RCMI par faisceaux stationnaires et entre 96,79 % et 98,99 % en VMAT. Les résultats obtenus sur objets tests sont encourageants pour l'application du VMAT à des cas cliniques. En 2011, Theo et al ont réalisé un état de l'art de l'utilisation clinique du VMAT prostate<sup>149</sup>. Ils ont mis en évidence les disparités dans les conclusions des études. Ces disparités sont dues à des matériels et méthodes différentes. Ainsi il est essentiel de valider la mise en place du VMAT en le comparant à sa technique de RCMI de référence et avec sa propre chaîne de traitement et sa propre méthodologie.

Dans ce chapitre nous situons les performances de la technique VMAT optimisée pour notre chaîne de traitement par rapport aux performances des techniques RCMI par faisceaux stationnaires. Cela pour quatre localisations tumorales majeures : prostate, ORL, poumon et sein. Chacune de ces localisations est traitée dans un paragraphe indépendant.

### **IV.1 Prostate**

#### **IV.1.1 Introduction**

La prostate est une des localisations tumorales les plus traitées en RCMI. Dans de nombreux services, la RCMI est souvent la technique standard de traitement en radiothérapie grâce à la possibilité d'augmenter potentiellement la dose prescrite tout en limitant la dose aux OAR. Ainsi la prostate a été une des premières localisations tumorales étudiées en VMAT.

Nous avons ainsi comparé les techniques VMAT et S&S pour une série de dix patients traités pour un cancer de la prostate sur des critères liés à la distribution de dose, à l'efficacité du

traitement et à la qualité de délivrance des plans. La comparaison a porté sur deux situations d'irradiation : une situation d'irradiation prostatique à une dose de 80 Gy et une situation d'escalade de dose.

#### **IV.1.2 Matériel et Méthode**

##### **IV.1.2.1 Présentation des deux cas étudiés**

###### **IV.1.2.1.1 Cas d'une irradiation prostatique à la dose de 80 Gy**

Notre étude a été réalisée sur une série de dix patients ayant déjà été traités pour un cancer de la prostate localisé à la dose de 80 Gy en RCMI S&S. Les images ont été acquises sur un scanographe de type Big Bore de la société Philips utilisé en mode hélicoïdal. Les coupes reconstruites avaient une épaisseur constante de 2 mm. Le patient a été placé en décubitus dorsal avec une contention personnalisée immobilisant les jambes et les pieds. Un produit de contraste iodé a été utilisé pour opacifier la vessie afin de faciliter sa délimitation.

Les volumes ont été segmentés avec le logiciel de simulation virtuelle Pinnacle version 8.0m de la société Philips en utilisant uniquement les images tomodensitométriques (TDM). Les volumes cibles et les organes à risque ont été définis en suivant les recommandations du rapport 62 de l'International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU)<sup>150</sup> et du Groupe d'Etude des Tumeurs Urogénitales (GETUG)<sup>151</sup>. L'association de la loge prostatique et des vésicules séminales ont constitué le premier volume clinique cible nommé CTV1 (Clinical Target Volume), la loge prostatique seule a constitué le CTV2. Les volumes cibles PTV1 et PTV2 ont été respectivement créés à partir des volumes CTV1 et CTV2 auxquels une marge tridimensionnelle a été ajoutée. Cette marge était de 10 mm sauf au regard du rectum où celle-ci était réduite à 5 mm. Les organes à risque regroupaient les têtes et cols fémoraux, la paroi rectale et la paroi vésicale. Les têtes et cols fémoraux ont été définis jusqu'à la partie supérieure du petit trochanter. La paroi rectale correspondait au volume contenu entre la paroi externe et la paroi interne du rectum. La paroi externe a été préalablement délimitée sur une distance de 20 mm de part et d'autre du CTV1 et la paroi interne a été obtenue par une contraction de 5 mm de la paroi externe. La paroi vésicale correspondait au volume contenu entre la paroi externe et la paroi interne de la vessie. La paroi externe a été préalablement délimitée et la paroi interne a été obtenue par une contraction de 7 mm de la paroi externe. Un volume supplémentaire, nommé tissus sains, a été créé correspondant à l'ensemble des données anatomiques du patient auquel le volume PTV1 a été soustrait.

Les planifications dosimétriques devaient obéir aux contraintes de doses définies par le GETUG 14. Le PTV2 ne devait pas recevoir moins de 72 Gy et 85 % du volume devait au moins recevoir 76 Gy. La dose maximale que la paroi rectale pouvait recevoir était de 76 Gy et le pourcentage de paroi qui pouvait recevoir 72 Gy ne devait pas dépasser 25 %. La paroi vésicale ne devait pas recevoir plus de 80 Gy et 50 % du volume ne devait pas recevoir plus de 70 Gy. Le pourcentage des têtes fémorales qui pouvait recevoir 55 Gy ne devait pas dépasser 5 %. De plus une attention particulière a été faite pour minimiser les doses moyennes à la paroi rectale.

Dans le cas de la RCMI S&S, les plans de traitements ont été réalisés sur un accélérateur linéaire d'électrons de type Clinac 2100C/Varian équipé d'un MLC de type Millennium 120. Ce collimateur possède 40 paires de lames de 5 mm de large à l'isocentre pour les plus centrales et deux fois 10 paires de lames de 10 mm de large à l'isocentre pour les plus

externes. Deux groupes de cinq faisceaux de photons de 18 MV dont l'indice de qualité était égal à 0,78 (protocole AIEA 398), ont été utilisés pour traiter successivement le PTV1 puis le PTV2. Ces faisceaux étaient tous coplanaires (table à 0 °) et quasiment équi distribués dans l'espace (bras à 260 °, 324 °, 36 °, 100 ° et 180 °). L'angle du collimateur était toujours fixé à 0 °. La planification dosimétrique a été réalisée avec la version 8.0m du logiciel Pinnacle et l'algorithme DMPO<sup>152</sup>. L'ensemble des cinq faisceaux contient au maximum 35 segments qui ont été limités à une taille minimale de 4 cm<sup>2</sup> et à un nombre minimal d'UM associées de 5 UM.

Pour le VMAT, les plans de traitement ont été réalisés pour un accélérateur linéaire d'électrons de type Synergy / Elekta équipé d'un MLC type MLCi2. Ce collimateur possède 40 paires de lames de 10 mm à l'isocentre. Pour chacune des phases de traitement, la balistique de traitement se compose d'un arc unique de 356 ° tournant dans le sens horaire, l'angle de départ étant de 181 ° et l'angle d'arrivée de 177 °. L'angle de la table de traitement et du collimateur ont été fixés à 0 °. Les faisceaux utilisés étaient des RX de 18 MV avec un indice de qualité de 0,78. La planification dosimétrique a été réalisée avec la version 8.9 du logiciel Pinnacle et l'algorithme inverse SmartArc<sup>28</sup>.

Les objectifs de dose standards, définis au logiciel inverse sur les PTV et les OAR principaux, sont récapitulés tableau 37 pour les techniques S&S et VMAT. Trois volumes ont été créés spécifiquement pour l'étape d'optimisation inverse. Une zone nommée « 30 mm PTV ring » définit comme l'ensemble du volume patient moins une zone incluant le PTV et tous les tissus situés à moins de 30 mm du PTV. Une zone nommée « 2 – 7 mm PTV ring » comprenant les tissus situés entre 2 et 7 mm du PTV. Une zone nommée « 7 – 12 mm PTV ring » comprenant les tissus situés entre 7 et 12 mm du PTV.

**Tableau 37 : Objectifs de dose standards définis au logiciel inverse en RCMi type S&S avec l'algorithme DMPO et en RCMi type VMAT avec l'algorithme SmartArc pour le traitement de cancers de la prostate.**

	RCMI type « step and shoot » Algorithme DMPO				RCMI type VMAT Algorithme SmartArc			
	Type d'objectif	Dose (cGy)		Poids	Type d'objectif	Dose (cGy)		Poids
		Phase 1 (46 Gy)	Phase 2 (+34 Gy)			Phase 1 (46 Gy)	Phase 2 (+34 Gy)	
PTV	Dmin ≥	4370	3080	30	Dmin ≥	4760	3360	100
	Dose uniforme	4600	3320	1	Dose uniforme	4780	3400	100
					Dmax ≤	4800	3440	100
Paroi rectale					V 30% ≥	1785	1430	2
	V 40% ≥	2000	1400	1	V 15% ≥	2760	2130	2
	V 10% ≥	4000	2080	1	V 5% ≥	3795	2840	2
	Dmax ≤	4300	3120	10	Dmax ≤	4200	3130	80
Paroi vésicale	Dmax ≤	4500	3320	2	Dmax ≤	4300	3155	100
Têtes fémorales					Dmax ≤	2000	1635	1
30 mm PTV ring	Dmax ≤	2000	1800	5	Dmax ≤	2300	1800	10
2 – 7 mm PTV ring					Dmax ≤	4370	3240	50
7– 12 mm PTV ring					Dmax ≤	4140	3080	50

## IV.1.2.1.2 Cas d'une irradiation prostatique avec escalade de dose

Nous avons sélectionné un patient présentant un adénocarcinome prostatique localement avancé, classé T3 cliniquement et sans métastase à distance (TDM abdomino-pelvien et scintigraphie osseuse négatifs). Le patient a eu deux IRM prostatiques, avant et après la mise en place de trois marqueurs d'or intra-prostatiques. L'IRM était réalisée au moyen d'une antenne de surface. Les séquences réalisées étaient : une séquence T2 TSE dans les trois plans, une séquence axiale de diffusion et une séquence axiale 3D T1 écho de gradient dynamique (avant et après injection de produit de contraste). Cette IRM permettait de visualiser une tumeur de la zone périphérique postérieure gauche (classée donc T3), ayant une extension extra-capsulaire.

L'IRM a ensuite été recalée à l'aide des marqueurs sur la série d'image TDM de planification. La segmentation a été réalisée sur l'image IRM comportant les structures précédemment décrites et les suivantes : zone périphérique postérieure, zone centrale et tumeur. Une marge (CTV-PTV) réduite à 5 mm (du fait des marqueurs intraprostatiques) dans toutes les directions a été définie. L'exercice dosimétrique visait à délivrer (par RCMI « step and shoot » ou par VMAT) une dose : de 80 Gy au minimum dans la prostate, de 90 Gy dans la zone périphérique postérieure et de 100 Gy dans la tumeur (PTV correspondants).

La figure 96 présente la segmentation prostatique sur IRM avec recalage sur TDM et CBCT à l'aide des marqueurs intra-prostatiques. Seule l'IRM permet de visualiser la tumeur (véritable GTV). Les marqueurs permettent de valider la précision du recalage, en vue du calcul sur imagerie TDM de la distribution de dose.

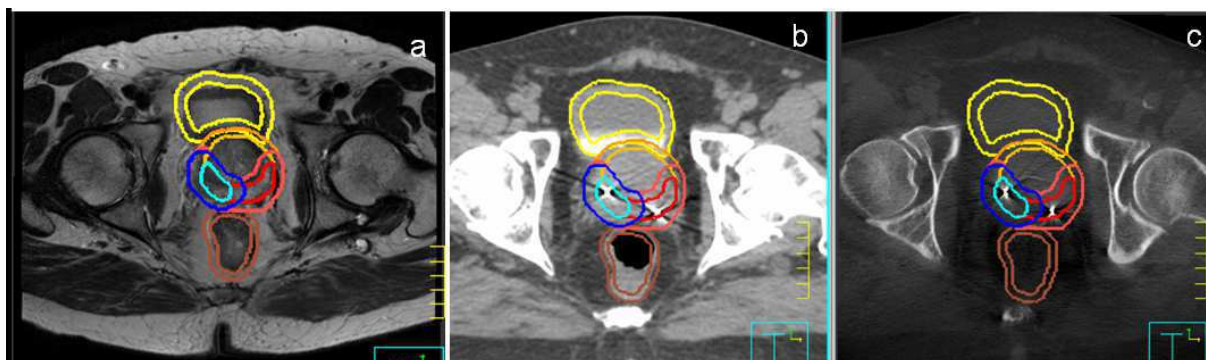


Figure 96 : Segmentation des structures pour un patient traité pour cancer de la prostate sur images transverses IRM (a) lors de l'étape de définition de la cible, TDM (b) lors de l'étape de planification dosimétrique et CBCT (c) lors de l'étape de repositionnement de la cible ; en bleu ciel : la tumeur ; en rouge : zone périphérique postérieure (recalage prostatique réalisé grâce aux marqueurs intraprostatiques).

Tous les plans de traitement présentés dans ce chapitre ont été réalisés par le même opérateur.

## IV.1.2.2 Outils d'analyse

La comparaison des groupes a utilisé des tests statistiques non paramétriques (test de Wilcoxon) calculés avec le logiciel PASW (version 18.0.0). Un seuil de significativité de  $p \leq 0,05$  a été utilisé.

Distribution de la dose

Les distributions de dose ont été évaluées avec les courbes isodoses, les courbes HDV et les indices de conformation <sup>113</sup> suivants :

- Indice de conformation RTOG (Radiation Therapy Oncology Group):  $IC_{RTOG} = \frac{V_{IR}}{VT}$ ,

- Facteur de couverture:  $FC = \frac{VT_{IR}}{VT}$ ,
- Nombre de conformation:  $NC = \frac{VT_{IR}}{VT} \times \frac{VT_{IR}}{V_{IR}}$ ,
- « Conformal index »:  $COIN = NC \times \prod_{OAR} (1 - \frac{V_{OAR95\%}}{V_{OAR}})$ ,

avec :

- VT: Volume Tumoral,
- $VT_{IR}$ : Volume Tumoral couvert par l'Isodose de Référence,
- $V_{IR}$ : Volume de l'Isodose de référence,
- OC : Organe Critique,
- n : nombre d'organes critiques,
- $V_{OCref,i}$ : Volume de l'organe critique i recevant au moins la dose de référence,
- $V_{OC,i}$ : Volume de l'organe critique i.

A noter que FC est nommé indice de conformation dans le chapitre III.2.

L'isodose correspondant à 95 % de la dose prescrite a été choisie comme isodose de référence. Pour ces indices, la valeur idéale est égale à 1.

L'homogénéité de la dose a été évaluée grâce à l'indice d'homogénéité (IH) qui correspond à celui utilisé dans l'étude de Palma et al <sup>153</sup>. Il est calculé ainsi :

$$IH = \frac{D_{5\%} - D_{95\%}}{D_{moy}}$$

avec :

- $D_{5\%}$  : Dose reçue par 5 % du volume cible,
- $D_{95\%}$  : Dose reçue par 95 % du volume cible.

La valeur idéale de cet indice est 0.

### Efficiences

Pour chaque technique, le temps de calcul a été mesuré du début du processus d'optimisation, jusqu'au résultat final. Ce temps a été mesuré pour un plan de traitement, et avec la même unité centrale (SUN Ultra Sparc IIICu 900MHz × 2, mémoire vive 8 GB).

Le nombre d'UM nécessaire pour délivrer la dose a été relevé pour chaque plan de traitement. Le temps d'exécution de la délivrance de la dose a été mesuré pour un plan de traitement, et correspond à la moyenne du temps nécessaire à la réalisation d'une séance de la première phase de traitement (46 Gy au PTV1) et de celui nécessaire à la réalisation d'une séance de la deuxième phase de traitement (+ 34 Gy au PTV2).

### Précision de réalisation

Le contrôle de la dose absolue a été réalisé par chambre d'ionisation cylindrique, type 31010 de PTW, de volume sensible = 0,125 cm<sup>3</sup> et dans le fantôme octogonal homogène Octavius de PTW. La distribution de la dose a été vérifiée avec une matrice de chambres d'ionisation (2DarraySeven29, PTW) insérée dans le fantôme Octavius pour deux plans d'analyse, coronal et sagittal. L'analyse de la cohérence calcul-mesure a été réalisée avec le test du gamma index pour les doses supérieures à 30% de la dose maximale et pour des critères de distance allant de 2 mm à 5 mm et des critères d'écart de dose locale de 2 % à 5 %.

### IV.1.3 Résultats

#### IV.1.3.1 Distribution de la dose

##### IV.1.3.1.1 Cas d'une irradiation prostatique à la dose de 80 Gy

La figure 97 présente les distributions de dose dans un plan axial. La courbe isodose 76 Gy de référence, représentée par une ligne épaisse orange, se conforme plus fidèlement à la géométrie du PTV. Nous remarquons également que les doses intermédiaires, isodose 46 Gy représentée par une ligne fine rouge, sont réparties plus uniformément dans le patient en VMAT qu'en S&S.

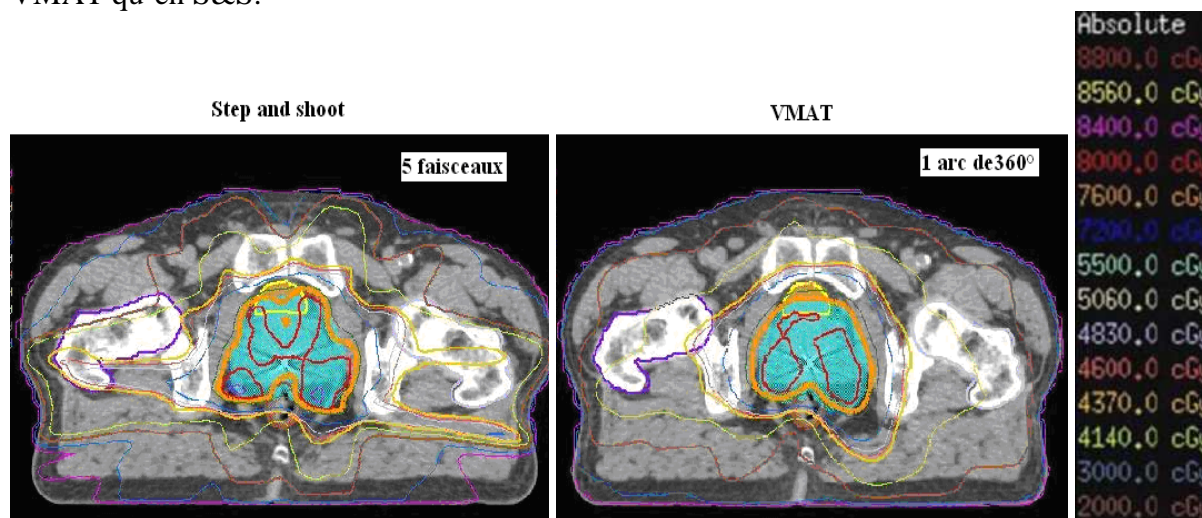


Figure 97 : Distribution de la dose dans un plan axial obtenue en S&S (à gauche) et en VMAT (à droite) pour un patient type traité pour un cancer de la prostate. Le PTV est représenté en bleu, la paroi rectale en marron, la paroi vésicale en jaune et les têtes fémorales en violet clair et foncé.

Le tableau 38 présente les valeurs moyennes de points particuliers de l'HDV. Pour la paroi rectale, la dose moyenne diminue de 3,4 % avec la technique VMAT. Pour les tissus sains, le  $V_{25\%}$  augmente de 10,3 % ; le  $V_{50\%}$  et le  $V_{95\%}$  diminuent respectivement de 21,4 % et 31,0 % avec la technique VMAT.

La figure 98 présente les HDV moyens des dix patients pour la technique VMAT et pour la technique S&S. Les HDV moyens sont réalisés en faisant la moyenne des pourcentages de volume recevant une dose donnée (pas de 1 cGy). Pour certains OAR, tels que la paroi rectale et surtout les têtes fémorales, la courbe de l'HDV en VMAT est en dessous de celle obtenue en S&S. Pour d'autres structures, comme la paroi vésicale et les tissus sains, les courbes de l'histogramme dose-volume se croisent à plusieurs reprises. Pour aider à l'analyse, nous avons effectué des tests statistiques sur des gammes de dose et des points particuliers de dose qui apparaissaient intéressants au regard des courbes HDV. Ainsi nous avons mis en évidence qu'avec la technique VMAT par rapport à la technique S&S:

- Les volumes de PTV2 recevant :
  - de 77 à 80 Gy ( $V_{77}$  à  $V_{80}$ ) augmentent significativement ( $p < 0,05$ ),
  - 82 Gy et 83 Gy diminuent significativement,
- Le volume de paroi rectale recevant:
  - de 4 à 6 Gy, de 16 à 23 Gy et de 69 à 73 Gy diminuent (tendance :  $0,05 < p \leq 0,20$ ),
- Le volume de paroi vésicale recevant:
  - de 20 à 37 Gy diminue (tendance),
  - 25 Gy diminue significativement,



- les têtes fémorales : les volumes recevant de 21 Gy à 43 Gy diminuent significativement,
- les volumes de tissus sains recevant :
  - de 26 à 44 Gy et de 72 à 80 Gy diminuent significativement,
  - de 1 à 21 Gy et de 49 à 60 Gy augmentent significativement.

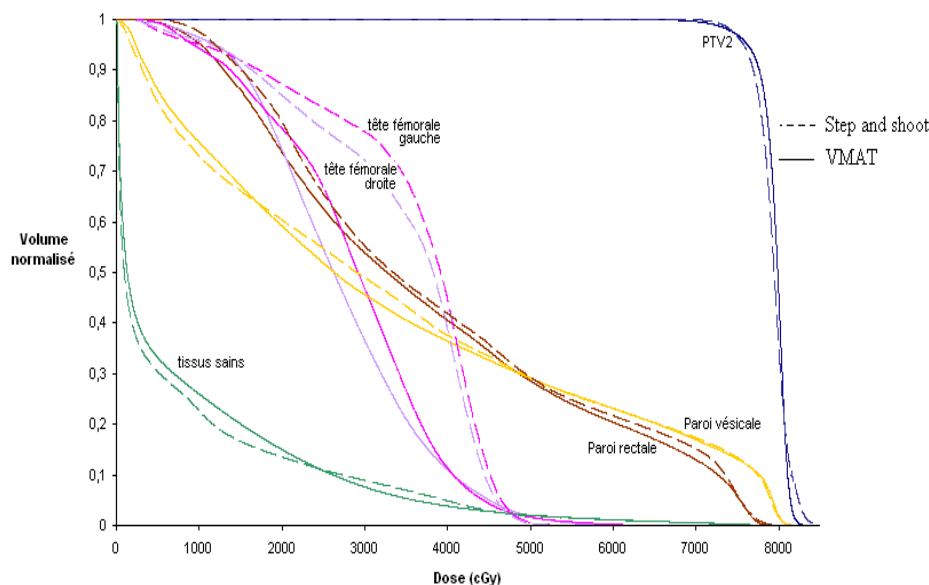


Figure 98 : HDV moyens obtenus sur 10 patients traités pour un cancer de la prostate en technique S&S (ligne discontinue) et en technique VMAT (ligne continue).

Tableau 38 : Comparaison dosimétrique, entre des plans réalisés en technique S&S et VMAT, valeurs moyennes obtenues sur 10 patients traités pour un cancer de la prostate.

Valeurs moyennes	S&S	VMAT	$\frac{X_{VMAT} - X_{S \& S}}{X_{S \& S}} \times 100$	test de Wilcoxon <i>p</i>
<b>PTV2</b>				
Dmin = D98% (Gy)	74,6	73,8	-1,0 %	0,015
Dmax = D2% (Gy)	82,5	81,6	-1,0 %	0,005
Dose moyenne (Gy)	79,4	79,4	+0,1%	0,275
V95% (%)	93,8	95,3	+1,6 %	0,260
<b>Paroi rectale</b>				
Dmax = D2% (Gy)	76,7	76,5	-0,3 %	0,33
Dose moyenne (Gy)	39,2	37,9	-3,4 %	0,005
V95% (%)	4,6	2,9	-38,1 %	0,203
<b>Paroi vésicale</b>				
Dmax = D2% (Gy)	79,8	79,9	+0,1 %	0,611
Dose moyenne (Gy)	35,5	35,1	-1,4 %	0,314
V95% (%)	13,72	13,1	-4,4 %	0,646
<b>Tête fémorale droite</b>				
Dmax = D2% (Gy)	46,9	45,3	-3,3 %	0,594
Dose moyenne (Gy)	34,1	27,0	-20,9 %	0,007
<b>Tête fémorale gauche</b>				
Dmax = D2% (Gy)	47,7	45,3	-5,1 %	0,285
Dose moyenne (Gy)	35,3	27,4	-22,5 %	0,007
<b>Tissus sains</b>				
V25% (%)	13,7	15,1	+10,3 %	0,007
V50% (%)	4,9	3,9	-21,4 %	0,005
V95% (%)	0,2	0,1	-31,0 %	0,005



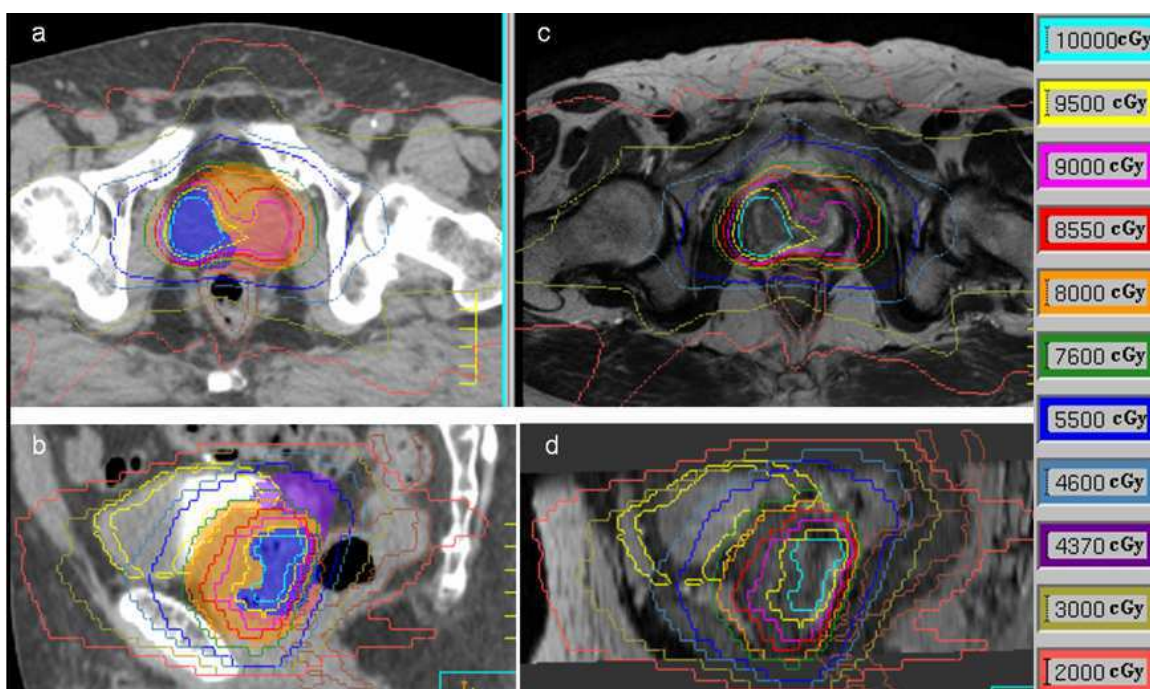
Les indices de conformation et d'homogénéité sont présentés dans le tableau 39. Ces indices sont tous plus proches de la valeur idéale avec la technique VMAT qu'avec la technique S&S. Ces écarts sont tous significatifs sauf celui de l'indice FC. Cela signifie qu'en VMAT la dose délivrée se conforme mieux au volume cible (IC et FC plus proches de 1), ce qui permet une diminution de la dose reçue par les tissus sains et OAR (NC et COIN plus proches de 1) tout en ayant une meilleure homogénéité de la dose au volume cible (HI plus proche de 0).

**Tableau 39 : Indices dosimétriques calculés sur des plans réalisés en technique S&S et VMAT, valeurs moyennes obtenues sur 10 patients traités pour un cancer de la prostate.**

	Index d'homogénéité valeur idéale=0	Index de conformation IC valeur idéale=1	Facteur de couverture FC valeur idéale=1	Nombre de conformation NC valeur idéale=1	COIN valeur idéale=1
S&S	0,074	1,298	0,945	0,713	0,587
VMAT	0,065	1,150	0,953	0,777	0,652
<i>Test de Wilcoxon</i>	$p = 0,038$	$p = 0,005$	$p = 0,514$	$p = 0,005$	$p = 0,005$

#### IV.1.3.1.2 Cas d'une irradiation prostatique avec escalade de dose

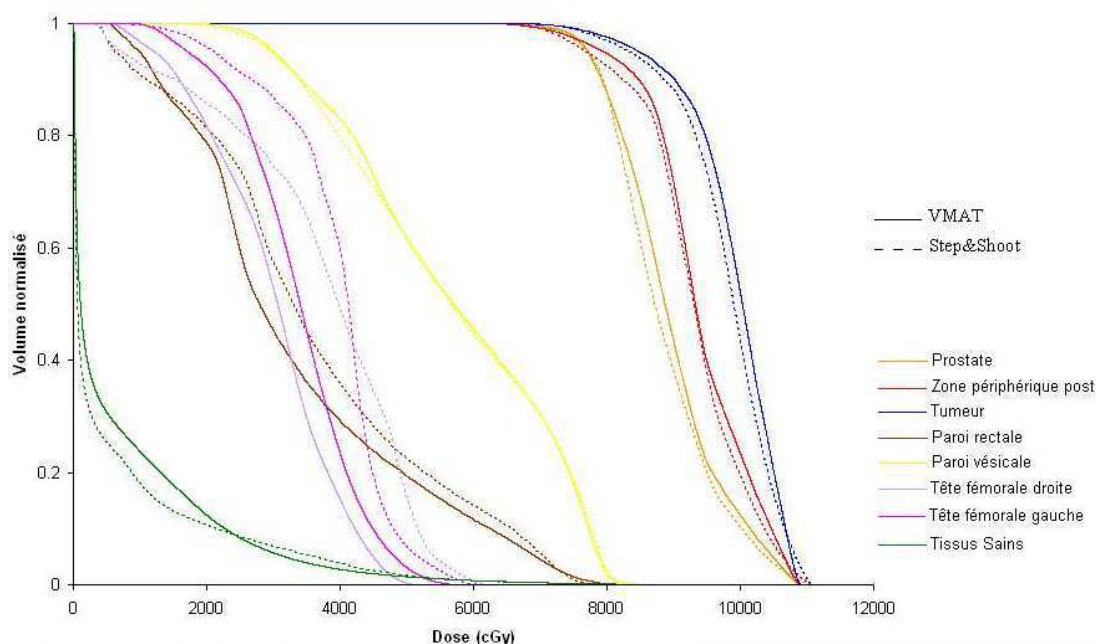
La figure 99 montre la distribution de dose par VMAT dans un plan transverse et sagittal, à la fois sur images TDM et sur IRM. Les techniques de modulation d'intensité permettent une escalade de dose jusqu'à 100 Gy dans la tumeur et jusqu'à 90 Gy dans la zone périphérique postérieure, en respectant les contraintes de dose du GETUG dans les OAR.



**Figure 99 : Distribution de dose sur images segmentées TDM (a et b) et IRM (c et d). La tumeur (bleu) reçoit 100 Gy et la zone périphérique postérieure (rose) reçoit 90 Gy.**

Les distributions de dose obtenues en S&S et en VMAT sont présentées et comparées figure 100. Par rapport à la technique S&S, la technique VMAT a permis d'augmenter la dose moyenne aux PTV correspondants à la prostate, à la zone périphérique postérieure et à la

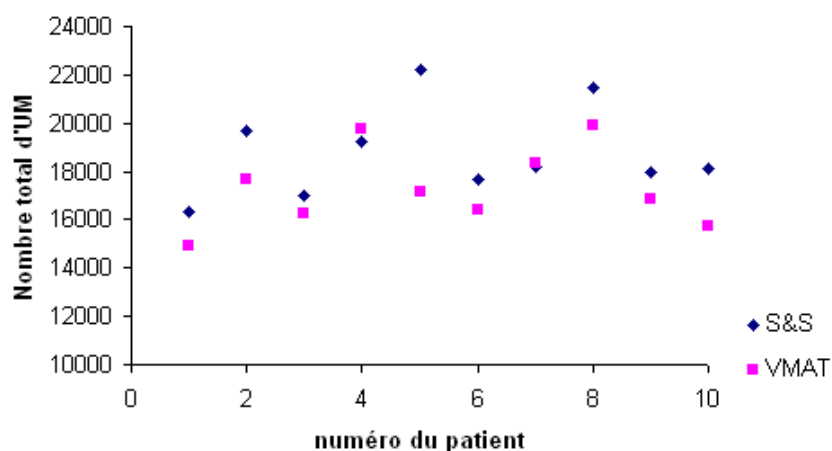
tumeur de respectivement 1,0 %, 0,9 % et 1,0 %, tout en permettant une diminution de 7,5 % de la dose moyenne reçue par la paroi rectale.



**Figure 100 : HDV pour des plans VMAT (ligne continue) et S&S (ligne discontinue) en cas d'irradiation à haute dose dans des sous-volumes prostatiques segmentés.**

#### IV.1.3.2 Efficience du plan de traitement

Le processus de planification n'étant pas modifié entre le S&S utilisant l'algorithme DMPO et le VMAT utilisant l'algorithme SmartArc, les différences de cadence de travail sont uniquement liées au temps de calcul. Il passe de 4,5 min avec la technique S&S à 19,8 min avec la technique VMAT. Le nombre d'UM nécessaire pour délivrer le traitement est présenté figure 101. En moyenne, le VMAT permet de diminuer de 8 % ( $p = 0,01$ ) le nombre d'UM. Concernant le temps de délivrance de la dose par séance, il passe en moyenne de 4 min avec la technique S&S à 2 min avec la technique VMAT.

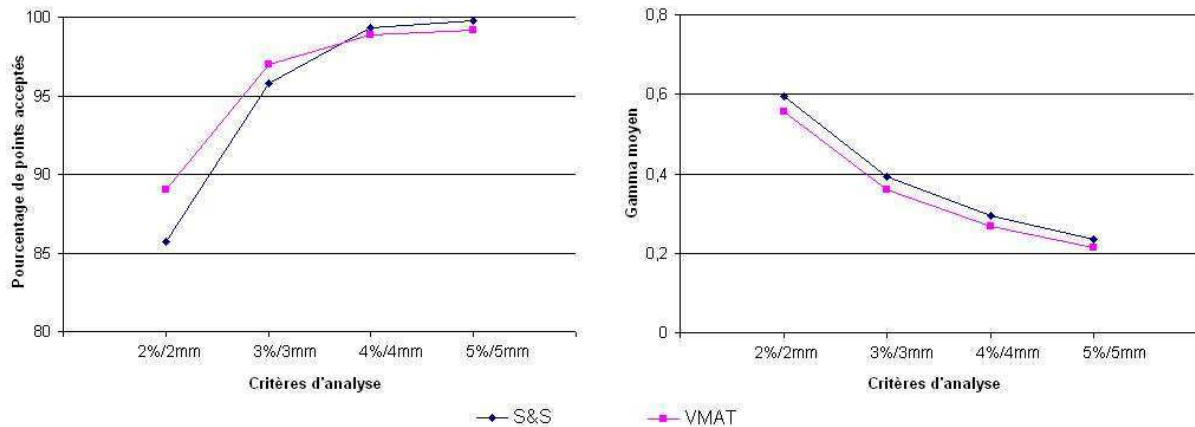


**Figure 101 : Nombre total d'unités moniteur nécessaire pour délivrer le traitement en S&S (losanges bleus) et en VMAT (carrés roses) pour les 10 patients traités pour un cancer de la prostate.**

## IV.1.3.3 Précision de réalisation du plan de traitement

En VMAT, l'écart moyen entre la dose absolue calculée et mesurée par chambre d'ionisation cylindrique est en moyenne de - 1,7 % avec un écart-type de 2,0 %.

La figure 102 montre les résultats de la cohérence entre les distributions de dose calculées et celles mesurées en S&S et en VMAT. Pour des critères d'analyse de 2%/2mm à 5%/5mm, l'écart relatif entre les résultats obtenus en VMAT par rapport à ceux obtenus en S&S est en moyenne de 1 % sur le pourcentage de points acceptés et de 8 % sur les valeurs moyennes du gamma en faveur du VMAT.



**Figure 102 : Cohérence entre la dose calculée et mesurée par matrice de chambre d'ionisation dans un fantôme homogène octogonale. Analyse réalisée avec le test du gamma index en S&S (courbe bleue) et en VMAT (courbe rose) dans l'isodose 30 %: à gauche pourcentage de points acceptés et à droite valeurs moyennes des gammas (valeurs moyennes obtenues sur deux patients types et pour deux plans d'analyse coronal et sagittal).**

## IV.1.4 Discussion

Les deux techniques, S&S et VMAT, mises en œuvre respectivement dans notre étude montrent des distributions de dose très satisfaisantes en cas de haute dose délivrée dans la prostate (> 80 Gy), en accord avec les recommandations du groupe GETUG. L'analyse de points particuliers de l'histogramme dose volume, correspondant à des recommandations nationales et internationales (GETUG, ICRU), associée à l'analyse par gamme de dose de l'H DV, nous semble intéressante pour justifier de la pertinence ou non de certains écarts dosimétriques. En effet pour le PTV2 le volume recevant 76 Gy est supérieur en VMAT mais non significatif. Mais des écarts significatifs en faveur du VMAT ont été relevés sur le volume recevant de 77 à 80 Gy et le volume recevant des doses supérieures à 80 Gy. Cela nous permet de conclure que le VMAT permet de couvrir le volume cible de façon plus homogène. De plus cela est accompagné d'une diminution de la dose dans les OAR principalement pour les têtes fémorales et dans une moindre mesure pour la paroi rectale. Ces résultats sont proches de ceux de plusieurs études, menées par Palma et al.<sup>153</sup>, par Zhang et al.<sup>154</sup> ou encore par Kjaer-Kristoffersen et al.<sup>155</sup>, qui comparent le VMAT à des techniques de RCMI type SW. Palma et al. montrent que pour la technique VMAT, comparée à la technique SW, avec une prescription de dose à la prostate seule de 76 Gy : les volumes de rectum recevant 20 Gy et 70 Gy diminuent significativement de 8 et 7 % respectivement, les volumes de vessie recevant 20 Gy et 40 Gy ne varient pas significativement et le volume de tête fémorale recevant 40 Gy diminue significativement de 83 %<sup>153</sup>. Dans les études de Zhang et

al. et Kjaer-Kristoffersen et al., la RCMi type SW tend à fournir des doses plus importantes au PTV par rapport au VMAT<sup>154,155</sup>. Cependant les différences sont très faibles, autour de 1 Gy pour la dose moyenne et la dose reçue par 95 % du volume ou 1 % pour le volume recevant 95 % de la dose pour les données relevées par Zhang et al.<sup>154</sup>. De plus la technique VMAT permet de mieux épargner les organes sains.

Les index de conformation obtenus en VMAT sont tous plus proches de la valeur idéale, que ceux obtenus en S&S. Dans leur étude, Palma et al. obtenaient la même valeur de l'index de conformation IC pour le VMAT et la technique SW, tandis que nous observons une amélioration de 8,3 % de l'index IC en comparant le VMAT au S&S<sup>153</sup>. Ces éléments de comparaison sont soumis aux performances de mise en œuvre des différentes techniques.

La technique VMAT offre un gain de temps majeur, diminution de plus de 50 %, pour la délivrance de la dose au patient. Ce gain de temps, également rapporté dans la littérature<sup>4,84,86,154,155</sup>, peut se traduire par un bénéfice clinique majeur : la diminution du mouvement prostatique pendant la séance (intra-fraction) et donc une amélioration du ciblage tumoral.

Dans notre étude, la technique VMAT délivre près de 10% d'UM en moins par rapport à la modulation d'intensité par faisceaux statiques type S&S. Palma et al., Zhang et al. et Kjaer-Kristoffersen et al. observent une diminution comprise entre 22 % et 55 % du nombre d'UM avec la technique VMAT par rapport à une technique SW dans le cas du cancer de la prostate<sup>153-155</sup>. La différence importante entre nos résultats et ceux de ces études s'explique pour deux raisons. La première est que la technique SW délivre de 15 à 50% d'UM en plus que la technique S&S selon la méthode mise en œuvre<sup>156,157</sup>. La seconde est que la planification du S&S avec le DMPO permet une meilleure optimisation de la position des lames que celle obtenue avec les algorithmes traditionnels. L'augmentation du nombre d'UM dans les techniques de modulation d'intensité participent à l'augmentation de la dose intégrale reçue par le patient en particulier en dehors du champ d'irradiation<sup>81,158</sup>. Or la dose reçue en dehors du champ d'irradiation augmente le risque de second cancer<sup>159,160</sup>. De plus, la technique VMAT augmente le volume de tissus sains dans le champ d'irradiation irradié à un faible niveau de dose par rapport à une technique de modulation d'intensité par faisceaux stationnaires, de même que la RCMi l'augmente par rapport à une technique RC3D sans modulation d'intensité<sup>161</sup>. Dans notre étude le volume de tissus sains recevant 25% de la dose prescrite augmente de 10 %, mais les volumes recevant 50% et 95% de la dose diminuent respectivement de 21 % et 31 % (tableau 40). Ces résultats sont similaires aux résultats trouvés par Zhang et al.<sup>154</sup>. La problématique en termes d'épargne des tissus sains, revient donc à faire un compromis entre diminuer les fortes doses dans les OARs et augmenter les faibles doses délivrées dans de grands volumes de tissus sains.

Dans la deuxième partie de notre étude nous avons évalué la capacité du VMAT à délivrer une dose hétérogène au volume cible prostatique, dans un concept de « dose-tumor painting ». La technique VMAT permet une escalade de dose sur les PTV supérieure de 0,97% en moyenne par rapport à la technique S&S. Ces résultats sont en accord avec l'étude de Shaffer et al.<sup>162</sup> qui montre la capacité du VMAT à irradier une plus grande proportion de CTV à forte dose dans une technique d'escalade de dose intraprostatique par rapport à une technique SW. Ces caractéristiques du VMAT deviennent particulièrement intéressantes si l'on envisage un schéma d'irradiation hypofractionné pour les adénocarcinomes de la prostate du fait d'un rationnel biologique adapté<sup>154,163,164</sup>.



La technique VMAT constitue une amélioration des techniques de modulation d'intensité existantes à la seule condition que la qualité de sa mise en œuvre soit optimale et en particulier au niveau de la cohérence calcul-mesure. Le contrôle de cohérence des distributions de dose montre que la différence moyenne de 8 % observée sur la valeur moyenne du gamma entre les plans obtenus en S&S et en VMAT est à évaluer au regard de la directivité de réponse du détecteur utilisé. En effet la matrice de chambre d'ionisation de PTW a une directivité de réponse pouvant aller jusqu'à 11 % pour les orientations les plus défavorables. L'impact de cette directivité est moyenné sur l'ensemble des portes d'entrée du faisceau qui ne sont qu'au nombre de cinq dans le cas de la technique S&S étudiée.

Le tableau 40 a été proposé par Theo et al qui ont réalisé un état de l'art de l'utilisation clinique du VMAT et en particulier pour la prostate <sup>149</sup>. Ils ont proposé une synthèse des résultats de nombreuses études publiées entre 2009 et 2011 <sup>79,86,153-155,162,165-172</sup>. Une des conclusions commune aux études présentées est la diminution du temps de délivrance du traitement qui passe en moyenne de 5-10 min en RCMI à 5 ou 7 faisceaux stationnaires à 1-1,5 min en VMAT. Cette diminution du temps de traitement peut s'avérer essentielle en prostate ce qui encourage la mise en place du VMAT dans ce cas clinique.

**Tableau 40 : Tableau récapitulatif de l'état de l'art des comparaisons RCMI par faisceaux stationnaires et VMAT pour le traitement de la prostate proposé par Teoh et al en 2011 <sup>149</sup>.**

Paper [ref] VMAT commercial system	Number of patients	Site and dose	Comparison	PTV	OAR	MU per fraction	Treatment time per fraction
Palma et al [51] Predecessor to RapidArc	10	Prostate alone 74 Gy in 37 fractions	3D-CRT vs IMRT(SF,SW) vs CDR-VMAT (SA) vs VDR-VMAT (SA)	IMRT and VMAT – similar PTV coverage and homogeneity (homogeneity inferior to 3D-CRT). Conformity best with IMRT and VDR-VMAT	VDR-VMAT best (compared with IMRT for sparing of rectum and femoral heads; compared with CDR-VMAT for sparing of bladder and rectum)	CDR-VMAT, 491.6; VDR-VMAT, 454.2; IMRT, 788.8; 3D-CRT, 295.5	
Zhang et al [52]	11	Prostate + proximal SV 86.4 Gy	IMRT (5F,SS) vs VMAT (SA)	IMRT – slightly higher dose to PTV (V95%, D95%, mean dose and TCP) and better homogeneity compared with VMAT	VMAT better than IMRT (sparing of rectum, bladder, femoral heads)	VMAT, 290; IMRT, 642	VMAT, 1 min; IMRT, 5 min
Kjaer-Kristoffersen et al [53] RapidArc	8	Prostate + SV, 78 Gy (5 pts); 74 Gy (1 pt) Prostate bed, 66 Gy (2 pts)	IMRT (5F,SW) vs VMAT (partial SA)	IMRT – slightly better PTV coverage (V95%) but VMAT better in PTV minus rectum coverage. Hotspots higher in VMAT plans.	VMAT better than IMRT (sparing of bladder, rectum). Integral dose to body similar. Low dose bath (5 Gy) to body larger for VMAT	VMAT, 529; IMRT, 647	
Hardcastle et al [54] SmartArc	10	Prostate 78 Gy in 39 fractions	IMRT (7F,SS) vs VMAT (SA)	IMRT and VMAT – similar PTV coverage (except D95% where VMAT had lower values).	VMAT better than IMRT at rectal sparing at doses <50 Gy. VMAT – higher doses to femoral heads. No significant difference in bladder doses.	VMAT, 417; IMRT, 526	VMAT, 1.3 min; IMRT, 4.5 min
Ost et al [55]	12	Prostate + SV (76 Gy) and IPL boost (82 Gy). Additional IPL dose level >85 Gy	IMRT (3F,5F,7F,SS) vs VMAT (SA)	IMRT (5F,7F) and VMAT – similar PTV coverage and all better than IMRT 3F. Dose escalation up to 95 Gy to IPL with VMAT	VMAT better at rectal sparing (significant at rectal volumes receiving 20–50 Gy). No difference in integral dose to body.	For 6 MV: VMAT, 447; IMRT (3F), 362; IMRT (5F), 407; IMRT (7F), 434	VMAT, 1.95 min; IMRT (5F), 3.85 min; IMRT (7F), 4.82 min
Weber et al [56] RapidArc	7	Recurrent prostate carcinoma 56 Gy in 14 fractions	IMRT (5F,SW) vs IMPT vs VMAT (SA)	IMPT best for PTV coverage, VMAT better than IMRT for GTV and PTV coverage. VMAT (high definition MLC) – best for homogeneity. IMRT, VMAT better than IMPT for conformity	IMPT and RA better than IMRT (sparing of rectum, urethra, bladder). Integral doses to body lowest with IMPT. IMPT best at sparing penile bulb		
Kopp et al [57] RapidArc	292	Prostate 77.4 Gy in 43 fraction	IMRT (7F,SW) vs VMAT (SA)	VMAT and IMRT similar PTV coverage (VMAT less homogeneous). VMAT – slightly higher D2%	VMAT better than IMRT (sparing of rectum at high doses, bladder, femoral heads, penile bulb)		
Yoo et al [58] RapidArc	10	Prostate, SV and LN (primary) 46.8 Gy; prostate and SV (boost) 28.8 Gy (1.8 Gy per fraction)	IMRT (9F,7F) vs VMAT (SA) vs VMAT (DA)	Primary plans – IMRT better than VMAT (PTV coverage, conformity). Boost plans – similar PTV coverage, homogeneity; IMRT had worse conformity compared to VMAT	Primary plans-IMRT better than VMAT (sparing of bladder, rectum, small bowel). Boost plans – IMRT and DA VMAT better than SA VMAT. Higher integral doses to body with VMAT	Primary plans: VMAT (SA), 429; (DA), 444; IMRT, 1300. Boost plans: VMAT (SA), 443; VMAT (DA), 484; IMRT, 777	Primary plans: VMAT (SA), 1.5 min; VMAT (DA), 3.1 min; IMRT, 8.1 min. Boost plans: VMAT (SA), 1.5 min; VMAT (DA), 3.1 min; IMRT, 4.9 min.

## Analyse et optimisation des performances du VMAT

Wolff et al [59] <i>ERGO++</i>	9	Prostate + SV 76 Gy	3D-CRT vs IMRT (7F,SS) vs VMAT (SA,DA) vs ST	VMAT and ST – better PTV coverage compared with IMRT. Conformity better with IMRT. No difference in homogeneity	ST and IMRT better than VMAT for rectal sparing	VMAT (SA), 386; VMAT (DA), 371; IMRT, 544; ST, 2714	VMAT (SA), 1.8 min; VMAT (DA), 3.7 min; IMRT, 6 min; ST, 12 min.
Tsai et al [60] <i>ERGO++</i>	12	Prostate ± SV 78 Gy in 39 fraction	IMRT (5F,SS) vs VMAT (SA) vs HT	Similar PTV coverage between all three techniques. HT – better conformity	HT better than VMAT and IMRT at rectal sparing at 65 Gy and 40 Gy (VMAT slightly better than IMRT). No difference in bladder and femoral head sparing.	VMAT, 309.7; IMRT, 336.1; HT, 3368	VMAT, 2.6 min; IMRT, 3.8 min; HT, 3.8 min
Rao et al [61] <i>SmartArc</i>	6 (of 18)	Not specified	IMRT (7F,SS) vs VMAT (SA) vs HT	Similar PTV coverage between all three techniques. VMAT – slightly better homogeneity.	No significant difference between all three techniques VMAT – slightly lower maximum dose to femoral heads compared with HT and IMRT.	VMAT, 549; IMRT, 639	VMAT, 2.2 min; IMRT, 8.1 min; HT, 4.0 min
Shaffer et al [62] <i>Predecessor to RapidArc</i>	10	Prostate 74 Gy in 37 fractions + SIB to prostate CTV up to 88.8 Gy	IMRT (9F,SW) vs VMAT (SA)	Volume of CTV boosted and mean dose within boost region higher with VMAT		VMAT, 949; IMRT, 1819	VMAT, 3.7 min; IMRT, 9.6 min
Crijns et al [64] <i>RapidArc</i>	11	Prostate + SV (SIB) 74 Gy + 55 Gy in 37 fractions	IMRT vs VMAT (SA)	No significant difference in PTV coverage (small differences depending on VMAT optimisation approach). IMRT – better homogeneity	No significant differences (except rectal maximum doses lower in some VMAT optimisation approaches). Mean rectal NTCP lower in VMAT		VMAT, 1.2–1.5 min
Guckenberger et al [94] <i>SmartArc</i>	5 (of 20)	Prostate + SV (SIB) 74 Gy + 60 Gy in 33 fractions	IMRT (7F,SS) vs VMAT (SA) vs VMAT (DA)	Similar PTV coverage (slightly better with DA VMAT). VMAT – better conformity	VMAT slightly better than IMRT at rectal, bladder sparing (except rectal V70 Gy which is higher with VMAT)	VMAT (SA), 465; VMAT (DA), 572; IMRT, 513	VMAT (SA), 2.08 min; VMAT (DA), 3.87 min; IMRT, 5.82 min

VMAT, volumetric modulated arc therapy; PTV, planning target volume; OAR, organs at risk; MU, monitor units; Gy, Gray; 3D-CRT, three-dimensional conformal radiotherapy; IMRT, intensity modulated radiotherapy; CDR, constant dose rate; VDR, variable dose rate; 5F, five field; 7F, seven field; 9F, nine field; SW, sliding window; SS, step-and-shoot; SA, single arc; DA, double arc; SV, seminal vesicles; V95%, volume receiving ≥95% prescribed dose; D95%, dose to 95% of volume; TCP, tumour control probability; V5 Gy, volume receiving ≥5 Gy; IPL, intraprostatic lesion; MV, megavoltage; IMPT, intensity modulated proton therapy; MLC, multileaf collimator; D2%, dose to 2% of volume; ST, serial tomotherapy; HT, helical tomotherapy; SIB, simultaneous integrated boost; CTV, clinical target volume; V70 Gy, volume receiving ≥70 Gy.

### IV.1.5 Conclusion

Dans le cas d'une irradiation prostatique, la technique VMAT constitue une amélioration des techniques d'irradiation par modulation d'intensité du fait d'une triple diminution par rapport à la technique S&S: de la dose délivrée aux OAR, en particulier diminution des doses moyennes reçues par la paroi rectales et les têtes fémorales de 1,3 Gy et 7,0 Gy respectivement, du temps de réalisation de l'irradiation de 50 % et du nombre d'unités moniteur nécessaire de 8 %. Concernant la cohérence calcul-mesure, les deux techniques, S&S et VMAT, respectent les critères d'avoir au moins 95 % de points acceptés et un gamma moyen inférieur à 0,5 au test du gamma index à 3 % (dose locale)/3 mm dans l'isodose 30 %.

*Une partie de cette étude a fait l'objet de deux articles publiés en 2010 dans la revue française Cancer radiothérapie* <sup>173,174</sup>. Ces articles sont présentés en annexes 9 et 10.

## IV.2 Sphère ORL

### IV.2.1 Introduction

Le traitement de la sphère ORL en radiothérapie est une application clinique difficile en raison de son anatomie complexe : volumes cibles multiples, de forme concave et étendus voire discontinus en cas d'irradiation des aires ganglionnaires. De plus il existe une très grande proximité entre les volumes cibles et les OAR. La RCMi offre la possibilité de délivrer des doses conformationnelles aux volumes cibles et ainsi de limiter la dose reçue par les OAR<sup>175</sup>. L'expérience clinique a ainsi montré que la RCMi pouvait diminuer la toxicité tardive comme la xérostomie en épargnant la dose aux glandes parotides<sup>176</sup>. De plus la RCMi a permis de délivrer des distributions de dose hétérogènes offrant la possibilité de prescrire des niveaux de doses différents de façon simultanée aux volumes cibles primaires et ganglionnaires<sup>177</sup>. On parle de radiothérapie en surdosage intégré simultané (Simultaneous Integrated Boost, SIB).

Dans cette partie, nous présentons une comparaison entre des plans VMAT et des plans S&S pour 16 patients traités pour des cancers de la sphère ORL.

### IV.2.2 Matériel et Méthode

#### IV.2.2.1 Planification du traitement

Notre étude a porté sur 16 patients traités entre 2009 et 2010 en technique S&S pour des cas de cancers ORL localement avancés non métastatiques. Les localisations primaires se répartissaient comme suit : oropharynx dans 4 cas, hypo pharynx dans 8, cavité orale dans 3 et larynx dans un cas. Le système de classification AJCC (American Joint Committee on Cancer) a été utilisé<sup>178</sup>. Concernant le stade tumoral, il a été établi à T1 pour un cas, T2 pour 3, T3 pour 5 et T4 pour 7 cas. Le stade ganglionnaire était N0 pour 6 cas, N1 pour 2, N2 pour 5 et N3 pour 3 cas. Tous les patients ont bénéficié d'une contention personnalisée type masque thermoformé immobilisant la tête et le cou. Les volumes cibles et OAR ont été définis à partir d'images acquises sur un scanographe de type Big Bore (Philips) avec une épaisseur de coupe de 2 mm. La délimitation des volumes est conforme aux recommandations des rapports 50 and 83 de l'ICRU<sup>11,150</sup> et aux recommandations internationales en vigueur<sup>179,180</sup>. Trois PTV ont été définis : le PTV70Gy a été défini comme le volume du site tumoral primaire et une marge 3D de 5 mm; le PTV63Gy a été défini comme le volume de maladie infraclinique à haut risque plus une marge 3D de 5 mm; le PTV56Gy a été défini comme le volume de maladie infraclinique à bas risque plus une marge 3D de 5 mm. Chaque PTV excluant le PTV de plus haut risque. Pour la planification inverse, les volumes cibles ont été définis en excluant la zone superficielle de 3 mm d'épaisseur<sup>181</sup>. La dose était délivrée une fois par jour, cinq jours par semaine et en 35 séances : soit des fractions des 2 Gy sur le PTV70Gy, 1,8 Gy sur le PTV63Gy et 1,6 Gy sur le PTV56Gy. Les objectifs de dose sur les PTV étaient que 95 % des volumes tumoraux doivent recevoir au moins 95 % de la dose prescrite et 98 % des volumes tumoraux doivent recevoir au moins 90 % de la dose prescrite.

La prescription de la dose est définie comme l'isodose enveloppant au minimum 95 % du PTV. Un volume maximal de 20 % du PTV peut recevoir 110 % de la dose prescrite. Un plan



de traitement optimal doit avoir au moins 2 sur 3 des V90 des trois PTV supérieures à 98 % et au moins 2 sur 3 des V95 des trois PTV supérieures à 95 %.

Les objectifs de dose majeurs sur les OAR sont précisés tableau 41.

**Tableau 41 : Objectifs de dose sur les organes à risque majeurs dans le cadre d'un traitement de cancers de la sphère ORL.**

	Dose max (D2%)	Dose moyenne	Dose médiane
<b>Moelle</b>	< 45 Gy		
<b>Tronc cérébral</b>	< 50 Gy		
<b>Parotide controlatérale</b>		< 30 Gy	< 26 Gy
<b>Parotide homolatérale</b>		la plus faible possible	
<b>Glandes sous maxillaires</b>		< 39 Gy	

Les plans de traitement ont été réalisés avec le TPS Pinnacle (version 9.0), des faisceaux de photons de 6 MV et un accélérateur Synergy doté d'un MLCi2 (Elekta). Les plans VMAT ont été optimisés avec l'algorithme SmartArc avec un arc de 356° délivré en sens horaire ou deux arcs avec un arc opposé si cela était nécessaire pour atteindre la distribution de dose désirée. En RCMi S&S, sept faisceaux équi-répartis sont utilisés (angles de bras : 210°, 260°, 310°, 0°, 50°, 100° et 150°). Les paramètres renseignés à l'algorithme inverse DMPO étaient : un nombre total de segments de 80 au maximum, une taille minimale des segments de 6 cm<sup>2</sup> et 6 UM minimum par segment

Les objectifs de dose standards, définis au logiciel inverse sur les PTV et les OAR principaux, sont récapitulés tableau 42 pour les techniques S&S et VMAT.

Tous les plans de traitement présentés dans ce chapitre ont été réalisés par le même opérateur.

**Tableau 42 : Objectifs de dose standards définis au logiciel inverse en RCMi type S&S avec l'algorithme DMPO et en RCMi type VMAT avec l'algorithme SmartArc pour le traitement de cancers de la sphère ORL en boost intégré à trois niveaux de dose.**

	Type d'objectif	RCMi type « step and shoot » Algorithme DMPO			RCMi type VMAT Algorithme SmartArc		
		Dose (cGy)	Volume (%)	Poids	Dose (cGy)	Volume (%)	Poids
<b>PTV 56Gy</b>	Dose minimale	5400	-	30	5600	-	100
	Dose uniforme	5600	-	30	5800	-	100
<b>PTV 63Gy</b>	Dose minimale	6200	-	30	6300	-	100
	Dose uniforme	6400	-	30	6500	-	100
<b>PTV 70Gy</b>	Dose minimale	6900	-	30	7000	-	100
	Dose uniforme	7100	-	30	7200	-	100
<b>PRV moelle</b>	Dose maximale	3800		5	3800	-	50
<b>PRV tronc</b>	Dose maximale	4000		5	4000	-	20
<b>Parotide homolatérale hors PTV</b>	HDV max*	4100	20	2	4100	20	5
	HDV max *	2700	40	2	2700	40	5
	HDV max *	1600	60	2	1600	60	5
<b>Parotide controlatérale</b>	HDV max *	4300	25	3	4300	25	5
	HDV max *	2800	40	3	2800	40	5
	HDV max *	1300	60	3	1300	60	5

\* HDV max = Dose maximale sur un pourcentage de volume

#### IV.2.2.2 Outils d'analyse

La comparaison des groupes a utilisé des tests statistiques non paramétriques (test de Wilcoxon) calculé avec le logiciel PASW (version 18.0.0). Un seuil de significativité de  $p \leq 0,05$  a été utilisé.

##### Distribution de la dose pour les fortes doses

Des HDV moyens ont été réalisés pour les PTV et les principaux OAR. Les HDV moyens sont réalisés en faisant la moyenne des pourcentages de volume recevant une dose donnée (pas de 1 cGy). Certaines valeurs spécifiques de ces HDV ont été relevées pour les 16 patients. Pour les PTV : la dose maximale ( $D_{2\%}$ ), la dose minimale ( $D_{98\%}$ ), la dose moyenne ( $D_{\text{moy}}$ ) et le volume  $V_{95\%}$  ont été analysés. Pour la moelle et le tronc cérébral, les  $D_{2\%}$  et  $D_{\text{moy}}$  ont été analysées. Pour les parotides les  $D_{\text{moy}}$ , les doses médianes ( $D_{\text{med}}$ ) et les volumes  $V_{15\text{Gy}}$ ,  $V_{30\text{Gy}}$  et  $V_{45\text{Gy}}$  ont été analysés. Pour les tissus sains, définis comme l'ensemble du volume du patient hors PTV, les volumes  $V_{5\text{Gy}}$ ,  $V_{10\text{Gy}}$ ,  $V_{25\text{Gy}}$  et  $V_{50\text{Gy}}$  ont été analysés. Pour la peau, définie comme la région superficielle jusqu'à une profondeur de 3 mm, la  $D_{\text{moy}}$  et les volumes  $V_{5\text{Gy}}$ ,  $V_{10\text{Gy}}$ ,  $V_{25\text{Gy}}$  et  $V_{50\text{Gy}}$  ont été analysés. L'homogénéité dans le volume cible a été évaluée avec l'indice d'homogénéité (IH). La conformation de la dose au PTV a été évaluée en utilisant l'indice de conformation (IC) définis par le RTOG<sup>182</sup>. L'indice de conformation, COIN, défini par Baltas<sup>115</sup> a également été calculé. Le calcul de ces indices est précisé paragraphe IV.1.2. Les valeurs des NTCP (Normal Tissue Complication Probability) ont été calculées pour les parotides avec les paramètres définis par Dijkema et al. (2):  $TD50=39,9$  Gy,  $n=1$ ,  $m=0,4$ <sup>183,184</sup>.

##### Evaluation des faibles doses

Dans cette étude, l'évaluation des faibles doses a eu pour but de mesurer les doses reçues en certains points particuliers en regard du champ de traitement et en dehors du champ de traitement. Les mesures ont été réalisées avec des dosimètres thermoluminescents (TLD GR200A, LiF:Mg,Cu,P). Ils se présentent sous forme de pastilles cylindriques de 4,5 mm de diamètre et de 0,8 mm d'épaisseur et sont placés dans un fantôme anthropomorphe adulte type ATOM (CIRS) (Figure 103). La lecture est réalisée avec un lecteur automatique PCL3 commercialisé par la société FIMEL et avec le logiciel PCL Windows. La température de préchauffage est de 155 °C et la température de chauffage de 260 °C. Un filtre optique interférentiel ne laissant passer qu'une bande spectrale centrée sur la longueur d'onde principale des photons émis (400 nm) est placé à l'entrée du tube photomultiplicateur. La régénération est réalisée avec un four à convection forcée N15/65HA commercialisé par Nabertherm. La régénération est réalisée à 240°C pendant 10 minutes et est suivie d'un refroidissement rapide.

Des volumes cibles et OAR ont été définis dans le fantôme mimant un cas de cancer de l'hypo-pharynx et le plan de traitement a été optimisé comme pour un patient réel. Dans le champ de traitement, la dose superficielle a été mesurée pour le lobe de l'oreille, le coin de la bouche, la nuque et les épaules avec des TLD placés entre le masque et la surface du fantôme. En dehors du champ de traitement, les doses ont été mesurées à 1,5 cm de profondeur pour les organes les plus radiosensibles (visualisés par un rond rouge et une flèche sur la figure 103) : le cristallin (à 12 cm de l'isocentre), les seins (18 cm de l'isocentre), les gonades (66 cm de l'isocentre) et pour un point de l'abdomen (39 cm de l'isocentre). Le choix de la localisation et de la profondeur des points de mesure est limité par l'usage du fantôme.

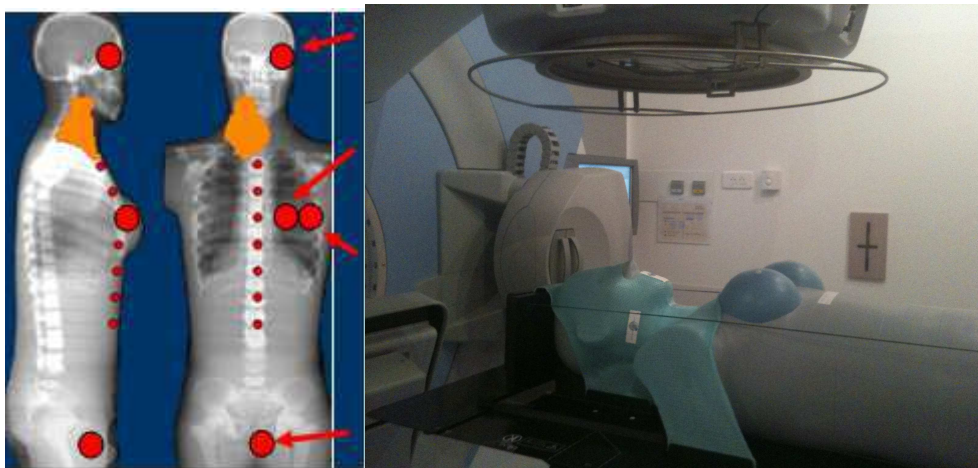


Figure 103: Simulation d'un traitement de la sphère ORL sur un fantôme anthropomorphe ATOM (CIRS). Les points rouges symbolisent les positions des TLD.

#### Efficienc e du plan de traitement

Pour évaluer l'efficacité, le nombre d'UM et le temps nécessaires à la délivrance du plan de traitement ont été comparés.

#### Précision de réalisation du plan de traitement

Le contrôle de la dose absolue a été réalisé par chambre d'ionisation cylindrique, type 31010 de PTW dont le volume sensible est de  $0,125 \text{ cm}^3$  placée à l'isocentre dans le fantôme octogonal homogène Octavius de PTW. La distribution de la dose a été vérifiée avec une matrice de chambres d'ionisation (2Darray Seven29, PTW) insérée dans le fantôme Octavius pour deux plans d'analyse, coronal et sagittal. L'analyse de la cohérence des distributions de dose calculées et mesurées a été réalisée avec le test du gamma index pour les doses supérieures à 30 % de la dose maximale et pour des critères de distance allant de 2 mm à 5 mm et des critères en dose locale de 2 % à 5 %.

### **IV.2.3 Résultats**

#### IV.2.3.1 Distribution de la dose pour les fortes doses

La figure 104 montre la distribution de la dose dans un plan coronal et un plan axial d'un patient type en technique S&S et en VMAT.

#### Volumes cibles

La figure 105 montre que des doses plus élevées sont délivrées aux PTV63 et PTV70 en technique S&S mais le tableau 43 montre que les écarts relatifs entre les deux techniques sont toujours inférieurs ou égale à 1 %. Il existe une seule différence significative sur la dose minimale reçue par le PTV56 en faveur du VMAT. Le tableau 44, reportant les indices dosimétriques, montre que les indices sont très similaires entre les deux techniques. Seule la différence de l'indice d'homogénéité au volume cible de dose intermédiaire est statistiquement significative en faveur du VMAT.

#### Moelle

La figure 105 montre que les différences entre les courbes sont plus importantes pour les doses supérieures à 20 Gy. Dans cette gamme de dose les plans S&S semblent délivrer plus de doses à la moelle que les plans VMAT. Le tableau 43 montre que la dose médiane est significativement plus élevée en technique S&S qu'en VMAT.

#### Parotides

La figure 105 et le tableau 43 montrent qu'il n'existe pas de différences significatives sur les distributions de doses entre les deux techniques.

Tissus sains

La figure 105 et le tableau 43 montrent que le volume de tissus sains recevant des doses inférieures à 20 Gy est plus faible en technique S&S qu'en VMAT. En VMAT, les  $V_{5Gy}$  et  $V_{10Gy}$  augmentent de 4,2 % et 7,5 % respectivement par rapport à la technique S&S. Pour les doses supérieures à 20 Gy, la figure 105 montre qu'il n'existe pas de différences majeures entre les deux techniques.

IV.2.3.2 Evaluation des faibles doses

Le tableau 45 reporte les doses mesurées par TLD, les valeurs sont données pour l'ensemble des 35 fractions du traitement.

Pour toutes les doses de surface en regard du champ de traitement à l'exception de l'épaule, la différence de dose maximale mesurée entre le S&S et le VMAT est de 0,6 % de la dose maximale de prescription. Pour l'épaule, la différence maximale est de 3,1 % de la dose maximale de prescription.

Pour les doses mesurées aux OAR en dehors du champ de traitement, la différence de dose maximale mesurée entre le S&S et le VMAT est de 0,12 % de la dose maximale de prescription.

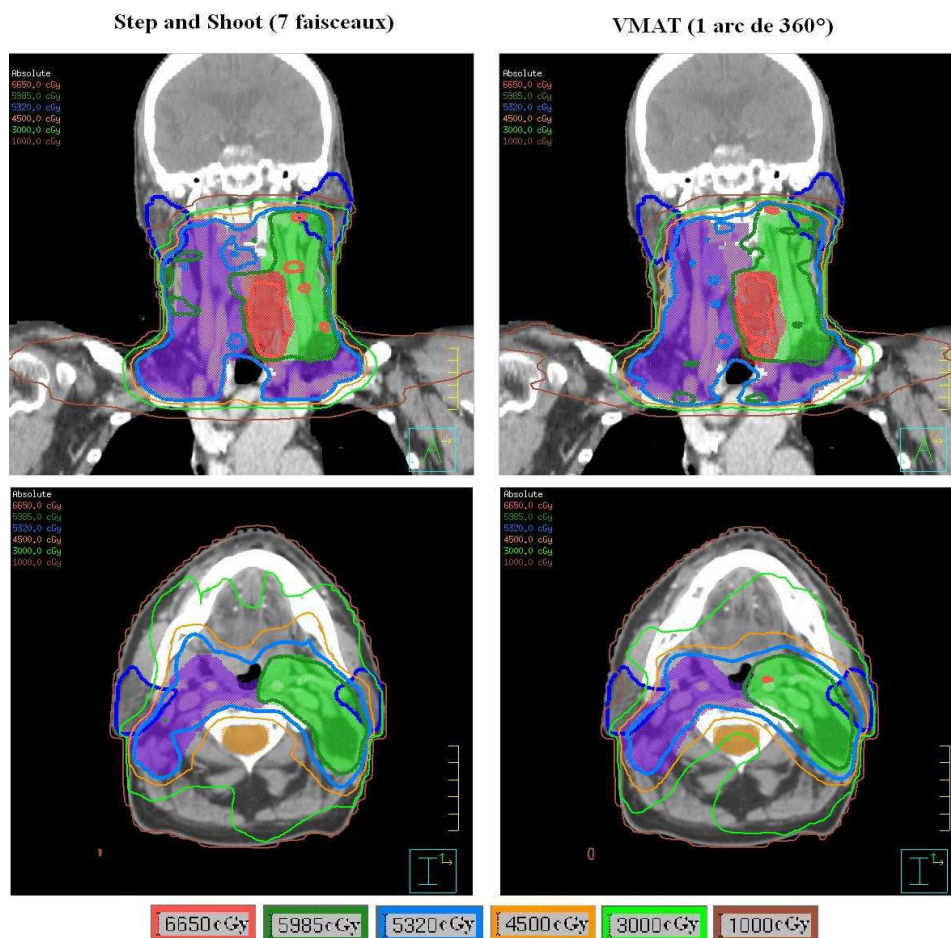


Figure 104 : Distribution de la dose dans un plan coronal et axial obtenue en S&S et en VMAT pour un patient type traité pour un cancer de la sphère ORL. Les PTV dont les doses de prescription sont de 56 Gy, 63 Gy et 70 Gy sont représentés en violet, vert et rouge respectivement. Les parotides sont représentées en bleu et la moelle en orange.

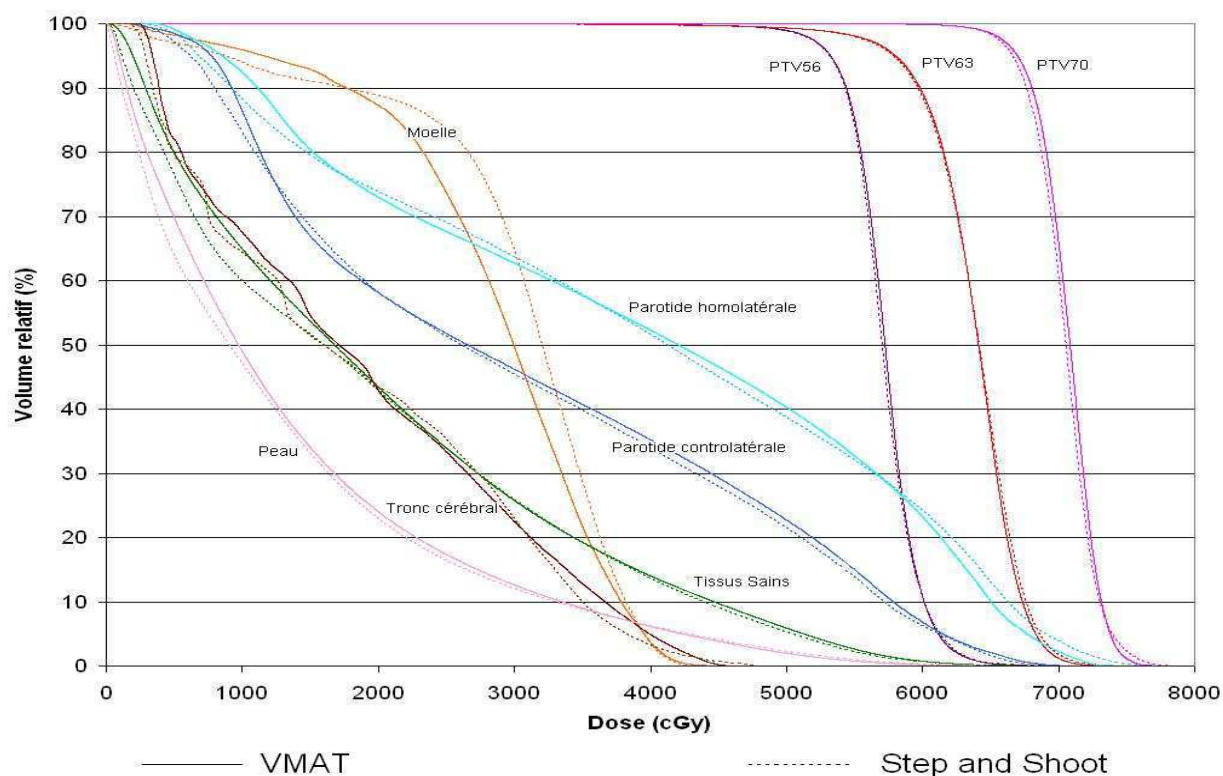


Figure 105 : HDV moyens obtenus sur 16 patients traités pour un cancer de la sphère ORL en technique S&S (ligne discontinue) et en technique VMAT (ligne continue).

Tableau 43 : Comparaison dosimétrique, entre des plans réalisés en technique S&S et VMAT, valeurs moyennes obtenues sur 16 patients traités pour un cancer de la sphère ORL à trois niveaux de dose (SIB).

Moyenne ± écart-type	S&S	VMAT	<i>Ecart relatif</i> $\frac{X_{VMAT} - X_{S\&S}}{X_{S\&S}} \times 100$	<i>test de Wilcoxon</i> <i>p</i>
<b>PTV56</b>				
Dmin = D98% (Gy)	51,3 ± 0,6	51,8 ± 0,7	1,0 %	0,010
Dmax = D2% (Gy)	61,7 ± 2,5	61,8 ± 2,2	0,2 %	0,717
Dose médiane (Gy)	57,3 ± 1,2	57,4 ± 1,0	0,2 %	0,587
V95% (%)	/	/	/	/
<b>PTV63</b>				
Dmin = D98% (Gy)	56,3 ± 3,4	56,4 ± 3,1	0,3 %	0,313
Dmax = D2% (Gy)	69,9 ± 1,5	69,4 ± 1,6	-0,7 %	0,245
Dose médiane (Gy)	64,5 ± 1,4	64,3 ± 1,2	-0,3 %	0,918
V95% (%)	89,9 ± 5,5	90,5 ± 5,7	0,6 %	0,359
<b>PTV70</b>				
Dmin = D98% (Gy)	66,0 ± 0,9	66,2 ± 1,4	0,4 %	0,255
Dmax = D2% (Gy)	74,4 ± 2,0	74,1 ± 1,7	-0,4 %	0,717
Dose médiane (Gy)	71,1 ± 1,7	71,2 ± 1,2	0,2 %	0,856
V95% (%)	95,6 ± 2,4	96,4 ± 3,2	0,9 %	0,326
<b>Parotide homolatérale</b>				
Dose médiane (Gy)	40,2 ± 15,4	39,7 ± 15,6	-1,2 %	0,438
V15Gy (%)	79,6 ± 16,3	80,4 ± 16,7	1,0 %	0,554
V30Gy (%)	63,7 ± 22,0	62,7 ± 21,2	-1,6 %	0,336
V45Gy (%)	45,1 ± 19,8	46,6 ± 20,9	3,2 %	0,376

<b>Parotide controlatérale</b>				
Dose médiane (Gy)	27,2 ± 5,6	27,6 ± 5,0	1,2 %	0,163
V15Gy (%)	68,5 ± 8,5	66,9 ± 5,4	-2,4 %	0,779
V30Gy (%)	45,5 ± 7,5	46,2 ± 6,2	1,6 %	0,099
V45Gy (%)	28,0 ± 7,3	29,3 ± 6,8	4,5 %	0,088
<b>Moelle</b>				
Dmax = D2% (Gy)	39,1 ± 3,0	38,6 ± 3,2	-1,3 %	0,088
Dose médiane (Gy)	32,4 ± 2,8	30,2 ± 4,1	-7,3 %	0,048
<b>Tissus sains</b>				
V5Gy (%)	76,5 ± 12,7	79,9 ± 7,9	4,2 %	0,464
V10Gy (%)	60,0 ± 10,4	64,9 ± 7,9	7,5 %	0,015
V25Gy (%)	34,0 ± 7,7	33,9 ± 4,5	-0,2 %	0,364
V50Gy (%)	5,3 ± 1,7	5,9 ± 1,5	9,8 %	0,142

Tableau 44 : Indices dosimétriques calculés sur des plans réalisés en technique S&S et VMAT, valeurs moyennes obtenues sur 16 patients traités pour un cancer de la sphère ORL à trois niveaux de dose (SIB).

	S&S	VMAT	Wilcoxon test (p)
<b>56 Gy</b>			
IH	0,118	0,127	0,438
IC RTOG	1,335	1,363	0,079
COIN	0,645	0,690	0,877
<b>63 Gy</b>			
IH	0,156	0,133	0,001
IC RTOG	1,280	1,320	0,301
COIN	0,940	0,975	0,215
<b>70 Gy</b>			
IH	0,088	0,088	0,301
IC RTOG	1,417	1,604	0,121
COIN	0,642	0,577	0,063

Tableau 45 : Faibles doses en regard du champ de traitement et à distance mesurées par détecteurs thermo-luminescents (moyenne de 5 mesures) sur fantôme anthropomorphe en technique S&S et en VMAT pour un traitement de la sphère ORL (SIB : 56/64/70 Gy).

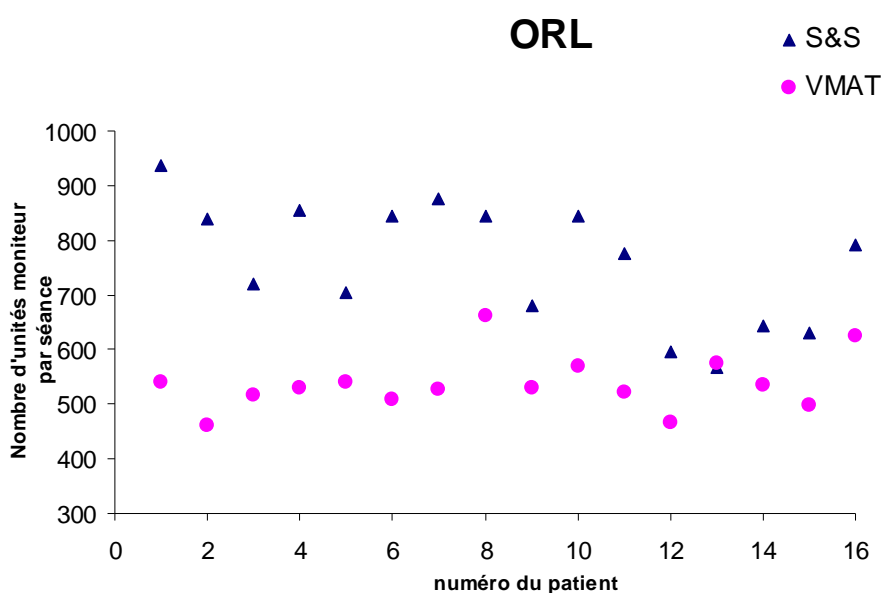
	S&S	VMAT
<b>Dose de surface en regard au champ de traitement (cGy)</b>		
Lobe de l'oreille gauche	780,6	748,3
Coin des lèvres	2007,9	1998,1
Nuque	3629,6	3591,1
Epaule gauche	3032,1	3251,5
<b>Dose à distance (cGy)</b>		
<b>Localisation</b>	<b>Distance à l'isocentre</b>	
Cristallin gauche	12,0 cm	111,1
Au dessus du sein gauche	11,6 cm	115,5
Sein gauche : partie externe	18,0 cm	26,1
Sein gauche : partie interne	19,2 cm	27,4
Abdomen	39,4 cm	3,9
Gonades	66,3 cm	2,7



## IV.2.3.3 Efficience du plan de traitement

En technique S&S, le nombre moyen d'UM est de 759,3 UM avec un écart-type de 111,9 UM (figure 106) et pour un nombre moyen de segments de 46 pour l'ensemble des faisceaux. En VMAT, le nombre moyen d'UM est de 537,8 UM avec un écart-type de 51,3 UM (figure 106). En VMAT, le nombre d'arcs nécessaire afin que la distribution de dose satisfasse aux objectifs de dose était de un pour 14 cas sur 16 et de deux, délivrés en sens horaire pour un arc et en sens antihoraire pour l'autre, pour 2 cas sur 16.

Les temps de traitement relevés pour un patient type étaient de 11 min en S&S, de 5,5 min pour un plan VMAT à un arc et de 6,8 min pour un plan VMAT à deux arcs.



**Figure 106 : Nombre total d'unités moniteur nécessaires pour délivrer le traitement en S&S (losanges bleus) et en VMAT (carrés roses) pour les 16 patients traités pour un cancer de la sphère ORL (SIB : 56/64/70 Gy).**

## IV.2.3.4 Précision de réalisation du plan de traitement

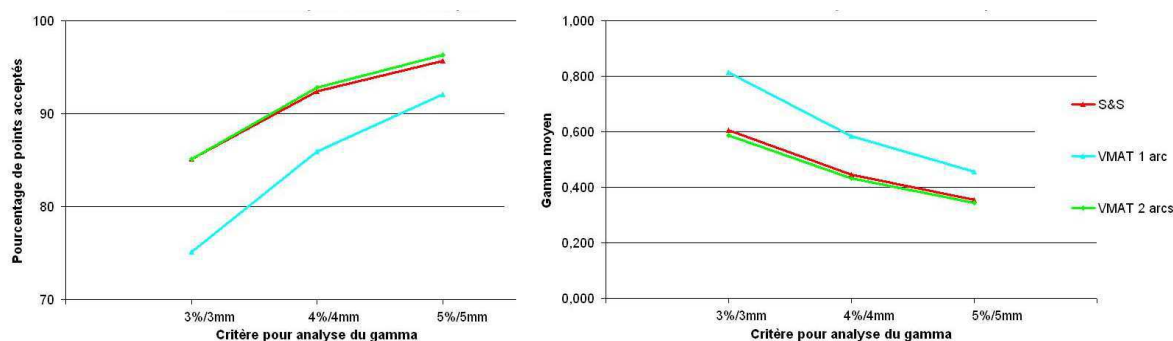
Le tableau 46 détaille les résultats de cohérence entre la dose mesurée par chambre d'ionisation cylindrique et celle calculée ponctuellement par le TPS à l'isocentre en technique S&S et VMAT. En S&S, l'écart relatif est en moyenne de - 3,5 % avec un écart-type de 1,7 % et en VMAT, l'écart relatif est en moyenne de - 5,0 % avec un écart-type de 0,7 %.

La figure 107 montre les résultats de cohérence entre les distributions de dose calculées et celles mesurées. Les écarts sur le pourcentage de points acceptés et les valeurs moyennes des gammas restent inférieurs ou égaux à 3 % entre la technique S&S et la technique VMAT dans le cas d'une balistique VMAT à deux arcs. Alors que ces différences peuvent atteindre 30 % dans le cas d'une balistique VMAT avec un arc unique.



**Tableau 46 : Cohérence entre la dose calculée et mesurée par chambre d'ionisation cylindrique (Volume sensible = 0,125 cm<sup>3</sup>) dans un fantôme homogène cylindrique. Résultats détaillés pour cinq patients en technique RCMi S&S et VMAT délivré avec deux arcs.**

Dose (en Gy)	S&S			VMAT (2 arcs)		
	Calculée (C)	Mesurée (M)	Ecart relatif (M-C)/C × 100	Calculée (C)	Mesurée (M)	Ecart relatif (M-C)/C × 100
Patient 1	1,643	1,559	-5,1%	1,691	1,615	-4,5%
Patient 2	1,422	1,370	-3,7%	1,357	1,298	-4,4%
Patient 3	1,377	1,312	-4,7%	1,317	1,236	-6,1%
Patient 4	1,589	1,542	-3,0%	1,171	1,111	-5,1%
Patient 5	1,479	1,466	-0,9%	1,481	1,405	-5,1%



**Figure 107 : Cohérence entre la dose calculée et mesurée par matrice de chambres d'ionisation dans un fantôme homogène octogonal ; analyse réalisée avec le test du gamma index en S&S (courbe rouge), en VMAT utilisant un arc unique (courbe bleue) et en VMAT utilisant deux arcs (courbe verte) dans l'isodose 30 % : à gauche pourcentage de points acceptés et à droite valeurs moyennes des gammas (valeurs moyennes obtenues sur quatre patients et pour deux plans d'analyse coronal et sagittal).**

#### IV.2.4 Discussion

Dans cette étude, nous avons montré que les distributions de dose, l'homogénéité et la conformation de la dose au PTV sont similaires entre les deux techniques de RCMi S&S et VMAT. Theo et al ont proposé la tableau 47 synthétisant les résultats des études publiées entre 2009 et 2011 pour le traitement de la sphère ORL<sup>149</sup>. Beaucoup d'auteurs ont montré des résultats similaires sur la couverture du volume cible obtenue en RCMi par faisceaux stationnaires et en VMAT sous condition parfois d'utiliser deux arcs<sup>83,84,86,171,185-188</sup>. Les OAR sont significativement mieux épargnés en technique VMAT uniquement pour les D<sub>2%</sub> et D<sub>moy</sub> reçue par la moelle. Concernant l'épargne des OAR, les études antérieures ont montré de très faibles différences ou des résultats équivalents entre les techniques de RCMi par faisceaux stationnaires, S&S ou SW, et les techniques de RCMi par faisceaux mobiles (arcthérapie)<sup>83,186</sup>. En technique VMAT, le volume de tissus sains recevant des doses inférieures à 20 Gy est supérieur par rapport à la technique S&S. Cependant pour les doses plus élevées, il n'existe pas de différences significatives entre les deux techniques. Bertelsen et al. ont trouvé une augmentation du volume recevant moins de 17 Gy et une diminution du volume recevant des doses comprises entre 17 et 50 Gy en technique VMAT<sup>186</sup>. Concernant les faibles doses, nous n'avons pas mesuré de différences majeures entre les deux techniques. Les différences de doses mesurées sont inférieures ou égales à 3 % de la dose prescrite.

Afin d'obtenir des distributions de doses satisfaisant aux critères fixés, nous avons utilisé une balistique à deux arcs dans un quart des cas alors que dans le reste des cas un arc unique était suffisant. Dans une étude précédente, Guckenberger et al. ont trouvé que pour avoir des résultats similaires au S&S, deux ou trois arcs étaient nécessaires en VMAT dans le cas des volumes cibles complexes tel que le traitement en boost intégré de la sphère ORL<sup>86</sup>. Ces résultats différents sont expliqués par les règles d'optimisation inverse fixées par Guckenberger. Dans son étude, Guckenberger utilise des contraintes inverses identiques en S&S et en VMAT alors que dans notre étude nos contraintes ont été optimisées pour chaque plan.

Une amélioration majeure du VMAT par rapport à la technique S&S est la diminution du nombre d'UM (-29 %). Dans des études antérieures avec des cas ORL, la diminution du nombre d'UM variait 8,5 % à 60,0 %<sup>83,84,186</sup>. Ces différences sont dues aux types de technique de RCMI par faisceaux stationnaires utilisés dans la comparaison<sup>97,186</sup>. Une autre amélioration majeure du VMAT est la diminution du temps de délivrance du traitement : en moyenne 4,5 min sont nécessaires en technique VMAT contre 12 min en technique S&S. Cette diminution a un impact direct sur les patients en termes de confort et d'immobilité et potentiellement en termes de mouvements intra-fractions. Les études publiées ont montré une diminution du temps de traitement : entre 1,2 min et 8,13 min en VMAT contre un temps entre 6 min et 15 min en RCMI par faisceaux stationnaires<sup>83,84,86,171,185-188</sup>. Bertelsen et al. expliquent que ces différences peuvent être dues au mode de variation du débit de dose par palier sur les accélérateurs Elekta utilisés dans ces études<sup>186</sup>. De plus des temps de traitement plus longs dans notre étude peuvent être expliqués par des volumes de PTV plus importants par rapport à ceux rapportés dans les autres études (tableau 107).

Concernant l'assurance qualité, nous avons montré des résultats de cohérence de la dose relative calculée et mesurée similaire en S&S et en VMAT à condition d'utiliser une balistique avec deux arcs de traitements. Dans notre étude, la cohérence de la dose absolue calculée et mesurée à l'isocentre est systématiquement meilleure en S&S qu'en VMAT. Les différences entre les deux techniques S&S et VMAT peuvent s'expliquer d'une part par le paramétrage des algorithmes inverses utilisés. En effet l'algorithme DMPO utilisé pour la technique S&S offre la possibilité de contrôler la forme des segments générés grâce à plusieurs paramètres comme la taille minimale et la pondération en dose minimale des segments, le nombre de paires de lames utilisées pour générer un segment et la distance minimale entre les lames opposées. Alors que l'algorithme inverse SmartArc utilisé en technique VMAT ne permet pas de contrôler directement la forme des segments générés. Les paramètres de l'algorithme SmartArc: discrétisation de l'arc, temps maximal autorisé pour la délivrance du traitement et contrainte de déplacement des lames ; ont une influence sur la qualité de la délivrance du plan de traitement comme détaillé dans le paragraphe II.3.2.2 de cette thèse.

**Tableau 47 : Tableau récapitulatif de l'état de l'art des comparaisons RCMI par faisceaux stationnaires et VMAT pour le traitement de la sphère ORL proposé par Teoh et al en 2011<sup>149</sup>.**

Paper [ref] VMAT commercial system	Number of patients	Primary tumour site	Comparison	PTV	OAR	MU per fraction	Treatment time per fraction
Verbakel et al [91] RapidArc	12	Nasopharynx, oropharynx and hypopharynx	IMRT (7F,SW) vs VMAT (SA) vs VMAT (DA)	Similar PTV coverage. DA VMAT better than SA VMAT and IMRT for homogeneity	No significant difference. Parotid dose lower with DA VMAT (by average 2Gy) compared with SA VMAT and IMRT	VMAT (SA), 439; VMAT (DA), 459; IMRT, 1108	
Vanetti et al [92] RapidArc	29	Oropharynx, hypopharynx and larynx	IMRT (7-9F,SW) vs VMAT (SA) vs VMAT (DA)	Similar PTV coverage and conformity. DA VMAT better than SA VMAT and IMRT for homogeneity (SA VMAT slightly inferior to IMRT)	VMAT better than IMRT at sparing spinal cord (D2%, mean dose), brainstem (D2%, mean dose) and parotid glands (mean dose). DA VMAT better than SA VMAT. VMAT - lower integral doses to body	VMAT (SA), 463; VMAT (DA), 584; IMRT, 1126	VMAT (SA), 1.2-1.5 min; VMAT (DA), 3 min; IMRT, 15 min
Johnston et al [93] RapidArc	10	Nasopharynx and oropharynx	IMRT (9F,SW) vs VMAT (DA)	Similar PTV coverage IMRT slightly better than VMAT for conformity and homogeneity	No significant differences for spinal cord, brainstem doses. VMAT better than IMRT for contralateral parotid gland sparing	VMAT, 529; IMRT, 1628	
Guckenberger et al [94] SmartArc	15 (of 20)	Post-operative pharynx/larynx, primary pharynx, paranasal sinus	IMRT (9F,SS) vs VMAT (1-3 arcs)	For PTV coverage and homogeneity: (post-operative pharynx/larynx) SA VMAT inferior to IMRT, DA VMAT = IMRT TA VMAT better than IMRT; (primary pharynx) SA and DA VMAT inferior to IMRT TA VMAT = IMRT; (paranasal sinus) All VMAT plans inferior to IMRT; (decreased coverage between orbits)	(Post-operative pharynx/larynx, primary pharynx) No significant difference (SA VMAT inferior to DA VMAT; TA VMAT and IMRT) (paranasal sinus) All VMAT plans inferior to IMRT for lens sparing	IMRT, 430-688; VMAT (SA), 358-440; VMAT (DA), 460-519; VMAT (TA), 506-560	IMRT, 9.55-12.25 min; VMAT (SA), 1.85-2 min; VMAT (DA), 3.83-3.98 min; VMAT (TA), 4.42-4.58 min
Bertelsen et al [95] SmartArc	25	Oropharynx and hypopharynx	IMRT (5-7F,SS) vs VMAT (SA)	Similar PTV coverage and homogeneity. VMAT better than IMRT for elective PTV coverage and conformity	VMAT better than IMRT at sparing spinal cord, parotid glands, submandibular glands at high dose levels. VMAT - lower volumes of normal tissue (outside PTV) irradiated to higher doses	VMAT, 460; IMRT, 503	VMAT, 4.02 min; IMRT, 6.2 min
Alvarez-Moret [96] Oncentra Masterplan	4	Oral cavity, hypopharynx, nasal cavity	IMRT (7-9F,SS) vs VMAT (SA) vs VMAT (DA)	IMRT and DA VMAT similar PTV coverage, homogeneity (SA VMAT inferior to IMRT and DA VMAT)	IMRT and DA VMAT largely similar OAR sparing (SA VMAT inferior to IMRT and DA VMAT)	VMAT (SA), 491.3; VMAT (DA), 596.4; IMRT, 575.4	VMAT (SA), 1.86 min; VMAT (DA), 3.64 min; IMRT, 11.7 min
Clemente et al [100] SmartArc	8	Oropharynx	IMRT (9F,SS) vs VMAT (DA) vs HT	HT better than VMAT and IMRT for coverage of elective PTV, homogeneity and conformity. VMAT better than IMRT in conformity (no difference in homogeneity)	HT - lower doses to brain, parotid, oral mucosa, oesophagus. VMAT and IMRT - lower doses to mandible. VMAT - slightly lower mean dose to ipsilateral parotid gland compared with IMRT	VMAT, 672.4; IMRT, 931	VMAT, 8.13 min; IMRT, 13.94 min; HT, 7.26 min
Rao et al [61] SmartArc	6 (of 18)		IMRT (9F,SS) vs VMAT (DA) vs HT	Similar PTV coverage.	HT better than VMAT and IMRT at sparing of spinal cord, brainstem, parotid glands. No difference in mean dose to body	IMRT, 777; VMAT, 620	IMRT, 11.1 min; VMAT, 4.6 min; HT, 7.0 min

VMAT, volumetric modulated arc therapy; PTV, planning target volume; OAR, organs at risk; MU, monitor units; IMRT, intensity modulated radiotherapy; 5F, five field; 7F, seven field; 9F, nine field; SW, sliding window; SS, step-and-shoot; SA, single arc; DA, double arc; TA, triple arc; Gy, gray; D2%, dose to 2% of volume; TA, triple arc; HT, helical tomotherapy.

## IV.2.5 Conclusion

Pour les deux techniques de RCMI S&S et VMAT, les distributions de dose satisfont aux objectifs définis dans la prescription médicale. Les différences dosimétriques des fortes et des faibles doses sont faibles, généralement inférieures à 3%, et rarement significatives ( $p > 0,05$ ). L'efficacité des plans de traitement en technique VMAT est supérieure à celle de la technique S&S : le nombre d'UM et le temps de délivrance ont diminué de 29 % et de 7,5 min respectivement en technique VMAT par rapport à la technique S&S. Concernant la qualité de la délivrance du plan de traitement, afin d'obtenir un niveau de cohérence calcul-mesure en VMAT aussi élevé que celui obtenu en S&S, il est nécessaire d'opter pour une balistique VMAT à deux arcs avec une discrétisation des arcs la plus fine possible.

En conclusion pour le traitement de la sphère ORL en boost intégré, l'apport du VMAT par rapport à une technique de RCMI est très faible d'un point de vue de la distribution de doses mais très importante en termes d'efficacité du plan de traitement et plus particulièrement de la diminution du temps de traitement.

*Une partie de cette étude a fait l'objet d'un article publié en 2010 dans la revue française Cancer radiothérapie<sup>174</sup> (annexe 10) et d'une communication orale au 22<sup>ème</sup> congrès de la Société Française de Radiothérapie Oncologique (SFRO) en 2011 (annexe 11).*

## IV.3 Poumons

### IV.3.1 Introduction

Le traitement des tumeurs pulmonaires précoces en radiothérapie hypofractionnée constitue une alternative à la chirurgie dans le cas des lésions jugées inopérables. Le schéma de traitement hypofractionné a montré un taux de contrôle accru (supérieur à 80 %) par rapport au schéma conventionnel de radiothérapie<sup>189</sup>. Une des problématiques majeure de la radiothérapie hypofractionnée est la tolérance du traitement par les tissus sains en particulier dans le cas de traitement thoracique<sup>190,191</sup>. Une autre problématique est l'augmentation de la dose par séance qui génère potentiellement une augmentation du temps de délivrance du traitement, ce qui peut s'avérer crucial dans le cadre de tumeurs pulmonaires mobiles. Ainsi la mise en place du VMAT dans ce cadre doit permettre de répondre à ces deux problématiques de conformation de la dose et de limitation du temps de délivrance du traitement.

L'étude présentée ici a comparé les résultats en termes de distribution de dose, efficacité et qualité de réalisation du traitement entre deux techniques d'irradiation hypofractionnée pulmonaire: une technique RC3D utilisant multitude de faisceaux stationnaires conformationnels sans modulation d'intensité et basée sur une optimisation inverse et une technique VMAT.

### IV.3.2 Matériel et Méthode

#### IV.3.2.1 Sélection des patients et prescription de la dose

Cette étude a porté sur deux patients traités pour un adénocarcinome bronchique précoce classé T1 ou T2. La prescription de la dose était de 48 Gy délivrés en quatre fractions espacées les unes des autres de 48 h minimum. La délimitation des volumes a été réalisée à partir d'images tomographiques (CT) 4D d'épaisseur de coupe de 2 mm acquise sur un scanner Big Bore (Philips). Les images obtenues ont été indexées au cycle respiratoire grâce à l'utilisation d'une ceinture abdominale type Philips Bellows. Dix phases du cycle respiratoire sont définies 0%, 10%, 20%,...,90% correspondant chacune à une série d'image CT et une série d'image globale intégrant l'ensemble des cycles respiratoires est également générée. Le CTV est délimité sur chacune de ces 10 séries d'images. Un ITV (Internal Target Volume) a été défini comme étant l'union des CTV définis sur les 10 phases. Le PTV correspond à l'ITV plus une marge 3D de 4 mm. Les OAR sont segmentés sur la série d'images globale. Il s'agit des poumons sains (hors ITV), du PRV (Planning at Risk Volume) de la moelle, de l'œsophage, du cœur, de la trachée, de l'arbre bronchique et de la peau. Ici le volume nommé peau englobe l'ensemble des tissus superficiels jusqu'à une profondeur de 5 mm. Le PRV moelle correspond à la moelle plus une marge 3D de 10 mm.

Les deux cas étudiés (adénocarcinome du poumon gauche) ont des volumes cibles de taille extrême : le patient A présente un PTV de 93,48 cm<sup>3</sup> et le patient B de 13,38 cm<sup>3</sup>. Les critères de dose suivent les recommandations du protocole ROSEL (Radiosurgery Or Surgery for Early Lung cancer). Concernant la distribution de la dose au PTV, il faut que le volume de PTV couvert par l'isodose de prescription (48 Gy) soit supérieur à 95 % (la déviation est dite mineure si ce volume est compris entre 95 % et 90 %) et que le volume couvert par 95 % de la dose de prescription soit supérieur 99 %. La dose maximale ponctuelle dans le PTV doit

être comprise entre 110 % et 140 % de la dose prescrite (48 Gy). Pour le patient A dont le volume de PTV est supérieur à 40 cm<sup>3</sup>, il faut que les contraintes suivantes soient respectées :  $V_{\text{isodose de prescription}} / V_{\text{PTV}} < 1,10$  (la déviation est dite mineure si ce rapport est compris entre 1,10 et 1,20) ;  $V_{50\% \text{ isodose de prescription}} / V_{\text{PTV}} < 6$  (la déviation est dite mineure si ce rapport est compris entre 6 et 8),  $D_{\text{max à 2cm du PTV}} < 70 \%$  (la déviation est dite mineure si cette dose est comprise entre 70 % et 80 %) et  $V_{20 \text{ Gy, poumons hors ITV}} < 10 \%$  (la déviation est dite mineure si ce volume est compris entre 10% et 15%). Pour le patient B dont le volume de PTV est inférieur à 20 cm<sup>3</sup>, il faut que les contraintes suivantes soient respectées :  $V_{\text{isodose de prescription (48Gy)}} / V_{\text{PTV}} < 1,25$  (la déviation est dite mineure si ce rapport est compris entre 1,25 et 1,40),  $V_{50\% \text{ isodose de prescription}} / V_{\text{PTV}} < 12$  (la déviation est dite mineure si ce rapport est compris entre 12 et 14),  $D_{\text{max à 2cm du PTV}} < 65 \%$  (la déviation est dite mineure si cette dose est comprise entre 65% et 75%) et  $V_{20 \text{ Gy, poumons hors ITV}} < 5 \%$  (la déviation est dite mineure si ce volume est compris entre 5% et 8%). Les contraintes dosimétriques aux OAR sont détaillées dans tableau de résultat 50.

Le positionnement du patient est réalisé selon le protocole publié par Sonke et al.<sup>192</sup>. Les patients sont positionnés sur un matelas de confort avec une cale genoux standard. Les patients ont dans la mesure du possible les bras placés sur un appui bras au dessus de la tête. Le protocole d'IGRT à l'appareil de traitement est basé sur des images CBCT asservies à la respiration grâce à l'outil Symetry/Elekta.

#### IV.3.2.2 Planification dosimétrique

Deux balistiques de traitement utilisant des faisceaux de photons de 6 MV délivrés sur un accélérateur type Synergy doté d'un MLCi2 ont été comparées : une balistique utilisant une série de faisceaux stationnaires et une balistique type VMAT. Le TPS utilisé est Pinnacle/Philips (version 9.0) et les algorithmes inverses sont le DMPO pour la RC3D et le SmartArc pour le VMAT. Les balistiques par faisceaux stationnaires sont de 11 faisceaux (angle de bras : 180°, 147°, 114°, 81°, 48°, 15°, 342°, 309°, 276°, 243° et 210°) pour le patient A et de 9 faisceaux (angle de bras : 180°, 147°, 114°, 81°, 48°, 15°, 342°, 309° et 210°) pour le patient B. La planification dosimétrique a été réalisée en planification inverse afin d'optimiser la forme des champs et la pondération en dose. Les contraintes suivantes ont été utilisées : un segment par faisceau, 20 UM minimum par segment et taille minimale des segments de 3 cm × 3 cm. En VMAT, le début de l'arc est fixé afin d'éviter des portes d'entrée dans le poumon controlatéral et la fin de l'arc est techniquement limité à 180°. Ainsi l'arc utilisé est défini de 328° à 180° pour le patient A et de 336° à 180° pour le patient B. La discrétisation de l'arc est de 4° et le temps maximal de délivrance autorisé est de 400 s. Aucune contrainte sur le déplacement des lames n'a été définie. Pour les deux techniques de traitement, l'algorithme de calcul de dose utilisé est un algorithme de type collapsed cone convolution et la résolution de la matrice de calcul est de 2 mm × 2 mm × 2 mm.

Plusieurs volumes d'optimisation, c'est-à-dire sur lesquels des objectifs de dose ont été définis au logiciel inverse, sont définis autour du PTV: un anneau de 5 mm de large à 3 mm de distance du PTV (Ring 3-8 mm), un anneau de 12 mm de large à 8 mm de distance du PTV (Ring 8-20 mm), un anneau de 30 mm de large à 20 mm de distance du PTV (Ring 20-50 mm) et un volume correspondant à l'ensemble des tissus sains à 50 mm de distance du PTV (Tissus sains à 50 mm PTV). Ces volumes sont créés pour contrôler la distribution de la dose à proximité et à distance du PTV. Les objectifs de dose définis au logiciel inverse sont détaillés tableau 48 pour le patient A et 49 pour le patient B.

Tous les plans de traitement présentés dans ce chapitre ont été réalisés par le même opérateur.

---

**Tableau 48 : Objectifs de dose définis au logiciel inverse en radiothérapie conformationnelle par faisceaux stationnaires avec l’algorithme DMPO et en RCMI type VMAT avec l’algorithme SmartArc pour le traitement hypofractionné d’un cancer pulmonaire : cas du patient A.**

Patient A PTV= 93,48 cm <sup>3</sup>	Objectifs de dose fixés avec les algorithmes DMPO et SmartArc		
	Type d’objectif	Dose (cGy)	Poids
PTV	Dose uniforme	5500	40
PRV Moelle	Dose maximale	1200	20
Peau	Dose maximale	1000	5
Ring 3-8 mm	Dose maximale	4000	30
Ring 20-50 mm	Dose maximale	2000	20
Tissus sains à 50 mm PTV	Dose maximale	1000	10

**Tableau 49 : Objectifs de dose définis au logiciel inverse en radiothérapie conformationnelle par faisceaux stationnaires avec l’algorithme DMPO et en RCMI type VMAT avec l’algorithme SmartArc pour le traitement hypofractionné d’un cancer pulmonaire : cas du patient B.**

Patient B PTV= 13,38 cm <sup>3</sup>	Type d’objectif	Faisceaux stationnaires Algorithme DMPO			VMAT Algorithme SmartArc		
		Dose (cGy)	Volume (%)	Poids	Dose (cGy)	Volume (%)	Poids
PTV	Dose uniforme	5500	-	40	5500	-	80
PRV Moelle	Dose maximale	1300	-	20	1200	-	30
Arbre bronchique	Dose maximale	-	-	-	1900	-	5
Peau	Dose maximale	1000	-	5	1000	-	10
Ring 3-8 mm	Dose maximale	4000	-	30	4000	-	30
	HDV max *	-	-	-	2500	70	1
Ring 8-20 mm	Dose maximale	-	-	-	2700	-	20
	HDV max*	-	-	-	1200	45	1
Ring 20-50 mm	Dose maximale	2000	-	20	2000	-	20
	HDV max*	-	-	-	400	25	1
Tissus sains à 50 mm PTV	Dose maximale	1000	-	10	1000	-	10

\* HDV max = Dose maximale sur un pourcentage de volume

#### IV.3.2.3 Outils d’analyse

##### Distribution de la dose pour les fortes doses

L’analyse de la distribution de la dose a porté sur la distribution des courbes isodoses et les points particuliers de l’HDV correspondant aux objectifs dosimétriques.

##### Efficiences du plan de traitement

Pour évaluer l’efficacité, le nombre d’UM et le temps nécessaire à la délivrance du plan de traitement ont été comparés.

##### Précision de réalisation du plan de traitement

Le contrôle de la dose absolue a été réalisé par chambre d’ionisation cylindrique, (type 31013 de PTW, volume sensible de 0,3 cm<sup>3</sup>) placée à l’isocentre dans un fantôme anthropomorphe thoracique (CIRS). La distribution de la dose a été vérifiée par films radiochromiques type EBT3 (Ashland) dans un plan axial du fantôme passant par l’isocentre. L’analyse de la cohérence calcul-mesure a été réalisée avec le test du gamma index.



### IV.3.3 Résultats

#### IV.3.3.1 Distribution de la dose

La figure 108 montre la distribution de la dose dans des coupes axiales pour les deux cas étudiés pour la technique conformationnelle par faisceaux stationnaires et par technique VMAT. Nous observons une conformation de la dose de prescription (48 Gy) au PTV similaire pour le patient A et supérieure pour le patient B en technique VMAT tout en limitant l'irradiation du poumon controlatéral aux doses inférieures à 10 Gy.

La figure 109 montre des HDV similaires quel que soit la technique sur les PTV et ITV pour les deux patients. Les HDV des deux techniques se différencient sur les OAR et particulièrement pour la dose reçue par le PRV moelle du patient B qui est plus élevée en technique VMAT.

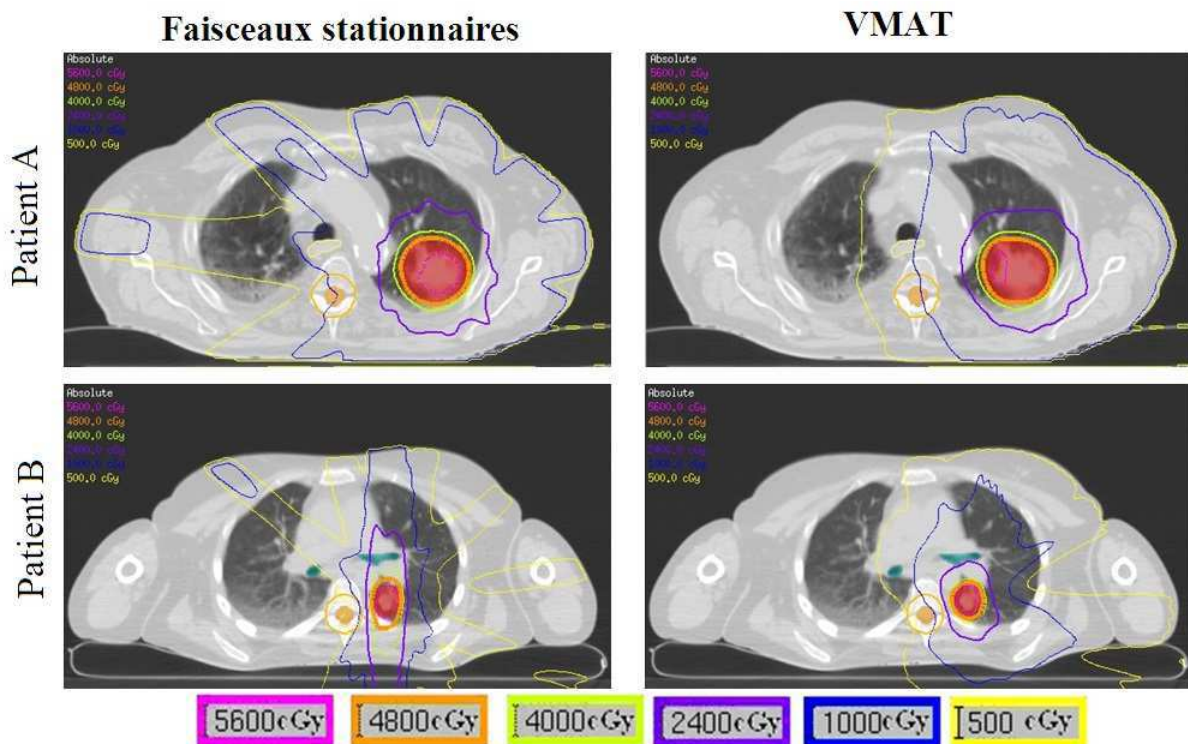


Figure 108 : Distribution de la dose dans des plans axiaux obtenue en technique conformationnelle par faisceaux stationnaires (à gauche) et en VMAT (à droite) pour deux patients (Patient A en haut, patient B en bas en cas d'irradiation hypofractionnée de tumeurs pulmonaires ). Les PTV sont représentés en rouge.

Le tableau 50 montre que les deux techniques d'irradiation obéissent aux critères dosimétriques. Les doses reçues par le PTV, exceptée la dose maximale pour le patient B, et les critères de conformation de la dose sont similaires ou meilleurs en VMAT par rapport à la technique par faisceaux stationnaires. Concernant les OAR, le VMAT permet une diminution de la dose reçue par les poumons sains et par la peau d'autant plus importante que le volume traité est petit. Pour les autres OAR présentés dans le tableau 50, les écarts ne permettent pas de montrer la supériorité d'une technique par rapport à l'autre car les résultats sont contradictoires entre les deux patients sélectionnés dans cette étude.



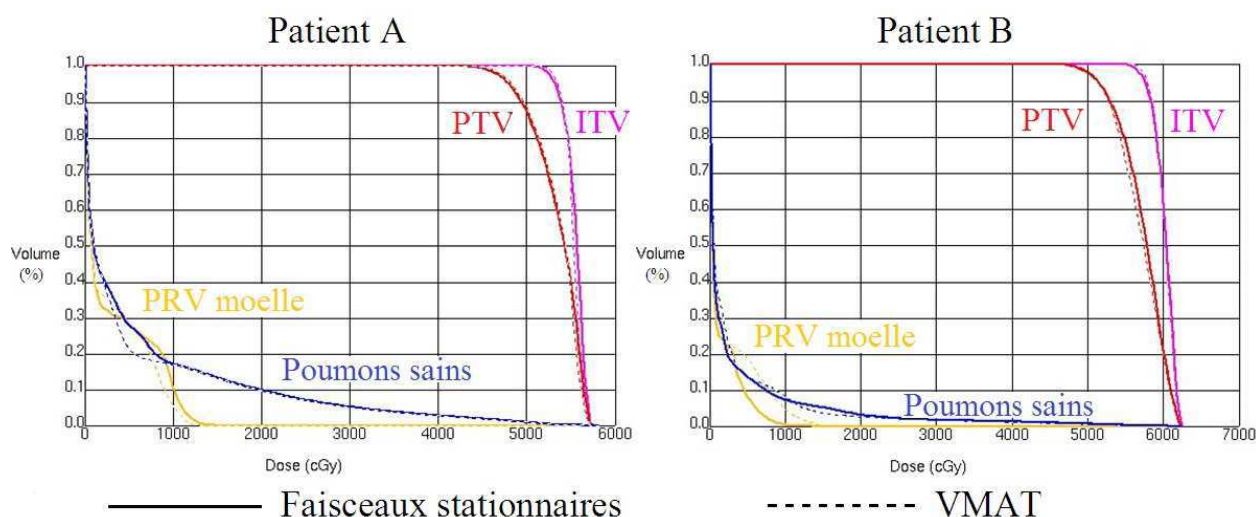
#### IV.3.3.2 Efficience du plan de traitement

Pour le patient A, le nombre moyen d'UM passe de 1957,4 UM en RC3D à 2065 UM en VMAT, soit une augmentation de 5,5 %. Pour le patient B, le nombre moyen d'UM passe de 2116,3 UM en RC3D à 2480 UM en VMAT, soit une augmentation de 17,2 %.

Les temps de traitement étaient de 11 min et 12 min pour les patients A et B respectivement en RC3D et de 4,5 min et 5 min pour les patients A et B respectivement en VMAT soit une diminution d'un facteur 2,4.

#### IV.3.3.3 Précision de réalisation du plan de traitement

Quelque soit la technique, l'écart entre la dose absolue mesurée et celle calculée est toujours inférieure à 2 %. L'analyse de la cohérence entre les distributions de dose calculées et celles mesurées par films montre que plus de 90 % des points sont acceptés au test du gamma index et que le gamma moyen est toujours inférieur à 0,5 avec des critères de 3 mm en distance et de 3% en dose locale et pour des doses supérieures à 30 %.



**Figure 109 : HDV pour les patient A (à gauche) et B (à droite) obtenus en technique conformationnelle par faisceaux stationnaires (ligne continue) et VMAT (ligne discontinue) en cas d'irradiation hypofractionnée de tumeurs pulmonaires.**

**Tableau 50 : Comparaison dosimétrique, entre des plans réalisés en technique conformationnelle par faisceaux stationnaires (RC3D) et VMAT, valeurs obtenues sur deux patients en cas d'irradiation hypofractionnée de tumeurs pulmonaires.**

	Patient A				Patient B			
	Critères	RC3D	VMAT	Ecart relatif (%)	Critères	RC3D	VMAT	Ecart relatif (%)
<b>PTV</b>	<b>93,48 cm<sup>3</sup></b>				<b>13,38 cm<sup>3</sup></b>			
V <sub>PTV 48,0 Gy</sub> (%)	> 95	94,8	95,5	0,7	> 95	99,3	99,5	0,2
V <sub>PTV 45,6 Gy</sub> (%)	> 99	98,8	99,2	0,4	> 99	99,9	100	0,1
D max (Gy)	< 67,2	57,5	58,0	1,0	< 67,2	62,4	62,3	0,0
<b>Critères de conformation</b>								
V <sub>48,0 Gy/V<sub>PTV</sub></sub>	< 1,1	1,04	1,04	-0,4	< 1,25	1	1	0,0
V <sub>24,0 Gy/V<sub>PTV</sub></sub>	< 6,0	4,0	4,0	-1,5	< 12,0	2,02	1,48	-26,7
D max à 2cm du PTV (Gy)	< 33,6	27,2	27,0	-0,8	< 31,2	45,5	25,8	-43,3
<b>Poumons sains</b>								
V <sub>poumons 20 Gy/V<sub>poumons</sub></sub> (%)	< 10	9,8	9,6	-2,0	< 5	3,1	2,6	-16,1
V <sub>poumons 11,6 Gy</sub> (cm <sup>3</sup> )	< 1500	423,6	422,9	-0,2	< 1500	139,2	127,1	-8,7
V <sub>poumons 12,4 Gy</sub> (cm <sup>3</sup> )	< 1000	407,2	405,7	-0,4	< 1000	131,6	110,7	-15,9
<b>PRV moelle</b>								
D max (Gy)	< 26,0	14,8	13,1	-11,0	< 26,0	13,7	17,6	28,2
V <sub>PRVmoelle 20,8 Gy</sub> (cm <sup>3</sup> )	< 0,35	0	0	/	< 0,35	0	0	/
V <sub>PRVmoelle 13,6 Gy</sub> (cm <sup>3</sup> )	< 1,2	0	0	/	< 1,2	0	1,36	/
<b>Œsophage</b>								
D max (Gy)	< 30	15,3	12,6	-17,7	< 30	13,1	18,5	41,2
V <sub>18,8 Gy</sub> (cm <sup>3</sup> )	< 5	0	0	/	< 5	0	0	/
<b>Cœur</b>								
D max (Gy)	< 34,0	1,8	1,8	2,3	< 34,0	18,8	10,6	-43,6
V <sub>28,0 Gy</sub> (cm <sup>3</sup> )	< 15	0	0	/	< 15	0	0	/
<b>Trachée</b>								
D max (Gy)	< 34,8	13,8	11,0	-20,1	< 34,8	1,2	1,6	35,3
V <sub>15,6 Gy</sub> (cm <sup>3</sup> )	< 4	0	0	/	< 4	0	0	/
<b>Arbre bronchique</b>								
D max (Gy)	< 34,8	12,5	12,7	1,8	< 34,8	41,1	29,0	-29,3
V <sub>15,6 Gy</sub> (cm <sup>3</sup> )	< 4	0	0	/	< 4	2,8	3,3	16,3
<b>Peau</b>								
D max (Gy)	< 36,0	18,9	18,7	-0,8	< 36,0	39,3	17,0	-56,7
V <sub>33,2 Gy</sub> (cm <sup>3</sup> )	< 10	0	0	/	< 10	1,7	0	/
<b>Tissus sains</b>								
V <sub>5,0 Gy</sub> (%)	/	17,8	16,5	-7,4	/	7,1	9,0	26,9
V <sub>10,0 Gy</sub> (%)	/	7,8	10,1	29,1	/	3,0	3,5	17,0
V <sub>25,0 Gy</sub> (%)	/	2,4	1,7	-32,0	/	1,0	0,6	-37,9
V <sub>45,6 Gy</sub> (%)	/	0,5	0,3	-46,7	/	0,3	0,2	-32,9

#### IV.3.4 Discussion

Nous avons montré une amélioration de la conformation de la dose au PTV en VMAT par rapport à la technique conformationnelle par faisceaux statiques. Ce résultat est confirmé par les études précédemment publiées qui montrent toutes une supériorité du VMAT par rapport aux techniques RC3D sur la conformation de la dose au PTV<sup>193-195</sup>.

Concernant l'épargne des OAR, nous avons montré une diminution de la dose reçue par le poumon controlatéral en VMAT. Cela est dû à la balistique VMAT qui évite le poumon controlatéral contrairement à la RC3D. Ce résultat n'est pas systématiquement retrouvé dans la littérature<sup>193-195</sup>. Cette différence s'explique par les balistiques utilisées par les équipes en RC3D différentes des nôtres. En effet beaucoup d'équipes utilisent des balistiques en RC3D non coplanaires. Nous n'avons pas choisi d'implémenter des balistiques non coplanaires en radiothérapie hypofractionnée afin de limiter le temps de traitement. En effet celui-ci peut augmenter de 40 % par rapport à des techniques coplanaires pour atteindre des temps de délivrance de près de 24 min comme démontré par l'étude de Holt et al.<sup>196</sup>. Dans notre étude nous avons également montré une diminution de la dose à la peau, diminution de plus de 50 % de la dose maximale dans le cas du patient B, en technique VMAT. Cela s'explique par la multiplicité des portes d'entrée du faisceau en VMAT par rapport à la RC3D. Pour les autres OAR, nous n'avons pas montré de conclusion nette. L'analyse de la littérature montre également des résultats variables d'une étude à l'autre concernant les différences dosimétriques aux OAR en fonction des techniques étudiées<sup>193-196</sup>. Pour conclure sur l'apport dosimétrique aux OAR du VMAT, il serait nécessaire d'augmenter le nombre de patients et de différencier les résultats en fonction de la localisation spatiale de la tumeur.

Concernant l'efficacité des plans de traitement en VMAT, nos résultats ont montré une augmentation du nombre d'UM de 5,5% à 17,2% par rapport à la RC3D et une diminution du temps de délivrance d'un facteur 2,4. Ces résultats sont confortés par les études publiées comparant la RC3D au VMAT. Elles ont montré une augmentation du nombre d'UM comprise entre 6 % et 34 % en VMAT et une diminution systématique du temps de traitement<sup>193,194</sup>. La diminution du temps de délivrance du traitement en VMAT est essentielle car l'augmentation de la dose par fraction (schéma d'irradiation hypofractionné) a entraîné une augmentation du temps de traitement par rapport à un schéma d'irradiation standard avec des doses de 2 Gy par séance.

De plus dans un schéma d'irradiation hypofractionné, la validation du positionnement du patient est cruciale. Ce qui associé au temps de délivrance entraîne une augmentation du temps de présence du patient à chaque séance. Dans le cas de la RC3D, nous avons évalué le décalage entre la position du CTV entre le début et la fin de l'irradiation à l'aide d'images CBCT sur dix patients traités pour des lésions pulmonaires en conditions hypofractionnées. Les résultats présentés figure 110 montrent que pour près de un tiers des patients les écarts dans une des trois directions de l'espace sont supérieures à 2 mm. La diminution du temps de délivrance de la dose grâce à la technique VMAT devrait permettre de diminuer le mouvement intrafraction.

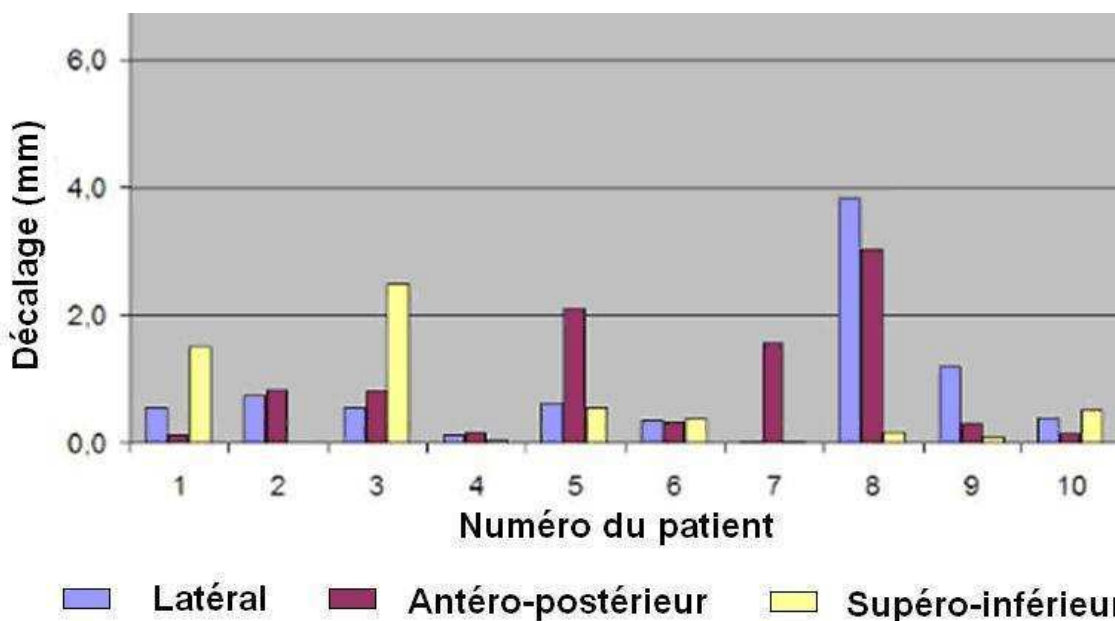


Figure 110 : Décalages moyens de la position du CTV entre le début et la fin de l'irradiation obtenus par images CBCT pour 10 patients traités pour des lésions pulmonaires en condition hypofractionnée en RC3D.

#### IV.3.5 Conclusion

Dans le cas d'irradiation pulmonaire dans un schéma de radiothérapie hypofractionnée, nous avons montré l'apport du VMAT par rapport à la RC3D en termes de conformation de la dose au PTV et de diminution de la dose au poumon controlatéral et à la peau. Pour les autres OAR, afin d'établir des conclusions il serait nécessaire d'étendre l'étude à plus de patient et de différencier les résultats en fonction de la localisation spatiale de la zone traitée. L'apport majeur du VMAT est la diminution du temps de délivrance de la dose d'un facteur 2,4 qui est crucial pour diminuer les mouvements intrafraction des patients en cas de radiothérapie hypofractionnée.

## IV.4 Sein et paroi thoracique

### IV.4.1 Introduction

Alors que la RCMI est devenu un standard dans beaucoup de localisations cliniques, l'utilisation de la RCMI dans le cas particulier de l'irradiation des seins et des parois est encore largement discutée. Les discussions portent en particulier sur les effets cliniques à long terme, comme l'ont montré récemment McCormick et al et Dayes et al<sup>197,198</sup>. Toutefois l'utilisation de la RCMI par faisceaux stationnaires a largement été discutée dans la littérature et de nombreux auteurs ont démontré sa faisabilité et même son apport dosimétrique par rapport aux techniques sans modulation d'intensité<sup>199-201</sup>.

Dans cette partie, nous présentons une comparaison entre des plans VMAT et des plans S&S obtenus pour deux cas cliniques différents : une irradiation de la glande mammaire dans sa totalité et une irradiation de la paroi thoracique et de la chaîne mammaire interne (CMI). L'analyse a porté sur l'évaluation des distributions de doses, y compris les doses à distance et l'efficacité des plans de traitement.

### IV.4.2 Matériel et Méthode

#### IV.4.2.1 Sélection des patients et prescription de la dose

Deux cas cliniques différents ont été étudiés. La patiente A est traitée pour un carcinome métaplasique du prolongement axillaire par radiothérapie sur la glande mammaire après une tumorectomie. La patiente B est traitée pour un adénocarcinome canalaire infiltrant du sein droit (grade III) par radiothérapie sur la paroi thoracique et la CMI après une mammectomie.

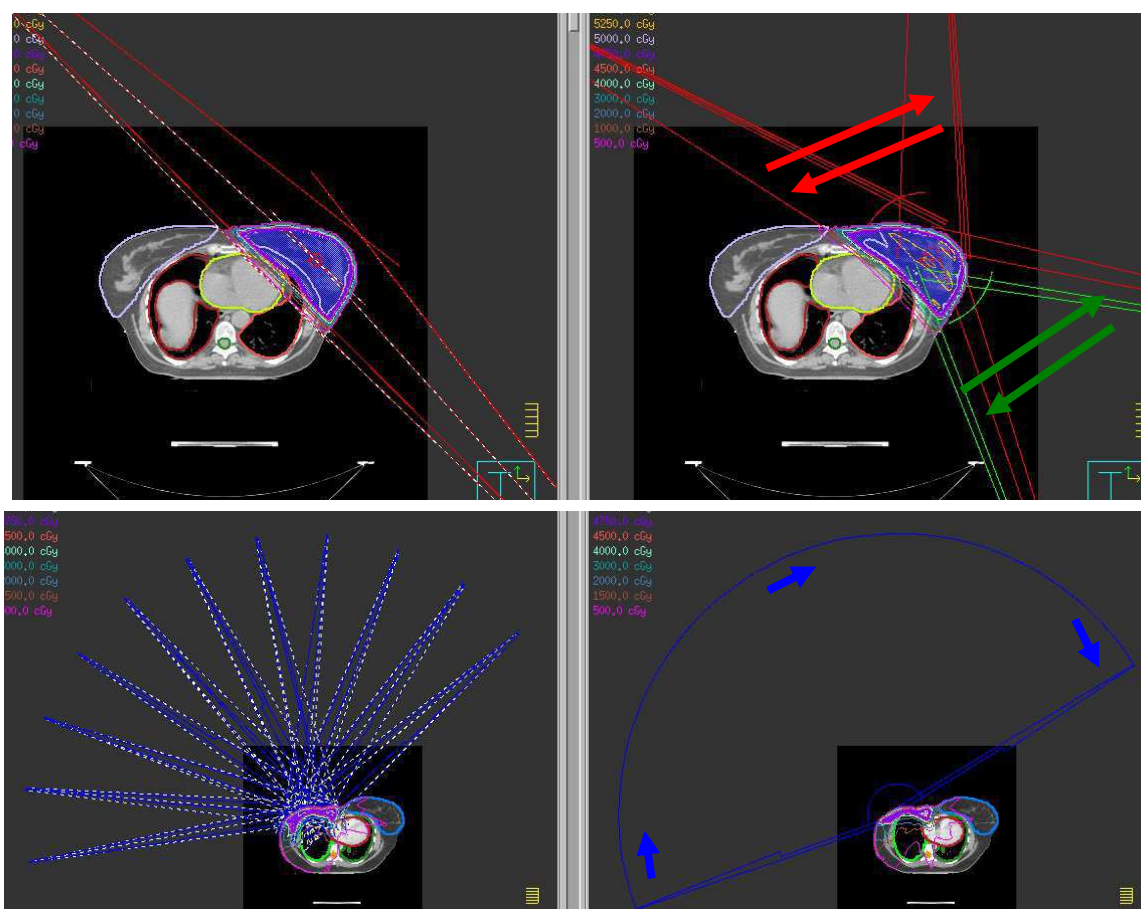
Dans notre étude la prescription de la dose était de 50 Gy au volume cible délivrés en fractions de 2 Gy. Les objectifs de dose au PTV et aux OAR sont détaillés dans tableau de résultat 53. Pour le poumon controlatéral, le sein controlatéral et le foie, l'objectif est d'atteindre la dose la plus faible possible. Le principal objectif est de respecter une bonne couverture du volume cible avec le cas échéant le volume de poumon homolatéral recevant au moins 20 Gy pouvant être supérieur à 10 % mais tout en étant inférieur à 20 %.

Les patientes sont positionnées en décubitus dorsal sur un plan incliné avec les bras relevés au dessus de la tête. La délimitation des volumes a été réalisée à partir d'images tomographiques (CT) d'épaisseur de coupe de 3 mm. Le CTV correspond à la glande mammaire dans son ensemble en excluant le muscle pectoral. Les limites internes et externes sont perpendiculaires à la paroi thoracique. Le PTV est défini à partir du CTV avec une marge 3D de 7 mm limité aux contours externes. Les OAR définis sont : le poumon homolatéral, le poumon controlatéral, le cœur, le sein controlatéral et le foie. Un volume nommé tissus sains est également défini, il correspond à l'ensemble des données anatomiques du patient moins le PTV.

#### IV.4.2.2 Planification dosimétrique

Deux balistiques de traitement utilisant des faisceaux de photons de 6 MV délivrés sur un accélérateur type Synergy doté d'un MLCi2 ont été comparées : une balistique S&S et une balistique type VMAT. Le TPS utilisé est Pinnacle/Philips (version 9.0) et les algorithmes inverses sont le DMPO pour le S&S et le SmartArc pour le VMAT.

Pour la patiente A, la balistique S&S utilise deux faisceaux tangentiels (angle du statif à 312 ° et 356°) avec une légère rotation du collimateur (4°) pour aligner le bord des lames à la paroi thoracique. En VMAT, quatre portions d’arcs ont été utilisées : de 304° à 336 °, de 114 ° à 146°, de 146° à 114° et de 336° à 304° ; le temps maximal autorisé par portion d’arc était de 30 s et la discrétisation de l’arc était de 4°. Pour la patiente B, la balistique S&S utilise 11 faisceaux équi-répartis entre 260 ° et 50 °. En VMAT un arc unique de 250° à 58° a été utilisé ; le temps maximal autorisé était de 200 s et la discrétisation de l’arc était de 4°. En S&S, les contraintes utilisées étaient de 8 segments maximum au total, 10 UM minimum par segment et une taille minimale des segments de 10 cm<sup>2</sup>. Pour les deux techniques de traitement, la résolution de la matrice de calcul est de 4 mm × 4 mm × 4 mm.



**Figure 111 : Représentation de la balistique de traitement utilisée pour la patiente A traitée sur la glande mammaire (en haut) et sur la patiente B traitée sur la paroi et la CMI (en bas) pour des balistiques S&S (à gauche) et VMAT (à droite) ; les flèches représentent le sens de déplacement du bras.**

Plusieurs volumes d’optimisation, c’est-à-dire sur lesquels des objectifs de dose ont été définis au logiciel inverse, sont créés. Le volume nommé « PTV dosi » correspond au volume PTV avec un retrait de la zone la plus superficielle jusqu’à une profondeur de 3 mm. Autours du PTV, plusieurs anneaux sont définis : un anneau de 25 mm de large à 5 mm de distance du PTV (Ring 5-30 mm), un anneau de 5 mm de large à 2 mm de distance du PTV (Ring 2-7 mm) et un anneau de 5 mm de large à 7 mm de distance du PTV (Ring 7-12 mm). Ces volumes sont créés pour contrôler la distribution de la dose à proximité et à distance du PTV. Les objectifs de dose définis au logiciel inverse sont détaillés tableau 51 pour la patiente A et 52 pour la patiente B.

Tous les plans de traitement présentés dans ce chapitre ont été réalisés par le même opérateur.

**Tableau 51 : Objectifs de dose définis au logiciel inverse en RCMI S&S avec l'algorithme DMPO et en RCMI type VMAT avec l'algorithme SmartArc pour le traitement du sein (Patiente A).**

Patiente A (Glande mammaire)	Type d'objectif	S&S			VMAT		
		Algorithme DMPO			Algorithme SmartArc		
		Dose (cGy)	Volume (%)	Poids	Dose (cGy)	Volume (%)	Poids
PTV dosi	Dose uniforme	5000	-	20	5050	-	100
	Dose minimale	4900	-	5	4950	-	100
	Dose maximale	5100	-	5	5080	-	100
	HDV minimal*	-	-	-	5000	95	100
Poumon homolatéral	HDV maximal*	500	20	1	300	20	10
	HDV maximal*	2000	8	1	1200	5	10
	HDV maximal*	4500	2	1			
Cœur	HDV maximal*	3000	2	1	2500	2	10
	HDV maximal*	500	5	1	1200	8	5
	HDV maximal*	-	-	-	200	25	5
Ring 5-30 mm	Dose maximale	5000	-	1	-	-	-
Ring 2-7 mm	Dose maximale	-	-	-	4750	-	50
Ring 7-12 mm	Dose maximale	-	-	-	4500	-	50

\* Dose maximale ou minimale sur un pourcentage de volume

**Tableau 52 : Objectifs de dose définis au logiciel inverse en RCMI S&S avec l'algorithme DMPO et en RCMI VMAT avec l'algorithme SmartArc pour le traitement d'une paroi et de la chaîne mammaire interne (Patiente B).**

Patiente B (Paroi+CMI)	Type d'objectif	S&S			VMAT		
		Algorithme DMPO			Algorithme SmartArc		
		Dose (cGy)	Volume (%)	Poids	Dose (cGy)	Volume (%)	Poids
PTV dosi	Dose uniforme	4950	-	10	5100	-	100
	Dose minimale	4700	-	5	4750	-	100
	Dose maximale	5200	-	5	5200	-	100
Poumon homolatéral	HDV maximal*	4000	5	1	4000	2	20
	HDV maximal*	2000	15	1	2800	8	20
	HDV maximal*	-	-	-	2000	15	20
Cœur	HDV maximal*	1000	15	5	1000	15	10
Foie	Dose maximale	2000	-	1	2000	-	1
Sein controlatéral	HDV maximal*	500	10	5	500	10	5
	HDV maximal*	-	-	-	800	1	20
Ring5-30mm	Dose maximale	-	-	-	4250	-	30

\* Dose maximale ou minimale sur un pourcentage de volume

#### IV.4.2.3 Outils d'analyse

##### Distribution de la dose pour les fortes doses

L'analyse de la distribution de la dose a porté sur la distribution des courbes isodoses et les points particuliers de l'HDV correspondant aux objectifs dosimétriques.

##### Evaluation des faibles doses

Les mesures de dose en dehors du champ de traitement sont réalisées par des dosimètres thermoluminescents (TLD) dont les caractéristiques et les conditions de lecture ont été préalablement définies au paragraphe IV.2.2. Ces dosimètres ont été placés dans un fantôme anthropomorphe adulte type ATOM (CIRS). Les traitements simulés sur le fantôme visaient à délivrer 50 Gy sur le sein gauche en 25 fractions puis 16 Gy en 8 fractions sur le site tumoral (figure 112). En technique S&S, les balistiques utilisaient des faisceaux de 6 MV avec deux faisceaux tangentiels (angle du bras à 285° et 109°) pour la première phase du traitement. Le traitement sur le site tumoral était délivré avec trois faisceaux dont les angles



de bras étaient de  $310^\circ$ ,  $16^\circ$  et  $91^\circ$ . En S&S, 7531 UM étaient délivrées en 33 fractions. En technique VMAT, la première phase du traitement utilisait quatre arcs : deux arcs allant de  $285^\circ$  à  $309^\circ$ , un délivré en sens horaire et un autre en sens anti-horaire, et deux autres arcs allant de  $85^\circ$  à  $109^\circ$ , un délivré en sens horaire et un autre en sens anti-horaire. La deuxième phase du traitement était délivrée avec un arc unique de  $310^\circ$  à  $90^\circ$ . En VMAT, 12104 UM étaient délivrées en 33 fractions.

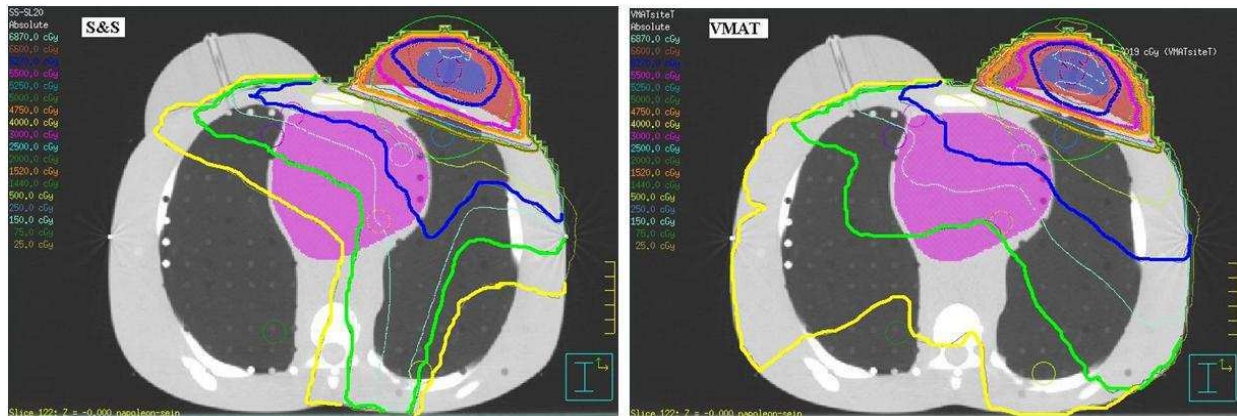


Figure 112 : Distribution de la dose dans le fantôme anthropomorphe en technique S&S à gauche et en technique VMAT à droite. Les volumes d'intérêt sont le PTV du sein en rouge, le PTV du site tumoral en bleu et le cœur en rose.

Onze points de mesure ont été choisis à la surface et à l'intérieur du fantôme anthropomorphe ; ils sont représentés sur la figure 113. Les points P1, P2, P3 et P4 situés à environ 1,5 cm de profondeur dans le fantôme, sont anatomiquement localisés en regard du cristallin gauche et au niveau de la thyroïde, du sein droit (côté interne) et des gonades. Le choix de la localisation et de la profondeur des points de mesure est limité par l'usinage du fantôme. Les points P5, P6, P7, P8, P9 et P10 ont été placés dans une même coupe passant par le PTV et sont anatomiquement localisés au niveau du cœur (antérieur gauche et postérieur gauche), au niveau du poumon droit (antérieur et postérieur) et au niveau du poumon gauche (antérieur et postérieur). Un autre point de mesure P11 a été placé dans la partie inférieure du poumon gauche.

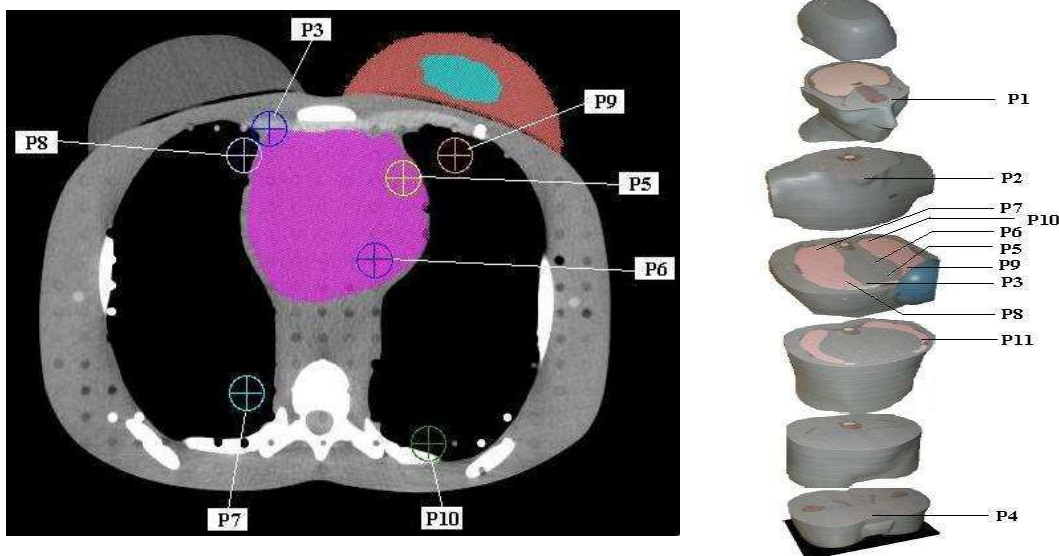


Figure 113 : Simulation d'un traitement d'un sein sur un fantôme anthropomorphe ATOM (CIRS). Les points symbolisent les positions des TLD.

### Efficiéncie du plan de traitement

Pour évaluer l'efficiéncie, le nombre d'UM et le temps nécessaire à la délivrance du plan de traitement ont été comparés.

#### IV.4.3 Résultats

##### IV.4.3.1 Distribution de la dose pour les fortes doses

La figure 114 montre que la technique VMAT permet une meilleure conformation des fortes doses au volume cible (flèches rouges) dans les deux cas cliniques étudiés. Pour le traitement de la glande mammaire (patiente A), la figure 114 montre que le volume de PTV recevant des doses supérieures ou égales à 105% de la dose prescrite (5250 cGy) est supérieure en VMAT par rapport à la technique S&S. La figure 115 représente les HDV obtenus sur les PTV et les OAR principaux pour les deux patientes. Pour la patiente A (irradiation de la glande mammaire), nous voyons que quatre courbes diffèrent entre les deux techniques : les courbes représentant les doses reçues par le PTV, le cœur et le sein controlatéral en VMAT sont au dessus de celles obtenues en S&S ; la courbe représentant la dose reçue par le poumon homolatéral est en dessous de celle obtenue en S&S pour les doses supérieures à 5 Gy. Pour la patiente B (irradiation de la paroi et de la CMI), nous voyons que deux courbes diffèrent entre les deux techniques : la courbe représentant la dose reçue par le cœur en VMAT est au dessus de celle obtenue en S&S et la courbe représentant la dose reçue par le poumon controlatéral en VMAT est en dessous de celle obtenue en S&S.

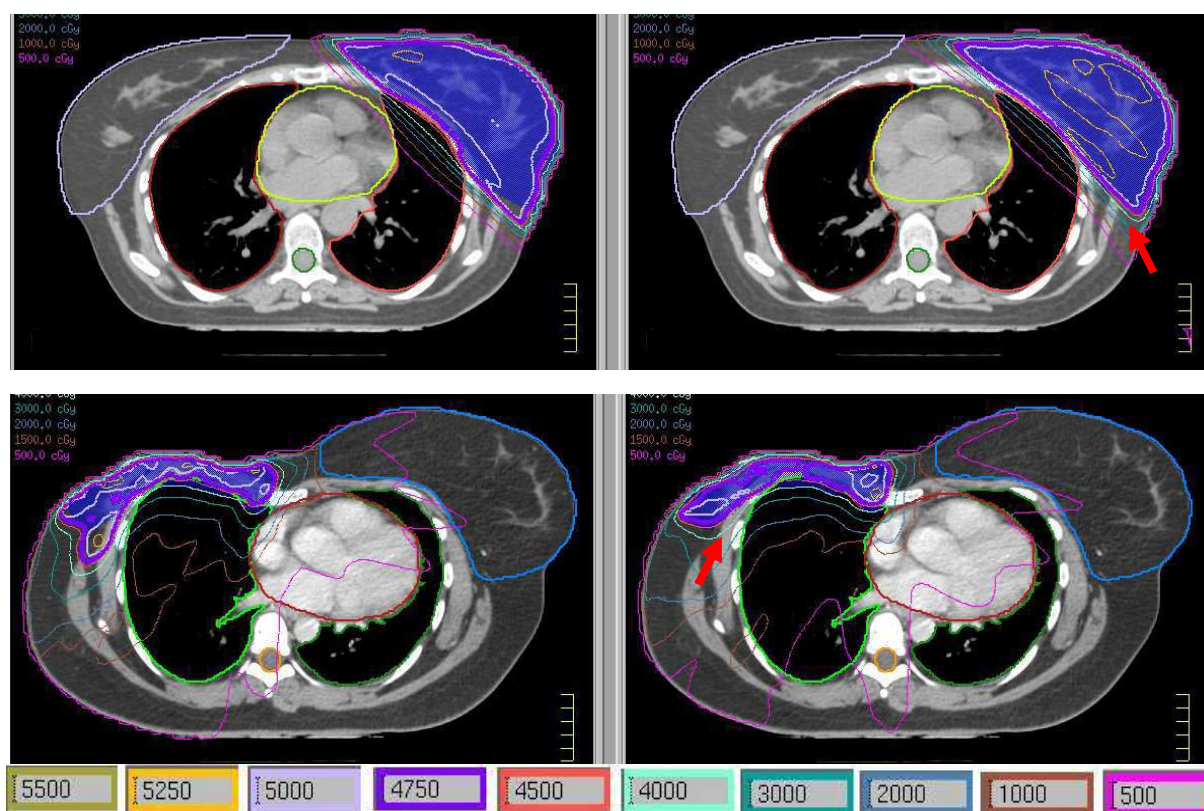
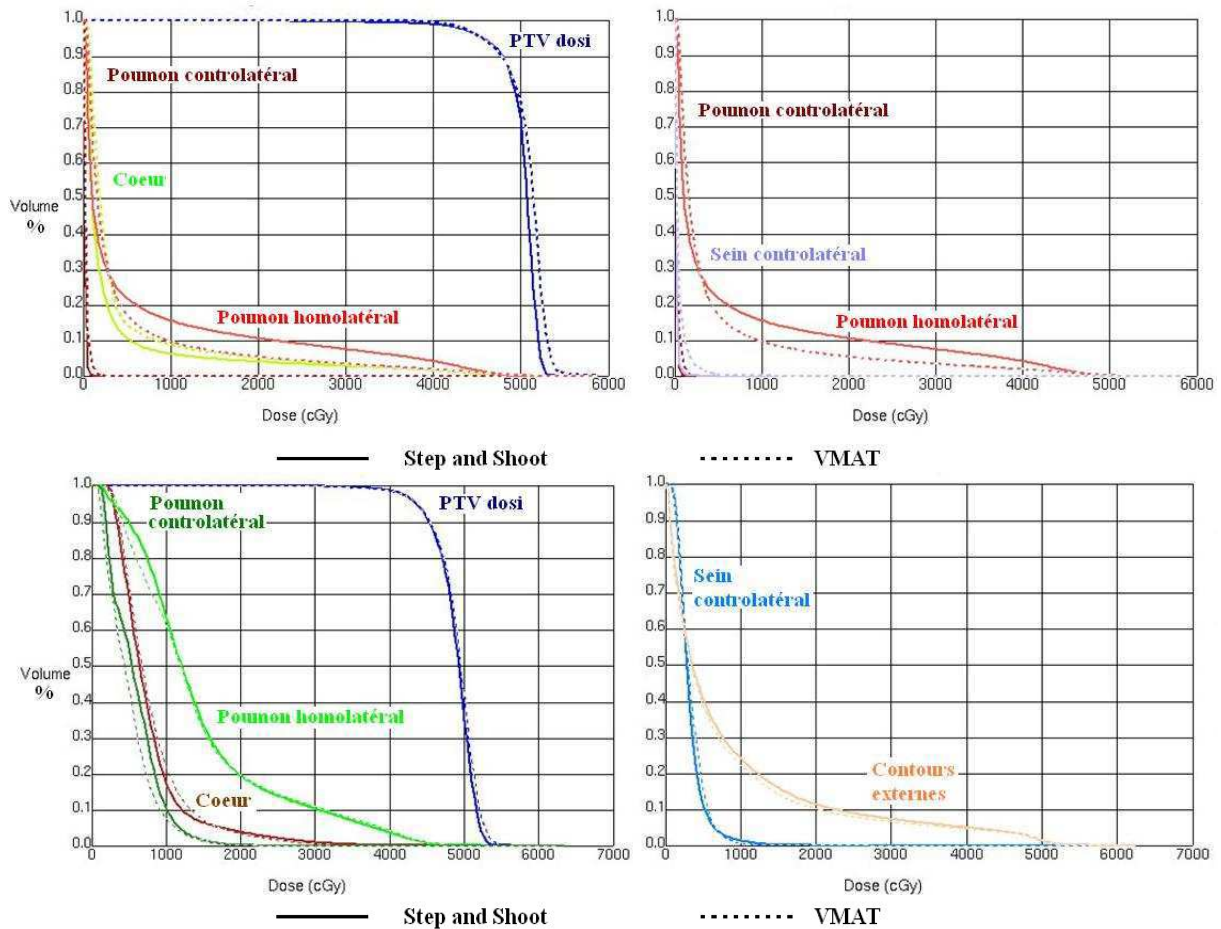


Figure 114 : Distribution de la dose dans des plans axiaux obtenue en technique S&S (à gauche) et en VMAT (à droite) pour la patiente A traitée sur la glande mammaire en haut, pour la patiente B traitée sur la paroi et la CMI en bas. Les PTV sont représentés en bleu.



**Figure 115 : HDV obtenus en technique S&S (ligne continue) et en VMAT (ligne discontinue) pour la patiente A traitée sur la glande mammaire en haut, pour la patiente B traitée sur la paroi et la CMI en bas.**

Le tableau 53 montre que tous les critères dosimétriques ne sont pas respectés quelque soit la technique. Pour les deux cas cliniques étudiés, le volume de PTV recevant au moins 95 % de la dose prescrite est inférieur à 95 % sans apport majeur d'une technique par rapport à l'autre. La dose maximale reçue par le PTV est supérieure en VMAT par rapport au S&S de 2,7 % et 1,3 % pour la patiente A et la patiente B respectivement. Concernant les OAR, le tableau 53 montre que le VMAT permet une diminution de la dose reçue par le poumon homolatéral avec une diminution de 50 % pour le volume de poumons recevant au moins 20 Gy dans le cas de l'irradiation de la glande mammaire (patiente A). La dose reçue par le cœur est en général supérieure en VMAT, l'écart maximal est de 42,6 % pour le volume de cœur recevant au moins 10 Gy dans le cas de l'irradiation de la glande mammaire (patiente A). Les doses reçues par les tissus sains en VMAT sont toujours inférieures ou égales à celles obtenues en S&S, excepté pour la patiente A pour laquelle le volume recevant au moins 5 Gy est 16,5 % plus élevé en VMAT qu'en S&S.

**Tableau 53 : Comparaison dosimétrique, entre des plans réalisés en technique S&S et VMAT, valeurs obtenues sur deux patientes en cas d'irradiation de la glande mammaire (patiente A) ou de la paroi et de la CMI (patente B).**

	Patiente A (glande mammaire)				Patiente B (paroi et CMI)			
	Critères	S&S	VMAT	Ecart relatif (%)	Critères	S&S	VMAT	Ecart relatif (%)
<b>PTV</b>	<i>1629,7 cm<sup>3</sup></i>				<i>807,5 cm<sup>3</sup></i>			
V <sub>PTV 47,5 Gy</sub> (%)	> 95%	91,2	90,8	-0,4	> 95	75,9	78,0	2,8
D 2% (Gy)	<53,5	52,6	54,0	2,7	<53,5	52,7	53,4	1,3
D moyenne (Gy)	/	50,0	50,8	1,6	/	48,7	49,0	0,6
<b>Poumon homolatéral</b>								
V <sub>Poumon 20,0 Gy</sub> (%)	< 10% (20%)	10,5	5,3	-49,5	< 10% (20%)	19,5	19,4	-0,5
V <sub>Poumon 5,0 Gy</sub> (%)	< 30%	21,9	17,2	-21,5	< 30%	89,8	84,7	-5,7
D moyenne (Gy)	/	5,8	4,2	-27,6	/	14,6	14,3	-2,1
<b>Poumon controlatéral</b>								
V <sub>Poumon 20,0 Gy</sub> (%)	< 10%	0,0	0,0		/	0,1	0,1	0,0
V <sub>Poumon 5,0 Gy</sub> (%)	< 30%	0,0	0,0		/	54,4	44,0	-19,1
D moyenne (Gy)	/	2,4	3,6	50,0	/	5,7	4,9	-14,0
<b>Coeur</b>								
V <sub>Coeur 5,0 Gy</sub> (%)	< 50%	10,6	14,4	35,8	< 50%	68,4	72,1	5,4
V <sub>Coeur 10,0 Gy</sub> (%)	< 30%	6,1	8,7	42,6	< 30%	17,5	22,0	25,7
V <sub>Coeur 20,0 Gy</sub> (%)	< 10%	3,9	5,0	28,2	< 10%	3,8	3,3	-13,2
V <sub>Coeur 30,0 Gy</sub> (%)	< 3%	2,7	3,1	14,8	< 3%	0,9	0,5	-44,4
D moyenne (Gy)	/	3,2	4,2	31,3	/	45,2	44,5	-1,5
<b>Foie</b>								
D moyenne (Gy)	/				/	8,5	9,1	7,1
<b>Tissus sains</b>								
V <sub>Tsains 5,0 Gy</sub> (%)	/	7,9	9,2	16,5	/	38,4	36,6	-4,7
V <sub>Tsains 10,0 Gy</sub> (%)	/	6,4	6,2	-3,1	/	21,2	19,3	-9,0
V <sub>Tsains 25,0 Gy</sub> (%)	/	4,1	3,2	-22,0	/	5,4	4,3	-20,4
V <sub>Tsains 47,5 Gy</sub> (%)	/	1,1	0,4	-63,6	/	0,3	0,3	0,0

#### IV.4.3.2 Evaluation des faibles doses

Le tableau 54 reporte les doses mesurées par TLD, les valeurs sont données pour l'ensemble des 25 fractions du traitement. Pour les OAR, cristallin, gonade et thyroïde, les écarts entre les deux techniques sont inférieurs ou égaux à 1 cGy. En VMAT le sein controlatéral reçoit 20 cGy de plus qu'en S&S et le poumon controlatéral jusqu'à 30 cGy de plus. Pour le poumon homolatéral, le VMAT permet une diminution des doses mesurées pouvant atteindre 70 cGy.



**Tableau 54 : Faibles doses en regard du champ de traitement et à distance mesurées par détecteurs thermo-luminescents (moyenne de 5 mesures) sur fantôme anthropomorphe en technique S&S et en VMAT pour un traitement du sein.**

		S&S	VMAT	Ecart absolu
		Doses mesurées	Doses mesurées	VMAT-S&S
		cGy	cGy	cGy
<b>P1</b>	<b>En regard du cristallin</b>	3,8	3,1	-0,8
<b>P2</b>	<b>Thyroïde</b>	10,8	9,9	-1,0
<b>P3</b>	<b>Sein controlatéral</b>	158,6	179,2	20,6
<b>P4</b>	<b>Gonade</b>	1,4	1,6	0,2
<b>P5</b>	<b>Cœur (proche sein)</b>	255,7	214,8	-40,9
<b>P6</b>	<b>Cœur face postérieure</b>	130,2	74,5	-55,7
<b>P7</b>	<b>Poumon controlatéral post</b>	13,4	25,5	12,0
<b>P8</b>	<b>Poumon controlatéral ant</b>	84,1	112,9	28,9
<b>P9</b>	<b>Poumon homolatéral ant</b>	856,1	786,2	-69,9
<b>P10</b>	<b>Poumon homolatéral post</b>	85,5	61,2	-24,3
<b>P11</b>	<b>Poumon homolatéral inf</b>	53,4	51,0	-2,4

#### IV.4.3.3 Efficience du plan de traitement

Dans le cas de l'irradiation de la glande mammaire, le nombre d'UM est de 217,0 UM pour les deux faisceaux tangentiels utilisés en technique S&S et de 402,7 UM pour les quatre portions d'arcs utilisés en technique VMAT. Le temps de délivrance du traitement est 2 min pour les deux techniques.

Dans le cas de l'irradiation de la paroi et de la CMI, le nombre d'UM est de 808,0 UM pour les 11 faisceaux utilisés en technique S&S et de 603,5 UM pour l'arc utilisé en technique VMAT. Le temps de traitement passe de 11 min en S&S à 3 min en VMAT.

#### IV.4.4 Discussion

Nous avons comparés les résultats du VMAT par rapport à ceux obtenus en S&S pour le traitement des cancers du sein. Deux cas cliniques différents ont été évalués : une irradiation de la glande mammaire et une irradiation de la paroi et de la CMI. Nous avons montré une meilleure conformation de la dose au PTV mais une dose maximale reçue par le PTV supérieure en VMAT. Nous avons également montré une diminution de la dose reçue par le poumon homolatéral, le sein controlatéral et pour les tissus sains. A noter que pour les tissus sains, le volume recevant des doses inférieures à 5 Gy est supérieur dans le cas de l'irradiation de la glande mammaire. Par contre nous avons montré une augmentation de la dose reçue par le cœur en VMAT. Dans la littérature, quelques équipes ont évalué le VMAT par rapport aux techniques de RCMi par faisceaux stationnaires dans différents scénarios cliniques<sup>202-204</sup>. Ils ont ainsi démontré la faisabilité de la technique VMAT. Ces études ont également montré une meilleure conformation de la dose au PTV en VMAT. Mais contrairement à nos résultats, ils ont montré une meilleure homogénéité de la dose en VMAT. Concernant les OAR, des résultats similaires aux nôtres ont été rapportés sur la diminution de la dose au poumon homolatéral et au sein controlatéral en VMAT<sup>202,203</sup>. Par contre Popescu et al ont montré à la différence de nos résultats, une augmentation de la dose au cœur<sup>202</sup>. Concernant la dose aux tissus sains, des résultats contraires ont été montrés : Popescu et al ont montré une diminution

de la dose en VMAT excepté pour les doses inférieures à 5 Gy<sup>175</sup> alors que Nicolini et al ont montré une augmentation de la dose moyenne reçue par les tissus sains et de la dose intégrale en VMAT<sup>202,204</sup>. Les quelques différences relevées dans les publications entre elles et par rapport à nos résultats peuvent s'expliquer en partie par la disparité des cas étudiés et des balistiques utilisées en RCMI par faisceaux stationnaires. Afin d'établir des résultats généralisables, une augmentation à la fois du nombre de patients et des scénarios cliniques étudiés est indispensable. L'étude de la dose reçue par les OAR localisés à distance de la zone traitée (cristallin, gonade et thyroïde) aucune différence (écart inférieur ou égal à 1 cGy) n'a été mesurée entre les deux techniques. Il est important de souligner que l'évaluation des faibles doses et du risque associé est très important dans le cas du traitement du cancer du sein chez des femmes parfois jeunes<sup>205</sup>.

Dans notre étude, le temps de délivrance de la dose en VMAT par rapport à celui du S&S est similaire en cas d'irradiation de la glande mammaire et divisé par 3,7 en cas d'irradiation de la paroi et de la chaîne mammaire interne. Les temps de traitement en VMAT rapportés dans la littérature sont compris entre 1,2 min et 4 min contre 2 et 3 min dans notre étude. La limitation du temps de traitement est essentielle dans le cas du traitement du cancer du sein. En effet la position, sur un plan incliné et les bras relevés, est souvent inconfortable pour les patientes ce qui génère un risque de mouvements intrafraction important<sup>206</sup>. De plus une problématique majeure dans le cadre de l'irradiation des seins et des parois est la prise en compte du mouvement respiratoire. Dans la pratique courante des solutions simples ont été développées pour le traitement en RCMI par faisceaux stationnaires selon deux approches. La première consiste en l'inclusion dans le processus d'optimisation d'une extension virtuelle de la zone à traiter au delà de la peau<sup>207</sup>. La deuxième approche consiste en une extension de la fluence qui nécessite l'implémentation d'outils semi-automatiques.

### IV.4.5 Conclusion

Nous avons montré que pour le traitement des cancers du sein, le VMAT offre une meilleure conformation de la dose au PTV mais des doses maximales plus élevées que la technique de RCMI S&S. Concernant le poumon homolatéral, le sein controlatéral et les tissus sains, le VMAT permet une diminution des doses reçues par rapport à la technique S&S mais cela s'accompagne d'une augmentation de la dose reçue par le cœur. Concernant les doses reçues par les organes en dehors du champ de traitement aucune différence entre les deux techniques n'est à souligner. Nous avons également montré le potentiel du VMAT pour limiter le temps de délivrance à 3 min en cas d'irradiation de la paroi et de la CMI. Ainsi nous avons montré la faisabilité du VMAT par rapport à la technique de RCMI S&S dans le cas du traitement du sein mais quelle que soit la technique de RCMI une attention particulière doit être apportée aux respects des objectifs de dose en particuliers sur la couverture du volume cible.

## IV.5 Conclusion

Le choix de l'intégration du VMAT doit être motivé par une évaluation de ses performances par rapport aux autres techniques établies pour les localisations cliniques d'intérêt et pour sa propre chaîne de traitement. L'évaluation doit intégrer plusieurs points : conformation de la dose au volume cible, efficacité de délivrance du traitement mais aussi la qualité de réalisation des plans. Notre étude a évalué l'apport du VMAT pour quatre localisations tumorales : prostate, ORL, poumon et sein. Nous avons montré que pour les deux techniques de RCMI type S&S et type VMAT, les distributions de dose satisfont aux objectifs définis dans la prescription médicale. Quelques différences peuvent être relevées en faveur du VMAT : en prostate les doses moyennes reçues par la paroi rectale et les têtes fémorales diminuent respectivement de 1,3 Gy et 7,0 Gy. Pour l'irradiation des poumons avec un schéma d'irradiation hypofractionné nous avons montré que le VMAT permet une meilleure conformation de la dose au PTV et une diminution de la dose au poumon controlatéral et à la peau rapport à la RC3D. De plus nous avons montré que le VMAT permet une diminution du nombre d'UM nécessaire par rapport à la technique RCMI type S&S ; en ORL cette diminution atteint en moyenne 29 %. Cette diminution permet de diminuer la dose intégrale du patient. Pour l'ORL et le sein nous avons évalué les doses en dehors du champ et plus particulièrement pour certains OAR. En ORL, nous avons mesuré que le VMAT entraînait une augmentation de 8,5 cGy au cristallin, au maximum 4,1 cGy aux seins et 0,4 cGy aux gonades. Pour l'irradiation du sein, nous avons montré que les écarts de dose entre VMAT et S&S pour les OAR, cristallin, gonade et thyroïde, entre les deux techniques étaient inférieurs ou égaux à 1 cGy. Seul le sein controlatéral reçoit 20 cGy de plus en VMAT qu'en S&S. Notre étude nous a permis de montrer que le VMAT permet systématiquement une diminution du temps de délivrance du traitement. Cette diminution est en moyenne de 50 % en prostate et peut atteindre 73 % dans le cas d'une irradiation de paroi et de chaîne mammaire interne. La diminution du temps de traitement permet de limiter l'effet des mouvements intrafractions qui peuvent être cruciaux pour des localisations mobiles comme par exemple la prostate. La diminution du temps de traitement constitue pour nous l'apport majeur du VMAT par rapport aux techniques par faisceaux stationnaires. La comparaison des performances pour chacune des localisations tumorales d'intérêt nous a permis de justifier la mise en place du VMAT par rapport aux techniques déjà implémentées.



## Chapitre V Conclusion générale

Nous avons établi que le processus de traitement par technique VMAT optimisé, utilisant un accélérateur linéaire d'électron type Synergy/Elekta associé à un TPS Monaco/Elekta ou Pinnacle/ Philips, fournit des performances de qualité supérieures à celles obtenues avec les techniques de RCMi par faisceaux stationnaires sur le plan de la distribution de dose et/ou de l'efficacité de mise en œuvre ; et ceci pour quatre localisations tumorales majeures : prostate, ORL, poumon, sein. Ainsi par exemple dans le traitement de la prostate nous avons montré que les doses moyennes reçues par la paroi rectale et les têtes fémorales diminuent respectivement de 1,3 Gy et 7,0 Gy. Nous avons également montré la diminution des temps de traitement de 50 % pour le traitement de la prostate et jusqu'à 73 % pour les traitements ORL par rapport à la technique « Step and Shoot » mise en œuvre sur la même chaîne de traitement Elekta. Cette diminution du temps de traitement permet de limiter l'effet des mouvements intra fraction durant l'irradiation et constitue un des points majeur de l'apport de la technique VMAT.

Nous avons montré que si la qualité de l'optimisation de la technique dépend des caractéristiques intrinsèques de l'accélérateur (et MLC associé), elle est également fortement influencée par le paramétrage du TPS. Nous avons analysé l'ensemble des paramètres d'influence propres aux TPS ou à la machine de traitement. Connaître avec précision l'ensemble des paramètres de la chaîne de traitement pouvant affecter le résultat ainsi que leur facteur d'influence est un point essentiel. C'est un pré-requis incontournable pour qu'un utilisateur tire le meilleur parti possible des éléments de la chaîne de traitement en vue d'une optimisation de la technique VMAT. Ainsi des paramètres comme la vitesse de lames autorisée, la distance minimale autorisée entre lames opposées, le temps maximal de délivrance autorisé, le nombre d'arcs dans la balistique et le degré de discrétisation de l'arc sont des paramètres importants à ne pas oublier.

Nous avons mis en évidence les différences comparées des collimateurs Beam Modulateur (lames 4 mm) et MLCi2 (lames 10 mm) tant sur le plan de la distribution de dose obtenue que sur l'efficacité. Ce point était important pour définir des critères d'optimisation. Nous avons également observé pour les deux TPS étudiés que si les distributions de dose aux volumes cibles étaient peu modifiées les différences de méthodes implémentées allaient influencer la distribution de la dose aux tissus sains. Aujourd'hui encore la dose aux tissus sains n'est pas forcément un critère très bien pris en compte dans l'évaluation des plans de traitement.

Il faut noter l'importance de reproduire la même performance dans le temps une fois le calcul de la distribution sur un plan VMAT optimisé. Le nombre de paramètres variables pouvant influencer le résultat étant nombreux il est important de vérifier qu'il n'existe pas de dérive dans le temps ou d'un utilisateur à l'autre. D'où notre proposition de définir des indices caractérisant la distribution de dose et de faire un suivi par la maîtrise statistique de procédés. Nous avons proposé d'inclure dans les contrôles de qualité déjà définis pour la RCMi par faisceaux stationnaires des tests complémentaires dont les résultats vont servir de base à un suivi régulier des performances en utilisant la maîtrise statistique de procédés ; en particulier des tests liés à la synchronisation MLC-dose-rotation du bras.

Pour le suivi de la cohérence calcul-mesure nous observons la nécessité de confronter les résultats de deux détecteurs complémentaires le détecteur idéal n'existant pas ; l'un des difficultés étant de définir le niveau des indices retenus à partir duquel la mise en œuvre du

traitement doit être rejetée. Aujourd'hui la tendance des physiciens est de favoriser l'utilisation de détecteurs, équipés de matrices de semi-conducteurs ou de chambres d'ionisations, rapides à mettre en œuvre pour réaliser des mesures de distributions de doses comportant de forts gradients de dose ; ce qui induit bien entendu de fortes incertitudes difficiles à évaluer avec précision. Nous devons favoriser les partenariats avec les industriels de manière à améliorer les performances des détecteurs pour la validation de la réalisation des plans de traitement. Dans cette démarche, nous avons réalisé l'évaluation d'un nouveau détecteur, le système Octavius 4D, basé sur l'utilisation d'une matrice de chambres d'ionisation, muni d'un mouvement de rotation permettant une analyse de l'ensemble du volume de l'espace irradié. Des progrès sont encore à faire sur les performances des détecteurs commercialisés.

Nous avons développé un logiciel pour intégrer une méthode d'évaluation de la fluence délivrée au cours de la séance de traitement du patient sur l'accélérateur linéaire d'électrons. Sur ce point nous pensons qu'il serait opportun que le fabricant inclus le calcul de cette fluence à chaque fin de séance de traitement dans une application propre à la gestion de la machine ou dans un module complémentaire au R&V. Il nous semble efficient pour la sécurité que l'opérateur au poste de traitement puisse recevoir un message sur la qualité de la réalisation de la séance de traitement afin de prendre en compte immédiatement tout dysfonctionnement et procéder à un ajustement de la dose, si nécessaire, aux séances suivantes.

La collaboration avec un industriel est un aspect fondamental pour la maîtrise de la technique à son démarrage ; elle nous a donné accès à une connaissance approfondie des caractéristiques de fonctionnement de la machine point indispensable à l'optimisation de la mise en œuvre. Cette collaboration nous a également permis de mettre à la disposition de la Société Elekta les éléments de nos réflexions et propositions et en particulier pour la mise en œuvre des tests propres aux contrôles de qualité de la machine qui nous semblent essentiels.

Nous remercions la société Elekta de ce partenariat mené sur trois années. L'expérience acquise et les méthodes d'optimisation et de contrôle de qualité proposées sont aujourd'hui un apport important à la communauté des physiciens se trouvant parfois un peu démunie face à la mise en œuvre de la technique et à sa maîtrise. Les communications à des congrès durant ces trois années ont nourri le débat sur la technique VMAT en plein développement depuis 2009.

En pratique à partir de nos résultats confrontés à ceux des autres équipes, il serait souhaitable que soit établi un ensemble de recommandations pratiques et concrètes sur la base des études déjà réalisées mais aussi que des références sur les résultats minimaux à obtenir en termes de distribution de dose ou de cohérence calcul/mesure. Il s'agit d'un travail à mener avec une société scientifique comme la SFPF afin de rédiger un protocole commun français pour assurer un maximum de sécurité lors de l'implémentation de la technique VMAT dans un service. A notre connaissance il n'existe à l'heure actuelle aucun groupe de travail français sur le sujet.

Références

- 1 Yu CX. Intensity-modulated arc therapy with dynamic multileaf collimation: an alternative to tomotherapy. *Phys Med Biol* 1995; 40: 1435-1449.
- 2 Earl MA, Shepard DM, Naqvi S et al. Inverse planning for intensity-modulated arc therapy using direct aperture optimization. *Phys Med Biol* 2003; 48: 1075-1089.
- 3 Shepard DM, Cao D, Afghan MK et al. An arc-sequencing algorithm for intensity modulated arc therapy. *Med Phys* 2007; 34: 464-470.
- 4 Otto K. Volumetric modulated arc therapy: IMRT in a single gantry arc. *Med Phys* 2008; 35: 310-317.
- 5 IRSN. Améliorer la sécurité des traitements en radiothérapie en développant une culture de sûreté. 2008-02. 2008.
- 6 ICRP publication 112. A report of preventing accidental exposures from new external beam radiation therapy technologies. *Ann ICRP* 2009; 39: 3-5.
- 7 Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy (Technical Reports Series No. 398). INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY . 2000.
- 8 Bortfeld T, Schmit-Ullrich R, De Neve W. et al. Image-Guided IMRT.: Springer, 2006
- 9 Azria D, Ailleres N, Llacer MC et al. [Conformal intensity modulated radiation therapy for localized prostate cancer: Toward a new standard]. *Cancer Radiother* 2009; 13: 409-415.
- 10 Brahme A, Roos JE, Lax I. Solution of an integral equation encountered in rotation therapy. *Phys Med Biol* 1982; 27: 1221-1229.
- 11 ICRU. Prescribing, Recording, and Reporting Photon-Beam Intensity-Modulated Radiation Therapy (IMRT). Journal of the ICRU 10[1]. 2010.
- 12 Supiot S, Lisbona A, Paris F et al. ["Dose-painting": myth or reality?]. *Cancer Radiother* 2010; 14: 554-562.
- 13 Webb S, McQuaid D. Some considerations concerning volume-modulated arc therapy: a stepping stone towards a general theory. *Phys Med Biol* 2009; 54: 4345-4360.
- 14 Boxall, P. Elekta VMAT: The intelligence behind VMAT. Elekta White Paper . 2011.
- 15 Elekta Digital Linear Accelerator: External Interface Manual (ID: 4513 370 1937 10). 1-8-2011.
- 16 Boyer AL, Biggs PJ, Galvin JM et al. Basic Applications of multileaf collimators, Report of Task Group No. 50 Radiation Therapy Committee. *American Association of Physicists in Medicine Report* 2001; 72
- 17 Elekta digital linear accelerator: Corrective Maintenance Manual (ID 4513 370 18693). Elekta . 2009.
- 18 Bortfeld T. Optimized planning using physical objectives and constraints. *Semin Radiat Oncol* 1999; 9: 20-34.
- 19 Agren A, Brahme A, Turesson I. Optimization of uncomplicated control for head and neck tumors. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1990; 19: 1077-1085.
- 20 Bratengeier K, Meyer J, Flentje M. Pre-segmented 2-Step IMRT with subsequent direct machine parameter optimisation - a planning study. *Radiat Oncol* 2008; 3:38. doi: 10.1186/1748-717X-3-38.: 38-3.
- 21 Dobler B, Pohl F, Bogner L et al. Comparison of direct machine parameter optimization versus fluence optimization with sequential sequencing in IMRT of hypopharyngeal carcinoma. *Radiat Oncol* 2007; 2: 33.

- 22 Knoos T, Wieslander E, Cozzi L et al. Comparison of dose calculation algorithms for treatment planning in external photon beam therapy for clinical situations. *Phys Med Biol* 2006; 51: 5785-5807.
- 23 Ahnesjo A. Collapsed cone convolution of radiant energy for photon dose calculation in heterogeneous media. *Med Phys* 1989; 16: 577-592.
- 24 Ahnesjo A, Aspradakis MM. Dose calculations for external photon beams in radiotherapy. *Phys Med Biol* 1999; 44: R99-155.
- 25 Fippel M. Fast Monte Carlo dose calculation for photon beams based on the VMC electron algorithm. *Med Phys* 1999; 26: 1466-1475.
- 26 Fippel M, Haryanto F, Dohm O et al. A virtual photon energy fluence model for Monte Carlo dose calculation. *Med Phys* 2003; 30: 301-311.
- 27 Kawrakow I, Fippel M. Investigation of variance reduction techniques for Monte Carlo photon dose calculation using XVMC. *Phys Med Biol* 2000; 45: 2163-2183.
- 28 Bzdusek K, Friberger H, Eriksson K et al. Development and evaluation of an efficient approach to volumetric arc therapy planning. *Med Phys* 2009; 36: 2328-2339.
- 29 Bzdusek, K., Robinson, D., Friberger, H., and Hardemark, B. SmartArc: Background and algorithmic implementation of an efficient approach to volumetric arc therapy planning. White Paper Philips . 2009.
- 30 Bedford JL. Treatment planning for volumetric modulated arc therapy. *Med Phys* 2009; 36: 5128-5138.
- 31 Semenenko VA, Reitz B, Day E et al. Evaluation of a commercial biologically based IMRT treatment planning system. *Med Phys* 2008; 35: 5851-5860.
- 32 Monaco: Training Guide (Elekta). 2010.
- 33 Boylan C, McWilliam A, Johnstone E et al. The impact of continuously-variable dose rate VMAT on beam stability, MLC positioning, and overall plan dosimetry. *J Appl Clin Med Phys* 2012; 13: 4023.
- 34 Bertelsen A, Lorenzen EL, Brink C. Validation of a new control system for Elekta accelerators facilitating continuously variable dose rate. *Med Phys* 2011; 38: 4802-4810.
- 35 Huq MS, Das IJ, Steinberg T et al. A dosimetric comparison of various multileaf collimators. *Phys Med Biol* 2002; 47: N159-N170.
- 36 Deng J, Pawlicki T, Chen Y et al. The MLC tongue-and-groove effect on IMRT dose distributions. *Phys Med Biol* 2001; 46: 1039-1060.
- 37 Salari E, Men C, Romeijn HE. Accounting for the tongue-and-groove effect using a robust direct aperture optimization approach. *Med Phys* 2011; 38: 1266-1279.
- 38 Luan S, Wang C, Chen DZ et al. An improved MLC segmentation algorithm and software for step-and-shoot IMRT delivery without tongue-and-groove error. *Med Phys* 2006; 33: 1199-1212.
- 39 Otto K, Clark BG. Enhancement of IMRT delivery through MLC rotation. *Phys Med Biol* 2002; 47: 3997-4017.
- 40 Van EA, Huyskens DP, Behrens CF et al. Implementing RapidArc into clinical routine: a comprehensive program from machine QA to TPS validation and patient QA. *Med Phys* 2011; 38: 5146-5166.
- 41 Olofsse, J. ESTRO IMRT teaching course: Dose modelling and verification for external beam radiotherapy. 1-6-2011.
- 42 Patel I, Glendinning AG, Kirby MC. Dosimetric characteristics of the Elekta Beam Modulator. *Phys Med Biol* 2005; 50: 5479-5492.

- 43 Cosgrove, V. P., Thompson, C, Christophides, D., Weston, S. J., Thwaites, D. I., Evans, C., Thomas, M. D., Warrington, A. P., Thompson, M. G., Brown, K. J., Reynaert, N, and De Wagter, C. Physical Characterization of a New Concept Design of an Elekta Radiation Head with Integrated 160-leaf Multi-leaf Collimator. *Int J Radiat.Oncol Biol.Phys.* 75[3], S722-S723. 1-11-2009.
  - 44 Bortfeld T, Oelfke U, Nill S. What is the optimum leaf width of a multileaf collimator? *Med Phys* 2000; 27: 2494-2502.
  - 45 Wang S, Gong Y, Xu Q et al. Impacts of multileaf collimators leaf width on intensity-modulated radiotherapy planning for nasopharyngeal carcinoma: analysis of two commercial Elekta devices. *Med Dosim* 2010; 36: 153-159.
  - 46 Jacob V, Bayer W, Astner ST et al. A Planning Comparison of Dynamic IMRT for Different Collimator Leaf Thicknesses with Helical Tomotherapy and RapidArc for Prostate and Head and Neck Tumors. *Strahlenther Onkol* 2010; 186: 502-510.
  - 47 Nill S, Tucking T, Munter MW et al. Intensity modulated radiation therapy with multileaf collimators of different leaf widths: a comparison of achievable dose distributions. *Radiother Oncol* 2005; 75: 106-111.
  - 48 Burmeister J, McDermott PN, Bossenberger T et al. Effect of MLC leaf width on the planning and delivery of SMLC IMRT using the CORVUS inverse treatment planning system. *Med Phys* 2004; 31: 3187-3193.
  - 49 Zwicker F, Hauswald H, Nill S et al. New multileaf collimator with a leaf width of 5 mm improves plan quality compared to 10 mm in step-and-shoot IMRT of HNC using integrated boost procedure. *Strahlenther Onkol* 2010; 186: 334-343.
  - 50 Abe E, Mizowaki T, Norihisa Y et al. Impact of multileaf collimator width on intraprostatic dose painting plans for dominant intraprostatic lesion of prostate cancer. *J Appl Clin Med Phys* 2010; 11: 3193.
  - 51 Cadman P, McNutt T, Bzdusek K. Validation of physics improvements for IMRT with a commercial treatment-planning system. *J Appl Clin Med Phys* 2005; 6: 74-86.
  - 52 Cadman P, Bassalow R, Sidhu NP et al. Dosimetric considerations for validation of a sequential IMRT process with a commercial treatment planning system. *Phys Med Biol* 2002; 47: 3001-3010.
  - 53 Starkschall G, Steadham RE, Jr., Popple RA et al. Beam-commissioning methodology for a three-dimensional convolution/superposition photon dose algorithm. *J Appl Clin Med Phys* 2000; 1: 8-27.
  - 54 Fraass B, Doppke K, Hunt M et al. American Association of Physicists in Medicine Radiation Therapy Committee Task Group 53: quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning. *Med Phys* 1998; 25: 1773-1829.
  - 55 Venselaar J, Welleweerd H, Mijnheer B. Tolerances for the accuracy of photon beam dose calculations of treatment planning systems. *Radiother Oncol* 2001; 60: 191-201.
  - 56 Yan G, Fox C, Liu C et al. The extraction of true profiles for TPS commissioning and its impact on IMRT patient-specific QA. *Med Phys* 2008; 35: 3661-3670.
  - 57 Webster GJ, Rowbottom CG, Mackay RI. Development of an optimum photon beam model for head and-neck intensity-modulated radiotherapy. *J Appl Clin Med Phys* 2007; 8: 2711.
  - 58 Letourneau D, Sharpe MB, Owrangi A et al. Automated beam model optimization. *Med Phys* 2010; 37: 2110-2120.
  - 59 Arnfield MR, Otto K, Aroumougame VR et al. The use of film dosimetry of the penumbra region to improve the accuracy of intensity modulated radiotherapy. *Med Phys* 2005; 32: 12-18.
-

- 60 Garcia-Vicente F, Delgado JM, Peraza C. Experimental determination of the convolution kernel for the study of the spatial response of a detector. *Med Phys* 1998; 25: 202-207.
- 61 Garcia-Vicente F, Delgado JM, Rodriguez C. Exact analytical solution of the convolution integral equation for a general profile fitting function and Gaussian detector kernel. *Phys Med Biol* 2000; 45: 645-650.
- 62 Fotina I, Winkler P, Kunzler T et al. Advanced kernel methods vs. Monte Carlo-based dose calculation for high energy photon beams. *Radiother Oncol* 2009; 93: 645-653.
- 63 Ong CL, Cuijpers JP, Senan S et al. Impact of the calculation resolution of AAA for small fields and RapidArc treatment plans. *Med Phys* 2011; 38: 4471-4479.
- 64 Niemierko A. Reporting and analyzing dose distributions: a concept of equivalent uniform dose. *Med Phys* 1997; 24: 103-110.
- 65 Mohan R, Wang X, Jackson A et al. The potential and limitations of the inverse radiotherapy technique. *Radiother Oncol* 1994; 32: 232-248.
- 66 Wang XH, Mohan R, Jackson A et al. Optimization of intensity-modulated 3D conformal treatment plans based on biological indices. *Radiother Oncol* 1995; 37: 140-152.
- 67 Qi XS, Semenenko VA, Li XA. Improved critical structure sparing with biologically based IMRT optimization. *Med Phys* 2009; 36: 1790-1799.
- 68 Mihaylov IB, Fatyga M, Bzdusek K et al. Biological optimization in volumetric modulated arc radiotherapy for prostate carcinoma. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2012; 82: 1292-1298.
- 69 Das S. A role for biological optimization within the current treatment planning paradigm. *Med Phys* 2009; 36: 4672-4682.
- 70 van KZ, Janssen TM, Damen E et al. The dosimetric impact of leaf interdigitation and leaf width on VMAT treatment planning in Pinnacle: comparing Pareto fronts. *Phys Med Biol* 2012; 57: 2943-2952.
- 71 Bedford JL, Thomas MD, Smyth G. Beam modeling and VMAT performance with the Agility 160-leaf multileaf collimator. *J Appl Clin Med Phys* 2013; 14: 4136.
- 72 Lafond C, Chajon E, Devillers A et al. Impact of MLC leaf width on volumetric-modulated arc therapy planning for head and neck cancers. *J Appl Clin Med Phys* 2013; 14: 40-52.
- 73 Chen F, Rao M, Ye JS et al. Impact of leaf motion constraints on IMAT plan quality, deliver accuracy, and efficiency. *Med Phys* 2011; 38: 6106.
- 74 Yang K, Yan D, Tyagi N. Sensitivity analysis of physics and planning SmartArc parameters for single and partial arc VMAT planning. *J Appl Clin Med Phys* 2012; 13: 3760.
- 75 Boylan CJ, Rowbottom CG, Mackay RI. The use of a realistic VMAT delivery emulator to optimize dynamic machine parameters for improved treatment efficiency. *Phys Med Biol* 2011; 56: 4119-4133.
- 76 Weiss E, Siebers JV, Keall PJ. An analysis of 6-MV versus 18-MV photon energy plans for intensity-modulated radiation therapy (IMRT) of lung cancer. *Radiother Oncol* 2007; 82: 55-62.
- 77 de Boer SF, Kumek Y, Jaggernauth W et al. The effect of beam energy on the quality of IMRT plans for prostate conformal radiotherapy. *Technol Cancer Res Treat* 2007; 6: 139-146.
- 78 Sung W, Park JM, Choi CH et al. The effect of photon energy on intensity-modulated radiation therapy (IMRT) plans for prostate cancer. *Radiat Oncol J* 2012; 30: 27-35.

- 79 Ost P, Speleers B, De MG et al. Volumetric Arc therapy and Intensity-Modulated Radiotherapy for Primary Prostate Radiotherapy With Simultaneous Integrated Boost to Intraprostatic Lesion With 6 and 18 MV: A Planning Comparison Study. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2010; 79: 920-926.
- 80 Pasler M, Georg D, Wirtz H et al. Effect of photon-beam energy on VMAT and IMRT treatment plan quality and dosimetric accuracy for advanced prostate cancer. *Strahlenther Onkol* 2011; 187: 792-798.
- 81 Kry SF, Salehpour M, Followill DS et al. Out-of-field photon and neutron dose equivalents from step-and-shoot intensity-modulated radiation therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2005; 62: 1204-1216.
- 82 Kry SF, Salehpour M, Titt U et al. Monte Carlo study shows no significant difference in second cancer risk between 6- and 18-MV intensity-modulated radiation therapy. *Radiother Oncol* 2009; 91: 132-137.
- 83 Verbakel WF, Cuijpers JP, Hoffmans D et al. Volumetric intensity-modulated arc therapy vs. conventional IMRT in head-and-neck cancer: a comparative planning and dosimetric study. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2009; 74: 252-259.
- 84 Vanetti E, Clivio A, Nicolini G et al. Volumetric modulated arc radiotherapy for carcinomas of the oro-pharynx, hypo-pharynx and larynx: a treatment planning comparison with fixed field IMRT. *Radiother Oncol* 2009; 92: 111-117.
- 85 Clivio A, Fogliata A, Franzetti-Pellanda A et al. Volumetric-modulated arc radiotherapy for carcinomas of the anal canal: A treatment planning comparison with fixed field IMRT. *Radiother Oncol* 2009; 92: 118-124.
- 86 Guckenberger M, Richter A, Krieger T et al. Is a single arc sufficient in volumetric-modulated arc therapy (VMAT) for complex-shaped target volumes? *Radiother Oncol* 2009; 93: 259-265.
- 87 Treutwein M, Hipp M, Koelbl O et al. Searching standard parameters for volumetric modulated arc therapy (VMAT) of prostate cancer. *Radiat Oncol* 2012; 7: 108+.
- 88 Feygelman V, Zhang GG, Stevens CW. Initial dosimetric evaluation of SmartArc - a novel VMAT treatment planning module implemented in a multi-vendor delivery chain. *J Appl Clin Med Phys* 2010; 11: 3169.
- 89 Zhu, J. Modèles prédictifs de toxicité en radiothérapie par modulation d'intensité. Thèse de doctorat. Université de Rennes I. 29-8-2013.
- 90 Mihaylov IB, Curran B, Sternick E. The effect of gantry spacing resolution on plan quality in a single modulated arc optimization. *J Appl Clin Med Phys* 2011; 12: 3603.
- 91 ESTRO booklet n°9: Guidelines for the verification of IMRT., 2008
- 92 Pawlicki T, Whitaker M, Boyer AL. Statistical process control for radiotherapy quality assurance. *Med Phys* 2005; 32: 2777-2786.
- 93 Breen SL, Moseley DJ, Zhang B et al. Statistical process control for IMRT dosimetric verification. *Med Phys* 2008; 35: 4417-4425.
- 94 Gerard K, Grandhaye JP, Marchesi V et al. A comprehensive analysis of the IMRT dose delivery process using statistical process control (SPC). *Med Phys* 2009; 36: 1275-1285.
- 95 Kutcher GJ, Coia L, Gillin M et al. Comprehensive QA for radiation oncology: report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40. *Med Phys* 1994; 21: 581-618.
- 96 Cahier 29 de la société française des physiciens d'hôpitaux: Contrôle de qualité des accélérateurs d'électrons à usage médical. 1-12-1986.



- 97 Ezzell GA, Galvin JM, Low D 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: 2089-2115.
- 98 Galvin JM, Ezzell G, Eisbrauch A 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: 1616-1634.
- 99 Zefkili S, Tomsej M, Aletti P et al. [Recommendations for a head and neck IMRT quality assurance protocol]. *Cancer Radiother* 2004; 8: 364-379.
- 100 Chui CS, Spirou S, Losasso T. Testing of dynamic multileaf collimation. *Med Phys* 1996; 23: 635-641.
- 101 Rapport SFPM n°26: Contrôles de qualité en radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité. *Société Française de Physique Médicale* 2010;
- 102 Bedford JL, Childs PJ, Nordmark H, V et al. Commissioning and quality assurance of the Pinnacle(3) radiotherapy treatment planning system for external beam photons. *Br J Radiol* 2003; 76: 163-176.
- 103 Ling CC, Zhang P, Archambault Y et al. Commissioning and quality assurance of RapidArc radiotherapy delivery system. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2008; 72: 575-581.
- 104 Kaurin DG, Sweeney LE, Marshall EI et al. VMAT testing for an Elekta accelerator. *J Appl Clin Med Phys* 2012; 13: 3725.
- 105 Kutcher GJ, Burman C. Calculation of complication probability factors for non-uniform normal tissue irradiation: the effective volume method. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1989; 16: 1623-1630.
- 106 Brenner DJ. Dose, volume, and tumor-control predictions in radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1993; 26: 171-179.
- 107 Niemierko A, Goitein M. Calculation of normal tissue complication probability and dose-volume histogram reduction schemes for tissues with a critical element architecture. *Radiother Oncol* 1991; 20: 166-176.
- 108 Fiorino C, Rancati T, Valdagni R. Predictive models of toxicity in external radiotherapy: dosimetric issues. *Cancer* 2009; 115: 3135-3140.
- 109 Fiorino C, Valdagni R, Rancati T et al. Dose-volume effects for normal tissues in external radiotherapy: pelvis. *Radiother Oncol* 2009; 93: 153-167.
- 110 Yoon M, Park SY, Shin D et al. A new homogeneity index based on statistical analysis of the dose-volume histogram. *J Appl Clin Med Phys* 2007; 8: 9-17.
- 111 Senthil S, Gill SS, Haworth A et al. Benchmarking dosimetric quality assessment of prostate intensity-modulated radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2012; 82: 998-1005.
- 112 Lomax NJ, Scheib SG. Quantifying the degree of conformity in radiosurgery treatment planning. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2003; 55: 1409-1419.
- 113 Feuvret L, Noel G, Mazon JJ et al. Conformity index: a review. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2006; 64: 333-342.
- 114 van't Riet A, Mak AC, Moerland MA et al. A conformation number to quantify the degree of conformality in brachytherapy and external beam irradiation: application to the prostate. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1997; 37: 731-736.
- 115 Baltas D, Kolotas C, Geramani K et al. A conformal index (COIN) to evaluate implant quality and dose specification in brachytherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1998; 40: 515-524.

- 116 Moore KL, Brame RS, Low DA et al. Experience-based quality control of clinical intensity-modulated radiotherapy planning. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2011; 81: 545-551.
- 117 Gerard, K. Optimisation automatique des incidences des faisceaux par l'algorithme du simplexe et optimisation des contrôles qualité par la maîtrise statistique des processus (MSP) en RCMI. Thèse. Nancy-Université. 7-11-2008.
- 118 Monz M, Kufer KH, Bortfeld TR et al. Pareto navigation: algorithmic foundation of interactive multi-criteria IMRT planning. *Phys Med Biol* 2008; 53: 985-998.
- 119 Yu Y. Multiobjective decision theory for computational optimization in radiation therapy. *Med Phys* 1997; 24: 1445-1454.
- 120 Craft D, McQuaid D, Wala J et al. Multicriteria VMAT optimization. *Med Phys* 2012; 39: 686.
- 121 Craft DL, Hong TS, Shih HA et al. Improved planning time and plan quality through multicriteria optimization for intensity-modulated radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2012; 82: e83-e90.
- 122 Low DA, Moran JM, Dempsey JF et al. Dosimetry tools and techniques for IMRT. *Med Phys* 2011; 38: 1313-1338.
- 123 Low D. Streamlining IMRT QA. *Radiat Oncol* 2012; 103: S66.
- 124 Fujita Y, Tohyama N, Myojoyama A et al. Depth scaling of solid phantom for intensity modulated radiotherapy beams. *J Radiat Res* 2010; 51: 707-713.
- 125 Chiavassa S, Brunet G, Gaudaire S et al. [Intensity modulated radiation therapy: Analysis of patient specific quality control results, experience of Rene-Gauducheau Centre.]. *Cancer Radiother* 2011; 15: 265-269.
- 126 Ma L, Phaisangittisakul N, Yu CX et al. A quality assurance method for analyzing and verifying intensity modulated fields. *Med Phys* 2003; 30: 2082-2088.
- 127 Childress NL, Rosen II. The design and testing of novel clinical parameters for dose comparison. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2003; 56: 1464-1479.
- 128 Moran JM, Radawski J, Fraass BA. A dose gradient analysis tool for IMRT QA. *J Appl Clin Med Phys* 2005; 6: 62-73.
- 129 Low DA, Harms WB, Mutic S et al. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Med Phys* 1998; 25: 656-661.
- 130 Stock M, Kroupa B, Georg D. Interpretation and evaluation of the gamma index and the gamma index angle for the verification of IMRT hybrid plans. *Phys Med Biol* 2005; 50: 399-411.
- 131 Low DA, Dempsey JF. Evaluation of the gamma dose distribution comparison method. *Med Phys* 2003; 30: 2455-2464.
- 132 Fredh A, Scherman JB, Fog LS et al. Patient QA systems for rotational radiation therapy: a comparative experimental study with intentional errors. *Med Phys* 2013; 40: 031716.
- 133 Feygelman V, Zhang G, Stevens C et al. Evaluation of a new VMAT QA device, or the "X" and "O" array geometries. *J Appl Clin Med Phys* 2011; 12: 3346.
- 134 Li JG, Yan G, Liu C. Comparison of two commercial detector arrays for IMRT quality assurance. *J Appl Clin Med Phys* 2009; 10: 2942.
- 135 Évaluation des données de mesure. Guide pour l'expression de l'incertitude de mesure. *JCGM* 2008;
- 136 Ezzell GA, Burmeister JW, Dogan N et al. IMRT commissioning: multiple institution planning and dosimetry comparisons, a report from AAPM Task Group 119. *Med Phys* 2009; 36: 5359-5373.

- 137 Lee L, Mao W, Xing L. The use of EPID-measured leaf sequence files for IMRT dose reconstruction in adaptive radiation therapy. *Med Phys* 2008; 35: 5019-5029.
- 138 Schreiber E, Dhabaan A, Dhabaan A et al. Patient-specific quality assurance method for VMAT treatment. *Med Phys* 2009; 36: 4530-4535.
- 139 Teke T, Bergman AM, Kwa W et al. Monte Carlo based, patient-specific RapidArc QA using Linac log files. *Med Phys* 2010; 37: 116-123.
- 140 Tyagi N, Yang K, Gersten D et al. A real time dose monitoring and dose reconstruction tool for patient specific VMAT QA and delivery. *Med Phys* 2012; 39: 7194-7204.
- 141 Spezi E, Angelini AL, Romani F et al. Characterization of a 2D ion chamber array for the verification of radiotherapy treatments. *Phys Med Biol* 2005; 50: 3361-3373.
- 142 Syamkumar SA, Padmanabhan S, Sukumar P et al. Characterization of responses of 2d array seven29 detector and its combined use with octavius phantom for the patient-specific quality assurance in rapidarc treatment delivery. *Med Dosim* 2011; 37: 53-60.
- 143 Amerio S, Boriano A, Bourhaleb F et al. Dosimetric characterization of a large area pixel-segmented ionization chamber. *Med Phys* 2004; 31: 414-420.
- 144 Wolfsberger LD, Wagar M, Nitsch P et al. Angular dose dependence of Matrixx TM and its calibration. *J Appl Clin Med Phys* 2010; 11: 3057.
- 145 Letourneau D, Gulam M, Yan D et al. Evaluation of a 2D diode array for IMRT quality assurance. *Radiother Oncol* 2004; 70: 199-206.
- 146 Jursinic PA, Sharma R, Reuter J. MapCHECK used for rotational IMRT measurements: step-and-shoot, TomoTherapy, RapidArc. *Med Phys* 2010; 37: 2837-2846.
- 147 Bedford JL, Lee YK, Wai P et al. Evaluation of the Delta4 phantom for IMRT and VMAT verification. *Phys Med Biol* 2009; 54: N167-N176.
- 148 Mynampati DK, Yaparpalvi R, Hong L et al. Application of AAPM TG 119 to volumetric arc therapy (VMAT). *J Appl Clin Med Phys* 2012; 13: 3382.
- 149 Teoh M, Clark CH, Wood K et al. Volumetric modulated arc therapy: a review of current literature and clinical use in practice. *Br J Radiol* 2011; 84: 967-996.
- 150 Chavaudra J, Bridier A. [Definition of volumes in external radiotherapy: ICRU reports 50 and 62]. *Cancer Radiother* 2001; 5: 472-478.
- 151 Beckendorf V, Guerif S, Le PE et al. The GETUG 70 Gy vs. 80 Gy randomized trial for localized prostate cancer: feasibility and acute toxicity. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2004; 60: 1056-1065.
- 152 Björn Hårdemark, Anders Liander, Henrik Reh binder, and Johan Löf. P3IMRT®: Direct machine parameter optimization. Pinnacle White Paper. 2004.
- 153 Palma D, Vollans E, James K et al. Volumetric modulated arc therapy for delivery of prostate radiotherapy: comparison with intensity-modulated radiotherapy and three-dimensional conformal radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2008; 72: 996-1001.
- 154 Zhang P, Happersett L, Hunt M et al. Volumetric Modulated Arc Therapy: Planning and Evaluation for Prostate Cancer Cases. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2009; 76: 1456-1462.
- 155 Kjaer-Kristoffersen F, Ohlhues L, Medin J et al. RapidArc volumetric modulated therapy planning for prostate cancer patients. *Acta Oncol* 2009; 48: 227-232.
- 156 Alaei P, Higgins PD, Weaver R et al. Comparison of dynamic and step-and-shoot intensity-modulated radiation therapy planning and delivery. *Med Dosim* 2004; 29: 1-6.

- 157 Chui CS, Chan MF, Yorke E et al. Delivery of intensity-modulated radiation therapy with a conventional multileaf collimator: comparison of dynamic and segmental methods. *Med Phys* 2001; 28: 2441-2449.
- 158 Verellen D, Vanhavere F. Risk assessment of radiation-induced malignancies based on whole-body equivalent dose estimates for IMRT treatment in the head and neck region. *Radiother Oncol* 1999; 53: 199-203.
- 159 Kry SF, Salehpour M, Followill DS et al. The calculated risk of fatal secondary malignancies from intensity-modulated radiation therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2005; 62: 1195-1203.
- 160 Kry SF, Followill D, White RA et al. Uncertainty of calculated risk estimates for secondary malignancies after radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2007; 68: 1265-1271.
- 161 Zietman AL, DeSilvio ML, Slater JD et al. Comparison of conventional-dose vs high-dose conformal radiation therapy in clinically localized adenocarcinoma of the prostate: a randomized controlled trial. *JAMA* 2005; 294: 1233-1239.
- 162 Shaffer R, Morris WJ, Moiseenko V et al. Volumetric modulated Arc therapy and conventional intensity-modulated radiotherapy for simultaneous maximal intraprostatic boost: a planning comparison study. *Clin Oncol (R Coll Radiol)* 2009; 21: 401-407.
- 163 Brenner DJ, Martinez AA, Edmundson GK et al. Direct evidence that prostate tumors show high sensitivity to fractionation (low alpha/beta ratio), similar to late-responding normal tissue. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2002; 52: 6-13.
- 164 Bentzen SM, Ritter MA. The alpha/beta ratio for prostate cancer: what is it, really? *Radiother Oncol* 2005; 76: 1-3.
- 165 Hardcastle N, Tome WA, Foo K et al. Comparison of prostate imrt and vmat biologically optimised treatment plans. *Med Dosim* 2010; 76: 292-298.
- 166 Weber DC, Wang H, Cozzi L et al. RapidArc, intensity modulated photon and proton techniques for recurrent prostate cancer in previously irradiated patients: a treatment planning comparison study. *Radiat Oncol* 2009; 4: 34.
- 167 Kopp RW, Duff M, Catalfamo F et al. VMAT vs. 7-field-IMRT: Assessing the Dosimetric Parameters of Prostate Cancer Treatment with a 292-Patient Sample. *Med Dosim* 2011; 36: 365-372.
- 168 Yoo S, Wu QJ, Lee WR et al. Radiotherapy Treatment Plans with RapidArc for Prostate Cancer Involving Seminal Vesicles and Lymph Nodes. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2009; 76: 935-942.
- 169 Wolff D, Stieler F, Welzel G et al. Volumetric modulated arc therapy (VMAT) vs. serial tomotherapy, step-and-shoot IMRT and 3D-conformal RT for treatment of prostate cancer. *Radiother Oncol* 2009; 93: 226-233.
- 170 Tsai CL, Wu JK, Chao HL et al. Treatment and dosimetric advantages between VMAT, IMRT, and helical tomotherapy in prostate cancer. *Med Dosim* 2011; 36: 264-271.
- 171 Rao M, Yang W, Chen F et al. Comparison of Elekta VMAT with helical tomotherapy and fixed field IMRT: plan quality, delivery efficiency and accuracy. *Med Phys* 2010; 37: 1350-1359.
- 172 Crijns W, Budiharto T, Defraene G et al. IMRT-based optimization approaches for volumetric modulated single arc radiotherapy planning. *Radiother Oncol* 2010; 95: 149-152.

- 173 Jouyaux F, de CR, Manens JP et al. [High dose for prostate irradiation with image guided radiotherapy: Contribution of intensity modulation arctherapy.]. *Cancer Radiother* 2010; 14: 679-689.
- 174 Lafond C, Jouyaux F, Bellec J et al. [Which IMRT? From "step and shoot" to VMAT: Physicist point of view.]. *Cancer Radiother* 2010; 14: 539-549.
- 175 Intensity-modulated radiotherapy: current status and issues of interest. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2001; 51: 880-914.
- 176 Nutting CM, Morden JP, Harrington KJ et al. Parotid-sparing intensity modulated versus conventional radiotherapy in head and neck cancer (PARSPORT): a phase 3 multicentre randomised controlled trial. *Lancet Oncol* 2011; 12: 127-136.
- 177 Wu Q, Mohan R, Morris M et al. Simultaneous integrated boost intensity-modulated radiotherapy for locally advanced head-and-neck squamous cell carcinomas. I: dosimetric results. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2003; 56: 573-585.
- 178 Green F, Page D, Fleming I et al. AJCC Cancer Staging Manuel, Sixth Edition. New York, 2002
- 179 Gregoire V, Levendag P, Ang KK et al. CT-based delineation of lymph node levels and related CTVs in the node-negative neck: DAHANCA, EORTC, GORTEC, NCIC, RTOG consensus guidelines. *Radiother Oncol* 2003; 69: 227-236.
- 180 Gregoire V, Eisbruch A, Hamoir M et al. Proposal for the delineation of the nodal CTV in the node-positive and the post-operative neck. *Radiother Oncol* 2006; 79: 15-20.
- 181 Thomas SJ, Hoole AC. The effect of optimization on surface dose in intensity modulated radiotherapy (IMRT). *Phys Med Biol* 2004; 49: 4919-4928.
- 182 Huchet A, Caudry M, Belkacemi Y et al. [Volume-effect and radiotherapy [II]. Part II: volume-effect and normal tissue]. *Cancer Radiother* 2003; 7: 353-362.
- 183 Dijkema T, Raaijmakers CP, Ten Haken RK et al. Parotid gland function after radiotherapy: the combined michigan and utrecht experience. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2010; 78: 449-453.
- 184 Houweling AC, Philippens ME, Dijkema T et al. A comparison of dose-response models for the parotid gland in a large group of head-and-neck cancer patients. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2010; 76: 1259-1265.
- 185 Johnston M, Clifford S, Bromley R et al. Volumetric-modulated Arc Therapy in Head and Neck Radiotherapy: A Planning Comparison using Simultaneous Integrated Boost for Nasopharynx and Oropharynx Carcinoma. *Clin Oncol (R Coll Radiol)* 2011; 23: 503-511.
- 186 Bertelsen A, Hansen CR, Johansen J et al. Single Arc Volumetric Modulated Arc Therapy of head and neck cancer. *Radiother Oncol* 2010; 95: 142-148.
- 187 Alvarez-Moret J, Pohl F, Koelbl O et al. Evaluation of volumetric modulated arc therapy (VMAT) with Oncentra MasterPlan(R) for the treatment of head and neck cancer. *Radiat Oncol* 2010; 5:110.: 110.
- 188 Clemente S, Wu B, Sanguineti G et al. SmartArc-based volumetric modulated arc therapy for oropharyngeal cancer: a dosimetric comparison with both intensity-modulated radiation therapy and helical tomotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2011; 80: 1248-1255.
- 189 Lagerwaard FJ, Haasbeek CJ, Smit EF et al. Outcomes of risk-adapted fractionated stereotactic radiotherapy for stage I non-small-cell lung cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2008; 70: 685-692.
-

- 190 Hoppe BS, Laser B, Kowalski AV et al. Acute skin toxicity following stereotactic body radiation therapy for stage I non-small-cell lung cancer: who's at risk? *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2008; 72: 1283-1286.
- 191 Woody NM, Videtic GM, Stephans KL et al. Predicting chest wall pain from lung stereotactic body radiotherapy for different fractionation schemes. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2012; 83: 427-434.
- 192 Sonke JJ, Rossi M, Wolthaus J et al. Frameless stereotactic body radiotherapy for lung cancer using four-dimensional cone beam CT guidance. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2009; 74: 567-574.
- 193 McGrath SD, Matuszak MM, Yan D et al. Volumetric modulated arc therapy for delivery of hypofractionated stereotactic lung radiotherapy: A dosimetric and treatment efficiency analysis. *Radiother Oncol* 2010; 95: 153-157.
- 194 Ong CL, Verbakel WF, Cuijpers JP et al. Stereotactic radiotherapy for peripheral lung tumors: a comparison of volumetric modulated arc therapy with 3 other delivery techniques. *Radiother Oncol* 2010; 97: 437-442.
- 195 Brock J, Bedford J, Partridge M et al. Optimising stereotactic body radiotherapy for non-small cell lung cancer with volumetric intensity-modulated arc therapy--a planning study. *Clin Oncol (R Coll Radiol)* 2012; 24: 68-75.
- 196 Holt A, van Vliet-Vroegindeweij C, Mans A et al. Volumetric-modulated arc therapy for stereotactic body radiotherapy of lung tumors: a comparison with intensity-modulated radiotherapy techniques. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2011; 81: 1560-1567.
- 197 McCormick B, Hunt M. Intensity-modulated radiation therapy for breast: is it for everyone? *Semin Radiat Oncol* 2011; 21: 51-54.
- 198 Dayes I, Rumble RB, Bowen J et al. Intensity-modulated radiotherapy in the treatment of breast cancer. *Clin Oncol (R Coll Radiol)* 2012; 24: 488-498.
- 199 Hong L, Hunt M, Chui C et al. Intensity-modulated tangential beam irradiation of the intact breast. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1999; 44: 1155-1164.
- 200 Kestin LL, Sharpe MB, Frazier RC et al. Intensity modulation to improve dose uniformity with tangential breast radiotherapy: initial clinical experience. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2000; 48: 1559-1568.
- 201 Selvaraj RN, Beriwal S, Pourarian RJ et al. Clinical implementation of tangential field intensity modulated radiation therapy (IMRT) using sliding window technique and dosimetric comparison with 3D conformal therapy (3DCRT) in breast cancer. *Med Dosim* 2007; 32: 299-304.
- 202 Popescu CC, Olivotto IA, Beckham WA et al. Volumetric Modulated Arc Therapy Improves Dosimetry and Reduces Treatment Time Compared To Conventional Intensity-Modulated Radiotherapy for Locoregional Radiotherapy of Left-Sided Breast Cancer and Internal Mammary Nodes. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2009; 76: 287-295.
- 203 Johansen S, Cozzi L, Olsen DR. A planning comparison of dose patterns in organs at risk and predicted risk for radiation induced malignancy in the contralateral breast following radiation therapy of primary breast using conventional, IMRT and volumetric modulated arc treatment techniques. *Acta Oncol* 2009; 48: 495-503.
- 204 Nicolini G, Clivio A, Fogliata A et al. Simultaneous integrated boost radiotherapy for bilateral breast: a treatment planning and dosimetric comparison for volumetric modulated arc and fixed field intensity modulated therapy. *Radiat Oncol* 2009; 4: 27.

- 205 Clarke M, Collins R, Darby S et al. Effects of radiotherapy and of differences in the extent of surgery for early breast cancer on local recurrence and 15-year survival: an overview of the randomised trials. *Lancet* 2005; 366: 2087-2106.
- 206 Tsai PF, Lin SM, Lee SH et al. The feasibility study of using multiple partial volumetric-modulated arcs therapy in early stage left-sided breast cancer patients. *J Appl Clin Med Phys* 2012; 13: 3806.
- 207 Giorgia N, Antonella F, Alessandro C et al. Planning strategies in volumetric modulated arc therapy for breast. *Med Phys* 2011; 38: 4025-4031.



# Annexes

- **Annexe 1**

Article en cours de publication dans le journal européen Journal of Applied Clinical Medical Physics, accepté le 26 juin 2013

Titre: Impact of MLC leaf width on Volumetric Modulated Arc Therapy planning for head and neck cancers

- **Annexe 2**

Poster communiqué au 52<sup>ème</sup> congrès de « American Society for Radiation Oncology » (ASTRO), San Diego octobre 2010

Titre: VMAT in prostate and head and neck (H&N) cancer: no major effect of multileaf collimator (MLC) leaf width on dose distribution

- **Annexe 3**

Poster communiqué au 21<sup>ème</sup> congrès de la Société Française de Radiothérapie Oncologique (SFRO), Paris octobre 2010

Titre: Quel collimateur multi-lames choisir pour l'irradiation des cancers de la prostate et ORL en VMAT ?

- **Annexe 4**

Poster communiqué aux 49<sup>ème</sup> journées scientifiques de la Société Française de Physique Médicale (SFPM), Bordeaux juin 2010

Titre: Influence des caractéristiques du collimateur multi-lames dans l'irradiation de la prostate en technique RCMI : du Step&Shoot au VMAT.

- **Annexe 5**

Communication orale réalisée aux 50<sup>ème</sup> journées scientifiques de la Société Française de Physique Médicale (SFPM), Nantes juin 2011

Titre: Evaluation de l'influence de paramètres balistiques sur la cohérence « calcul-mesure » des plans de traitement en technique VMAT

- **Annexe 6**

Présentation des plans tests et des fichiers générés par iComCat fournis à Elekta pour la diffusion aux utilisateurs pour la mise en œuvre du programme d'assurance qualité nécessaire à l'implémentation de la technique VMAT

- **Annexe 7**

Communication orale réalisée aux 50<sup>ème</sup> journées scientifiques de la Société Française de Physique Médicale (SFPM), Nantes juin 2011

Titre: Evaluation de trois chaînes de mesure : application à la validation dosimétrique des plans de traitement en RCMI : du « step and shoot » au VMAT

- **Annexe 8**

Communication orale réalisée à la 31<sup>ème</sup> conférence annuelle de « European Society for Radiotherapy and Oncology » (ESTRO), Barcelone mai 2012

Titre: Volumetric modulated arc therapy (VMAT) quality assurance (QA): Software tool to analyse linear accelerator parameters accuracy

- **Annexe 9**

Article publié dans Cancer Radiothérapie, 2010, 14(8):679-89

Titre: Haute dose dans la prostate par radiothérapie guidée par l'image : apport de l'arthérapie avec modulation d'intensité du faisceau

- **Annexe 10**

Article publié dans Cancer Radiothérapie, 2010 14(6-7):539-49

Titre: Quelle RCMI ? De la technique « step and shoot » à la RCMI en arcthérapie : point de vue du physicien

- **Annexe 11**

Communication orale réalisée au 22<sup>ème</sup> congrès de la Société Française de Radiothérapie Oncologique (SFRO), Paris octobre 2011

Titre: Volumetric VMAT et « dose painting » en ORL : Quel impact sur la dose délivrée aux organes à risque ?

## Impact of MLC leaf width on volumetric-modulated arc therapy planning for head and neck cancers

Caroline Lafond,<sup>1,2,3a</sup> Enrique Chajon,<sup>1</sup> Anne Devillers,<sup>1</sup> Guillaume Louvel,<sup>1</sup> Sandra Toubanc,<sup>1</sup> Mickael Olivier,<sup>1</sup> Antoine Simon,<sup>2,3</sup> Renaud de Crevoisier,<sup>1,2,3</sup> Jean-Pierre Manens<sup>1,2,3</sup>  
*Centre Eugène Marquis,<sup>1</sup> Rennes, France; INSERM U1099,<sup>2</sup> Rennes, France; Laboratoire du Traitement du Signal et de l'Image,<sup>3</sup> University of Rennes, Rennes, France*  
*c.lafond@rennes.unicancer.fr*

Received 11 June, 2012; accepted 26 June, 2013

This dosimetric study investigated the impact of multileaf collimators (MLC) leaf width in volumetric-modulated arc therapy (VMAT) for head and neck cancers (HNC), either with a “standard” simultaneously integrated boost technique (S-SIB) or with a “dose painting” SIB technique (DP-SIB). HNC patients were planned either with an S-SIB comprising three dose levels, from 56 to 70 Gy (16 patients), or with a DP-SIB comprising five dose levels, from 56 to 84 Gy (8 patients), in 35 fractions. Two VMAT plans were calculated for each SIB technique using two Elekta MLCs: MLCi2 with 10 mm leaf width and Beam Modulator (BM) with 4 mm leaf width. Dose distributions were evaluated by comparing doses on PTVs, main OARs, and healthy tissue, and by comparing conformation indexes. Treatment efficiencies were evaluated by comparing the number of monitor units and the number of needed arcs. Comparisons of the two MLCs depending on the two SIB techniques showed: i) Regarding PTVs: Dmean and D2% on lower doses PTV decreased respectively by 0.5 Gy ( $p = 0.01$ ) and 0.9 Gy ( $p = 0.01$ ) with BM than with MLCi2 for S-SIB; no significant difference was found for DP-SIB; ii) Regarding OARs: for spinal cord and brainstem, D2% decreased respectively by 1.2 Gy ( $p = 0.03$ ) and 4.2 Gy ( $p = 0.04$ ) with BM than with MLCi2 for S-SIB; for contralateral parotid, D50% decreased by 1.5 Gy ( $p = 0.01$ ) with BM than with MLCi2 for S-SIB; iii) Regarding treatment efficiency: the number of monitor units was 44% ( $p = 0.00$ ) and 51% ( $p = 0.01$ ) higher with BM for S-SIB and DP-SIB, respectively. Two arcs were more frequently needed with BM to reach an acceptable dose distribution. This study demonstrated that Beam Modulator (4 mm leaf width) and MLCi2 (10 mm leaf width) MLCs from Elekta provided satisfactory dose distributions for treatment delivery with VMAT technique for complex HNC cases with standard and dose painting prescriptions. OAR sparing was better with BM, mainly for brainstem and spinal cord. However, delivery efficiency of VMAT plans was better with MLCi2.

PACS numbers: 87.56.N-, 87.56.nk, 87.55.D-

Key words: VMAT, dosimetry, head and neck cancer, multileaf collimators, leaf width

Conflict of Interest Statement: Caroline Lafond's contribution is part of a Ph.D. thesis supported by a grant from Elekta. The authors alone are responsible for the content and writing of the paper.

<sup>a</sup> Corresponding author: Corresponding author: Caroline Lafond, Centre Eugène Marquis, rue de la Bataille Flandres Dunkerque, CS 44229, 35042 Rennes Cedex, France; phone: (+33) 299253030; fax: (+33) 299253033; email: c.lafond@rennes.unicancer.fr

## I. INTRODUCTION

Radiotherapy is one of the crucial components of the modern multidisciplinary approach of head and neck cancer (HNC) treatment. Intensity-modulated radiotherapy (IMRT) provides the benefit of delivering conformal doses to the target volume while maintaining low doses to the critical organs.<sup>(1)</sup>

Karl Otto has recently introduced the volumetric-modulated arc therapy (VMAT) technique.<sup>(2)</sup> VMAT is a natural progression of IMRT delivery, combining the possibility to vary simultaneously the dose rate, the speed of gantry rotation, and the multileaf collimator (MLC) shape. Several studies showed that VMAT technique can achieve at least equivalent, and possibly superior, dose distributions than step-and-shoot (S&S) or sliding widow (SW) IMRT. Moreover, efficiency of the treatment is often improved with the VMAT technique by decreasing significantly the number of monitor units (MU) and delivery time.<sup>(3-8)</sup>

A few studies investigated the impact of MLC leaf width on IMRT techniques for HNC. Zwicker et al.<sup>(9)</sup> have proved the advantage to use narrower MLC leaf width for HNC in S&S IMRT. Wang et al.<sup>(10)</sup> have investigated the impact of MLC leaf width for nasopharyngeal cancer in S&S technique. They showed that narrower MLC leaf width only improved dose coverage and treatment efficiency. No previous study investigated the impact of MLC leaf width on VMAT technique for HNC using specifically simultaneous integrated boost (SIB) prescriptions. Only one recent study compared two MLC leaf width in VMAT for prostate and rectum cancer with a favorable effect when using more narrow MLC leaf width.<sup>(11)</sup>

For HNC, IMRT could be used to increase local control by escalating the dose in the most radio-resistant or proliferative part of the tumor.<sup>(12)</sup> Technical feasibility of 18F-fluorodesoxyglucose positron emission tomography (FDG-PET) imaging dose painting has been recently shown by different groups.<sup>(13,14)</sup> Dose levels are usually arbitrarily determined. Madani et al.<sup>(15)</sup> showed in a phase I dose escalation trial the feasibility of delivering two dose levels: 72.5 Gy (78.2 Gy NID2Gy (normalized isoeffective dose)) and 77.5 Gy (86.7 Gy NID2Gy). Following this principle, we explored the influence of multileaf collimator in a theoretical scenario of dose painting requiring multiple target subvolumes defined by FDG-PET.

The aim of this study was to investigate the impact of MLC leaf width on VMAT dose distribution for head and neck cancer (HNC) using two different SIB prescriptions. The first prescription, considered as “standard”, comprised three dose levels (S-SIB). The second, considered as a more “dose painting” approach, comprised five dose levels (DP-SIB).

## II. MATERIALS AND METHODS

### A. Patients

CT scans of 16 locally advanced nonmetastatic HNC cases treated by S&S IMRT with curative intention were selected for this plan comparison study. The primary site was the oropharynx in four cases, the hypopharynx in eight, the oral cavity in three, and the larynx in one case. The American Joint Committee on Cancer (AJCC) staging system was used according to the primary tumor location. The T stage was T1 in one, T2 in 3, T3 in 5, and T4 in seven cases. The N stage was N0 in 6, N1 in 2, N2 in 5, and N3 in three cases.

All patients were immobilized by using a custom Aquaplast mask holding both neck and shoulders. Computed tomography contrast-enhanced images indexed every 3 mm were acquired extending from the vertex to the carina. All target volumes and OARs were delineated slice by slice on CT images. The definition of target volumes was made in accordance with the ICRU Report 83.<sup>(16)</sup> The international guidelines for HNC cancer were used to define clinical target volumes (CTV) according to the site of the primary tumor.<sup>(17)</sup> In brief, the gross target volume (GTV) was defined by clinical examination and computed tomography, FDG-PET. The CTVs were defined by the GTV plus areas considered containing potential microscopic disease or by

the lymph node levels at risk of subclinical disease. The planning target volume (PTV), aimed to account for setup uncertainties, was defined using an additional margin of 5 mm around the CTV.

For eight patients, PET imaging was acquired in the same position as the planning CT scan 60 min after injection of 4 MBq/Kg of FDG. Two metabolic tumor volumes (MTVs) were delineated on a workstation (Advantage Windows; GE Healthcare, Waukesha, WI) using thresholds of 40% and 70% of the maximum tumor uptake, called 40%-MTV and 70%-MTV, respectively. Both MTVs were transferred to the treatment planning system (TPS).

## B. Planning objectives

All treatments were planned using an SIB technique.

For S-SIB technique, the three PTVs were defined as follows: PTV70 encompassed the gross tumor plus a margin of 5 mm; PTV63 was defined as the high-risk subclinical disease volume plus a 5 mm margin and excluding the PTV70; PTV56 was defined as the low-risk subclinical disease plus a 5 mm margin and excluding the PTV70 and the PTV63. Each volume was typically treated once daily, five days a week, in 35 fractions (PTV70: 2 Gy/fr for a total dose of 70 Gy; PTV63: 1.8 Gy/fr for a total dose of 63 Gy; PTV56: 1.6 Gy/fr for a total dose of 56 Gy).

For DP-SIB technique, the two additional PTVs were defined as follows: PTV 84 Gy encompassed the 70%-MTV plus a margin of 5 mm; and PTV 78 Gy encompassed the 40%-MTV plus a margin of 5 mm and avoiding the PTV 84 Gy. In case of DP-SIB, PTV 70 Gy was modified to avoid the PTV 84 Gy and the PTV 78 Gy. The prescribed doses for those subvolumes were 84 Gy (2.4 Gy/fr) and 78 Gy (2.23 Gy/fr) in 35 fractions.

The target dose objectives were: more than 95% of any PTV should receive more than 95% of the prescribed dose or more than 98% of any PTV should receive more than 90% of the prescribed dose; no more than 20% of any PTV could receive more than 110% of the prescribed dose; and no more than 1% or 1 cm<sup>3</sup> of the tissue outside the PTV should receive more than 110% of the dose prescribed to the primary dose target (PTV 70 Gy). To accept a plan, the rules were: at least two-thirds of the PTVs had to respect the objectives  $V_{95\%} \geq 95\%$ , and at least two-thirds of the PTVs had to respect the objectives  $V_{90\%} \geq 8\%$ . For inverse planning and evaluation dose, target volumes were limited to avoid the first 3 mm of the build-up region.<sup>(18)</sup>

The following OAR dose constraints were used: the brainstem and spinal cord maximal doses were 50 Gy and 45 Gy, respectively. Planning objectives were: mean dose < 26 Gy or the maximal dose received by 50% of the volume < 30 Gy for the parotid glands.

## C. Collimators specification

The plans were calculated for two Elekta internal collimators: MLCi2 and Beam Modulator (BM) (Elekta, Stockholm, Sweden).

The MLCi2 has 40 pairs of leaves with a 10 mm width at the isocenter. The minimum opposite leaf gap is 0.5 cm and the maximum field size is 40 × 40 cm. The maximum distance between leaves on the same leaf guide is 32.5 cm (12.5 cm over central axis). MLCi2 was used without leaves interdigitation. Under the leaves, there are auto tracking backup diaphragms, which are movable during the treatment, for automated leakage reduction. Perpendicular jaws are also movable during the treatment. The average MLC transmission is 0.60% measured under the leaves and 0.13% measured under the leaves and parallel jaws. The leaves have a rounded leaf end and a flat side.

The BM has 40 pairs of leaves with a width at the isocenter of 4 mm. The minimum opposite leaf gap is 0.05 cm and the maximum field size is 21 cm by 16 cm. The maximum distance between leaves on the same leaf guide is 21 cm (full field travel) and leaves interdigitation is allowed. The average MLC transmission is 0.60% measured under the leaves. There are no additional jaws. The leaves have a rounded leaf end and a flat side.

#### D. VMAT plan

All plans were planned with the Philips TPS, Pinnacle<sup>3</sup> (version 9.0) (Philips Healthcare, Andover, MA), using a 6 MV photons beams from an Elekta Synergy linear accelerator. Final dose was computed with a collapsed cone algorithm. To achieve the desired dose distribution, VMAT plans used either one full arc in clockwise direction or two full arcs in clockwise and counterclockwise directions in a same plane, according to the rules that have been explained in Materials and Methods section B. Plans were optimized with the SmartArc algorithm.<sup>(19)</sup> For each patient and each MLC, inverse constraints were optimized. Each arc was made up of 90 control points (CP) separated by 4°. For BM, the collimator angle was set at 90° to have the larger maximal dimension of the MLC (i.e., 21 cm) in the craniocaudal direction. MLC positions, MUs, and dose rate were optimized for each CP. During the delivery, the MLC moved while the gantry rotated at a variable MU/degree. To deliver a variable MU/degree, the treatment control system (TCS) from the linear accelerator optimized the gantry speed and the dose rate to minimize the beam hold-offs. The leaves of the MLC and the gantry moved linearly between two CP, and leaves and gantry speeds were optimized to get the faster delivery. All linear and rotational movements during radiation had to respect the minimum variations of 0.3 MU/cm and 0.1 MU/degree, respectively. For our accelerator, the minimum and maximum dose rate allowed is 25 MU/min and 400 MU/min, respectively. The maximum gantry speed is 6° per sec.

#### E. Evaluation tools

Mean dose-volume histograms (DVHs) were computed for PTVs and main OARs. Some specific values of DVH were analyzed for the 16 patients. Considering PTV, maximum dose (D2%), minimum dose (D98%), mean dose (Dmean), and V95% were analyzed. For spinal cord and brainstem, D2% and Dmean were analyzed. For ipsi- and contralateral parotids, Dmean, median dose (Dmed), V15Gy, V30Gy, and V45Gy were analyzed. For healthy tissues, defined as external contours minus PTVs, we have analyzed V5Gy, V10Gy, V25Gy, and V50Gy. For skin, defined as superficial region with a 3 mm thickness, Dmean, V5Gy, V10Gy, V25Gy, and V50Gy were analyzed. The target homogeneity was expressed by the Homogeneity Index (HI) defined as (D5%-D95%)/Dmean. The degree of conformity was measured with the Conformity Index (CI) defined as the ratio between the reference isodose (95% of the prescribed dose) volume and the volume of the PTV.<sup>(20)</sup> CONformal INdex (COIN), as defined by Baltas,<sup>(21)</sup> was also calculated. NTCP values were calculated for parotids with the parameters defined by Dijkema et al.<sup>(22)</sup> and Houweling et al.:<sup>(23)</sup> TD50 = 39.9 Gy, n = 1, m = 0.4.

To evaluate the dose delivery efficiency, the numbers of monitor units (MU) were compared.

Statistical analysis used two-sided Wilcoxon signed-rank test, a nonparametric test calculated with the IBM software, PASW (version 18.0.0) (IBM, Armonk, NY). A value of  $p < 0.05$  was considered statistically significant.



### III. RESULTS

All the plans were normalized to deliver 95% of the prescribed dose (53.2 Gy) to 95% of the PTV56. Results were only obtained in this region. For all cases, satisfactory dose distributions for treatment delivery were obtained for each collimator. Typical dose distributions for a DP-SIB case are shown in Fig. 1 for axial, sagittal and coronal views.

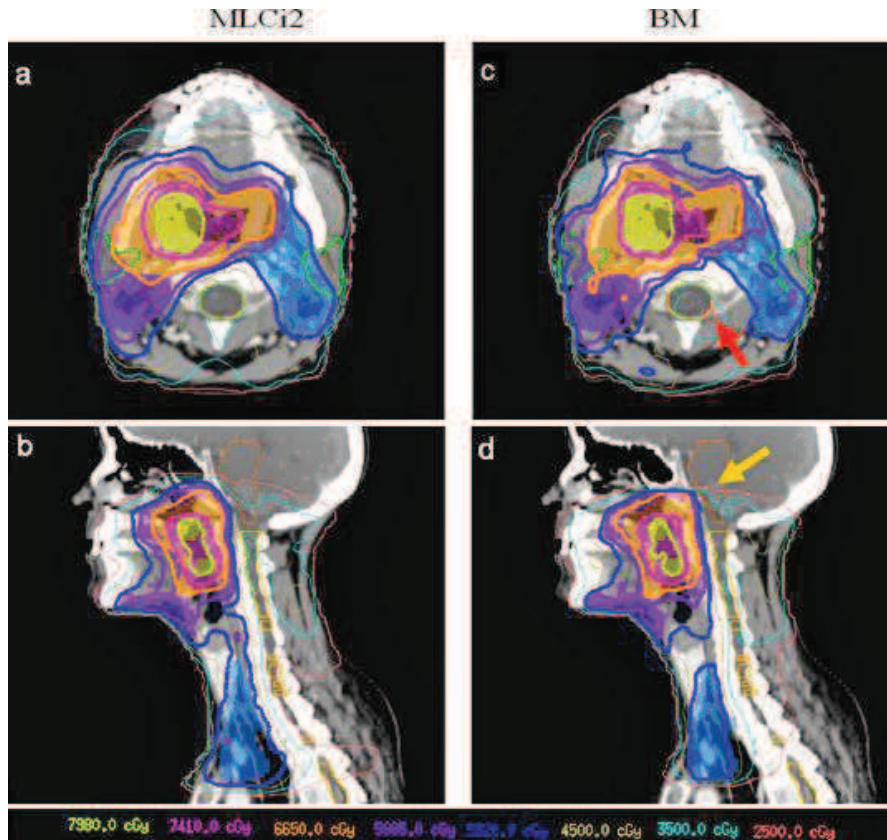


FIG. 1. Dose distributions depending on collimator leaf width: 10 mm MLCi2 leaf width ((a), (b)) and 4 mm BM leaf width ((c), (d)) using a “dose painting” simultaneous integrated boost (DP-SIB) VMAT technique, for a given patient. The PTV56, PTV63, PTV70, PTV78, and PTV84 are defined by the blue, violet, orange, pink, and yellow areas, respectively. The 95% prescription doses curves corresponding to the different PTVs are the thick lines with the blue, violet, orange, pink, and yellow-green colours, respectively. The PTV coverages appear not to be different. However, BM collimator offers a slightly better dose sparing in the spinal cord (c) (red arrows) and in the brainstem (d) (orange arrows).



### A. Target volumes coverage

Table 1 provides mean and standard deviation values for PTVs volumes and specific values of DVH. For studied dose points, data dispersion was low. Indeed, maximum value of standard deviation was 6% of the mean dose.

For S-SIB, Table 1 shows that Dmean of PTV56 for plans with MLCi2 were significantly higher (+ 0.5 Gy) than those for plans with BM. Table 2 shows that HIs were significantly better with MLCi2 than with BM plans only for intermediate doses (63 Gy). Table 2 shows that CI was significantly better with BM plans than with MLCi2 plans for low and intermediate doses (56 Gy and 63 Gy).

For DP-SIB, Table 1 shows that there were no significant differences on PTV doses between both collimators. Table 2 shows that all dosimetric indexes were very similar between MLCi2 plans and BM plans. Only CI value for the 56 Gy dose level was significantly better with BM plans.

TABLE 1. Dosimetric comparison for PTVs between 10 mm MLCi2 leaf width and 4 mm BM leaf width<sup>a</sup>.

	Standard SIB			Dose Painting SIB		
	MLCi2	BM	P <sup>b</sup>	MLCi2	BM	P <sup>b</sup>
	<i>PTV56 (301.3±135.3 cm<sup>3</sup>)</i>			<i>PTV56 (304.3±124.6 cm<sup>3</sup>)</i>		
D2% (Gy)	61.5±2.1	60.6±2.2	0.01	59.7±1.0	60.4±1.7	0.09
D98% (Gy)	51.3±1.0	51.4±0.5	0.57	51.5±0.6	51.2±0.6	0.33
Dmean (Gy)	57.2±0.9	56.7±1.0	0.01	56.3±0.6	56.7±0.9	0.16
V95% (%)	95.0 (normalization point)			95.0 (normalization point)		
	<i>PTV63 (382.3±204.4 cm<sup>3</sup>)</i>			<i>PTV63 (413.5±180.2 cm<sup>3</sup>)</i>		
D2% (Gy)	69.1±1.5	68.7±2.0	0.11	68.7±1.3	68.9±1.1	0.45
D98% (Gy)	55.7±3.5	55.3±3.4	0.80	55.6±2.4	55.6±1.3	0.78
Dmean (Gy)	63.9±1.3	63.6±1.4	0.16	63.1±1.0	63.4±0.8	0.33
V95% (%)	93.6±6.8	90.1±5.3	0.06	88.7±5.7	89.7±3.7	0.48
	<i>PTV70 (170.7±101.8 cm<sup>3</sup>)</i>			<i>PTV70 (131.4±74.8 cm<sup>3</sup>)</i>		
D2% (Gy)	73.5±3.3	73.7±2.2	0.61	75.8±1.6	76.2±0.8	0.48
D98% (Gy)	65.9±1.5	65.6±1.3	0.28	65.3±1.4	65.8±1.3	0.26
Dmean (Gy)	70.8±1.1	70.3±1.5	0.10	70.5±0.9	70.8±0.9	0.16
V95% (%)	96.4±3.2	95.3±4.3	0.68	94.6±3.7	96.0±3.2	0.33
	<i>PTV78 (18.4±8.8 cm<sup>3</sup>)</i>			<i>PTV78 (18.4±8.8 cm<sup>3</sup>)</i>		
D2% (Gy)	N/A	N/A	N/A	80.9±0.9	81.2±0.8	0.48
D98% (Gy)	N/A	N/A	N/A	74.3±1.2	74.8±1.0	0.40
Dmean (Gy)	N/A	N/A	N/A	77.9±0.8	78.1±0.7	0.48
V95% (%)	N/A	N/A	N/A	98.0±1.7	98.8±1.1	0.16
	<i>PTV84 (20.6±9.4 cm<sup>3</sup>)</i>			<i>PTV84 (20.6±9.4 cm<sup>3</sup>)</i>		
D2% (Gy)	N/A	N/A	N/A	85.3±1.1	85.6±1.0	0.67
D98% (Gy)	N/A	N/A	N/A	79.3±1.0	79.7±0.8	0.26
Dmean (Gy)	N/A	N/A	N/A	82.7±1.0	83.1±1.0	0.21
V95% (%)	N/A	N/A	N/A	94.3±4.3	96.6±2.7	0.12

<sup>a</sup> Mean values and standard deviation; the PTVs of lower doses were defined by excluding the PTVs of higher doses.

<sup>b</sup> P-value using Wilcoxon test.

TABLE 2. Comparison of dosimetric indexes between 10 mm MLCi2 leaf width and 4 mm BM leaf width<sup>a</sup>.

	<i>MLCi2</i>	<i>Standard SIB BM</i>	<i>p<sup>b</sup></i>	<i>MLCi2</i>	<i>Dose Painting SIB BM</i>	<i>p<sup>b</sup></i>
		<i>56 Gy</i>				
HI	0.127±0.030	0.117±0.028	0.10	0.100±0.014	0.109±0.024	0.21
CI	1.363±0.079	1.299±0.058	0.00	1.411±0.103	1.327±0.038	0.04
COIN	0.690±0.229	0.623±0.258	0.28	0.339±0.124	0.353±0.111	0.16
		<i>63 Gy</i>				
HI	0.133±0.030	0.147±0.031	0.01	0.148±0.024	0.151±0.019	0.40
CI	1.320±0.505	1.209±0.302	0.03	1.130±0.123	1.141±0.110	0.89
COIN	0.975±0.568	0.880±0.359	0.08	0.488±0.097	0.541±0.107	0.36
		<i>70 Gy</i>				
HI	0.088±0.020	0.093±0.020	0.44	0.115±0.020	0.113±0.009	0.48
CI	1.604±0.520	1.442±0.432	0.16	1.390±0.236	1.479±0.276	0.16
COIN	0.577±0.535	0.624±0.389	0.07	0.614±0.114	0.565±0.144	0.07
		<i>78 Gy</i>				
HI	N/A	N/A		0.067±0.008	0.068±0.004	0.89
CI	N/A	N/A		1.550±0.254	1.561±0.255	1.00
COIN	N/A	N/A		0.635±0.079	0.631±0.079	1.00
		<i>84 Gy</i>				
HI	N/A	N/A		0.058±0.007	0.059±0.007	0.67
CI	N/A	N/A		1.177±0.200	1.232±0.150	0.40
COIN	N/A	N/A		0.766±0.064	0.958±0.050	0.78

<sup>a</sup> Mean values and standard deviation.

<sup>b</sup> P-value using Wilcoxon test.

HI = Homogeneity Index (ideal values = 0); CI = Conformity Index (ideal values = 1); COIN = Conformal Index (ideal values = 1).

## B. Organs at risk sparing

### B.1 Spinal cord

Figures 2(a) and 2(b) show that the spinal cord received lower doses with BM than with MLCi2 for S-SIB and DP-SIB techniques. The differences between the curves were more important for doses higher than 20 Gy and significant for doses comprised between 30 Gy and 40 Gy. Table 3 shows that D2% decreased significantly by 1.2 Gy with BM for S-SIB technique, and Dmean decreased significantly by 1.6 Gy with BM for DP-SIB technique.

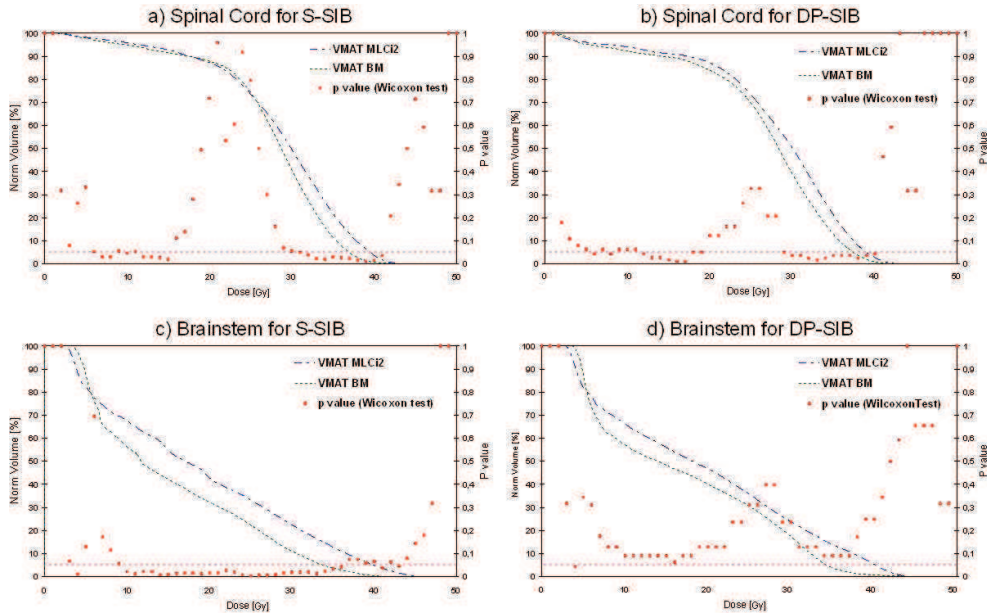


FIG. 2. Spinal cord and brainstem DVHs for collimator leaf width (blue dashed lines = 10 mm MLCi2 leaf width; green lines = 4 mm BM leaf width) in VMAT technique: Figures (a) and (c) with a “standard” simultaneous integrated boost prescription (S-SIB) (mean values for 16 patients); figures (b) and (d) with a dose painting (DP-SIB) prescription (mean values for eight patients). Comparison test of the two curves has been made by the Wilcoxon test (p-values are indicated with red points each Gy).

TABLE 3. Dosimetric comparison for organ at risk between 10 mm MLCi2 leaf width and 4 mm BM leaf width<sup>a</sup>.

	MLCi2	Standard SIB BM	p <sup>b</sup>	MLCi2	Dose Painting SIB BM	p <sup>b</sup>
		<i>Spinal Cord</i>			<i>Spinal Cord</i>	
D2% (Gy)	38.3±3.2	37.1±3.1	0.03	38.5±2.5	37.1±2.5	0.16
Dmean (Gy)	28.7±3.1	27.3±2.0	0.12	28.3±2.5	26.7±2.6	0.03
		<i>Brainstem</i>			<i>Brainstem</i>	
D2% (Gy)	37.2±6.6	33.0±7.1	0.04	34.1±14.2	31.3±13.2	0.06
Dmean (Gy)	18.7±6.4	15.2±4.7	0.00	16.8±8.3	14.6±7.1	0.09
		<i>Ipsi-lateral Parotid</i>			<i>Ipsi-lateral Parotid</i>	
Dmean (Gy)	39.5±10.8	40.9±12.0	0.47	44.0±10.7	44.2±10.2	0.33
Dmed (Gy)	39.3±15.7	38.7±16.3	0.44	44.1±13.9	45.2±14.2	0.16
V15Gy (%)	80.4±16.7	79.0±18.1	0.15	86.6±15.1	86.8±16.2	0.60
V30Gy (%)	62.7±21.2	63.5±23.3	0.84	70.9±22.0	70.8±21.6	0.58
V45Gy (%)	46.3±21.2	46.9±21.7	0.47	56.6±23.7	56.8±22.3	0.89
NTCP <sup>c</sup>	0.49±0.24	0.48±0.26	0.57	0.58±0.23	0.59±0.23	0.33
		<i>Controlateral Parotid</i>			<i>Controlateral Parotid</i>	
Dmean (Gy)	30.5±2.8	30.7±2.6	0.57	27.8±4.6	29.0±2.7	0.78
Dmed (Gy)	27.2±4.9	25.7±4.9	0.01	25.2±5.6	23.8±4.3	0.16
V15Gy (%)	66.9±5.4	67.3±8.9	0.20	68.0±11.6	69.6±13.9	0.16
V30Gy (%)	46.2±6.2	44.6±6.3	0.01	42.7±9.0	41.3±7.5	0.21
V45Gy (%)	29.3±6.8	28.5±6.5	0.11	26.3±8.2	26.1±7.3	0.67
NTCP**	0.28±0.06	0.27±0.05	0.13	0.25±0.06	0.25±0.05	0.67
		<i>Healthy Tissue</i>			<i>Healthy Tissue</i>	
V5Gy (%)	79.9±7.9	81.5±8.6	0.01	74.6±10.8	76.0±12.0	0.12
V10Gy (%)	64.9±7.9	63.4±8.0	0.01	59.9±8.3	58.6±9.4	0.26
V25Gy (%)	33.9±4.5	32.9±5.2	0.11	33.0±4.9	31.8±5.5	0.26
V50Gy (%)	5.9±1.5	5.0±1.4	0.00	6.0±1.1	5.0±1.1	0.04
		<i>Skin (3 mm superficial region)</i>			<i>Skin (3 mm superficial region)</i>	
Dmean (Gy)	13.8±2.1	13.7±2.4	0.12	14.0±1.5	13.8±1.9	0.40
V5Gy (%)	69.9±6.0	69.2±6.0	0.16	66.5±5.5	65.9±6.7	0.67
V10Gy (%)	49.0±6.0	48.0±7.2	0.15	47.8±4.6	46.5±6.7	0.26
V25Gy (%)	17.4±53.3	16.8±5.7	0.06	18.9±3.7	18.0±4.0	0.07
V50Gy (%)	2.0±1.3	2.4±1.8	0.12	2.5±1.2	2.9±1.3	0.12

<sup>a</sup> Mean values and standard deviation.

<sup>b</sup> P-value using Wilcoxon test.

<sup>c</sup> NTCP: constants for parotid TD50 = 39.9 Gy, n = 1, m = 0.4 (defined by Dijkema et al.<sup>(22)</sup> and Houweling et al.<sup>(23)</sup>).

## B.2 Brainstem

Figures 2(c) and 2(d) show that the brainstem received lower doses with BM than with MLCi2 for S-SIB and DP-SIB technique for doses higher than 7 Gy. Differences between the curves were only significant for S-SIB technique for doses in the range of 10 Gy and 35 Gy. Table 3 shows that D2% and Dmean decreased significantly, by 4.2 Gy and 3.5 Gy respectively, with BM for S-SIB technique. Figure 2(d) and Table 3 show no significant differences for DP-SIB technique.

## B.3 Parotids

Table 3 shows significant differences only for the controlateral parotid with S-SIB technique in favor of BM. Dmed decreased significantly by 1.5 Gy with BM, and V30Gy decreased significantly from 46.2% with MLCi2 to 44.6% with BM.

## B.4 Healthy tissue

For S-SIB technique, Table 3 shows that V10Gy and V50Gy were significantly lower with BM than with MLCi2, but V5Gy was significantly lower with MLCi2. For DP-SIB technique, only the differences on V50Gy were significant in favor of BM.

### B.5 Skin

For S-SIB and DP-SIB techniques, Table 3 shows no significant differences between the two MLCs.

### C. Delivery efficiency

For S-SIB and DP-SIB techniques, Table 4 shows that the number of MU required with MLCi2 was 44% and 51% lower than those required with BM, respectively. To obtain an acceptable plan, two arcs were more frequently needed when using BM (12/16 for S-SIB and 3/8 for DP-SIB) than with MLCi2 (2/16 for S-SIB and 7/8 for DP-SIB). This difference was due to more complex fluence patterns.

TABLE 4. Comparison of efficiency between 10 mm MLCi2 leaf width and 4 mm BM leaf width.

	<i>Standard SIB</i>			<i>Dose Painting SIB</i>		
	<i>MLCi2</i>	<i>BM</i>	<i>p<sup>a</sup></i>	<i>MLCi2</i>	<i>BM</i>	<i>p<sup>a</sup></i>
Percentage (%)	% of patients with 2 arcs			% of patients with 2 arcs		
	12.5	75	N/A	37	87.5	N/A
Mean values	<i>Number of Monitor Units</i>			<i>Number of Monitor Units</i>		
	537.8	774.8	0.00	548.2	829.5	0.01
Standard deviation	±51.3	±151.0		±44.9	±120.0	

<sup>a</sup>P-value using Wilcoxon test.

## IV. DISCUSSION

The objective of this study was to evaluate the dosimetric impact of two MLCs with two different leaves width (4 mm vs. 10 mm) in “standard” SIB (16 patients) and “dose painting” SIB (eight patients) VMAT technique for head and neck prescriptions, which has been rarely explored in the literature. Due to the number of patients, general conclusions could be established only on S-SIB group, and results obtained with DP-SIB group can be used only to confirm the dosimetric impact of different leaf width in case of dose escalation.

We showed that MLC leaf width had no major impact on dosimetric indexes (Table 2) and on PTV doses (Table 1). The major impact of MLC leaf width on dose distribution was improvement of OAR sparing. Spinal cord and brainstem received fewer doses with BM in the two SIB prescriptions (D2% decreased by 1.3 Gy and 3.5 Gy) (Fig. 2). Such dose difference may have a clinical impact since it has been hypothesized in a recent randomized trial that fatigue during treatment could be related to the mean dose in the posterior fossa.<sup>(24)</sup> Reducing the dose in such neurological structures may be also crucial in case of reirradiation.

To our knowledge, no previous study has investigated the influence of MLC leaf width on VMAT plans for HNC. Only one study, published by van Kesteren et al.,<sup>(11)</sup> has investigated the impact of MLC, with 5 mm and 10 mm leaf width, for VMAT in case of prostate and rectum cancers. They found similar improvements of OARs sparing with thinner leaf width MLC; for both localizations, the mean doses of OARs decreased between 0.5 Gy and 2.5 Gy. Impact of MLC leaf width has been widely investigated for S&S and SW IMRT in different tumor localizations.<sup>(10,25-27)</sup> For HNC with SIB prescription, two previous studies, published by Zwicker et al.<sup>(9)</sup> and Yoganathan et al.,<sup>(28)</sup> compared 5 mm and 10 mm MLC leaf width. The Zwicker study showed significant advantage to the use of 5 mm MLC leaf width rather than 10 mm MLC leaf width regarding target coverage and normal tissue sparing for S&S technique in case of Siemens MLCs. For Varian MLCs, the Yoganathan study found no major differences in terms of target coverage, OARs, and healthy tissue sparing between the 5 mm and 10 mm MLC leaf width. These findings do not fully agree between the two authors or with our own results. These differences could be explained by the use of different devices, MLCs, and TPS,

and different delivery techniques. Wang et al.<sup>(10)</sup> have investigated the influence of the two same Elekta MLCs in nasopharyngeal cases using S&S IMRT technique. They found different conclusions than ours; they showed that 4 mm MLC leaf width provided a better target coverage than 10 mm MLC leaf width, but no advantage on OAR sparing.

Regarding efficiency, we found that BM needed in average 44% and 51% more of MU than with MLCi2 for S-SIB and DP-SIB, respectively. Our results agree with those obtained by Burmeister et al.<sup>(27)</sup> They found that the 10 mm leaf width plan required 40% fewer MUs in average than with the 5 mm leaf width plan for three tumor localizations (brain, pancreas, and prostate) in case of S&S IMRT technique. However Wang and colleagues found that MU decreased significantly ( $p < 0.01$ ) with 4 mm MLC leaf width (mean MU = 698.2) than with 10 mm MLC leaf width (mean MU = 745.7). These differences highlight the difficulty to provide general conclusions in this topic.

In order to better assess the impact of this leaf width related to geometrical configuration, we have created a numeric phantom with a C-shaped tumor (external diameter = 9.2 cm) around a spherical OAR (external diameter = 2.2 cm),<sup>(29)</sup> in which the gap between PTV and OAR was 0.5 cm. The planning objective was to deliver 95% of the prescribed dose to 95% at the PTV volume, with a dose at the OAR being as low as possible. We have planned VMAT treatments using MLCi2 and BM. Regarding the PTV, the dose distribution was slightly more conformal with the MLCi2: CI value was 1.386 with MLCi2 and 1.426 with BM. The OAR sparing was better with BM: the mean dose to the OAR was 23.2% lower. At last, less monitor units were delivered using the MLCi2 (-13.4%). These results agree with our results obtained on complex HNC cases, in particular for dose distributions on the PTV. It could be explained because the phantom geometry was too simple compared to the complex real clinical HNC cases. Thus, to provide general conclusions available for specific anatomic sites, specific tumor site numerical phantoms should be created and investigated according to a consensus of scientific associations (AAPM, ESTRO). Currently, without such specific tests, it is still very important to investigate the impact of MLC for the specific equipment available in daily practice and for different tumors localizations.

In our study of BM and MLCi2, leaf width is the major MLC parameter influencing the dose distribution. However, other differences between both MLCs are MLC transmission, leaves interdigitation, and maximal leaf travel. MLC transmission is crucial particularly for low doses. MLCi2 and BM collimators have the same average MLC transmission (0.60%) measured under the leaves. But MLCi2 has two jaw pairs, which are parallel and perpendicular to the leaf direction. These jaws are movable during the dose delivery and allow decreasing the whole-body dose. It is a possible explanation for the advantage of MLCi2 regarding the lowest dose received by the healthy tissues. For S-SIB, V5Gy was 2% lower ( $p = 0.01$ ) with the MLCi2 than with the BM (Table 3). In our study, VMAT plans required more frequently two arcs with BM collimator than with MLCi2 collimator to reach an acceptable dose distribution. This could be explained by the more complex fluence patterns obtained with thinner leaf widths and by the leaf travel limitation of the BM. The field size limitation of the BM collimator required using two arcs to cover correctly the parts of PTVs that have largest dimensions in lateral direction. Therefore, the number of MUs increased respectively by 44% and by 51% with BM compared to MLCi2 for VMAT plans in standard and dose painting prescriptions (Table 4). This MU difference may have an impact on delivery time and integral dose and, therefore, possibly at the risk of second tumors.<sup>(30)</sup>

To investigate the influence of interdigitation, we have performed new plans with the interdigitation that has been enabled on MLCi2 (Interdig-MLCi2) (results not provided here). We have compared the plans obtained with or without interdigitation for MLCi2 in case of DP-SIB considered the more restrictive case. For PTVs, the differences on minimal; maximal and mean doses were inferior to  $\pm 1.0$  %. For spinal cord, maximal dose increased by 1.1% with Interdig-MLCi2 than with MLCi2. For brainstem, maximal dose decreased by 2.4% with

Interdig-MLCi2. We found no dosimetric advantages to using MLCi2 interdigitation for HNC. Our results are in agreement with a previous study demonstrating that interdigitation of MLC leaves does not generate better plans using SmartArc algorithm.<sup>(11)</sup> However, our study showed that interdigitation could improve efficiency; the mean number of MU decreased by 5% with Interdig-MLCi2.

It must be pointed out that our results (likewise in other publications) are related to specific algorithms and planning strategies.<sup>(4,31)</sup> In order to limit user dependency, Crijs et al.<sup>(32)</sup> suggested integrating an automatic tool during optimization process. In our study, the optimization algorithm was always the same, the same physician always defined the volumes, and the same physicist always performed the planning. Pareto surface-based techniques for multicriteria optimization is a new efficient method to minimize effect of planning strategies on plan quality.<sup>(33)</sup> Van Kesteren et al.<sup>(11)</sup> have used Pareto fronts to investigate the impact of three MLCs on VMAT. For concave PTVs (rectum cancer cases), they found dosimetric results that agree with our results — no major differences on dose conformity and improvement of OARs sparing.

## V. CONCLUSIONS

For complex HNC cases with standard and dose painting prescriptions, Beam Modulator (4 mm leaf width) and MLCi2 (10 mm leaf width) MLCs from Elekta provided satisfactory dose distributions for treatment delivery with VMAT technique. The major dosimetric advantage to using a narrow MLC leaf width is OAR sparing (spinal cord and brainstem). However, the delivery efficiency of VMAT plans was better with 10 mm leaf width in terms of monitor units and number of required arcs.

## REFERENCES

1. Intensity-modulated radiotherapy: current status and issues of interest. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2001;51(4):880–914.
2. Otto K. Volumetric modulated arc therapy: IMRT in a single gantry arc. *Med Phys.* 2008;35(1):310–17.
3. Bertelsen A, Hansen CR, Johansen J, Brink C. Single arc volumetric modulated arc therapy of head and neck cancer. *Radiother Oncol.* 2010;95(2):142–48.
4. Vanetti E, Clivio A, Nicolini G, et al. Volumetric modulated arc radiotherapy for carcinomas of the oropharynx, hypo-pharynx and larynx: a treatment planning comparison with fixed field IMRT. *Radiother Oncol.* 2009;92(1):111–17.
5. Guckenberger M, Richter A, Krieger T, Wilbert J, Baier K, Flentje M. Is a single arc sufficient in volumetric-modulated arc therapy (VMAT) for complex-shaped target volumes? *Radiother Oncol.* 2009;93(2):259–65.
6. Verbakel WF, Cuijpers JP, Hoffmans D, Bieker M, Slotman BJ, Senan S. Volumetric intensity-modulated arc therapy vs. conventional IMRT in head-and-neck cancer: a comparative planning and dosimetric study. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2009;74(1):252–59.
7. Kjaer-Kristoffersen F, Ohlhues L, Medin J, Korreman S. RapidArc volumetric modulated therapy planning for prostate cancer patients. *Acta Oncol.* 2009;48(2):227–32.
8. Bedford JL, Nordmark Hansen V, McNair HA, et al. Treatment of lung cancer using volumetric modulated arc therapy and image guidance: a case study. *Acta Oncol.* 2008;47(7):1438–43.
9. Zwicker F, Hauswald H, Nill S, et al. New multileaf collimator with a leaf width of 5 mm improves plan quality compared to 10 mm in step-and-shoot IMRT of HNC using integrated boost procedure. *Strahlenther Onkol.* 2010;186(6):334–43.
10. Wang S, Gong Y, Xu Q, et al. Impacts of multileaf collimators leaf width on intensity-modulated radiotherapy planning for nasopharyngeal carcinoma: analysis of two commercial Elekta devices. *Med Dosim.* 2011;36(2):153–59.
11. van Kesteren Z, Janssen TM, Damen E, van Vliet-Vroegindeweyj C. The dosimetric impact of leaf interdigitation and leaf width on VMAT treatment planning in Pinnacle: comparing Pareto fronts. *Phys Med Biol.* 2012;57(10):2943–52.
12. Toma-Dasu I, Dasu A, Brahme A. Dose prescription and optimisation based on tumour hypoxia. *Acta Oncol.* 2009;48(8):1181–92.
13. Vanderstraeten B, Duthoy W, De Gerssem W, De Neve W, Thierens H. [18F]fluoro-deoxy-glucose positron emission tomography ([18F]FDG-PET) voxel intensity-based intensity-modulated radiation therapy (IMRT) for head and neck cancer. *Radiother Oncol.* 2006;79(3):249–58.



14. Thorwarth D, Eschmann SM, Paulsen F, Alber M. Hypoxia dose painting by numbers: a planning study. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2007;68(1):291–300.
15. Madani I, Duthoy W, Derie C, et al. Positron emission tomography-guided, focal-dose escalation using intensity-modulated radiotherapy for head and neck cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2007;68(1):126–35.
16. International Commission on Radiation Units and Measurements. Prescribing, recording, and reporting photon-beam intensity-modulated radiation therapy (IMRT). ICRU Report 83. *J ICRU.* 2010;10:1–106.
17. Gregoire V, Levendag P, Ang KK, et al. CT-based delineation of lymph node levels and related CTVs in the node-negative neck: DAHANCA, EORTC, GORTEC, NCIC, RTOG consensus guidelines. *Radiother Oncol.* 2003;69(3):227–36.
18. Thomas SJ and Hoole AC. The effect of optimization on surface dose in intensity modulated radiotherapy (IMRT). *Phys Med Biol.* 2004;49(21):4919–28.
19. Bzdusek K, Friberger H, Eriksson K, Hardemark B, Robinson D, Kaus M. Development and evaluation of an efficient approach to volumetric arc therapy planning. *Med Phys.* 2009;36(6):2328–39.
20. Huchet A, Caudry M, Belkacemi Y, et al. [Volume-effect and radiotherapy [II]. Part II: volume-effect and normal tissue] [in French]. *Cancer Radiother.* 2003;7(5):353–62.
21. Baltas D, Kolotas C, Geramani K, et al. A conformal index (COIN) to evaluate implant quality and dose specification in brachytherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 1998;40(2):515–24.
22. Dijkema T, Raaijmakers CP, Ten Haken RK, et al. Parotid gland function after radiotherapy: the combined Michigan and Utrecht experience. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2010;78(2):449–53.
23. Houweling AC, Philippens ME, Dijkema T, et al. A comparison of dose-response models for the parotid gland in a large group of head-and-neck cancer patients. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2010;76(4):1259–65.
24. Nutting CM, Morden JP, Harrington KJ, et al. Parotid-sparing intensity modulated versus conventional radiotherapy in head and neck cancer (PARSPORT): a phase 3 multicentre randomised controlled trial. *Lancet Oncol.* 2011;12(2):127–36.
25. Jacob V, Bayer W, Astner ST, Busch R, Kneschaurek P. A planning comparison of dynamic IMRT for different collimator leaf thicknesses with helical tomotherapy and RapidArc for prostate and head and neck tumors. *Strahlenther Onkol.* 2010;186(9):502–10.
26. Nill S, Tucking T, Munter MW, Oelfke U. Intensity modulated radiation therapy with multileaf collimators of different leaf widths: a comparison of achievable dose distributions. *Radiother Oncol.* 2005;75(1):106–11.
27. Burmeister J, McDermott PN, Bossenberger T, Ben-Josef E, Levin K, Forman JD. Effect of MLC leaf width on the planning and delivery of SMLC IMRT using the CORVUS inverse treatment planning system. *Med Phys.* 2004;31(12):3187–93.
28. Yoganathan SA, Mani KR, Das KJ, Agarwal A, Kumar S. Dosimetric effect of multileaf collimator leaf width in intensity-modulated radiotherapy delivery techniques for small- and large-volume targets. *J Med Phys.* 2011;36(2):72–77.
29. Ezzell GA, Burmeister JW, Dogan N, et al. IMRT commissioning: multiple institution planning and dosimetry comparisons, a report from AAPM Task Group 119. *Med Phys.* 2009;36(11):5359–73.
30. Verellen D and Vanhavere F. Risk assessment of radiation-induced malignancies based on whole-body equivalent dose estimates for IMRT treatment in the head and neck region. *Radiother Oncol.* 1999;53(3):199–203.
31. Cozzi L, Dinshaw KA, Shrivastava SK, et al. A treatment planning study comparing volumetric arc modulation with RapidArc and fixed field IMRT for cervix uteri radiotherapy. *Radiother Oncol.* 2008;89(2):180–91.
32. Crijns W, Budiharto T, Defraene G, et al. IMRT-based optimization approaches for volumetric modulated single arc radiotherapy planning. *Radiother Oncol.* 2010;95(2):149–52.
33. Craft DL, Hong TS, Shih HA, Bortfeld TR. Improved planning time and plan quality through multicriteria optimization for intensity-modulated radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2012;82(1):e83–e90.

## **ASTRO 2010**

### **VMAT in prostate and head and neck (H&N) cancer: no major effect of multileaf collimator (MLC) leaf width on dose distribution**

Lafond C, Jouyaux F, Bellec J, Toublanc S, Cazoulat G, Louvel G, Le Prisé E, De Crevoisier R, Chajon E, Manens J.P

**Key words:** intensity modulation, VMAT, multi-leaf collimator

#### **Purpose/Objective(s)**

We investigated the influence of two MLC on dose distribution for prostate and H&N cancer treated by VMAT.

#### **Materiels/Methods**

Twenty cases were planned: 10 prostate cases for a total dose of 80 Gy and 10 H&N cases for a total dose of 66 to 70 Gy. All cases were planned with two different MLC (Elekta): the MLCi2 with a leaf width of 10 mm and the BeamModulator (BM) with a leaf width of 4 mm. VMAT plans were calculated with the SmartArc inverse planning algorithm of the Pinnacle system (Philips). The goal of the dose optimization was to obtain the best compromise between tumor coverage and organ at risk sparing (OAR) following standard recommendations. Qualitative analysis of isodoses distribution and exhaustive quantitative evaluation was done. Some of the parameters used to evaluate the quality of the PTV dose distribution were minimum (Dmin) and maximum (Dmax) doses, and percentage volume receiving more than 95% of prescribed dose ( $V_{95\%}$ ). Conformality was evaluated by the conformation number (CN) and the conformal index (COIN). For H&N plans we analyzed Dmax for spinal cord and brainstem, and mean dose (Dmean) for parotids. For prostate plans we analyzed Dmax and Dmean for rectum and bladder walls, and the dose received by 5% of femoral heads ( $D_{5\%}$ ). To evaluate dose distribution on healthy tissues we used  $V_{25\%}$ ,  $V_{50\%}$  and  $V_{95\%}$ .

#### **Results**

For PTV, with BM MLC  $V_{95\%}$  increased on average of 3.5% and 4.1% for prostate and H&N cases respectively. For PTV, Dmin increased of 0.5 Gy and 1.1 Gy for prostate and H&N cases respectively whereas Dmax varied on average of 0.4 Gy for prostate and H&N cases. Conformality was higher with MLCi2 collimator: CN values were 0.760 and 0.734 for prostate cases, and 0.671 and 0.666 for H&N cases with MLCi2 and BM collimator respectively; COIN values were 0.649 and 0.612 for prostate cases, and 0.639 and 0.613 for H&N cases with MLCi2 and BM collimator respectively. For main OAR, there were no major differences on dose distribution. For healthy tissues, with BM collimator  $V_{25\%}$  and  $V_{50\%}$  decreased of 2.8% and 10.7% for prostate cases, and 3.8% and 6.6% for H&N cases respectively whereas  $V_{95\%}$  increased of 23.9% and 9.8% for prostate and H&N cases. Plans with BM collimator required about over 10% more monitors units. For head and neck cases, two arcs were more frequently needed using BM collimator (6/10) than with MLCi2 collimator (3/10) to obtain an acceptable dose distribution, due to more complex fluence patterns. The main disadvantage of more arcs was the increase of the delivery time. More details about quantitative and qualitative analysis will be presented.

#### **Conclusion**

For prostate and head and neck cancer, there was no major advantage on dose distribution using a 10 mm (MLCi2) or 4 mm (BeamModulator) leaf width MLC.

## SFRO 2010

### Quel collimateur multi-lames pour l'irradiation des cancers de la prostate et ORL en VMAT ?

Lafond C, Jouyaux F, Bellec J, Toublanc S, Cazoulat G, Louvel G, Le Prisé E, De Crevoisier R, Chajon E, Manens J.P

#### Objectif

Evaluer l'influence de deux collimateurs multi-lames (MLC) sur la distribution de dose pour les cancers de la prostate et de la sphère ORL en cas d'irradiation par technique VMAT.

#### Matériel et méthode

L'étude a porté sur 20 patients : 10 ayant un cancer de la prostate (dose totale de 80 Gy) étudiés avec un faisceau de RX de 18MV et 10 ayant un cancer de la sphère ORL (dose totale de 66 à 70 Gy) étudiés avec un faisceau de RX de 6MV. Ces patients ont été planifiés avec deux MLC Elekta différents: le MLCi2 (épaisseur lames : 10 mm) et le BeamModulator (BM) (épaisseur lames : 4 mm). Les plans VMAT ont été calculés avec l'algorithme de dosimétrie inverse SmartArc du système de planification Pinnacle (Philips). Les distributions de dose ont été comparées en particulier grâce à certains points de l'histogramme dose volume (HDV) et aux index de conformation.

#### Résultats

Les tableaux montrent les valeurs de points particuliers des HDV (valeurs moyennes) :

ORL		MLCi2	BM	Ecart relatif	Test de Wilcoxon
PTV1	V95%(cm3)	296,2	311,0	4,8 %	p = 0,005
	Dmin(Gy)	48,7	49,9	2,3 %	p = 0,005
	Dmax(Gy)	60,6	60,4	-0,4 %	p = 0,514
PTV2	V95%(cm3)	253,2	263,2	4,0 %	p = 0,021
	Dmin(Gy)	53,4	54,4	1,9 %	p = 0,008
	Dmax(Gy)	67,3	67,5	0,3 %	p = 0,499
PTV3	V95%(cm3)	91,0	94,2	3,4 %	p = 0,008
	Dmin(Gy)	62,6	63,6	1,6 %	p = 0,036
	Dmax(Gy)	71,4	71,9	0,7 %	p = 0,059
Parotide homolat	Dmoy(Gy)	32,9	33,3	1,2 %	p = 0,221
Parotide controlat	Dmoy(Gy)	28,6	28,3	-1,0 %	p = 0,683
Canal médullaire	Dmax(Gy)	37,5	37,0	-1,1 %	p = 0,683
Tronc cérébral	Dmax(Gy)	31,0	29,3	-5,5 %	p = 0,575
Tissus sains	V25%(cm3)	2967,3	2855,5	-3,8 %	p = 0,028
	V50%(cm3)	1141,9	1066,6	-6,6 %	p = 0,066
	V95%(cm3)	139,3	153,0	9,8 %	p = 0,674

Prostate		MLCi2	BM	Ecart relatif	Test de Wilcoxon	
PTV1	V95%(cm3)	212,8	224,7	5,6 %	p = 0,005	
	Dmin(Gy)	40,8	41,5	1,5 %	p = 0,066	
	Dmax(Gy)	47,6	47,2	-0,7 %	p = 0,005	
PTV2	V95%(cm3)	162,1	163,9	1,1 %	p = 0,007	
	Dmin(Gy)	73,8	74,1	0,5 %	p = 0,074	
	Dmax(Gy)	81,6	81,2	-0,6 %	p = 0,012	
Paroi rectale	Dmax(Gy)	76,5	76,2	-0,3 %	p = 0,292	
	D25%(Gy)	67,3	52,7	-21,7 %	p = 0,005	
Paroi vésicale	Dmax(Gy)	79,9	79,8	-0,1 %	p = 0,404	
	D50%(Gy)	28,6	29,9	4,8 %	p = 0,008	
Tête fémorale	droite	Dmax(Gy)	45,3	37,5	-17,2 %	p = 0,013
	gauche	Dmax(Gy)	45,3	38,8	-14,4 %	p = 0,009
Tissus sains	V25%(cm3)	2744,6	2667,8	-2,8 %	p = 0,139	
	V50%(cm3)	701,2	626,5	-10,7 %	p = 0,028	
	V95%(cm3)	26,1	32,4	23,9 %	p = 0,074	

Les différences sur les index de conformation n'étaient majoritairement pas significatives ( $p > 0,05$ ). Pour les ORL, deux arcs étaient plus fréquemment nécessaires avec le BM (6/10) qu'avec le MLCi2 (3/10) en raison du modèle de fluence plus complexe. Les résultats obtenus sont étroitement liés aux performances du calculateur (Pinnacle/Philips).

### **Conclusion**

Dans le cas du traitement du cancer de la prostate et de la sphère ORL par VMAT, l'épaisseur des lames, 4 ou 10 mm, ne peut pas être un critère déterminant pour le choix du MLC.

## **SFPM2010**

### **Influence des caractéristiques du collimateur multi-lames dans l'irradiation de la prostate en technique RCMI : du Step&Shoot au VMAT.**

Jouyaux F., Lafond C., Louvel G., De Crevoisier R., Le Prisé E., Manens J.P.

#### Introduction :

L'objectif est d'évaluer l'influence du type de collimateur multi-lames (MLC) utilisé sur la qualité de la distribution de dose pour deux techniques de Radiothérapie Conformationnelle par Modulation d'Intensité (RCMI). L'une, de type Step&Shoot (S&S), utilise des faisceaux statiques ; l'autre est une technique d'arthérapie, de type Volumetric Modulated Arc Therapy (VMAT).

#### Matériel et méthode

L'analyse est réalisée sur dix patients pour une prescription de dose de 80 Gy à la prostate.

Les accélérateurs linéaires Synergy et Elekta Precise de la société Elekta sont utilisés, équipés respectivement des collimateurs multi-lames MLCi2 et BeamModulator. Le MLCi2 possède 40 paires de lames de 10 mm d'épaisseur à l'isocentre. Le BeamModulator possède 40 paires de lames de 4 mm d'épaisseur à l'isocentre.

La balistique de traitement en technique S&S utilise cinq faisceaux statiques de rayons X d'énergie 18MV coplanaires et quasiment équi-distribués autour du volume cible. Un faisceau de rayons X de 18 MV décrit un arc unique de 360 degrés pour la technique VMAT. Les algorithmes de calcul de planification inverse Direct Machine Parameters Optimization et SmartArc, du logiciel Pinnacle/Philips version 9.0m sont utilisés respectivement pour la technique S&S et la technique VMAT.

L'analyse comparative porte sur la qualité de la distribution de dose et sur le nombre d'unités moniteurs délivrées.

#### Résultats :

En technique S&S les distributions de dose réalisées présentent peu de différences selon le type de MLC. Ainsi, en passant du MLCi2 au BeamModulator, l'index de couverture du PTV passe de 0,940 à 0,944, l'index de conformation COIN, tenant compte de l'irradiation des organes à risque, passe de 0,601 à 0,574 et l'index d'homogénéité dans le PTV passe de 0,074 à 0,073. En technique VMAT, les deux collimateurs conduisent également à des distributions de dose similaires. Le nombre d'unités moniteurs délivrées est plus lié à la qualité de la segmentation qu'aux caractéristiques du MLC.

#### Conclusion :

Le type de MLC utilisé (BeamModulator ou MLCi2) n'a pas d'effet significatif sur la distribution de dose et sur le nombre d'unités moniteur délivrées en technique RCMI type S&S ou VMAT, dans le cas de l'irradiation de la prostate.

# Résumé SFPM 2011

**Titre :** Evaluation de l'influence de paramètres balistiques sur la cohérence « calcul-mesure » des plans de traitement en technique VMAT.

**Auteurs :** Caroline Lafond<sup>1,2</sup>, Fanny Jouyaux<sup>1</sup>, Olivier Henry<sup>1</sup>, Mickaël Perdrieux<sup>1</sup>, Soizic Sorel<sup>1</sup>, Julien Bellec<sup>1</sup>, Mickaël Olivier<sup>1</sup>, Sandra Toublanc<sup>1</sup>, Martin Lesaunier<sup>1</sup>, Jean-Pierre Manens<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup> Centre Eugène Marquis, Rennes

<sup>2</sup> Laboratoire de Traitement du Signal et de l'image, Unité Inserm 642, Université Rennes 1

## Introduction

L'objectif est de quantifier l'influence de trois paramètres sur la cohérence « calcul-mesure » d'un plan de traitement RCMI type VMAT: i) l'échantillonnage des points de contrôle décrivant l'arc, j) la distance minimale entre lames opposées, k) le nombre d'arcs réalisés.

## Matériel et Méthodes

Les plans de traitement sont calculés à partir du TPS Pinnacle/Philips V9.0 (P<sup>3</sup>IMRT/ SmartArc). Ils sont délivrés sur un accélérateur Synergy/Elekta (MLCi2). L'étude porte sur cinq plans « ORL en boost intégré » à trois niveaux de dose (ORL-SIB) et sur quatre plans « prostate ».

L'influence de l'échantillonnage des points de contrôle est étudiée pour des angles de 2°, 4°, et 6°; celle de la distance minimale entre lames opposées pour 0.5 cm, 1 et 2 cm; celle du nombre d'arcs pour un et deux arcs.

Les mesures sont réalisées avec une matrice de chambres d'ionisation (2Darray-Seven29) associée au fantôme Octavius et au logiciel d'analyse Verisoft V4.1 (PTW). La cohérence « calcul-mesure » est évaluée par le test du gamma index ( $\gamma$ -index) paramétré de 2%/2mm à 5%/5mm. Les paramètres suivis sont le pourcentage de points acceptés, les valeurs de gamma moyen, médian et maximum.

## Résultats

Le pourcentage de points acceptés à 3%/3mm (seuil d'analyse 30%) diminue lorsque l'angle entre deux points de contrôle augmente: il diminue de 2% pour 4° et de 12% pour 6° par rapport à un échantillonnage de 2° pour la « prostate »; il diminue respectivement de 17% et 47% pour l'« ORL-SIB ». En « ORL-SIB », le pourcentage de points acceptés à 3%/3mm (seuil d'analyse 30%) augmente de 6% et de 11% lorsque la distance minimale entre lames opposées augmente de 0,5cm à respectivement 1cm et à 2cm. Le pourcentage de points acceptés à 3%/3mm (seuil d'analyse 30%) augmente de 3% pour un plan « prostate » et de 20% pour un plan « ORL-SIB » lorsque le nombre d'arcs passe de 1 à 2. L'effet de ses paramètres est également présenté sur la qualité des distributions de doses calculées par le TPS.

## Conclusion

En VMAT, l'effet de ces paramètres est d'autant plus important que le plan réalisé possède un degré de modulation élevé; quand l'échantillonnage des points de contrôle passe de 2° à 4°, le pourcentage de points acceptés à 3%/3mm (seuil d'analyse 30%) passe respectivement de 98% à 96% pour la prostate ; il chute respectivement de 97% à 80% pour une localisation « ORL-SIB ». Cette étude montre que le choix de ces paramètres dans la mise en œuvre d'une technique VMAT doit se faire en tenant compte de la cohérence « calcul-mesure » obtenue et pas uniquement de la qualité des distributions de dose calculées par le TPS.

**Mots-clé :** VMAT, assurance qualité, planification dosimétrique





Octobre 2012

# Tests de base pour le contrôle qualité machine spécifique au VMAT/Elekta



Caroline Lafond, physicienne  
c.lafond@rennes.unicancer.fr  
Jean-Pierre Manens, physicien, HDR  
jp.manens@rennes.unicancer.fr

## Avertissement

- Les tests proposés dans cette présentation ne sont pas exhaustifs des tests à réaliser pour une assurance qualité optimale de l'accélérateur et du MLC en condition VMAT
- Ils sont proposés uniquement en tant qu'aide de base à la mise en œuvre d'une procédure d'AQ VMAT adaptée à son matériel et à ses propres conditions d'utilisation
- Ces propositions ne remettent en cause ni les éventuels contrôles internes complémentaires ni les opérations relevant des bonnes pratiques professionnelles

## Références

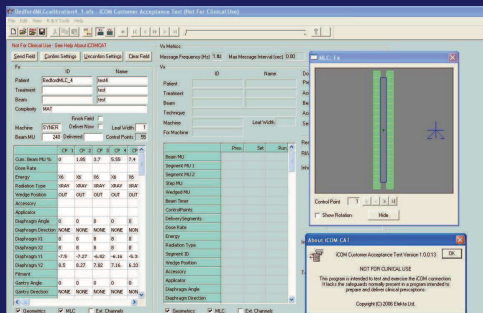
- Bedford JL, Warrington AP. Commissioning of volumetric modulated arc therapy (VMAT). Int J Radiat Oncol Biol Phys 2009;73 : 537-45.
- Ling CC, Zhang P, Archambault Y, Bocanek J, Tang G, Losasso T. Commissioning and quality assurance of RapidArc radiotherapy delivery system. Int J Radiat Oncol Biol Phys 2008;72 : 575-81.
- Chui CS, Spirou S, Losasso T. Testing of dynamic multileaf collimation. Med Phys 1996;23 : 635-41.
- Kaurin D, Sweeney L, Marshall E, Mahendra S. VMAT testing for an Elekta accelerator Journal of Applied Clinical Medical Physics 2012; 13-2: 55-72

## Présentation du matériel

- Accélérateur Synergy
  - RTD version 7.01
  - Collimateur MLCi2
  - Gamme de débit de dose disponibles: 25, 50, 100, 200 et 400 UM/min

## Présentation du matériel

- Séquenceur: iCom-Cat 1.0.0.13



## Les contrôles sur l'accélérateur linéaire d'électrons

- Homogénéité et symétrie du faisceau
- Précision dosimétrique en rotation
- Précision de positionnement des lames du MLC
- Synchronisation MLC-Dose-Rotation bras



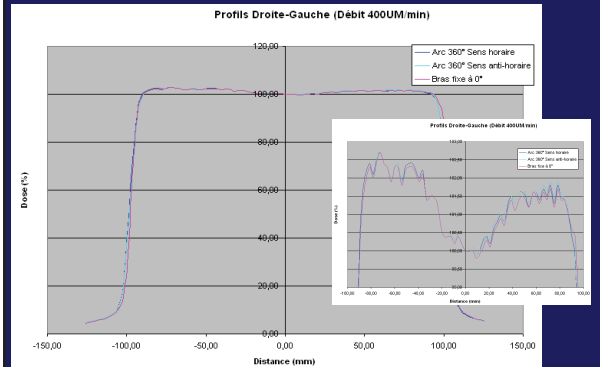
## Homogénéité et symétrie du faisceau

- Contrôle avec arc de 360°
  - Pour 2 sens de rotation: sens horaire et sens antihoraire
  - Pour toute la gamme des débits de dose

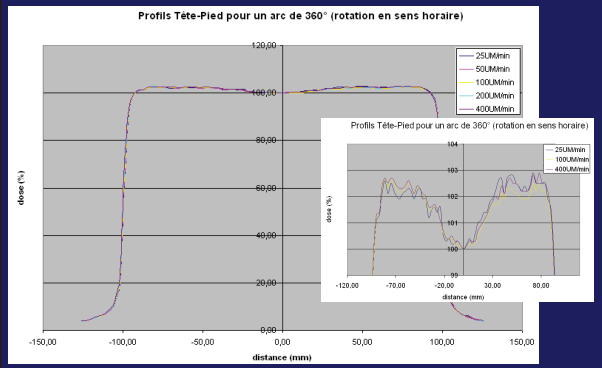


- Matériel:
  - Matrice de chambres d'ionisation et système de fixation: StarCheck PTW

## Homogénéité et symétrie du faisceau en fonction du sens de rotation



## Homogénéité et symétrie du faisceau avec différents débits de dose



## Homogénéité et symétrie

Quel que soit sens de rotation et débit de dose homogénéité et symétrie du faisceau respectent les mêmes critères faisceaux fixes (AFSSAPS)

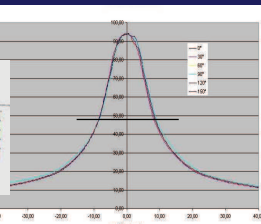
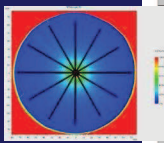
Sens antihoraire	25UM/min	50UM/min	100UM/min	200UM/min	400UM/min
Homog T-P	101,35	101,29	101,25	101,36	101,35
Homog D-G	101,59	101,62	101,60	101,53	101,36
Sym T-P	1,0107	1,0073	1,0051	1,0053	1,0047
Sym D-G	1,0203	1,0216	1,0197	1,0178	1,0111

Sens horaire	25UM/min	50UM/min	100UM/min	200UM/min	400UM/min
Homog T-P	101,43	101,31	101,29	101,32	101,41
Homog D-G	101,57	101,64	101,62	101,58	101,39
Sym T-P	1,0143	1,0068	1,0051	1,0043	1,0050
Sym D-G	1,0219	1,0212	1,0210	1,0186	1,0130

## Précision dosimétrique en rotation

Symétrie de révolution en dose autour de l'isocentre (<1mm)

- Matériel
  - Fantôme sphérique + film argentique XomatV (Kodak)
  - ou fantôme 3D SC



Vérification de la symétrie de l'isodose 50% autour de l'isocentre: Ecart max observé = 0,8 mm

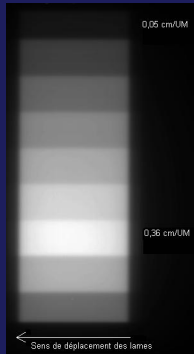
## Précision de positionnement du MLC

- Effet de la vitesse des lames et de l'accélération-décélération des lames
- Effet des modes de déplacement
- +Effet de la gravité

- Matériel
  - Films argentiques (XomatV, Kodak)
  - Plaques équivalentes eau (RW3, PTW)



## Effet de la vitesse, accélération, décélération des lames



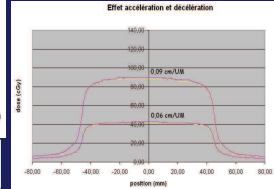
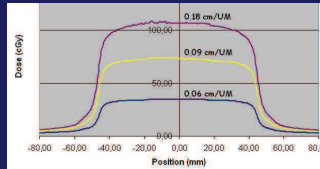
Plan généré par iComCat:  
LeafSpeedEffect.efs

Remarque 1: la gamme de vitesses testées peut être étendue en modifiant l'amplitude de déplacement et le nombre d'UM délivrées

Remarque 2: Effets d'accélération et décélération générés en produisant un arrêt faisceau

## Effet de la vitesse, accélération, décélération des lames

Pas d'effet de la vitesse des lames (écarts de dose par rapport à l'axe < 3% sur zone d'analyse)  
Pas d'effet de l'accélération et de la décélération



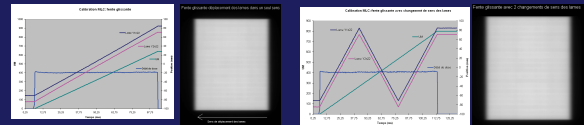
Analyse des écarts de dose par rapport à la dose sur l'axe			
Zone d'analyse: 80% de la demi-longueur du champ			
Vitesse (cm/UM)	0,06	0,09	0,18
Moyenne des écarts	-1,56%	-2,07%	-1,36%
Ecart type	1,71	1,96	2,31

Rose: déplacement continu  
Jaune: déplacement avec un arrêt

## Effet des modes de déplacement

- Sliding Window uniforme  
Fente glissante avec déplacement des lames en continu et irradiation en continu
- Slide and Shoot  
Fente glissante avec déplacement discontinu des lames et irradiation en continu
- Sliding Window asynchrone  
Fente glissante avec déplacement des lames alternatif et irradiation en continu

## Sliding Window uniforme



Plans générés par iComCat:

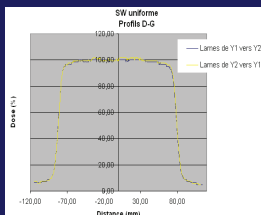
UniformSlidingWindow\_Direction1.efs

UniformSlidingWindow\_Direction2.efs

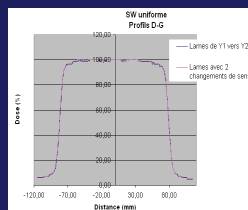
UniformSlidingWindow\_DirectionInversion.efs

## Sliding window uniforme

Pas d'effet du sens de déplacement et des changements de sens des lames sur l'homogénéité et la symétrie



Ecart moyen : 0.67%



Ecart moyen : 0.02%

## Sliding Window uniforme

Remarque: Possibilité d'analyser l'influence combinée du mode de déplacement et de l'effet de la gravité

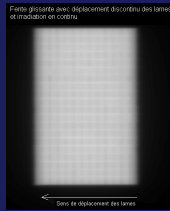
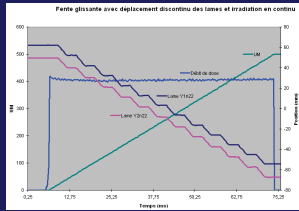
Plans générés par iComCat:

UniformSlidingWindow\_DirectionInversion\_Gantry0Coll0.efs

UniformSlidingWindow\_DirectionInversion\_Gantry270Coll190.efs

UniformSlidingWindow\_DirectionInversion\_Gantry270Coll270.efs

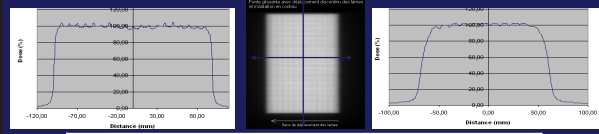
## Slide and shoot



Plan généré par iComCat:  
Slide&Shoot.efs

## Slide and shoot

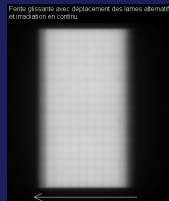
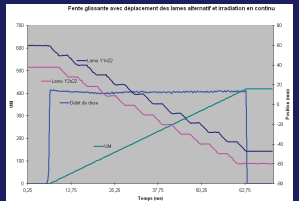
Mode de déplacement discontinu bien géré  
(écarts de dose dus au mode de déplacement  
< écarts dus transmission inter-lames)



Analyse des écarts par rapport à la dose sur l'axe  
Zone d'analyse: 80% de la demi-longueur du champ

	Maximum	Minimum	Moyenne	Ecart type
Profil Tête-Pied	4.29%	-4.30%	-0.79%	1.82%
Profil Droite Gauche	3.57%	-3.57%	1.58%	1.66%

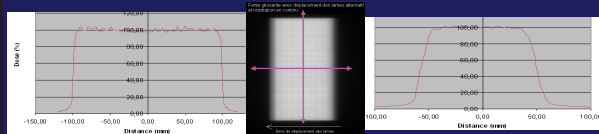
## Sliding Window asynchrone



Plans générés par iComCat:  
AsynchronousSlidingWindow.efs  
AsynchronousSlidingWindowBis.efs

## Sliding Window asynchrone

Mode de déplacement alternatif bien géré  
(écarts de dose dus au mode de déplacement  
< écarts dus transmission inter-lames)



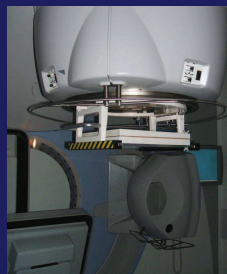
Analyse des écarts par rapport à la dose sur l'axe  
Zone d'analyse: 80% de la demi-longueur du champ

	Maximum	Minimum	Moyenne	Ecart type
Profil Tête-Pied	3.77%	-3.42%	-0.62%	1.40%
Profil Droite Gauche	2.27%	-3.71%	0.1%	1.75%

## Synchronisation MLC-Dose-Bras

- Précision de positionnement des lames en rotation
- Combinaisons débit de dose - vitesse du bras
- Combinaisons vitesse lames - rotation bras

- Matériel
  - Film argentique XomatV (Kodak)
  - Système de fixation à la tête de l'accélérateur



## Synchronisation MLC-Dose-Bras

- Préalable: Test de fiabilité du système embarqué



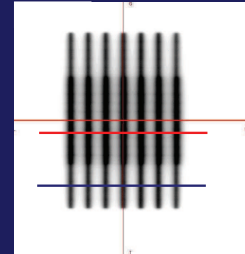
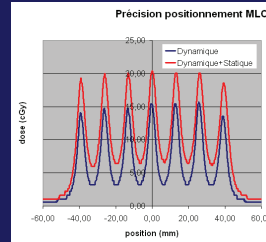
## Synchronisation MLC-Dose-Bras

- Précision de positionnement des lames en rotation

Plans générés par iComCat:  
 LeafPositionAccuracy\_Static.efs  
 LeafPositionAccuracy\_Dynamic.efs

## Synchronisation MLC-Dose- Rotation bras

Bonne précision de positionnement des lames en rotation (analyse visuelle)



## Synchronisation MLC-Dose-Bras

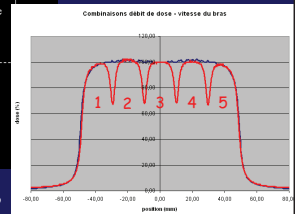
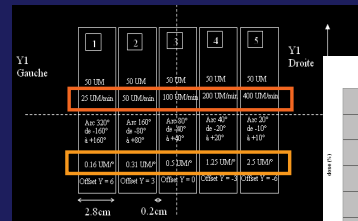
- Combinaisons débit de dose - vitesse du bras
- Combinaisons vitesse lames - rotation bras

Plans programmés en mode service sur l'accélérateur comme indiqués sur les figures

Remarque: les combinaisons, vitesses du bras /vitesse des lames/ débit de dose, sont ajustables. Seules quelques combinaisons sont présentées ici à titre d'exemple

## Synchronisation MLC-Dose- Rotation bras

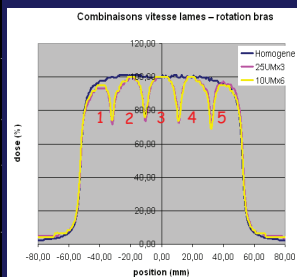
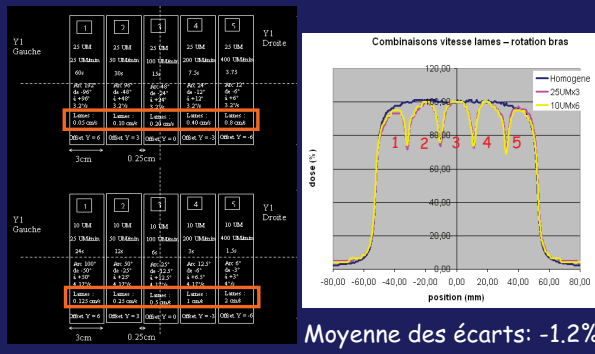
- Combinaisons débit de dose et vitesse du bras
- Bonne synchronisation entre débit de dose et vitesses de bras variables



Moyenne des écarts: -0.4%

## Synchronisation MLC-Dose-Bras

Bonne synchronisation entre vitesse variable des lames et rotation du bras



Moyenne des écarts: -1.2%

## Conclusion (1)

Bonnes pratiques professionnelles

Intégration de tests spécifiques

- Homogénéité et symétrie en arc
- Précision dosimétrique en rotation
- Précision de positionnement du MLC
- Synchronisation MLC-Dose-Bras

## Conclusion (2)

Contrôle régulier puis avec expérience acquise

- Périodicité optimisée
- Seuil de tolérance affinée

Contrôle quotidien: TOP dynamique

- Variation lames
- Variation rotation du bras
- Variation du débit de dose

## Recommandations des sociétés savantes

Société française des physiciens d'hôpital  
Commission équipement  
Contrôle qualité des accélérateurs d'électrons à usage médical  
Cahier n°29 Décembre 1986

**Comprehensive QA for radiation oncology: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40**  
Med. Phys. 21 (4), April 1994

**AAPM code of practice for radiotherapy accelerators: Report of AAPM Radiation Therapy Task Group No. 45**  
Med. Phys. 21 (7), July 1994

**Task Group 142 report: Quality assurance of medical accelerators**  
Med. Phys. 36 (9), September 2009

ESTRO BOOKLET NO. 9:  
GUIDELINES FOR THE VERIFICATION OF IMRT  
(Edited by: Mijhaeer, Georg)  
2008 - First edition  
ISBN 90-804533-9  
©2008 by ESTRO

**sfpm**  
SOCIÉTÉ FRANÇAISE DE PHYSIQUE MÉDICALE  
développement par le Dr. G. André 1997

RAPPORT SFPM N°26  
Janvier 2010

Contrôles de qualité en radiothérapie  
conformationnelle avec modulation d'intensité

+ Nombreuses publications dans les journaux scientifiques...

## Publications spécifiques à la RMI en arc (VMAT/RapidArc)

**COMMISSIONING OF VOLUMETRIC MODULATED ARC THERAPY (VMAT)**  
JAMES L. BEDFORD, PH.D., AND ALAN P. WARRINGTON, M.Sc.  
Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., Vol. 73, No. 2, pp. 537-545, 2009

**COMMISSIONING AND QUALITY ASSURANCE OF RAPIDARC RADIOTHERAPY DELIVERY SYSTEM**  
C. CLIFTON LING, PH.D.,<sup>#,1</sup> PENG-PENG ZHANG, PH.D.,<sup>1</sup> YVES ARCHAMBAULT, M.Sc.,<sup>#,2</sup>  
JIRI BOCANEK, M.Sc.,<sup>#,3</sup> GRACE TANG, M.Phil.,<sup>1</sup> AND THOMAS LOSASSO, PH.D.<sup>1</sup>  
Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., Vol. 72, No. 2, pp. 575-581, 2008

**VMAT testing for an Elekta accelerator**  
Darryl G.L. Kaurin,<sup>1,2a</sup> Larry E. Sweeney,<sup>1,2</sup> Edward I. Marshall,<sup>1,2</sup> Saikanth Mahendra<sup>1,2</sup>  
JOURNAL OF APPLIED CLINICAL MEDICAL PHYSICS, VOLUME 13, NUMBER 2, 2012

# Résumé SFPM 2011

**Titre :** Evaluation de trois chaînes de mesure : application à la validation dosimétrique des plans de traitement en RCMI : du « step and shoot » au VMAT.

**Auteurs :** Caroline Lafond<sup>1,2</sup>, Soizic Sorel<sup>1</sup>, Sandra Toublanc<sup>1</sup>, Jean-Pierre Manens<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup> Centre Eugène Marquis, Rennes

<sup>2</sup> Laboratoire de Traitement du Signal et de l'image, Unité Inserm 642, Université Rennes 1

## Introduction

Pour l'évaluation de la cohérence « calcul-mesure » d'un plan de traitement de radiothérapie, l'incertitude sur la mesure des distributions de dose est liée aux caractéristiques de la chaîne de mesure, à la réalisation du plan sur l'accélérateur linéaire d'électrons et au degré de modulation du plan contrôlé. L'objectif de ce travail est d'évaluer ces incertitudes pour trois chaînes de mesure lors de l'évaluation de plans RCMI type « Step and Shoot » (S&S) et Volumetric Modulated Arc Therapy (VMAT).

## Matériel et Méthodes

Trois chaînes de mesure sont étudiées : i) films argentiques (EDR2/Kodak) intégrés dans un fantôme octogonal (Octavius PTW) avec une résolution spatiale (RS) de 0.4 mm; j) matrice de chambres d'ionisation (2Darray-Seven29/PTW, RS : 10 mm) associée au fantôme Octavius; k) matrices de diodes intégrées dans un fantôme cylindrique (Delta4/Scandidos, RS : 5 ou 10 mm). L'étude utilise un accélérateur type Synergy équipé d'un MLCi2 de la société Elekta et le TPS Pinnacle V9.0 (Philips).

L'incertitude sur la mesure de la dose liée aux caractéristiques intrinsèques de la chaîne de mesure intègre l'incertitude propre à l'étalonnage, la directivité de réponse, la linéarité de réponse en fonction de la dose et du débit de dose, la répétabilité et la reproductibilité.

La cohérence « calcul-mesure » est évaluée avec le test du gamma index ( $\gamma$ -index) pour deux types plans: ORL en boost intégré à trois niveaux de dose (ORL-SIB) et prostate.

## Résultats

Nous avons évalué que les variations de réponse des chaînes de mesure étudiées peuvent atteindre : 4,40% pour la directivité, 2,33% pour la linéarité de réponse en fonction de la dose, 0,47% pour la linéarité de réponse en fonction du débit de dose, 1,22% et 1,67% pour la répétabilité et la reproductibilité respectivement. Par ailleurs une incertitude systématique est celle liée à l'étalonnage de la chaîne de mesure par rapport à la chambre d'ionisation de référence (2,2%). En S&S, les valeurs de cohérence calcul-mesure pour un plan prostate reproduit 4 fois varient entre 91,8% et 93,5% avec un  $\gamma$ -index à 3%/3mm (seuil 30%) avec le système Delta4. En VMAT pour un plan ORL-SIB, les valeurs de cohérence calcul-mesure obtenues avec un  $\gamma$ -index à 3%/3mm, 4%/4mm et 5%/5mm (seuil 30%) sont respectivement de 80,9%, 91,0% et 96,5% avec une chaîne de mesure basée sur les films et de 74,0%, 88,1% et 93,8% avec une chaîne de mesure basée sur les chambres d'ionisation.

## Conclusion

Les écarts observés pour l'évaluation de la cohérence « calcul-mesure » entre les différentes chaînes de mesure peuvent dépasser 10%.

Il est important en particulier en technique VMAT de croiser les résultats obtenus par différentes chaînes de mesure avant toute validation et de répéter les mesures.

**Mots-clé :** Dosimètre, RCMI, Contrôle qualité

**Volumetric modulated arc therapy (VMAT) quality assurance (QA): Software tool to analyse linear accelerator parameters accuracy**

**Authors:** Caroline Lafond, Christophe Odin, Justine Even, Jean-Pierre Manens

**Purpose**

In VMAT technique, many dynamic parameters must be synchronized together to provide accurate treatments. To investigate the mechanical and dosimetric accuracy of linear accelerator during VMAT delivery, we have developed a home-made software to visualize and compare machine output delivery parameters to the expected DICOM input values. We have established tolerance levels of the linear accelerator parameters.

**Materials and method**

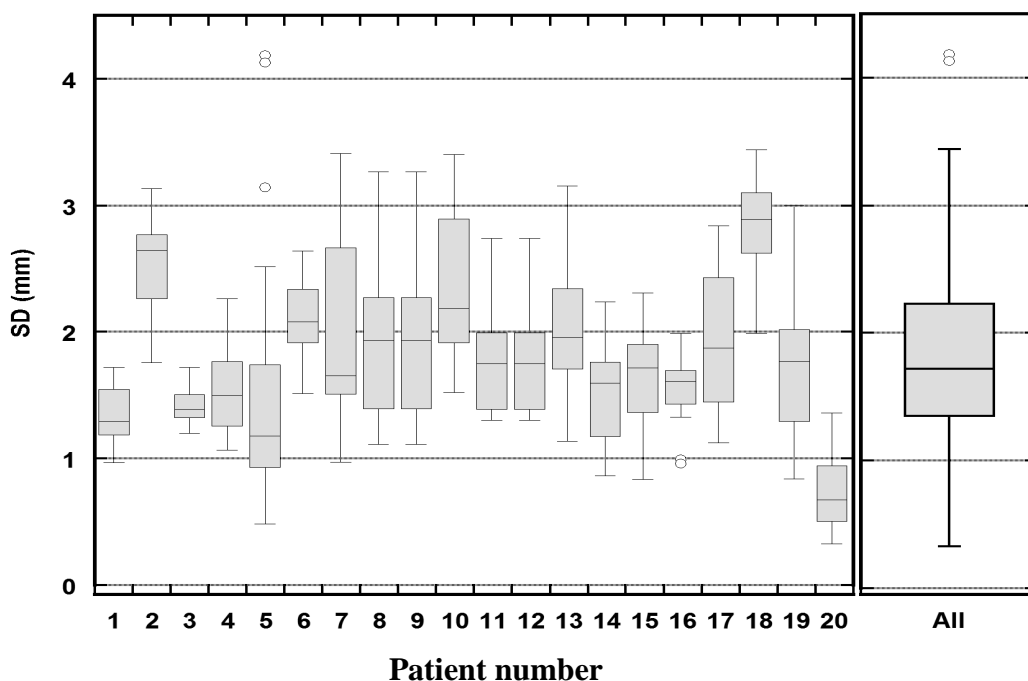
Twenty prostate cases planned with Pinnacle/Philips (version 9.0) were analysed. The linear accelerator was a Synergy/ Elekta (RTD: version 7.0) with MLCi2. The dosimetric QA was performed with an ionization chamber matrix inserted in an octagonal phantom and for coronal and sagittal plans (Octavius PTW).

During VMAT delivery, the linear accelerator parameters have been recorded in real time and saved in a text file. The software, developed in MATLAB, used this output file and the DICOM-RT plan data to provide visualizations tools and statistical information about variations and deviations for field shapes, gantry speed, dose rate, deviations of monitor units (MU), jaws and leaves positions as a function of gantry angle. Parameters errors during treatment delivery deduced from the software were correlated against the QA results measured at the same time.

**Results**

The mean absolute error on MU was -0.4 with a very asymmetric distribution. The mean error for the active leaves was 0.07 mm with a symmetric distribution; Boxplots of the SD values of active leaves are reported for each patient in the graphic. Over the 20 runs, the estimated mean leaf dispersion is 1.82mm (SE=0.04mm), with a standard deviation of 0.66mm. For the jaws that are orthogonal to the leaves motion, the mean position error was -0.14 mm. We confirmed that the jaws motion was well correlated to the leaves motion. On average, we noticed that the gantry stopped and went back 11 times for the full arc.

The dosimetric QA results showed 97.8 % (SD=1.59 %) of points were in agreement to 3 % or 3 mm with gamma index test and the mean gamma value was 0.39 (SD=0.04) on average. These values were always in agreement with our tolerance level of 95% and 0.5 respectively.





**Conclusion**

The software we developed offers the opportunity to directly visualize and check the mechanical and dosimetric accuracy of linear accelerator in VMAT technique. Over the twenty prostate plans, the recorded dynamic deviations have a confidence interval  $IC_{95}=0.66-3.26\text{mm}$ , but provided acceptable dosimetric QA. These results points out the need for an overall study of the dynamic fluctuations of the linear accelerator parameters in correlation to dosimetric delivery accuracy. This work is an illustration of the potentialities of our software.

**Key words**

VMAT, Quality Assurance treatment Units



Disponible en ligne sur  
 ScienceDirect  
 www.sciencedirect.com

Elsevier Masson France  
 EM|consulte  
 www.em-consulte.com



Article original

## Haute dose dans la prostate par radiothérapie guidée par l'image : apport de l'arthérapie avec modulation d'intensité du faisceau

*High dose for prostate irradiation with image guided radiotherapy: Contribution of intensity modulation arctherapy*

F. Jouyaux<sup>a</sup>, R. De Crevoisier<sup>a,b,c</sup>, J.-P. Manens<sup>a,b,c</sup>, J. Bellec<sup>a</sup>, G. Cazoulat<sup>b,c</sup>,  
 P. Haigron<sup>b,c</sup>, C. Chira<sup>a</sup>, E. Le Prisé<sup>a</sup>, C. Lafond<sup>a,\*,b,c</sup>

<sup>a</sup> Centre Eugène-Marquis, rue de La Bataille-Flandres-Dunkerque, CS 44229, 35042 Rennes cedex, France

<sup>b</sup> Inserm, U642, 35000 Rennes, France

<sup>c</sup> Université de Rennes-1, LTSI, 35000 Rennes, France

### INFO ARTICLE

Historique de l'article :

Reçu le 29 octobre 2009

Reçu sous la forme révisée

27 janvier 2010

Accepté le 8 mars 2010

Disponible sur Internet le 31 mai 2010

Mots clés :

Radiothérapie conformationnelle

Modulation d'intensité

Arctherapie

Prostate

### RÉSUMÉ

**Objectif de l'étude.** – Évaluation d'une radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité (RCMI) de type *volumetric modulated arc therapy* (VMAT) par comparaison à une RCMI de type *Step and Shoot* (S&S) pour l'irradiation des cancers de la prostate.

**Matériel et méthodes.** – Pour dix patients, deux distributions de dose par RCMI, S&S et VMAT par des faisceaux de 18 MV, visant à délivrer 46 Gy aux vésicules séminales et 80 Gy à la prostate, en respectant les contraintes de dose dans les organes à risque de toxicité, ont été réalisées et comparées (par le test de Wilcoxon). Pour un patient, la RCMI visait à délivrer une dose escaladée dans des sous-volumes segmentés par IRM et recalés sur la scanographie de planification à l'aide de marqueurs intraprostatiques.

**Résultats.** – La technique VMAT, par comparaison à la technique S&S, permettait : une augmentation du volume de PTV2 recevant de 77 à 80 Gy ( $V_x$  : volume recevant une dose X) et une diminution de  $V_{82}$  et  $V_{83}$  ; une diminution, pour la paroi rectale, de  $V_4$  à  $V_6$ ,  $V_{16}$  à  $V_{23}$  et de  $V_{69}$  à  $V_{73}$ , une diminution de  $V_{25}$  pour la paroi vésicale ; une diminution de  $V_1$  à  $V_{21}$  pour les têtes fémorales ; une diminution de  $V_{26}$  à  $V_{44}$  et  $V_{72}$  à  $V_{80}$  mais une augmentation de  $V_1$  à  $V_{21}$  et  $V_{49}$  à  $V_{60}$  pour les tissus sains. L'indice de conformation « COIN » était amélioré par VMAT (de 0,60 à 0,66). Le nombre d'unités moniteur était diminué par la technique VMAT (réduction moyenne de 8 %) ainsi que le temps de délivrance de la dose (passant de quatre minutes à 1,5 minutes). De plus, la technique VMAT permettait de délivrer théoriquement 90 Gy dans la zone périphérique postérieure et 100 Gy dans la tumeur, en respectant les contraintes de dose dans les organes à risque.

**Conclusion.** – Dans le cas d'une irradiation prostatique, la technique VMAT constitue une amélioration des techniques de RCMI, du fait d'une diminution : de la dose délivrée aux organes à risque, du temps de réalisation de l'irradiation et du nombre d'unités moniteur.

© 2010 Société française de radiothérapie oncologique (SFRO). Publié par Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés.

### ABSTRACT

Keywords:

3D conformal radiotherapy

Intensity-modulated radiotherapy

Dynamic conformal arc

Prostate

**Purpose.** – To compare two Intensity Modulated Radiation Therapy (IMRT) techniques for prostate cancer: the Volumetric Modulated Arc Therapy (VMAT) and the “Step and Shoot” technique (S&S).

**Materials and methods.** – VMAT and S&S plans (RX 18 MV) were created and compared (Wilcoxon test) for 10 patients. The dosimetric goal of both treatments was to deliver 46 Gy to the seminal vesicles and 80 Gy to the prostate, while respecting the dose constraints in the organs at risk of toxicity. For one patient, the two techniques were compared for dose painting and escalation in target volumes defined on MRI and registered thanks to intraprostatic fiducials.

\* Auteur correspondant.

Adresse e-mail : c.lafond@rennes.fnclcc.fr (C. Lafond).

1278-3218/\$ – see front matter © 2010 Société française de radiothérapie oncologique (SFRO). Publié par Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés.

doi:10.1016/j.canrad.2010.03.003

**Results.** – VMAT, compared to S&S, offered: an increase of the PTV2s (prostate) volume receiving 77 to 80 Gy and a decrease of  $V_{82}$  and  $V_{83}$ ; a decrease of  $V_4$  to  $V_6$ ,  $V_{16}$  to  $V_{23}$ , and  $V_{69}$  to  $V_{73}$  for the rectal wall; a decrease of  $V_{25}$  for the bladder wall; a decrease of  $V_{21}$  to  $V_{43}$  for the femoral heads; a decrease of  $V_{26}$  to  $V_{44}$  and  $V_{72}$  to  $V_{80}$  but an increase of  $V_1$  to  $V_{21}$  and  $V_{49}$  to  $V_{60}$  for the healthy tissues. The Conformal Index “COIN” was better with VMAT than S&S (0.60 to 0.66). The delivered MU were significantly reduced with VMAT (8% mean) as well as the delivery time (4 min to 1.5 min). VMAT allowed delivering theoretically 90 Gy in the peripheral zone and 100 Gy in the tumor.

**Conclusion.** – In case of prostate irradiation, VMAT shows improvement compared with S&S. In particular, organs at risk are better spared, the delivery time is shortened and the number of delivered UM is decreased.

© 2010 Société française de radiothérapie oncologique (SFRO). Published by Elsevier Masson SAS. All rights reserved.

## 1. Introduction

Il existe une relation dose-effet dans l'irradiation des cancers de la prostate, en l'absence d'hormonothérapie. Depuis une décennie, plusieurs études randomisées ont ainsi montré un bénéfice d'une haute dose d'irradiation (78 à 80 Gy) en termes de survie sans récurrence biochimique et clinique, par rapport à une irradiation de dose classique (68 à 70 Gy) [5,41,52,54,72]. Dans ces études, la haute dose était délivrée par une technique d'irradiation conformationnelle par faisceaux statiques sans modulation d'intensité de ces faisceaux au prix d'une augmentation de la toxicité rectale le plus souvent, et vésicale dans une moindre mesure [5,20,52,54,72]. En France, la radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité (RCMI) s'est développée progressivement depuis dix ans [3]. Celle-ci a permis de délivrer une haute dose d'irradiation dans la prostate ( $\geq 80$  Gy) au prix d'une toxicité modérée, comparable à celle observée après une irradiation conformationnelle sans modulation d'intensité de dose classique et inférieure à une technique sans modulation d'intensité [12,13,69,70]. Dans ces études analysant l'effet d'une escalade de dose avec RCMI, le taux de toxicité urinaire ou rectale de grade 3 était inférieur à 5%.

La RCMI apparaît particulièrement intéressante pour délivrer une distribution de dose concave autour de la prostate et des vésicules séminales, de façon à limiter la dose dans le rectum et la vessie. La comparaison dosimétrique entre RCMI et une technique conformationnelle sans modulation d'intensité montre ainsi une diminution significative de la dose délivrée dans le rectum et la vessie ainsi qu'une amélioration de la conformation au volume cible [45,48]. La RCMI utilise classiquement cinq à sept faisceaux statiques convergents vers un isocentre situé au niveau de la cible tumorale; la planification inverse conduit, en introduisant différentes contraintes dose/volume, à une distribution de dose très optimisée [14]. Dans une technique de RCMI par faisceaux statiques de rayons X, le déplacement des lames du collimateur peut se produire de manière continue pendant l'émission du rayonnement ionisant (technique *sliding window*), ou de manière séquentielle entre deux émissions (technique *step and shoot*) [29,65]. En 2008, Karl Otto a introduit le terme VMAT, pour *volumetric modulated arc therapy*, correspondant à nouvelle technique d'arc-thérapie avec modulation d'intensité [50]. Cette technique correspond à une évolution de l'arc-thérapie avec modulation d'intensité, appelée *intensity modulated arc therapy* (IMAT) introduite par Yu en 1995, qui associait initialement à la rotation continue du bras simplement un mouvement continu des lames du collimateur [67]. La technique IMAT s'est progressivement complexifiée en permettant d'associer au déplacement à vitesse variable des lames, un déplacement en rotation de la source, à vitesse variable, une variation du débit de dose et une rotation du collimateur (Tableau 1); on a alors parlé de VMAT. Cette nouvelle technique de modulation d'intensité type VMAT est maintenant implémentée par les constructeurs sur les accélérateurs linéaires d'électrons; elle est appelée VMAT pour les accélérateurs de la

marque Elekta™ et RapidArc® pour les accélérateurs de la marque Varian™.

Les données concernant l'intérêt de l'arc-thérapie avec modulation d'intensité de type VMAT sont encore peu nombreuses, tant sur le plan dosimétrique que sur le plan clinique. L'objectif de cette étude était de comparer la technique VMAT et la technique *step and shoot* (S&S) dans une série de patients traités pour un cancer de la prostate. Les éléments d'analyse permettant de réaliser cette comparaison portaient sur deux critères :

- des critères liés à la distribution de dose ;
- des critères liés à l'efficacité du traitement.

Nous avons comparé ces deux techniques dans deux situations :

- une situation d'irradiation prostatique de 80 Gy ;
- une situation d'escalade de dose jusqu'à 100 Gy dans des volumes prostatiques segmentés par IRM et avec marqueurs intraprostatiques, dans l'hypothèse d'une radiothérapie guidée par l'image (IGRT).

Dans les deux cas, les contraintes de dose dans les organes à risque définies par le Groupe d'étude des tumeurs urogénitales (GETUG) ont été respectées.

## 2. Matériels et méthodes

### 2.1. Étude comparant RCMI par faisceaux statiques et par arc dans le cas d'une irradiation prostatique de 80 Gy

Notre étude a été réalisée dans une série de dix patients ayant déjà été traités pour cancer de la prostate localisé à la dose de 80 Gy par irradiation conformationnelle avec modulation d'intensité par faisceaux statiques de type *step and shoot*. Les images ont été acquises sur un scanographe de type Big Bore de la société Philips™ utilisé en mode hélicoïdal. Les coupes reconstruites avaient une épaisseur constante de deux millimètres. Le patient a été placé en décubitus dorsal avec une contention personnalisée immobilisant les jambes et les pieds. Un produit de contraste iodé a été utilisé pour opacifier la vessie afin de faciliter sa délimitation.

Les volumes ont été segmentés avec le logiciel de simulation virtuelle Pinnacle® version 8.0m de la société Philips® en utilisant uniquement les images tomographiques. Les volumes cibles et les organes à risque ont été définis en suivant les recommandations du rapport 62 de l'International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU) et du GETUG [5,15]. L'association de la loge prostatique et des vésicules séminales a constitué le volume cible anatomo-clinique 1 (CTV1), la loge prostatique seule a constitué le CTV2. Les volumes cibles prévisionnels 1 (PTV1) et PTV2 ont été respectivement créés à partir des volumes CTV1 et CTV2 auxquels une marge tridimensionnelle a été ajoutée. Cette marge était de 10 mm sauf au regard du rectum où celle-ci était

**Tableau 1**

Description et comparaison des paramètres de variation de l'accélérateur des techniques RCMI *step and shoot* et *sliding window* avec une technique *volumetric modulated arc therapy* (VMAT).

Description and comparison of linac variation parameters between "step and shoot", "sliding window" and Volumetric Modulated Arc Therapy (VMAT) IMRT.

	Lames pendant l'irradiation (MLC)	Bras pendant l'irradiation	Diaphragmes pendant l'irradiation (mâchoires X et Y)	Débit (UM/degré)	Rotation Collimateur pendant l'irradiation	Table pendant l'irradiation
<i>Step and shoot</i>	Statiques pendant l'irradiation (déplacement entre deux segments)	Statique	Statiques (Elekta : ajustement entre deux segments)	Constant	Statique	Statique
<i>Sliding window</i>	Déplacement en continu à vitesse variable	Statique	Statiques	Constant	Statique	Statique
VMAT	Déplacement à vitesse variable	Mobile à vitesse variable	Mobiles à vitesse variable pour Elekta	Variable par pas	Statique ou mobile	Statique

réduite à 5 mm. Les organes à risque regroupaient les têtes et cols fémoraux, la paroi rectale et la paroi vésicale. Les têtes et cols fémoraux ont été définis jusqu'à la partie supérieure du petit trochanter. La paroi rectale correspondait au volume contenu entre la paroi externe et la paroi interne du rectum. La paroi externe a été préalablement délimitée sur une distance de 20 mm de part et d'autre du CTV1 et la paroi interne a été obtenue par une contraction de 5 mm de la paroi externe. La paroi vésicale correspondait au volume contenu entre la paroi externe et la paroi interne de la vessie. La paroi externe a été préalablement délimitée et la paroi interne a été obtenue par une contraction de 7 mm de la paroi externe. Un volume supplémentaire, nommé tissus sains, a été créé correspondant à l'ensemble des données anatomiques du patient auxquels le volume PTV1 a été soustrait.

Les planifications dosimétriques devaient obéir aux contraintes de doses définies dans l'essai 14 du GETUG. Le PTV2 ne devait pas recevoir moins de 72 Gy et 85 % du volume devaient au moins recevoir 76 Gy. La dose maximale que la paroi rectale pouvait recevoir était de 76 Gy et le pourcentage de paroi qui pouvait recevoir 72 Gy ne devait pas dépasser 25 %. La paroi vésicale ne devait pas recevoir plus de 80 Gy et 50 % du volume ne devaient pas recevoir plus de 70 Gy. Le pourcentage des têtes fémorales qui pouvait recevoir 55 Gy ne devait pas dépasser 5 %. De plus, une attention particulière a été faite pour minimiser les doses moyennes à la paroi rectale.

Dans le cas de la RCMI à faisceaux statiques, les plans de traitements ont été réalisés sur un accélérateur linéaire d'électrons de type Clinac 2100C<sup>®</sup> de la société Varian<sup>TM</sup> équipé d'un collimateur multilame de type Millennium 120. Ce collimateur possède 40 paires de lames de 5 mm de large à l'isocentre pour les plus centrales et deux fois dix paires de lames de 10 mm de large à l'isocentre pour les plus externes. Deux groupes de cinq faisceaux de photons de 18 MV dont l'indice de qualité était égal à 0,78 (protocole 398 de l'Agence internationale pour l'énergie atomique [AIEA]), ont été utilisés pour traiter successivement le PTV1 puis le PTV2. Ces faisceaux étaient tous coplanaires (table à 0°) et quasiment également distribués dans l'espace (bras à 260°, 324°, 36°, 100° et 180°). L'angle du collimateur était toujours fixé à 0°. La modulation d'intensité était obtenue par une technique de type *step and shoot*. La planification dosimétrique a été réalisée sur la version 8.0m du logiciel Pinnacle. La modulation d'intensité des faisceaux était créée par un processus inverse utilisant l'algorithme *direct machine parameter optimization* (DMPO) [31]. Les paramètres du collimateur multilame étaient directement pris en compte dans le processus d'optimisation. La forme et la pondération de chaque segment ont été optimisées dans ce processus, ce qui permettait d'avoir un profil d'intensité modulée qui était directement réalisable par l'accélérateur. L'ensemble des cinq faisceaux contenait au maximum 35 segments qui ont été limités à une taille minimale de 4 cm<sup>2</sup> et à un nombre minimal d'unités moniteur (UM) associées de cinq.

Pour l'arthérapie avec modulation d'intensité, les plans de traitement ont été réalisés pour un accélérateur linéaire d'électrons de type Synergy de la société Elekta équipé d'un collimateur multilame

de type MLCi2. Ce collimateur possède 40 paires de lames de 10 mm à l'isocentre. Pour chacune des phases de traitement, la balistique de traitement se composait d'un arc unique de 356° tournant dans le sens horaire, l'angle de départ étant de 181° et l'angle d'arrivée de 177°. L'angle de la table de traitement et du collimateur ont été fixés à 0°. L'énergie des photons utilisés était de 18 MV avec un indice de qualité de 0,78. La planification dosimétrique a été réalisée avec la version 8.9 du logiciel Pinnacle. Le processus inverse permettant de définir les paramètres de modulation d'intensité pour une source d'irradiation en déplacement selon un ou plusieurs arcs utilise l'algorithme SmartArc [11]. La rotation de la source était prise en compte en échantillonnant son mouvement progressivement : l'optimisation débute par un échantillonnage avec un point de contrôle tous les 24° et se terminait avec un échantillonnage plus précis, ici 4°. Entre deux points de contrôle, le débit de dose pouvait varier en prenant des valeurs discrètes correspondant aux possibilités de l'accélérateur linéaire d'électrons, ici entre 25 et 400 UM/min. La vitesse maximale du bras était de 6°/s, le nombre minimum d'unités moniteur par degré d'arc était de 0,1 UM/°, la vitesse maximale des lames était de 1,7 cm/s. En pratique, le logiciel Pinnacle définit un nombre d'unités moniteur à délivrer par arc élémentaire et le logiciel de l'accélérateur l'exécute en optimisant la vitesse du bras et le débit de dose pour que la délivrance soit la plus rapide possible.

Les techniques de RCMI par faisceaux statiques et par arcs utilisent des versions différentes de Pinnacle mais le même algorithme de calcul de la dose. La différence entre les deux versions porte sur l'intégration d'un nouvel algorithme inverse propre au VMAT ; l'algorithme inverse propre au *step and shoot* reste identique.

## 2.2. Étude comparant RCMI par faisceaux statiques et par arc dans le cas d'une irradiation prostatique avec escalade de dose dans un volume prostatique segmenté par IRM

Nous avons sélectionné un patient atteint d'un adénocarcinome prostatique localement évolué, classé T3 cliniquement et sans métastase à distance (les scanographie abdominopelvienne et scintigraphie osseuse étant normales). Le patient a eu deux IRM prostatiques, une avant et une après la mise en place de trois marqueurs d'or intraprostatiques. L'IRM était réalisée au moyen d'une antenne de surface. Les séquences réalisées étaient : une séquence T2 TSE dans les trois plans, une séquence axiale de diffusion et une séquence axiale 3D T1 écho de gradient dynamique (avant et après injection de produit de contraste). Cette IRM permettait de visualiser une tumeur de la zone périphérique postérieure gauche (classée donc T3), donc étendue au-delà de la capsule.

L'IRM a ensuite été recalée à l'aide des marqueurs, sur la scanographie de planification (Pinnacle). La segmentation a été réalisée sur l'IRM comportant les structures précédemment décrites et les suivantes : zone périphérique postérieure, zone centrale et tumeur. Une marge entre les volumes cibles anatomoclinique et prévisonnel réduite à 5 mm (du fait des marqueurs intraprostatiques) dans

toutes les directions a été définie. L'exercice dosimétrique visait à délivrer (par RCMI *step and shoot* ou par VMAT) une dose : de 80 Gy au minimum dans la prostate, de 90 Gy dans la zone périphérique postérieure et de 100 Gy dans la tumeur (volumes cibles prévisionnels correspondants).

### 2.3. Critères de jugements et analyse statistique

Les plans de traitement ont été analysés à l'aide de critères classables en deux catégories :

- critères liés à la distribution de dose ;
- critères liés à l'efficacité du plan de traitement.

#### 2.3.1. Critères liés à la distribution de dose

2.3.1.1. *Analyse quantitative.* Elle a porté sur différents paramètres :

- les histogrammes dose-volume (HDV) ;
- la dose moyenne ( $D_{moy}$ ) ;
- la dose minimale ( $D_{min}$ ), définie comme étant la dose reçue par 98 % du volume considéré ;
- la dose maximale ( $D_{max}$ ), définie comme étant la dose reçue par 2 % du volume considéré ;
- le volume recevant 95 % de la dose prescrite ( $V_{95\%}$ ) pour les volumes cibles ;
- les pourcentages de volume recevant 25 % ( $V_{25\%}$ ), 50 % ( $V_{50\%}$ ) et 95 % ( $V_{95\%}$ ) de la dose prescrite pour les organes à risque.

#### 2.3.1.2. *Analyse qualitative.*

2.3.1.2.1. *Les isodoses.* Pour comparer la technique *step and shoot* et la technique VMAT, l'analyse de la distribution de dose dans le plan a porté sur la forme des isodoses par rapport aux organes à risque et au volume cible prévisionnel.

2.3.1.2.2. *Indice de conformation.* Quatre indices utilisés dans la littérature [23] ont été sélectionnés :

- indice de conformation du Radiation Therapy Oncology Group (RTOG) :  $IC = \frac{V_{IR}}{V_T}$  ;
- facteur de couverture :  $FC = \frac{V_{T_{IR}}}{V_T}$  ;
- nombre de conformation :  $NC = \frac{V_{T_{IR}}}{V_T} \times \frac{V_{T_{IR}}}{V_{IR}}$  ;
- *conformal index* :  $COIN = NC \times \prod_{i=1}^n \left(1 - \frac{V_{OC_{ref},i}}{V_{OC,i}}\right)$ .

avec :

- $V_T$  : volume tumoral ;
- $V_{T_{IR}}$  : volume tumoral couvert par l'isodose de référence ;
- $V_{IR}$  : volume de l'isodose de référence ;
- $OC$  : organe critique ;
- $n$  : nombre d'organes critiques ;
- $V_{OC_{ref},i}$  : volume de l'organe critique  $i$  recevant au moins la dose de référence ;
- $V_{OC,i}$  : volume de l'organe critique  $i$ .

L'isodose correspondant à 95 % de la dose prescrite a été choisie comme isodose de référence. Pour ces indices, la valeur idéale est égale à 1. L'indice de conformation IC est supérieur à 1 si le volume irradié est supérieur à celui de la tumeur et donc inclut des tissus sains [58]. Cependant, il ne prend pas en compte le degré d'intersection spatiale des deux volumes, ni leurs formes : quelle que soit la valeur de l'index, la tumeur peut être partiellement irradiée. Le facteur de couverture FC définit uniquement la qualité d'irradiation de la tumeur, sans prendre en compte le volume de

tissus sains irradié [46]. La conformation de l'isodose de référence au volume tumoral est idéale si l'indice de conformation et le facteur de couverture ont tous deux une valeur égale à 1. Le nombre de conformation NC tient compte à la fois de l'irradiation de la tumeur et de l'irradiation des tissus sains [60]. Le COIN tient compte de la qualité de l'irradiation tumorale, de l'irradiation des tissus sains non critiques et de l'irradiation des organes critiques [4].

2.3.1.2.3. *Indice d'homogénéité.* Nous avons choisi le même index d'homogénéité que celui utilisé récemment dans l'étude de Palma et al. c'est-à-dire [51] :

$$IH = \frac{D_{5\%} - D_{95\%}}{D_{moy}}$$

avec :

- $D_{5\%}$  : dose reçue par 5 % du volume cible ;
- $D_{95\%}$  : dose reçue par 95 % du volume cible.

La valeur idéale de cet indice est 0.

2.3.1.2.4. *Points chauds et points froids.* Deux types de points chauds ont été définis :

- les régions hors du volume cible recevant au moins 105 % de la dose prescrite ;
- les régions hors du volume cible recevant au moins 110 % de la dose prescrite.

Deux types de points froids ont été définis :

- les régions du volume cible qui reçoivent moins de 95 % de la dose prescrite ;
- les régions du volume cible qui reçoivent moins de 90 % de la dose prescrite.

#### 2.3.2. Critères liés à l'efficacité

Le nombre d'unités moniteur nécessaires pour délivrer la dose a été relevée pour chaque plan de traitement.

Pour chaque technique, le temps de calcul a été mesuré du début du processus d'optimisation jusqu'au résultat final. Ce temps a été mesuré pour un plan de traitement, et avec la même unité centrale (Station de travail Philips 810x, INTEL Quadruple Cœur (Xeon) 2.8 GHz, mémoire vive 16 GB, système d'exploitation Sun Solaris 10).

Le temps d'exécution de la délivrance de la dose a été mesuré pour un plan de traitement et correspondait à la moyenne du temps nécessaire à la réalisation d'une séance de la première phase de traitement (46 Gy au PTV1) et de celui nécessaire à la réalisation d'une séance de la seconde phase de traitement (+34 Gy au PTV2).

La comparaison des groupes a utilisé des tests statistiques non paramétriques (test de Wilcoxon).

## 3. Résultats

### 3.1. Étude comparant RCMI par faisceaux statiques et par arc dans le cas d'une irradiation prostatique de 80 Gy

#### 3.1.1. Critères liés à la distribution de dose

3.1.1.1. *Analyse quantitative.* Le Tableau 2 présente les valeurs moyennes de points particuliers de l'histogramme dose-volume. Pour la paroi rectale, la dose moyenne, le  $V_{25\%}$  et le  $V_{50\%}$  diminuaient significativement de 3,35 %, 7,60 % et 4 % avec la technique VMAT. Pour les tissus sains, le  $V_{25\%}$  augmentait de 10,33 % ; le  $V_{50\%}$  et le  $V_{95\%}$  diminuaient respectivement de 21,39 % et 31 % avec la technique VMAT.

La Fig. 1 présente les histogrammes dose-volume moyens des dix patients pour la technique VMAT et pour la technique *step and*



**Tableau 2**

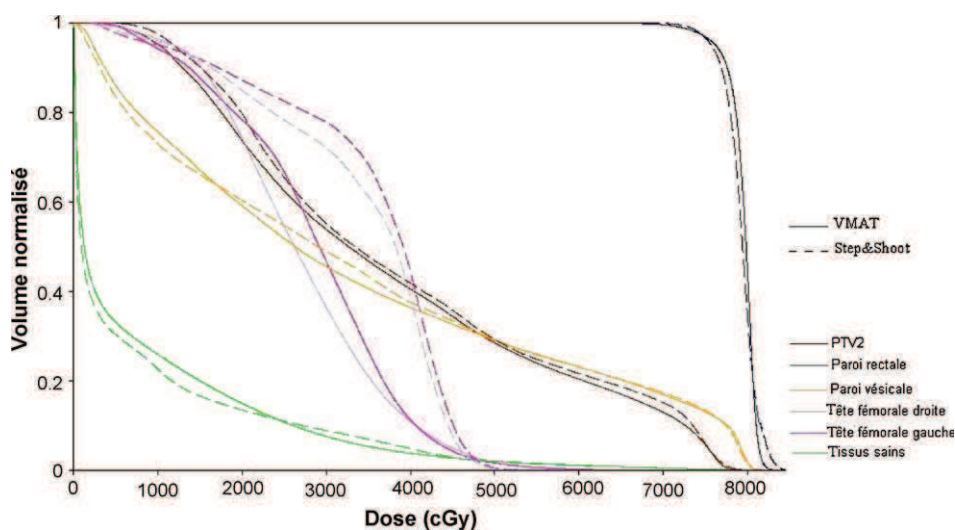
Relevés dosimétriques moyens (pour dix patients) des plans *step and shoot* et VMAT et écart relatif.  
Average dosimetric data (10 patients) for “step and shoot” and VMAT planning.

Valeurs moyennes	Step and shoot	VMAT	Écart relatif $\frac{X_{VMAT} - X_{SSS}}{X_{SSS}} \times 100$	Test de Wilcoxon (p)
<i>PTV2 (Prostate)</i>				
Dmin = D98 % (Gy)	74,55	73,77	-1,04	0,015
Dmax = D2 % (Gy)	82,52	81,61	-1,10	0,005
Dose moyenne (Gy)	79,36	79,40	+0,05	0,275
V95 % (%)	93,79	95,26	+1,57	0,26
<i>Paroi rectale</i>				
Dmax = D2 % (Gy)	76,71	76,49	-0,29	0,33
Dose moyenne (Gy)	39,22	37,90	-3,35	0,005
V25 % (%)	80,56	74,44	-7,60	0,007
V50 % (%)	43,02	41,30	-4,00	0,041
V95 % (%)	4,59	2,85	-38,07	0,203
<i>Paroi vésicale</i>				
Dmax = D2 % (Gy)	79,81	79,86	+0,06	0,611
Dose moyenne (Gy)	35,53	35,05	-1,37	0,314
V25 % (%)	62,43	61,11	-2,11	0,139
V50 % (%)	39,37	36,38	-7,60	0,185
V95 % (%)	13,72	13,12	-4,40	0,646
<i>Tête fémorale droite</i>				
Dmax = D2 % (Gy)	46,85	45,31	-3,30	0,594
Dose moyenne (Gy)	34,09	26,95	-20,94	0,007
V25 % (%)	85,29	74,34	-12,84	0,074
V50 % (%)	39,72	10,24	-74,21	0,007
<i>Tête fémorale gauche</i>				
Dmax = D2 % (Gy)	47,70	45,25	-5,14	0,285
Dose moyenne (Gy)	35,34	27,39	-22,50	0,007
V25 % (%)	79,96	75,58	-5,48	0,721
V50 % (%)	43,80	9,56	-78,17	0,007
<i>Tissus sains</i>				
Dose moyenne (Gy)	7,58	8,05	+6,24	0,005
V25 % (%)	13,66	15,07	+10,33	0,007
V50 % (%)	4,92	3,87	-21,39	0,005
V95 % (%)	0,21	0,14	-31,00	0,005

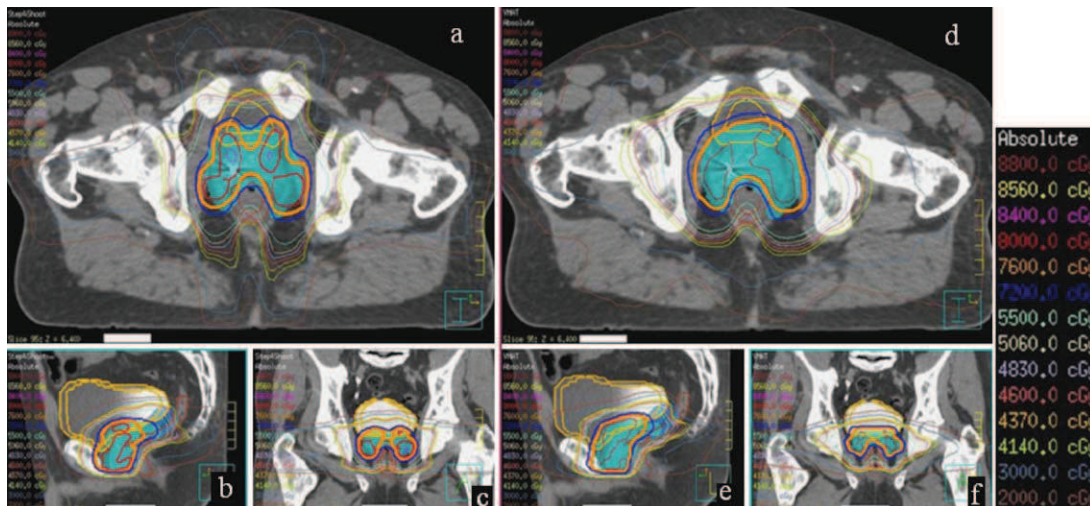
*shoot*. Pour certains OARs tels que le rectum et surtout les têtes fémorales, la courbe de l’histogramme dose–volume pour le VMAT est en dessous de la courbe de l’histogramme dose–volume *step and shoot*. Pour d’autres structures (vessie et tissus sains), les courbes de l’histogramme dose–volume se croisent à plusieurs reprises. Pour aider à l’analyse, nous avons effectué des tests statistiques sur des gammes de dose et des points particuliers de dose qui apparaissaient intéressants au regard des histogrammes dose–volume.

Ainsi nous avons pu mettre en évidence que, par la technique VMAT, par comparaison à la technique *step and shoot* :

- les volumes de PTV2 recevant :
  - de 77 à 80 Gy (V77 à V80) augmentaient significativement ( $p < 0,05$ ),
  - 82 et 83 Gy diminuaient significativement ;
- le volume de paroi rectale recevant :



**Fig. 1.** Histogramme dose–volume moyen (pour dix patients) pour des plans VMAT et *step and shoot* en cas d’irradiation à la dose de 80 Gy dans la prostate.  
Average dose–volume histogram (10 patients) comparing VMAT and “step and shoot” IMRT planning in case of 80 Gy in the prostate.



**Fig. 2.** Distribution de dose dans les trois plans (transverse, sagittal et coronal) correspondant soit à la technique *step and shoot* (a, b et c), soit VMAT (d, e et f). Le rectum reçoit une dose moindre par la technique VMAT.

*Dose distribution in the three plans of view (transverse, sagittal and coronal), corresponding to a "step and shoot" IMRT (a, b and c) or VMAT (d, e and f). The dose in the rectum is decreased by VMAT.*

- de 4 à 6 Gy, de 16 à 23 Gy, de 69 à 73 Gy diminuait (tendance :  $0,05 < p \leq 0,02$ );
- le volume de paroi vésicale recevant :
  - de 20 à 37 Gy diminue (tendance),
  - 25 Gy diminuait significativement;
- les têtes fémorales : les volumes recevant de 21 Gy à 43 Gy diminuaient significativement;
- les volumes de tissus sains recevant :
  - de 26 à 44 Gy et de 72 à 80 Gy diminuaient significativement,
  - de 1 à 21 Gy et de 49 à 60 Gy augmentaient significativement.

**3.1.1.2. Analyse qualitative.** La Fig. 2 présente les distributions de dose dans les différents plans de l'espace et pour les deux techniques de RCMI. Le rectum recevait une dose moindre par technique VMAT.

Les indices de conformation et d'homogénéité sont présentés dans le Tableau 3. Ces indices sont tous plus proches de la valeur idéale avec la technique VMAT qu'avec la technique *step and shoot*. Ces écarts étaient tous significatifs sauf celui du facteur de couverture.

Il n'y avait pas de points chauds, quelle que soit la technique. Les points froids observés dans le volume cible (PTV2) étaient surtout présents dans une zone correspondant au chevauchement des volumes PTV2 et paroi rectale. Le nombre de points froids variait d'un à trois selon les patients, mais est toujours le même en *step and shoot* et en VMAT. Les points froids recevant moins de 95 % de la dose prescrite, soit 76 Gy, correspondaient en moyenne à 5,1 % du volume de PTV2 en *step and shoot* et 4,3 % en VMAT. Les points froids recevant moins de 90 % de la dose prescrite, soit 72 Gy, représentaient en moyenne 0,4 % du volume de PTV2 en *step and shoot* et 1,0 % en VMAT.

### 3.1.2. Critères liés à l'efficacité

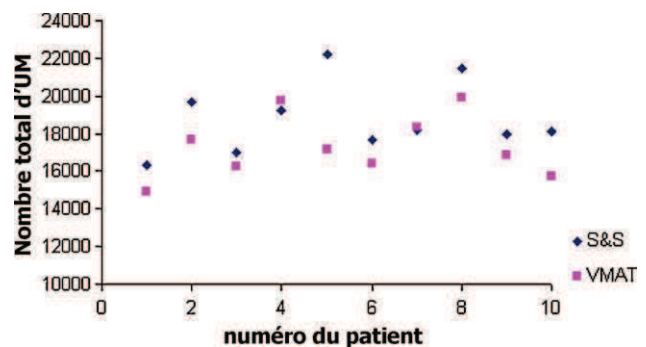
Les critères liés à l'efficacité sont présentés sur la Fig. 3 et le Tableau 4. Le VMAT permettait de diminuer significativement ( $p = 0,01$ ) de 8 % le nombre d'unités moniteur délivrées.

Le temps de calcul était multiplié par quatre pour la technique VMAT par rapport au temps nécessaire pour la technique *step and shoot*. Le temps de calcul total passait en effet de 3 minutes avec la technique *step and shoot* à 13,5 minutes avec la technique VMAT.

Le temps moyen par séance de délivrance de la dose était de quatre minutes avec la technique *step and shoot* et de 1,95 minutes avec la technique VMAT.

### 3.2. Étude comparant RCMI par faisceaux statiques et par arc dans le cas d'une irradiation prostatique avec escalade de dose dans un volume prostatique segmenté par IRM

La Fig. 4 présente la segmentation prostatique sur IRM avec recalage sur scanographie et tomographie conique à l'aide des marqueurs intraprostatiques. Seule l'IRM permet de visualiser la tumeur (véritable volume tumoral macroscopique, GTV). Les marqueurs permettaient de valider la précision du recalage, en vue du calcul sur imagerie scanographique de la distribution de dose. La Fig. 5 montre la distribution de dose par VMAT dans un plan transverse et sagittal, à la fois sur images scanographiques et sur IRM. Les techniques de modulation d'intensité permettaient une escalade de dose jusqu'à 100 Gy dans la tumeur et jusqu'à 90 Gy dans la zone périphérique postérieure, en respectant les contraintes de dose du GETUG dans les organes à risque. Les distributions de dose par RCMI *step and shoot* et VMAT sont présentées et comparées Fig. 6. Par rapport à la technique *step and shoot*, la technique VMAT a permis d'augmenter le  $V_{95\%}$  des volumes cibles prévisionnels cor-



**Fig. 3.** Nombre total d'unités moniteur pour chaque patient, par technique (total des 40 séances).  
*Number of monitor unit delivered for each patient and by each IMRT technique (40 fractions).*



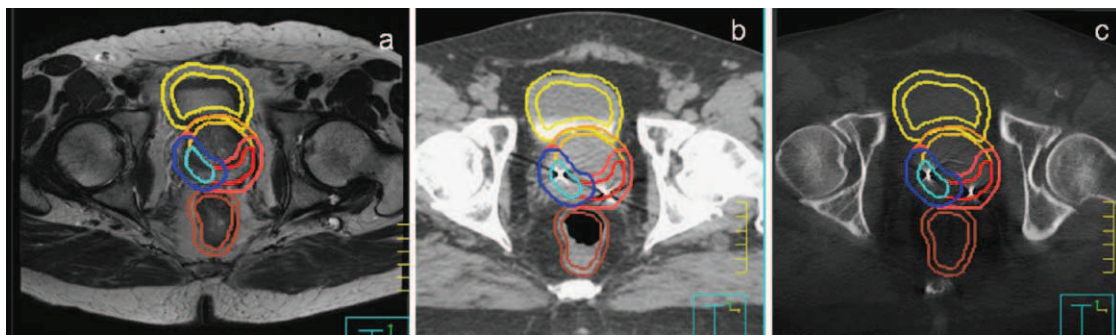
**Tableau 3**  
Indices d'homogénéité et de conformation.  
*Homogeneity and conformation index.*

	Indice d'homogénéité	Indice de conformation NC	Facteur de couverture FC	Nombre de conformations IC	COIN
	Valeur idéale = 0	Valeur idéale = 1	Valeur idéale = 1	Valeur idéale = 1	Valeur idéale = 1
Step and shoot	0,074	1,298	0,945	0,713	0,587
VMAT	0,065	1,150	0,953	0,777	0,652
Test de Wilcoxon <i>p</i>	0,038	0,005	0,514	0,005	0,005

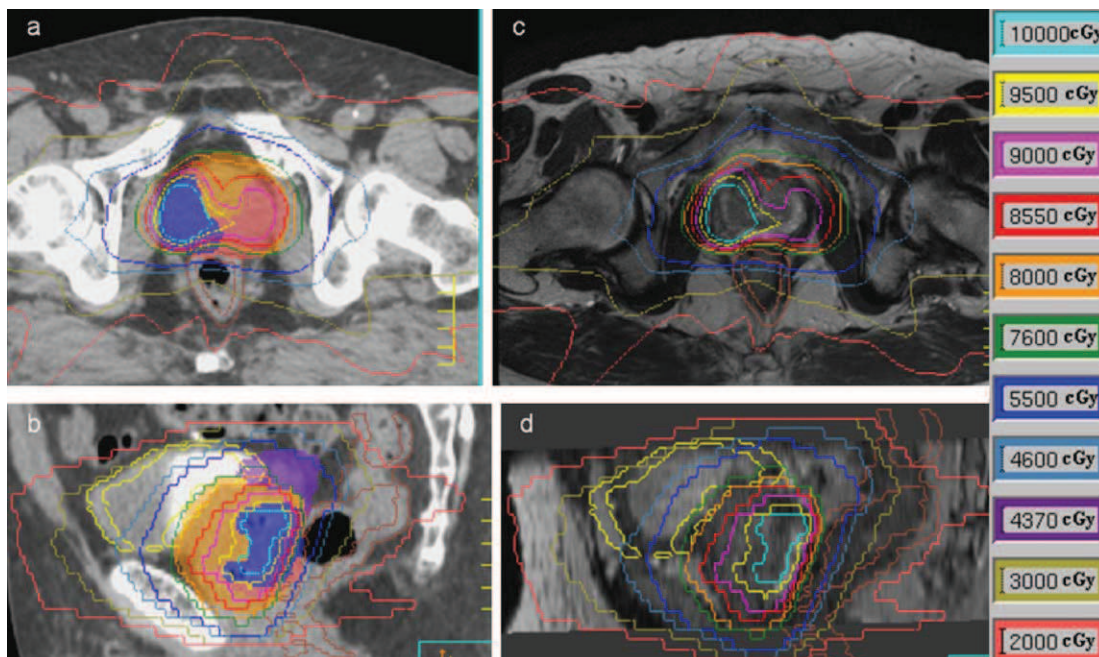
COIN : indice de conformation.

**Tableau 4**  
Nombre moyen d'unités moniteur délivrées selon les techniques.  
*Average number of delivered monitor units by the IMRT techniques.*

	Step and shoot (UM)	VMAT (UM)	Écart relatif (%) $\frac{UM_{VMAT} - UM_{SS}}{UM_{SS}} \times 100$	Test de Wilcoxon ( <i>p</i> )
Phase A	450,4	422,6	-6,17	0,114
Phase B	495,5	445,8	-10,0	0,047
Total 23 × A + 17 × B	18 782,7	17 297,7	-7,91	0,005



**Fig. 4.** Segmentation des structures sur images transverses remnographiques (a) lors de l'étape de définition de la cible, tomодensitométrie (b) lors de l'étape de planification dosimétrique et tomographie conique (c) lors de l'étape de repositionnement de la cible. La prostate a été segmentée : en bleu ciel : la tumeur et en rouge : la zone périphérique postérieure. Le recalage prostatique a été réalisé grâce aux marqueurs intraprostatiques.  
*Segmentation of anatomical structures on MRI (a) for target definition, planning CT (b) for treatment planning and CBCT (c) for target positioning. In light blue: the tumor and in red: the posterior peripheral zone. The prostate registration has been performed thanks to the fiducials.*



**Fig. 5.** Distribution de dose sur images segmentées scanographiques (a et b) et remnographiques (c et d). La tumeur (bleu) reçoit 100 Gy et la zone périphérique postérieure (rose) reçoit 90 Gy. Les contraintes de dose dans les OARs sont respectées.  
*Dose painting on planning CT (a and b) and MRI (c and d). The tumor (blue) receives 100 Gy and the peripheral posterior zone (pink) 90 Gy, while respecting the dose constraints in the critical organs.*

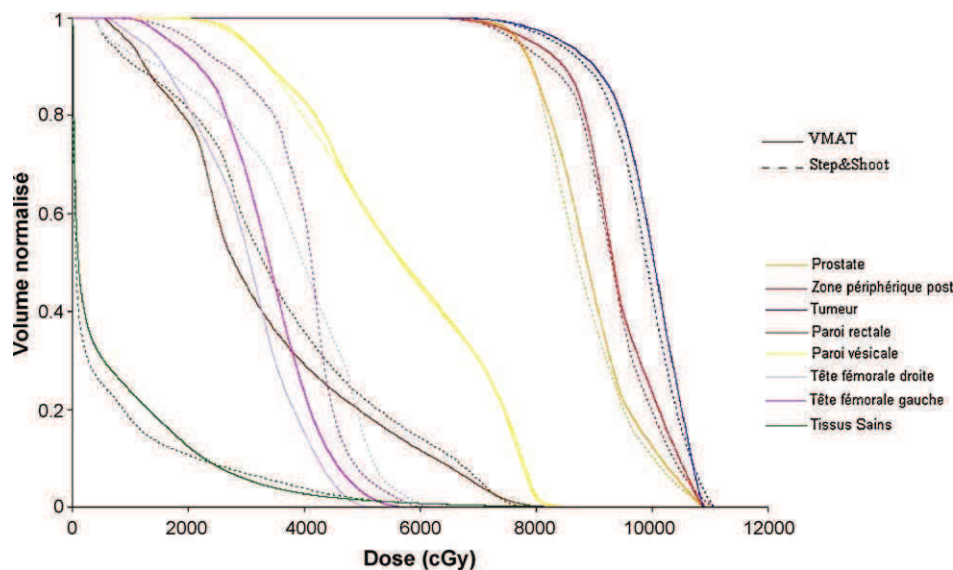


Fig. 6. Histogramme dose–volume pour des plans VMAT et *step and shoot* en cas d'irradiation à haute dose dans des sous-volumes prostatiques segmentés. Dose–volume histogram comparing VMAT and “step and shoot” IMRT planning in case of dose painting in the prostate.

respondant à la prostate, à la zone périphérique postérieure et à la tumeur, de 0,31 %, de 3,02 % et de 7,62 % respectivement, tout en permettant une diminution de 7,52 % de la dose moyenne reçue par la paroi rectale.

#### 4. Discussion

Les deux techniques de RCMI par VMAT et *step and shoot*, mises en œuvre dans notre étude sur un accélérateur Elekta de type Synergy et sur un accélérateur Varian de type Clinac 2100C respectivement, ont donné des distributions de dose très satisfaisantes en cas de haute dose délivrée dans la prostate (> 80 Gy), en accord avec les recommandations du GETUG. L'analyse de points particuliers de l'histogramme dose-volume, correspondant à des recommandations nationales et internationales (GETUG, ICRU), associée à l'analyse par gamme de dose de l'histogramme dose-volume, nous semble intéressante pour justifier de la pertinence ou non de certains écarts dosimétriques. En effet, pour le PTV2, le volume recevant 76 Gy était supérieur en VMAT mais non significatif alors que le volume recevant de 77 à 80 Gy montre un écart significatif en faveur du VMAT. Cela nous permet de conclure que le VMAT permettait de mieux couvrir le volume cible. La comparaison des résultats des deux techniques montre que, pour une homogénéité de la dose légèrement supérieure au volume cible avec le VMAT (augmentation du volume recevant de 77 à 80 Gy et diminution du volume recevant une dose supérieure à la dose prescrite), la technique VMAT permettait une diminution de la dose dans les organes à risque, principalement pour les têtes fémorales et dans une moindre mesure pour la paroi rectale. Ce bénéfice apparaissait variable selon les patients (résultats non détaillés dans l'étude) et dépendait probablement de la configuration spatiale des structures. Ces résultats sont proches de ceux de plusieurs études, menées par Palma et al., par Zhang et al. ou encore par Kjaer-Kristoffersen et al., qui comparaient le VMAT à des techniques de RCMI de type *sliding window* [34,51,71]. Palma et al. ont montré que pour la technique VMAT, par comparaison à la technique de RCMI de type *sliding window* avec une prescription de dose à la prostate seule de 76 Gy, que les volumes de rectum recevant 20 Gy et 70 Gy diminuaient significativement de 8 et 7 % respectivement, les volumes de vessie recevant 20 Gy et 40 Gy ne variaient pas significativement et le volume de tête fémorale recevant 40 Gy diminuait

significativement de 83 % [51]. Dans les études de Zhang et al. et Kjaer-Kristoffersen et al., la RCMI de type *sliding window* tendait à fournir des doses plus importantes au volume cible prévisionnel par rapport au VMAT [34,71]. Cependant les différences étaient très faibles, autour de 1 Gy pour la dose moyenne et la dose reçue par 95 % du volume ou 1 % pour le volume recevant 95 % de la dose pour les données relevées par Zhang et al. [71]. L'amélioration dosimétrique de la technique VMAT ne pourra cependant se traduire cliniquement que si l'image est guidée (IGRT), ce qui permet de réduire les incertitudes liées au mouvement intraprostatique [19]. Cette approche conjuguée est particulièrement cruciale en cas d'escalade de dose dans la prostate. L'expérience clinique (toxicité/contrôle biochimique) des cancers prostatiques traités par VMAT est quasi inexistante ce jour, du fait de la nouveauté de la technique.

La technique VMAT offre un gain de temps majeur, diminution de plus de 50 %, pour la délivrance de la dose au patient. Ce gain de temps, également rapporté dans la littérature, peut se traduire par au moins deux bénéfices : d'une part, une diminution du mouvement prostatique pendant la séance (intrafraction) et donc une amélioration du ciblage tumoral et, d'autre part, un gain économique permettant de traiter un nombre supplémentaire de patients et/ou de réaliser plus d'images de vérification [30,34,50,62,71]. Par ailleurs, le temps de calcul total est multiplié par quatre en VMAT par rapport à la technique *step and shoot*. Cette différence s'explique aisément par l'augmentation du nombre de paramètres à optimiser et donc par la complexité accrue du calcul à réaliser. L'amélioration des performances du matériel en termes de vitesse d'exécution, mais aussi de taille de stockage, les plans VMAT étant considérablement plus volumineux (de 4 à 6 Go) que les plans *step and shoot* (0,7 Go), constitue donc un enjeu majeur aujourd'hui.

Enfin dans notre étude, la technique VMAT délivrait près de 10 % d'unités moniteur en moins par rapport à la modulation d'intensité par faisceaux statiques de type *step and shoot*. Palma et al., Zhang et al., Kjaer-Kristoffersen ont observé respectivement une diminution de 42 %, 55 % et 22 % du nombre d'unités moniteur avec la technique VMAT par rapport à une technique de modulation d'intensité par faisceaux statiques de type *sliding window* dans le cas du cancer de la prostate [34,51,71]. La différence importante entre nos résultats et ceux de ces études s'explique pour deux raisons. La première est que la technique *sliding window* délivre de 15 à 50 % d'unités

moniteur en plus que la technique *step and shoot*, selon la méthode mise en œuvre [2,16]. La seconde est que la planification du *step and shoot* avec le DMPO permet une meilleure optimisation de la position des lames que celle obtenue avec les algorithmes traditionnels. L'augmentation du nombre d'unités moniteur dans les techniques de modulation d'intensité participe à l'augmentation de la dose intégrale reçue par le patient en particulier en dehors du volume cible [39,64]. Or la dose reçue en dehors du volume cible augmente le risque de second cancer [38,40]. Cette question s'avère particulièrement cruciale en pédiatrie [26,35]. De plus, la technique VMAT augmente le volume de tissus sains irradiés dans le volume cible à un faible niveau de dose par rapport à une technique de modulation d'intensité par faisceaux statiques, de même que la RCMI l'augmente par rapport à une technique d'irradiation conformationnelle sans modulation d'intensité [72]. Dans notre étude, le volume de tissus sains recevant 25% de la dose prescrite augmentait de 10%, mais les volumes recevant 50% et 95% de la dose diminuaient respectivement de 21% et 31% (Tableau 2). Ses résultats sont similaires aux résultats trouvés par Zhang et al. [71]. La problématique en termes d'épargne des tissus sains revient donc à choisir de diminuer les fortes doses dans les organes à risque mais au prix d'une augmentation des faibles doses délivrées dans de grands volumes de tissus sains.

Nous avons évalué la technique de RCMI en arc par rapport à une technique RCMI en faisceaux statiques de type *step and shoot*. Des résultats dosimétriques similaires peuvent être attendus dans une étude comparant la RCMI en arc à la RCMI en faisceaux statiques de type *sliding window* puisque de nombreuses études ont démontré le peu de différences existantes entre les distributions de doses obtenues par les techniques de RCMI en faisceaux statiques *step and shoot* et *sliding window* [1,18,24,47].

La technique VMAT doit pouvoir aboutir à des résultats d'autant plus satisfaisants que de nombreux paramètres propres à cette technique ne sont pas encore optimisés. Il s'agit des paramètres balistiques : le nombre d'arcs, la superposition d'arcs de tailles différentes, l'utilisation d'arcs non coplanaires, l'utilisation de différentes énergies des faisceaux sur des portions d'arcs, ou encore des paramètres propres à l'accélérateur et plus particulièrement au collimateur multilame, comme la rotation du collimateur pendant l'irradiation [30,68].

Notre étude a porté sur l'analyse des performances de la technique VMAT par rapport à une technique de modulation d'intensité par faisceaux statiques dans le cas particulier de la prostate. Mais l'évaluation et l'application de la technique VMAT à d'autres localisations constitue une prochaine étape de notre travail. En effet, la technique VMAT sur des localisations diverses comme les tumeurs ORL, les tumeurs du canal anal, les tumeurs du sein, les tumeurs pulmonaires, les tumeurs cérébrales a déjà fait l'objet de nombreuses études qui tendent toutes à considérer le VMAT comme une amélioration des techniques de modulation d'intensité [7,17,25,30,33,42,49,57,62,63].

Nous avons évalué dans un premier temps la capacité du VMAT à délivrer une dose homogène au volume cible. La seconde partie de notre étude a consisté à évaluer sa capacité à délivrer une dose hétérogène au volume cible prostatique, dans un concept de *dose-tumor painting*. La technique VMAT permet une augmentation du  $V_{95\%}$  de 3,65% en moyenne par rapport à la technique *step and shoot*. Ces résultats sont en accord avec l'étude de Shaffer et al. qui montre la capacité du VMAT à irradier une plus grande proportion de volume cible anatomoclinique à forte dose dans une technique de *boost* intraprostatique par rapport à une technique de RCMI de type *sliding window* [56]. Ces caractéristiques du VMAT deviennent particulièrement intéressantes si l'on envisage un schéma d'irradiation hypofractionné pour les adénocarcinomes de la prostate du fait d'un rationnel biologique adapté [9,10,71].

Les nouvelles modalités d'imagerie, en particulier basées sur l'IRM, peuvent donner des informations spatiales sur les caractéristiques biologiques dans un objectif de *dose-tumor painting*. Plusieurs études ont ainsi modélisé la faisabilité d'une forte escale de dose (> 80 Gy) dans des volumes segmentés par IRM ou par TEP [28,53,59].

La technique VMAT constitue une amélioration des techniques de modulation d'intensité existantes à la seule condition que la qualité de sa mise en œuvre soit optimale au niveau de la planification mais aussi au niveau de la réalisation du plan de traitement sur l'accélérateur. Le logiciel de planification utilisé constitue un élément crucial de la chaîne de traitement. La qualité de la distribution de dose et l'efficacité lors de la mise en œuvre de la technique VMAT sont étroitement liées aux performances des algorithmes de calcul de la dose et de l'algorithme utilisé pour l'optimisation des distributions de dose [21,26,27,36]. Le contrôle de qualité de l'accélérateur doit être basé sur des séries de tests similaires à ceux utilisés en technique *step and shoot* : tests de précision et de reproductibilité du positionnement des lames, tests d'uniformité du faisceau durant la délivrance des unités moniteur. À ces tests doivent s'ajouter des tests de stabilité et de cohérence de la dose dans le cas de variations simultanées du bras, du collimateur multilame et du débit de dose [8,22,44]. La cohérence entre la distribution de la dose calculée et la distribution de la dose mesurée doit être validée [32,55,66]. Ces contrôles pour être pertinents doivent respecter les conditions balistiques de traitement, doivent utiliser un fantôme de morphologie proche de celle du patient et doivent utiliser des outils de contrôle permettant de remonter à la distribution de la dose dans les trois dimensions [6,37,43,61].

## 5. Conclusions

Dans le cas d'une irradiation prostatique, la technique VMAT constitue une amélioration des techniques d'irradiation avec modulation d'intensité du fait d'une triple diminution : de la dose délivrée aux organes à risque, du temps de réalisation de l'irradiation et du nombre d'unités moniteur nécessaire. Les conclusions de cette étude nous ont conduits à débiter, en juillet 2009 au centre Eugène-Marquis, la technique VMAT appliquée aux cancers prostatiques sur l'accélérateur Elekta de type Synergy. La mise en œuvre de cette technique était associée à un processus de repositionnement du patient guidé par une tomographie conique (XVI/Elekta), avec ou sans marqueurs intraprostatiques. Par ailleurs, le VMAT est en cours d'évaluation dans les tumeurs ORL pour une application prochaine dans notre département. Il s'agit donc de développer l'utilisation du VMAT à condition de mettre en œuvre des contrôles adaptés et complets pour s'assurer de la constance des performances de l'accélérateur linéaire d'électrons et du collimateur associé. La mise en place d'études nationales prospectives médicoéconomiques est par ailleurs nécessaire pour quantifier le bénéfice de ce traitement.

## Conflit d'intérêt

Aucun.

## Références


- [1] Abate A, Pressello MC, Benassi M, Strigari L. Comparison of IMRT planning with two-step and one-step optimization: a strategy for improving therapeutic gain and reducing the integral dose. *Phys Med Biol* 2009;54:7183–98.
- [2] Alaei P, Higgins PD, Weaver R, Nguyen N. Comparison of dynamic and step-and-shoot intensity-modulated radiation therapy planning and delivery. *Med Dosim* 2004;29:1–6.
- [3] Azria D, Ailleres N, Llacer MC, Hay MH, Dubois JB, Fenoglio P. Conformal intensity modulated radiation therapy for localized prostate cancer: toward a new standard. *Cancer Radiother* 2009;13:409–15.



- [4] 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.
- [5] Beckendorf V, Guerif S, Le PE, Cosset JM, Lefloch O, Chauvet B, et al. The GETUG 70 Gy vs 80 Gy randomized trial for localized prostate cancer: feasibility and acute toxicity. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2004;60:1056–65.
- [6] Bedford JL, Lee YK, Wai P, South CP, Warrington AP. Evaluation of the Delta4 phantom for IMRT and VMAT verification. *Phys Med Biol* 2009;54:N167–76.
- [7] Bedford JL, Nordmark HV, McNair HA, Aitken AH, Brock JE, Warrington AP, et al. Treatment of lung cancer using volumetric modulated arc therapy and image guidance: a case study. *Acta Oncol* 2008;47:1438–43.
- [8] Bedford JL, Warrington AP. Commissioning of volumetric modulated arc therapy (VMAT). *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2009;73:537–45.
- [9] Bentzen SM, Ritter MA. The alpha/beta ratio for prostate cancer: what is it, really? *Radiation Oncol* 2005;76:1–3.
- [10] Brenner DJ, Martinez AA, Edmundson GK, Mitchell C, Thames HD, Armour EP. Direct evidence that prostate tumors show high sensitivity to fractionation (low alpha/beta ratio), similar to late-responding normal tissue. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2002;52:6–13.
- [11] Bzdusek K, Friberger H, Eriksson K, Hardemark B, Robinson D, Kaus M. Development and evaluation of an efficient approach to volumetric arc therapy planning. *Med Phys* 2009;36:2328–39.
- [12] Cahlon O, Hunt M, Zelefsky MJ. Intensity-modulated radiation therapy: supportive data for prostate cancer. *Semin Radiat Oncol* 2008;18:48–57.
- [13] Cahlon O, Zelefsky MJ, Shippy A, Chan H, Fuks Z, Yamada Y, et al. Ultra-high dose (86.4 Gy) IMRT for localized prostate cancer: toxicity and biochemical outcomes. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2008;71:330–7.
- [14] Chauvet I, Gaboriaud G, Pontvert D, Zefkili S, Giraud P, Rosenwald JC, et al. Constraints and dosage for prostate cancer patients treated with conformal radiotherapy and intensity modulated radiation therapy. *Cancer Radiother* 2004;8:337–51.
- [15] Chavaudra J, Bridier A. Definition of volumes in external radiotherapy: ICRU reports 50 and 62. *Cancer Radiother* 2001;5:472–8.
- [16] Chui CS, Chan MF, Yorke E, Spirou S, Ling CC. Delivery of intensity-modulated radiation therapy with a conventional multileaf collimator: comparison of dynamic and segmental methods. *Med Phys* 2001;28:2441–9.
- [17] Clivio A, Fogliata A, Franzetti-Pellanda A, Nicolini G, Vanetti E, Wytenbach R, et al. Volumetric-modulated arc radiotherapy for carcinomas of the anal canal: a treatment planning comparison with fixed field IMRT. *Radiation Oncol* 2009;92:118–24.
- [18] Cozzi L, Fogliata A, Bolsi A, Nicolini G, Bernier J. Three-dimensional conformal vs. intensity-modulated radiotherapy in head-and-neck cancer patients: comparative analysis of dosimetric and technical parameters. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2004;58:617–24.
- [19] de Crevoisier, Garcia R, Louvel G, Marguet M, Lafond C, Bodez V. Cone beam CT based image guided radiotherapy: implementation and clinical use. *Cancer Radiother* 2009;13:482–9.
- [20] Dearnaley DP, Sydes MR, Graham JD, Aird EG, Bottomley D, Cowan RA, et al. Escalated-dose versus standard-dose conformal radiotherapy in prostate cancer: first results from the MRC RT01 randomised controlled trial. *Lancet Oncol* 2007;8:475–87.
- [21] Dobler B, Lorenz F, Wertz H, Polednik M, Wolff D, Steil V, et al. Intensity-modulated radiation therapy (IMRT) with different combinations of treatment-planning systems and linacs: issues and how to detect them. *Strahlenther Onkol* 2006;182:481–8.
- [22] 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.
- [23] Feuvret L, Noel G, Nauraye C, Garcia P, Mazeron J. Conformal index and radiotherapy. *Cancer Radiother* 2004;8:108–19.
- [24] Fogliata A, Bolsi A, Cozzi L. Comparative analysis of intensity modulation inverse planning modules of three commercial treatment planning systems applied to head and neck tumour model. *Radiation Oncol* 2003;66:29–40.
- [25] Fogliata A, Clivio A, Nicolini G, Vanetti E, Cozzi L. Intensity modulation with photons for benign intracranial tumours: a planning comparison of volumetric single arc, helical arc and fixed gantry techniques. *Radiation Oncol* 2008;89:254–62.
- [26] Fogliata A, Nicolini G, Alber M, Asell M, Clivio A, Dobler B, et al. On the performances of different IMRT Treatment Planning Systems for selected paediatric cases. *Radiat Oncol* 2007;2:7.
- [27] Fogliata A, Vanetti E, Albers D, Brink C, Clivio A, Knoos T, et al. On the dosimetric behaviour of photon dose calculation algorithms in the presence of simple geometric heterogeneities: comparison with Monte Carlo calculations. *Phys Med Biol* 2007;52:1363–85.
- [28] Fonteyne V, Villeirs G, Speleers B, De NW, De WC, Lumen N, et al. Intensity-modulated radiotherapy as primary therapy for prostate cancer: report on acute toxicity after dose escalation with simultaneous integrated boost to intraprostatic lesion. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2008;72:799–807.
- [29] Galvin JM, Chen XG, Smith RM. Combining multileaf fields to modulate fluence distributions. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1993;27:697–705.
- [30] Guckenberger M, Richter A, Krieger T, Wilbert J, Baier K, Flentje M. Is a single arc sufficient in volumetric-modulated arc therapy (VMAT) for complex-shaped target volumes? *Radiation Oncol* 2009;93(2):259–65.
- [31] Hardemark B, Liander A, Reh binder H, Löf J. P3IMRT® Direct machine parameter optimization. Philips White Paper No. 4535 983 02483, 2004.
- [32] Haga A, Nakagawa K, Shiraiishi K, Itoh S, Terahara A, Yamashita H, et al. Quality assurance of volumetric modulated arc therapy using Elekta Synergy. *Acta Oncol* 2009;48:1193–7.
- [33] Johansen S, Cozzi L, Olsen DR. A planning comparison of dose patterns in organs at risk and predicted risk for radiation induced malignancy in the contralateral breast following radiation therapy of primary breast using conventional, IMRT and volumetric modulated arc treatment techniques. *Acta Oncol* 2009;48:495–503.
- [34] Kjaer-Kristoffersen F, Ohlhues L, Medin J, Korreman S. RapidArc volumetric modulated therapy planning for prostate cancer patients. *Acta Oncol* 2009;48:227–32.
- [35] Klein EE, Maserang B, Wood R, Mansur D. Peripheral doses from pediatric IMRT. *Med Phys* 2006;33:2525–31.
- [36] Knoos T, Wieslander E, Cozzi L, Brink C, Fogliata A, Albers D, et al. Comparison of dose calculation algorithms for treatment planning in external photon beam therapy for clinical situations. *Phys Med Biol* 2006;51:5785–807.
- [37] Korreman S, Medin J, Kjaer-Kristoffersen F. Dosimetric verification of RapidArc treatment delivery. *Acta Oncol* 2009;48:185–91.
- [38] Kry SF, Followill D, White RA, Stovall M, Kuban DA, Salehpour M. Uncertainty of calculated risk estimates for secondary malignancies after radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2007;68:1265–71.
- [39] Kry SF, Salehpour M, Followill DS, Stovall M, Kuban DA, White RA, et al. Out-of-field photon and neutron dose equivalents from step-and-shoot intensity-modulated radiation therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2005;62:1204–16.
- [40] Kry SF, Salehpour M, Followill DS, Stovall M, Kuban DA, White RA, et al. The calculated risk of fatal secondary malignancies from intensity-modulated radiation therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2005;62:1195–203.
- [41] Kuban DA, Tucker SL, Dong L, Starkschall G, Huang EH, Cheung MR, et al. Long-term results of the M.D. Anderson randomized dose-escalation trial for prostate cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2008;70:67–74.
- [42] Lagerwaard FJ, van der Hoorn EA, Verbakel WF, Haasbeek CJ, Slotman BJ, Senan S. Whole-brain radiotherapy with simultaneous integrated boost to multiple brain metastases using volumetric modulated arc therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2009;75:253–9.
- [43] Letourneau D, Publicover J, Kozelka J, Moseley DJ, Jaffray DA. Novel dosimetric phantom for quality assurance of volumetric modulated arc therapy. *Med Phys* 2009;36:1813–21.
- [44] 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.
- [45] Liu YM, Shiau CY, Lee ML, Huang PL, Hsieh CM, Chen PH, et al. The role and strategy of IMRT in radiotherapy of pelvic tumors: dose escalation and critical organ sparing in prostate cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2007;67:1113–23.
- [46] Lomax NJ, Scheib SG. Quantifying the degree of conformity in radiosurgery treatment planning. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2003;55:1409–19.
- [47] Longobardi B, De ME, Fiorino C, Dell'oca I, Broggi S, Cattaneo GM, et al. Comparing 3DCRT and inversely optimized IMRT planning for head and neck cancer: equivalence between step-and-shoot and sliding window techniques. *Radiation Oncol* 2005;77:148–56.
- [48] Luo C, Yang CC, Narayan S, Stern RL, Perks J, Goldberg Z, et al. Use of benchmark dose-volume histograms for selection of the optimal technique between three-dimensional conformal radiation therapy and intensity-modulated radiation therapy in prostate cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2006;66:1253–62.
- [49] Nicolini G, Clivio A, Fogliata A, Vanetti E, Cozzi L. Simultaneous integrated boost radiotherapy for bilateral breast: a treatment planning and dosimetric comparison for volumetric modulated arc and fixed field intensity modulated therapy. *Radiat Oncol* 2009;4:27.
- [50] Otto K. Volumetric modulated arc therapy: IMRT in a single gantry arc. *Med Phys* 2008;35:310–7.
- [51] Palma D, Vollans E, James K, Nakano S, Moiseenko V, Shaffer R, et al. Volumetric modulated arc therapy for delivery of prostate radiotherapy: comparison with intensity-modulated radiotherapy and three-dimensional conformal radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2008;72:996–1001.
- [52] Peeters ST, Heemsbergen WD, Koper PC, van Putten WL, Slot A, Dielwart MF, et al. Dose-response in radiotherapy for localized prostate cancer: results of the Dutch multicenter randomized phase III trial comparing 68 Gy of radiotherapy with 78 Gy. *J Clin Oncol* 2006;24:1990–6.
- [53] Pinkawa M, Attieh C, Piroth MD, Holy R, Nussen S, Klotz J, et al. Dose-escalation using intensity-modulated radiotherapy for prostate cancer - Evaluation of the dose distribution with and without (18)F-choline PET-CT detected simultaneous integrated boost. *Radiation Oncol* 2009;93(2):213–9.
- [54] Pollack A, Zagars GK, Smith LG, Lee JJ, von Eschenbach AC, Antolak JA, et al. Preliminary results of a randomized radiotherapy dose-escalation study comparing 70 Gy with 78 Gy for prostate cancer. *J Clin Oncol* 2000;18:3904–11.
- [55] Schreiber E, Schreiber E, Dhakaan A, Dhakaan A, Elder E, Elder E, et al. Patient-specific quality assurance method for VMAT treatment. *Med Phys* 2009;36:4530–5.
- [56] Shaffer R, Morris WJ, Moiseenko V, Welsh M, Crumley C, Nakano S, et al. Volumetric modulated Arc therapy and conventional intensity-modulated radiotherapy for simultaneous maximal intraprostatic boost: a planning comparison study. *Clin Oncol (R Coll Radiol)* 2009;21:401–7.
- [57] Shaffer R, Nichol AM, Vollans E, Fong M, Nakano S, Moiseenko V, et al. A comparison of volumetric modulated arc therapy and conventional intensity-

- modulated radiotherapy for frontal and temporal high-grade gliomas. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2010;76(4):1177–84.
- [58] Shaw E, Kline R, Gillin M, Souhami L, Hirschfeld A, Dinapoli R, et al. Radiosurgery quality assurance guidelines. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1993;27:1231–9.
- [59] van Lin EN, Futterer JJ, Heijmink SW, van d V, Hoffmann AL, van KP, et al. IMRT boost dose planning on dominant intraprostatic lesions: gold marker-based three-dimensional fusion of CT with dynamic contrast-enhanced and 1H-spectroscopic MRI. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2006;65:291–303.
- [60] Van't RA, Mak AC, Moerland MA, Elders LH, van der ZW. A conformation number to quantify the degree of conformality in brachytherapy and external beam irradiation: application to the prostate. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1997;37:731–6.
- [61] Van EA, Clermont C, Devillers M, Iori M, Huyskens DP. On-line quality assurance of rotational radiotherapy treatment delivery by means of a 2D ion chamber array and the Octavius phantom. *Med Phys* 2007;34:3825–37.
- [62] Vanetti E, Clivio A, Nicolini G, Fogliata A, Ghosh-Laskar S, Agarwal JP, et al. Volumetric modulated arc radiotherapy for carcinomas of the oro-pharynx, hypo-pharynx and larynx: a treatment planning comparison with fixed field IMRT. *Radiother Oncol* 2009;92:111–7.
- [63] Verbakel WF, Cuijpers JP, Hoffmans D, Bieker M, Slotman BJ, Senan S. Volumetric intensity-modulated arc therapy vs. conventional IMRT in head-and-neck cancer: a comparative planning and dosimetric study. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2009;74:252–9.
- [64] Verellen D, Vanhavere F. Risk assessment of radiation-induced malignancies based on whole-body equivalent dose estimates for IMRT treatment in the head and neck region. *Radiother Oncol* 1999;53:199–203.
- [65] Webb S. Optimization by simulated annealing of three-dimensional, conformal treatment planning for radiation fields defined by a multileaf collimator: II. Inclusion of two-dimensional modulation of the x-ray intensity. *Phys Med Biol* 1992;37:1689–704.
- [66] Yoda K, Nakagawa K, Shiraishi K, Okano Y, Ohtomo K, Pellegrini RG. Dose verification of intensity-modulated arc therapy using an ERGO++ treatment planning system and Elekta internal multileaf collimators for prostate cancer treatment. *Br J Radiol* 2009;82:328–31.
- [67] Yu CX. Intensity-modulated arc therapy with dynamic multileaf collimation: an alternative to tomotherapy. *Phys Med Biol* 1995;40:1435–49.
- [68] Yu CX, Li XA, Ma L, Chen D, Naqvi S, Shepard D, et al. Clinical implementation of intensity-modulated arc therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2002;53:453–63.
- [69] Zelefsky MJ, Fuks Z, Hunt M, Lee HJ, Lombardi D, Ling CC, et al. High dose radiation delivered by intensity modulated conformal radiotherapy improves the outcome of localized prostate cancer. *J Urol* 2001;166:876–81.
- [70] Zelefsky MJ, Fuks Z, Hunt M, Yamada Y, Marion C, Ling CC, et al. High-dose intensity modulated radiation therapy for prostate cancer: early toxicity and biochemical outcome in 772 patients. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2002;53:1111–6.
- [71] Zhang P, Happersett L, Hunt M, Jackson A, Zelefsky M, Mageras G. Volumetric modulated arc therapy: planning and evaluation for prostate cancer cases. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2010;76(5):1456–62.
- [72] Zietman AL, DeSilvio ML, Slater JD, Rossi Jr CJ, Miller DW, Adams JA, et al. Comparison of conventional-dose vs high-dose conformal radiation therapy in clinically localized adenocarcinoma of the prostate: a randomized controlled trial. *JAMA* 2005;294:1233–9.



Disponible en ligne sur  
 ScienceDirect  
www.sciencedirect.com

Elsevier Masson France  
  
www.em-consulte.com



Mise au point

## Quelle RCMI ? Du « step and shoot » au VMAT : point de vue du physicien

### Which IMRT? From “step and shoot” to VMAT: Physicist point of view

C. Lafond<sup>a,\*,b,c</sup>, F. Jouyaux<sup>a</sup>, J. Bellec<sup>a</sup>, O. Henry<sup>a</sup>, M. Perdrieux<sup>a</sup>, E. Chajon<sup>a</sup>, É. Le Prisé<sup>a</sup>,  
R. de Crevoisier<sup>a,b,c</sup>, J.-P. Manens<sup>a,b,c</sup>

<sup>a</sup> Centre Eugène-Marquis, rue de La-Bataille-Flandres-Dunkerque, CS 44229, 35042 Rennes cedex, France

<sup>b</sup> Inserm, U642, 35000 Rennes, France

<sup>c</sup> Université de Rennes 1, LTSI, 35000 Rennes, France

#### INFO ARTICLE

Historique de l'article :

Disponible sur Internet le xxx

Mots clés :

Modulation d'intensité

VMAT

Dosimétrie

Contrôle qualité

Keywords:

Intensity modulated radiotherapy

VMAT

Dosimetry

Quality control

#### RÉSUMÉ

La radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité des faisceaux (RCMI) est incontournable pour avoir une bonne conformation de la distribution de dose au volume cible dans le cas de cibles concaves. Aujourd'hui, les techniques de modulation d'intensité sur les accélérateurs linéaires d'électrons peuvent être divisées en deux groupes : les techniques utilisant des faisceaux stationnaires, appelées techniques « step and shoot » et « sliding window », et les techniques utilisant un déplacement continu de la source de rayonnement autour de l'isocentre selon un ou plusieurs arcs, appelées IMAT pour « intensity modulated arc therapy » et VMAT pour « volumetric modulated arc therapy ». Nous discutons des contraintes imposées pour la mise en œuvre d'une technique de RCMI depuis sa planification dosimétrique jusqu'à sa réalisation. Nous analysons les performances comparées entre *step and shoot* et VMAT sur le plan de la qualité de la distribution de dose, de l'efficacité et du temps de réalisation du traitement. Nous décrivons les contrôles de qualité à mettre en œuvre ainsi que les méthodes d'analyse et de suivi des performances. Le VMAT fournit généralement des distributions de dose similaires à celles obtenues par RCMI utilisant des faisceaux stationnaires. Le VMAT permet de diminuer le temps de délivrance du traitement à moins de cinq minutes et de diminuer le nombre d'unités moniteur. Toutefois, le VMAT est une technique de RCMI plus difficile à maîtriser qu'une technique de type *step and shoot* compte tenu du nombre important de paramètres variables.

© 2010 Société française de radiothérapie oncologique (SFRO). Publié par Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés.

#### ABSTRACT

Intensity-modulated radiation therapy (IMRT) is essential to have a dose distribution matching with the planning target volume (PTV) in case of concave-shape target. Today IMRT delivery techniques with linear accelerator can be divided into two classes: techniques with fixed gantry, called “step and shoot” (S&S) and “sliding window” (SW), and rotational techniques, called intensity modulated arc therapy (IMAT) and volumetric modulated arc therapy (VMAT). We discuss about constraints for IMRT implementation from dosimetric planning to treatment delivery. We compare S&S and VMAT performances concerning dose distribution quality, efficiency and delivery time. We describe quality controls that must be implemented and the methods for analysis and follow-up performances. VMAT tends to yield similar dose distribution to IMRT with fixed gantry. VMAT also decreases monitor units as well as treatment delivery time to less than 5 minutes. However, VMAT is an IMRT technique more difficult to master than S&S technique because there are more variable parameters.

© 2010 Société française de radiothérapie oncologique (SFRO). Published by Elsevier Masson SAS. All rights reserved.

## 1. Introduction

En radiothérapie, les volumes cibles sont assez communément de forme concave avec souvent une proximité d'organes à risque [6]. La combinaison de plusieurs faisceaux uniformes ou modifiés

\* Auteur correspondant.

Adresse e-mail : c.lafond@rennes.fnclcc.fr (C. Lafond).

par la présence d'un « filtre en coin », conduisait à la réalisation de distributions de dose convexes (pour les fortes valeurs de doses) ; la réalisation de l'irradiation de volumes de forme concave ou proches d'organes à risque conduisait à surdoser des organes à risque ou des tissus sains dans les concavités. Brahme et al. ont montré dès le début des années 1980 le potentiel énorme de faisceaux qui ne seraient plus homogènes mais modulés en intensité pour le traitement de volumes concaves ou proches d'organes à risque à éviter, potentiel totalement vérifié aujourd'hui [3,8]. Les techniques de radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité des faisceaux (RCMI) sur les accélérateurs linéaires d'électrons sont de plusieurs types et peuvent aujourd'hui être divisées en deux groupes :

- les techniques utilisant des faisceaux stationnaires, appelées techniques « step and shoot » et « sliding window » ;
- les techniques utilisant un déplacement continu de la source de rayonnement autour de l'isocentre selon un ou plusieurs arcs, appelées IMAT pour « intensity modulated arc therapy » et VMAT pour « volumetric modulated arc therapy ». Les techniques de RCMI utilisant une rotation de la source de 360° sont parfois appelées techniques de cyclothérapie avec modulation d'intensité.

Après un bref rappel des techniques de RCMI, nous présentons les contraintes liées à la mise en œuvre de la modulation d'intensité, de sa planification dosimétrique à la réalisation du traitement y compris les aspects de contrôle qualité. Nous discutons les performances comparées des techniques *sliding window* et VMAT.

## 2. Rappel des techniques de modulation d'intensité disponibles sur les accélérateurs linéaires d'électrons

### 2.1. RCMI par faisceaux stationnaires

La RCMI par faisceaux stationnaires utilise les lames du collimateur multilames pour moduler le profil d'intensité de chaque faisceau. Le bras de l'accélérateur reste fixe pendant l'irradiation ; en général de cinq à neuf faisceaux avec différents angles d'incidence convergents vers un même point sont utilisés. Le nombre de faisceaux est fonction du niveau des contraintes de doses imposées au volume cible prévisionnel (PTV), aux organes à risque et aux tissus sains au voisinage de la tumeur. Plus les volumes cibles présentent une ou des concavités importantes et une proximité des organes à risque, plus le nombre de faisceaux nécessaires pour réaliser une bonne conformation de la distribution de dose au volume cible augmente. Par exemple, dans le cas d'une RCMI de la prostate, cinq faisceaux modulés quasiment également répartis permettent une bonne conformation de la dose au volume cible et une bonne épargne des organes à risque, l'augmentation du nombre de faisceaux n'apportant pas d'amélioration majeure (Fig. 1). En revanche, dans le cas d'une RCMI d'une paroi thoracique de forte concavité et de la chaîne mammaire interne irradiée pour un cancer du sein, 12 faisceaux modulés répartis sur un demi-arc sont nécessaires pour obtenir une bonne homogénéité de la dose au volume cible et une protection du poumon homolatéral et du cœur (Fig. 1).

#### 2.1.1. Technique de type « step and shoot »

En RCMI de type *step and shoot*, l'irradiation se fait de manière séquentielle pour chaque faisceau stationnaire : entre deux irradiations successives les lames du collimateur se déplacent pour définir une nouvelle forme de champ à laquelle est associé un certain nombre d'unités moniteur (UM) à délivrer. Le champ d'irradiation est décomposé en segments d'irradiation dont le nombre est fonction des contraintes de modulation du faisceau, de 2 à 20 segments par faisceau généralement [5,7].

#### 2.1.2. Technique type « sliding window »

En RCMI de type *sliding window*, l'irradiation se fait en continu simultanément au déplacement continu des lames. Les lames partent d'une situation de fermeture totale du collimateur d'un côté du champ puis un balayage en continu des lames est réalisé pour arriver à une situation de fermeture totale du collimateur de l'autre côté du champ [13,32].

### 2.2. RCMI par une technique d'arcthérapie ou de cyclothérapie

L'arcthérapie avec modulation d'intensité, appelée IMAT, a été introduite par Yu en 1995 [34]. Cette technique associe initialement à la rotation continue du bras un mouvement continu des lames du collimateur. La technique IMAT a ensuite évolué par l'augmentation du nombre de paramètres variables : déplacement à vitesse variable des lames, déplacement en rotation de la source à vitesse variable, variation du débit de dose et rotation du collimateur. En 2008, Otto a introduit le terme VMAT pour nommer cette nouvelle technique de modulation d'intensité [26]. La technique VMAT est aujourd'hui implémentée par les constructeurs sur les accélérateurs linéaires d'électrons ; elle est appelée VMAT pour les accélérateurs de la marque Elekta™ et RapidArc® pour les accélérateurs de la marque Varian™.

### 2.3. RCMI et radiothérapie guidée par l'image (IGRT)

L'amélioration dosimétrique des techniques de modulation d'intensité ne pourra cependant se traduire cliniquement que si l'on associe cette dernière à la radiothérapie guidée par l'image (IGRT), qui permet de réduire les incertitudes liées aux mouvements et aux déformations des volumes cibles [9,14]. La modalité et la fréquence des contrôles du positionnement du patient par l'image sont à adapter en fonction de chaque localisation tumorale et font l'objet d'études randomisées, par exemple le programme de Soutien aux techniques innovantes et coûteuses radiothérapie guidée par l'image (Stic-IGRT) dans les cancers de la prostate. La dose générée par ces images doit être mesurée et prise en compte dans le traitement du patient. La dose due à une image bidimensionnelle par faisceau de haute énergie (MV) est d'environ 1 à 5 cGy à l'isocentre. Elle est d'environ 1 à 3 mGy à l'entrée pour une image bidimensionnelle par faisceau de basse énergie (kV). La dose due à une tomographie conique (*cone beam CT*) dépend des protocoles d'acquisition, elle varie de 16 à 80 mGy à l'isocentre selon Murphy et al. [25].

## 3. RCMI : de la planification dosimétrique à la réalisation du traitement

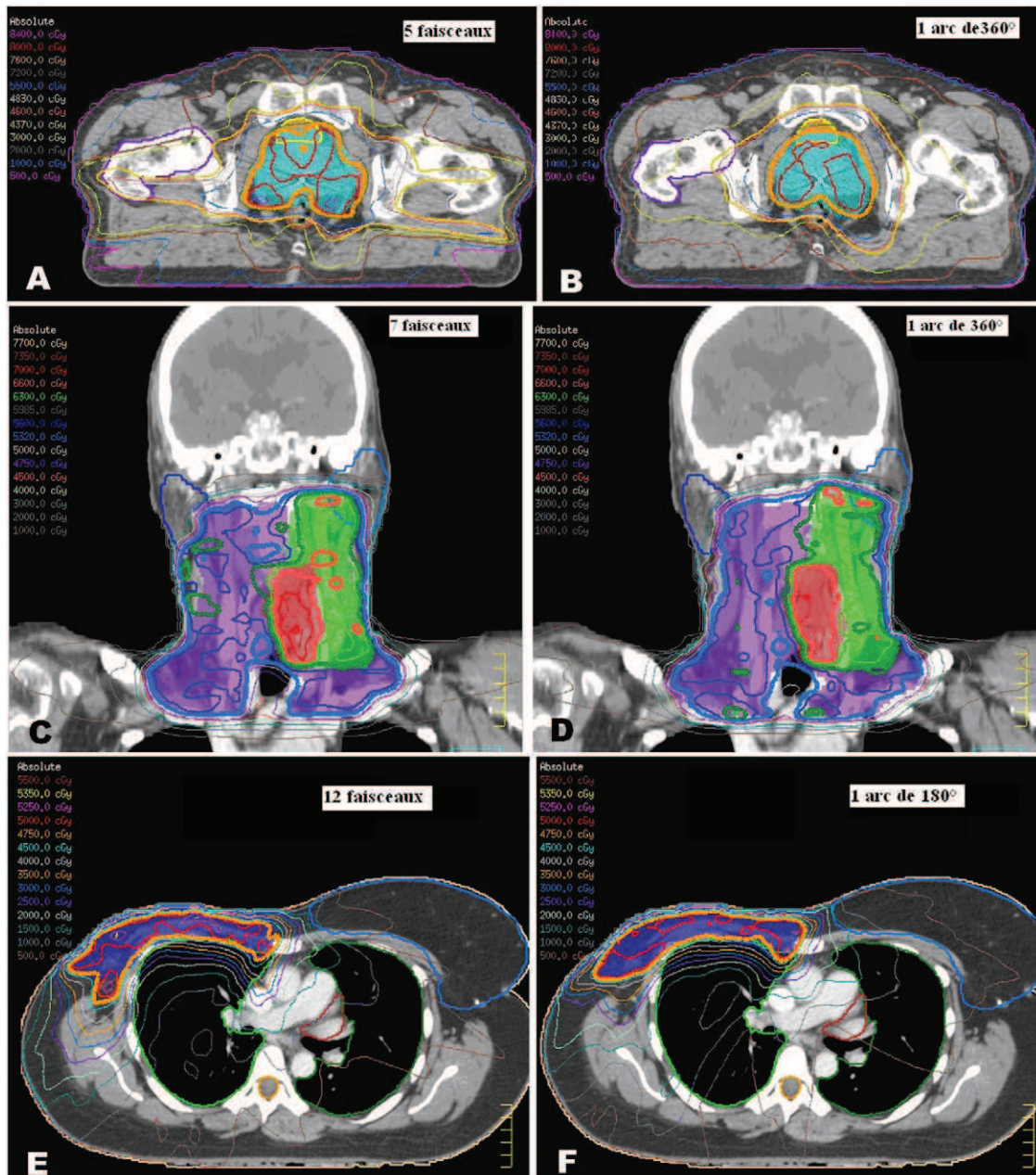
La qualité de la RCMI dépend des performances de chaque élément de la chaîne de traitement ; en pratique on juge de la qualité d'une technique de RCMI sur trois aspects : qualité de la distribution de dose, efficacité et temps de réalisation. Deux éléments de la chaîne ont un rôle clé : les logiciels équipant le système de planification de la dose (TPS) qui définissent les paramètres machines nécessaires à la modulation en intensité des faisceaux et les caractéristiques du collimateur multilames équipant l'accélérateur.

### 3.1. Planification dosimétrique du traitement

#### 3.1.1. Modélisation des faisceaux de photon produits par l'accélérateur linéaire d'électrons

Les techniques de modulation d'intensité nécessitent un complément aux données expérimentales relatives aux faisceaux de photons ayant servi à la validation du modèle de calcul du système de planification de la dose pour les techniques conformationnelles sans modulation d'intensité :





**Fig. 1.** Distribution de dose correspondant à la technique *step and shoot* (A, C, E) et au « volumetric modulated arc therapy » (VMAT) (B, D, F) pour trois localisations : A, B. Prostate. C, D. ORL avec *boost* intégré. E, F. Paire avec chaîne mammaire interne.

- description de la dose sur l'axe et profils de dose pour des faisceaux de petites dimensions (généralement jusqu'à  $1 \times 1 \text{ cm}^2$ ) sur un plan qualitatif et quantitatif ;
- mesure des profils de dose à grandes distances des limites géométriques des faisceaux ;
- description précise de la géométrie du collimateur multilames (épaisseur, forme, arrondi des extrémités des lames, position dans la tête de l'accélérateur) et des caractéristiques dosimétriques du collimateur multilames (transmission sous les lames et interlames, pénombre) ;
- contraintes de déplacement des lames : position au-delà de l'axe, interdigitation, limites de position des lames, d'un banc de lames par rapport à l'autre et des mâchoires associées, vitesse de déplacement, etc. ;
- et pour le VMAT : vitesse minimale et maximale du bras, gamme de variation du débit de dose et limites de variation par degré d'arc, etc.

La prise en compte précise de l'effet du collimateur multilames sur le faisceau est primordiale pour les techniques de modulation d'intensité.

### 3.1.2. Évolution du matériel informatique

La mise en place de la RCMi nécessite une évolution de l'ensemble des systèmes informatiques : station de travail du système de planification de la dose, système d'enregistrement et de vérification des paramètres (*Record and Verify* : R&V), système réseau, système d'archivage des données.

Dans le système de planification de la dose, la taille des fichiers liés à la planification dosimétrique pour un patient type passe d'environ 200 Mo pour un traitement sans modulation d'intensité à environ 750 Mo et 1 Go pour des *step and shoot* et VMAT respectivement (les chiffres donnés tiennent compte des plans nécessaires pour le contrôle qualité des plans de traitement). Le nombre de paramètres faisceaux à définir et donc à optimiser augmente

**Tableau 1**

Relevés dosimétriques moyens (pour dix patients) des plans « step and shoot » et VMAT et écart relatif pour des irradiations de la prostate.

Valeurs moyennes	Step and shoot	VMAT	Écart relatif (%) $\frac{X_{VMAT} - X_{SRS}}{X_{SRS}} \times 100$	Test de Wilcoxon (p)
<i>PTV2 (prostate) (Gy)</i>				
Dmin = D98 %	74,6	73,8	-1,0	0,015
Dmax = D2 %	82,5	81,6	-1,0	0,005
Dose moyenne	79,4	79,4	+0,1	0,275
V95 % (%)	93,8	95,3	+1,6	0,26
<i>Paroi rectale (Gy)</i>				
Dmax = D2 %	76,7	76,5	-0,3	0,33
Dose moyenne	39,2	37,9	-3,4	0,005
V95 % (%)	4,6	2,9	-38,1	0,203
<i>Paroi vésicale (Gy)</i>				
Dmax = D2 %	79,8	79,9	+0,1	0,611
Dose moyenne	35,5	35,1	-1,4	0,314
V95 % (%)	13,72	13,1	-4,4	0,646
<i>Tête fémorale droite (Gy)</i>				
Dmax = D2 %	46,9	45,3	-3,3	0,594
Dose moyenne	34,1	27,0	-20,9	0,007
<i>Tête fémorale gauche (Gy)</i>				
Dmax = D2 %	47,7	45,3	-5,1	0,285
Dose moyenne	35,3	27,4	-22,5	0,007
<i>Tissus sains (%)</i>				
V25 %	13,7	15,1	+10,3	0,007
V50 %	4,9	3,9	-21,4	0,005
V95 %	0,2	0,1	-31,0	0,005

VMAT : volumetric modulated arc therapy ; PTV : volume cible prévisionnel ; Vx% : volume recevant x % de la dose prescrite ; Dx% : dose reçue par x % du volume.

considérablement du *step and shoot* au VMAT. L'évolution du matériel informatique est généralement indispensable pour garder des temps de calcul performants et donc adaptés à une utilisation en pratique quotidienne. À titre d'exemple pour l'optimisation inverse d'un cas de cancer de la prostate, le temps de calcul total passe de trois minutes avec la technique *step and shoot* à 13,5 minutes avec la technique VMAT pour le système de planification de la dose Pinnacle® version 9.0m de la société Philips® sur une station de travail Philips 810x, INTEL Quadruple Cœur (Xeon) 2.8 GHz, avec une mémoire vive de 16 Go.

Par ailleurs l'association du guidage par l'image et des techniques de RCMI génère une augmentation importante du volume de fichiers associés au patient. Sur les stations des imageurs iView et XVI, associés à l'accélérateur de la société Elekta, un contrôle par deux clichés orthogonaux correspond à 2 Mo par image et un contrôle par tomographie conique à 300 Mo.

### 3.1.3. Qualité des plans de traitement

En raison du nombre de paramètres variables, les techniques VMAT possèdent une capacité de modulation de la fluence du faisceau supérieure à celle des techniques de RCMI par faisceaux stationnaires. De ce fait, la qualité des traitements de type VMAT, en termes de conformation de la dose au volume cible et efficacité, doit être au moins aussi bonne qu'avec une technique de type *step and shoot* ou *sliding window* lorsque bien sûr la localisation le justifie. Si ce n'est pas le cas, c'est généralement que l'un des éléments de la chaîne n'est pas optimal.

#### 3.1.3.1. Conformation de la distribution de dose au volume cible.

De nombreuses études dosimétriques comparent les techniques de type VMAT à celles de type RCMI par faisceaux stationnaires ; leurs conclusions sont hétérogènes ce qui s'explique notamment par le fait que ces études sont relatives à des chaînes de traitement différentes. Dans le cas du traitement de la prostate, Weber et al. ont montré que le VMAT améliorait la couverture du volume cible prévisionnel et diminuait le volume de rectum et de vessie recevant des doses intermédiaires (35 Gy) [36]. De nombreux auteurs ont montré que le VMAT permettait de mieux épargner les organes à risque

avec une même dose au volume cible pour différentes localisations [12,22,28–30]. Cependant, d'autres équipes comme celle de Zhang ou celle de Kjaer-Kristoffersen ont respectivement observé une diminution de la couverture du volume cible et une diminution de l'homogénéité de la dose au volume cible avec la technique VMAT par comparaison aux techniques par faisceaux stationnaires [22,36].

La Fig. 1 nous montre le potentiel de la modulation d'intensité *step and shoot* et VMAT pour la réalisation de distribution de dose concave pour trois localisations de géométries différentes : prostate, sphère ORL avec *boost* intégré et paroi avec irradiation de la chaîne mammaire interne. Les Tableaux 1 et 2 nous renseignent sur les valeurs de certains points particuliers de l'histogramme dose-volume et leurs écarts pour les techniques de RCMI *step and shoot* et VMAT de la sphère ORL et de la prostate.

3.1.3.2. Dose aux tissus sains. L'augmentation des portes d'entrée des faisceaux avec la technique VMAT entraîne une augmentation du volume de patient recevant des faibles doses ( $\leq 25\%$  de la dose prescrite) au regard de la zone de traitement par comparaison aux doses délivrées avec les techniques de RCMI par faisceaux stationnaires [36]. Mais les techniques VMAT permettent de diminuer le volume de patient recevant des doses intermédiaires (50% de la dose prescrite) et élevées (95% de la dose prescrite). Les Fig. 2 et 3 et les Tableaux 1 et 2 nous permettent d'observer ces écarts sur deux localisations : sphère ORL et prostate.

### 3.1.4. Influence des éléments de la chaîne de traitement sur le résultat

3.1.4.1. Système de planification de la dose : algorithme de dosimétrie inverse et séquenceur. En RCMI, la planification dosimétrique est de type inverse : l'utilisateur fixe les objectifs de dose sur la localisation tumorale, les organes à risque ainsi que sur les volumes sains environnants ; le logiciel inverse fournit une solution optimisée de la fluence du faisceau et propose l'ensemble des paramètres machine nécessaire à sa réalisation [1]. Avant de démarrer le processus inverse, l'utilisateur doit définir l'énergie, le nombre et la position des faisceaux avec les techniques *step and shoot* et *sliding*

**Tableau 2**  
Relevés dosimétriques moyens (pour dix patients) des plans « step and shoot » et VMAT et écart relatif pour des irradiations ORL.

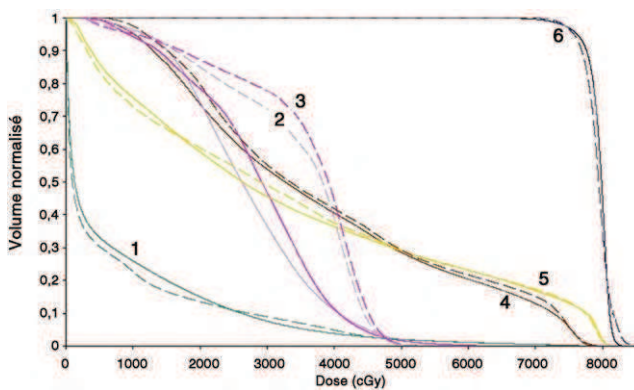
Valeurs moyennes	Step and shoot	VMAT	Écart relatif (%) $\frac{X_{VMAT} - X_{SRS}}{X_{SRS}} \times 100$	Test de Wilcoxon (p)
<b>PTV1 (Gy)</b>				
Dmin = D98 %	48,4	48,7	0,6	0,441
Dmax = D2 %	60,3	60,6	0,5	0,507
Dose moyenne	55,1	55,3	0,5	0,073
V95 % (%)	88,3	88,4	0,1	0,508
<b>PTV2 (Gy)</b>				
Dmin = D98 %	54,0	53,4	-1,2	0,172
Dmax = D2 %	67,1	67,3	0,2	0,326
Dose moyenne	61,8	61,7	-0,1	1
V95 % (%)	85,3	84,9	-0,4	0,889
<b>PTV3</b>				
Dmin = D98 % (Gy)	62,9	62,6	-0,5	0,307
Dmax = D2 % (Gy)	71,0	71,4	0,5	0,283
Dose moyenne (Gy)	67,9	68,1	0,3	0,477
V95 % (%)	91,7	91,0	-0,7	0,953
<b>Parotide homolatérale</b>				
Dose moyenne (Gy)	32,3	32,9	1,9	0,110
V25 % (%)	50,7	50,8	0,1	0,646
V45 % (%)	35,4	35,4	0,1	0,812
V65 % (%)	19,6	20,1	2,2	0,508
<b>Parotide controlatérale</b>				
Dose moyenne (Gy)	27,7	28,6	3,3	0,114
V25 % (%)	44,8	45,9	2,5	0,139
V45 % (%)	28,3	28,6	1,3	0,838
V65 % (%)	14,2	14,5	2,2	0,575
<b>Moelle (Gy)</b>				
Dmax = D2 %	38,3	37,5	-2,3	0,241
Dose moyenne	25,5	23,4	-8,1	0,011
<b>Tissus sains (%)</b>				
V25 %	22,7	22,0	-3,2	0,038
V50 %	9,3	8,5	-8,6	0,086
V95 %	1,1	1,0	-4,8	0,674

VMAT : volumetric modulated arc therapy ; PTV : volume cible prévisionnel ; Vx% : volume recevant x % de la dose prescrite ; Dx% : dose reçue par x % du volume.

window ou le nombre et la grandeur des arcs décrits par le faisceau avec la technique VMAT. L'utilisateur doit également renseigner un ensemble de paramètres lors du processus inverse qui sont soit des paramètres propres à l'algorithme d'optimisation, comme le nombre maximal d'itérations, soit des paramètres de l'algorithme pour le séquençage des faisceaux, comme le nombre minimal d'UM par segment ou l'aire minimale d'un segment pour la technique *step and shoot*.

La qualité du résultat de la planification inverse est étroitement liée aux performances du logiciel inverse et l'expérience acquise par

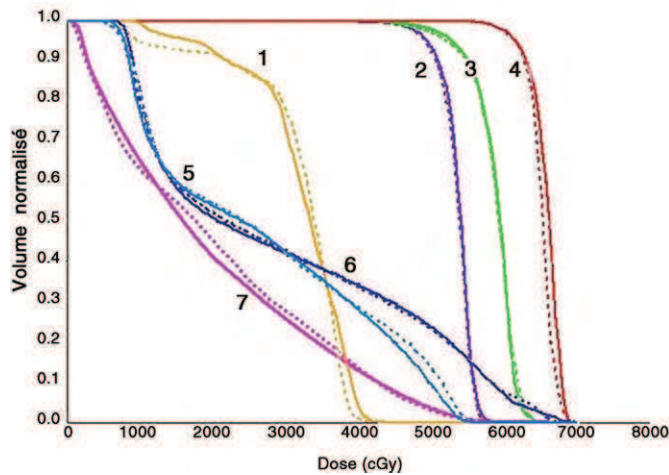
l'utilisateur [16,17]. Il est nécessaire d'avoir des grilles d'évaluation pour analyser objectivement le résultat en termes de distributions de la dose aux volumes mais aussi sur l'efficacité : position des lames, nombre d'UM, répartition de la dose entre les faisceaux ou sur l'arc ou les arcs décrits. Ces grilles d'évaluation sont définies par localisation grâce aux données de la littérature et sur la base de sa propre expertise. Bien sûr, quelle que soit la technique d'irradiation utilisée en radiothérapie externe, la justesse de la dose calculée dépend des performances de l'algorithme de calcul de la dose implémenté sur le système de planification de la dose en particulier dans les tissus présentant des fortes hétérogénéités comme les poumons ou les cavités ORL [18,23].



**Fig. 2.** Histogramme dose-volume moyen (pour dix patients) pour des plans « step and shoot » (—) et « volumetric modulated arc therapy » (VMAT) (---) en cas d'irradiation à la dose de 80 Gy dans la prostate : 1 : tissus sains ; 2 : tête fémorale droite ; 3 : tête fémorale gauche ; 4 : paroi rectale ; 5 : paroi vésicale ; 6 : volume cible prévisionnel (PTV2).

**3.1.4.2. Collimateur multilames.** Le rôle du collimateur multilames dans la qualité du résultat est majeur car quelle que soit la technique de RCMI, la modulation des faisceaux utilise la variation de la position des lames pendant le traitement. Le résultat de la dosimétrie dépend des caractéristiques du collimateur multilames et de leur paramétrage dans le système de planification de la dose [33]. Le choix du collimateur pour les techniques de modulation d'intensité doit être justifié par le type de localisation traitée. Un collimateur avec une épaisseur de lame inférieure à 5 mm permet une meilleure conformation de la dose au volume pour des volumes de petite taille (<20 cm<sup>3</sup>) et/ou présentant de fortes discontinuités de forme. Pour la RCMI de volumes de grandes dimensions, il est nécessaire d'avoir un collimateur multilames qui offre le maximum de possibilités de déplacement des lames et donc la possibilité de créer des fluences modulées sur des dimensions importantes (ouverture 40 cm × 40 cm).





**Fig. 3.** Histogramme dose–volume pour un cas de cancer ORL réalisé en « volumetric modulated arc therapy » (VMAT) (---) et en « step and shoot » (—) en cas d'irradiation avec *boost* intégré; 1 : moelle; 2 : volume cible prévisionnel (PTV) 1; 3 : PTV2; 4 : PTV3; 5 : parotide gauche; 6 : parotide droite; 7 : tissus sains.

La Fig. 4 montre la distribution des isodoses obtenues pour des plans de type VMAT réalisés avec deux types de collimateur équipant des accélérateurs linéaires d'électrons de type Synergy de la société Elekta : le MLCi2 ayant des lames de 10 mm d'épaisseur à l'isocentre (champ maximal de 40 × 40 cm<sup>2</sup>) et le Beam Modulator ayant des lames de 4 mm d'épaisseur à l'isocentre (champ maximal de 16 × 21 cm<sup>2</sup>).

En RCMI, beaucoup d'UM sont délivrées alors que les lames traversent le champ d'irradiation. Pour minimiser la dose due à la transmission au travers du collimateur, il est important de privilégier des collimateurs ayant une transmission la plus faible possible. Par exemple, la transmission est de 0,6% à travers les lames et de 0,13% à travers l'ensemble lames–backup dans le cas du collimateur MLCi2 (Elekta).

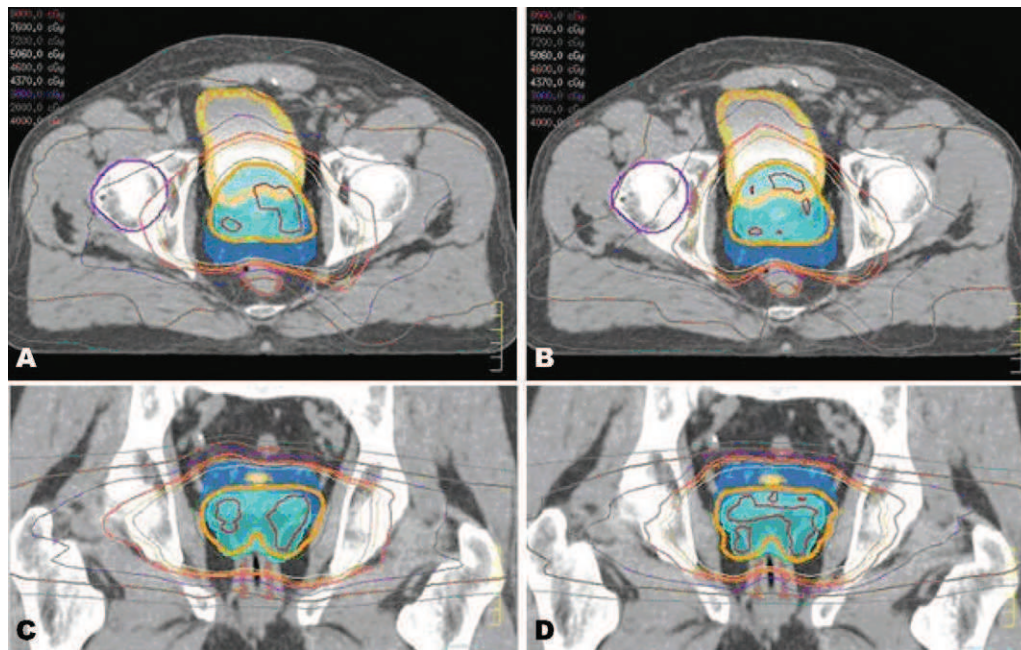
### 3.2. Réalisation des traitements

#### 3.2.1. Temps de réalisation

En RCMI, l'irradiation de volumes à géométrie complexe nécessite l'utilisation d'un grand nombre de faisceaux pouvant aller jusqu'à 12. Dans ces cas extrêmes, le temps nécessaire à la délivrance de la dose peut être supérieur à 15 minutes. L'utilisation de la modulation d'intensité type VMAT permet une diminution systématique du temps de délivrance de la dose (Tableau 3).

#### 3.2.2. Nombre d'unités moniteur

Le nombre d'UM nécessaire pour délivrer la dose est variable en fonction de la technique de modulation d'intensité. La technique *sliding window* délivre de 15 à 50% d'UM en plus que la technique *step and shoot*, selon la méthode mise en œuvre [2,10]. La Fig. 5 montre le nombre d'UM avec la technique *step and shoot* et la technique VMAT en cas d'irradiation respectivement de la sphère ORL et de la prostate. Cette diminution du nombre d'UM avec la technique VMAT entraîne une diminution de la dose transmise au travers du



**Fig. 4.** Distributions de dose réalisées avec le MLCi2 (A, C) et le Beam Modulator (B, D) pour un cancer de la prostate traité à 80 Gy : A, B. Coupes transversales. C, D. Coupes coronales.

**Tableau 3**  
Temps de délivrance de la dose pour des plans « step and shoot » et VMAT et écart relatif pour différentes localisation.

Temps délivrance traitement	Step and shoot (min)	VMAT (min)	Écart relatif (%)
Prostate	4	2	-50
Sphère ORL	10	4	-60
Paroi et chaîne mammaire interne	11	3	-73
Rectum	8	5	-38
Endomètre et chaîne lombo-aortique	10	5	-50

VMAT : *volumetric modulated arc therapy*.

Pour citer cet article : Lafond C, et al. Quelle RCMI ? Du « step and shoot » au VMAT : point de vue du physicien. Cancer Radiother (2010), doi:10.1016/j.canrad.2010.06.012

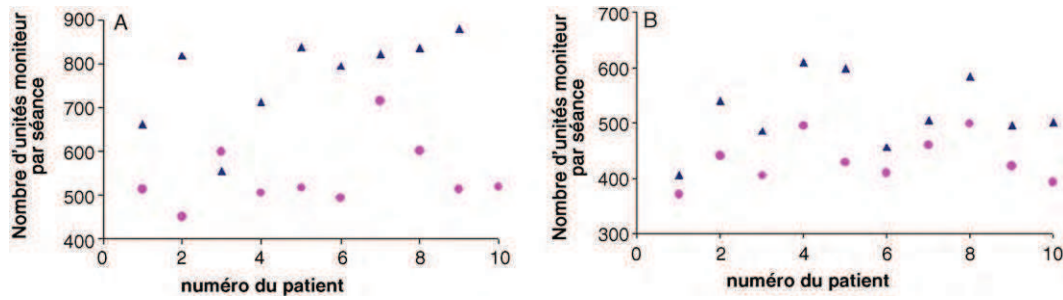


Fig. 5. Nombre total d'unités moniteur pour une séance avec la technique *step and shoot* (▲) ou la technique *volumetric modulated arc therapy* (VMAT) (●), en cas d'irradiation respectivement de la sphère ORL (A) et de la prostate (B).

collimateur en dehors du champ et donc une diminution potentielle de la dose hors champ.

#### 4. Contrôle qualité en RCMI

La décision du 27 juillet 2009 de l'Agence française de sécurité sanitaire des produits de santé (Afssaps) publiée au journal officiel du 9 septembre 2007 fixant les modalités du contrôle de qualité interne des installations de radiothérapie externe n'intègre pas les contrôles spécifiques à la RCMI. Ces contrôles relèvent des bonnes pratiques professionnelles permettant d'assurer la qualité du traitement et s'appuient sur les recommandations nationales et internationales [15,20,35]. La mise en place du « *step and shoot* » et du VMAT nécessite une adaptation des contrôles qualité permettant de vérifier les performances de l'accélérateur [4,11,24]. En RCMI, les contrôles de qualité complémentaires se déclinent sur deux niveaux : les contrôles intrinsèques à l'accélérateur linéaire et au collimateur associé et les contrôles portant sur la réalisation des plans de traitement des patients.

##### 4.1. Recette et contrôle qualité d'un accélérateur pour les techniques de RCMI

###### 4.1.1. 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.

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 les 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 (Afssaps).

###### 4.1.2. 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 arcthérapie. 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 1 mm. Ce contrôle est illustré (Fig. 6).

###### 4.1.3. 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,

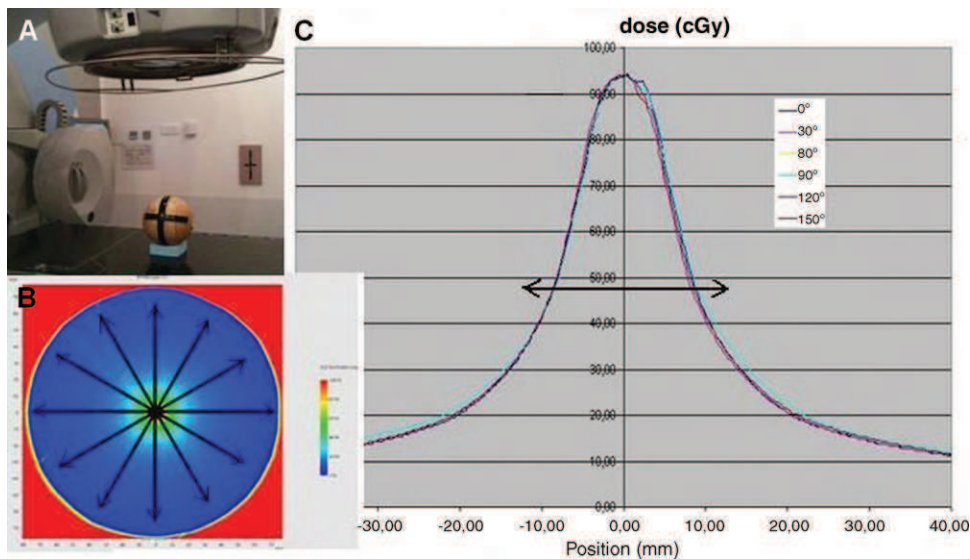


Fig. 6. Contrôle de la précision dosimétrique en rotation : A. Fantôme sphérique dans lequel un film est inséré. B. Image du film sur lequel plusieurs profils sont tracés. C. Superposition des profils pour l'analyse des écarts au niveau du 50% de dose.

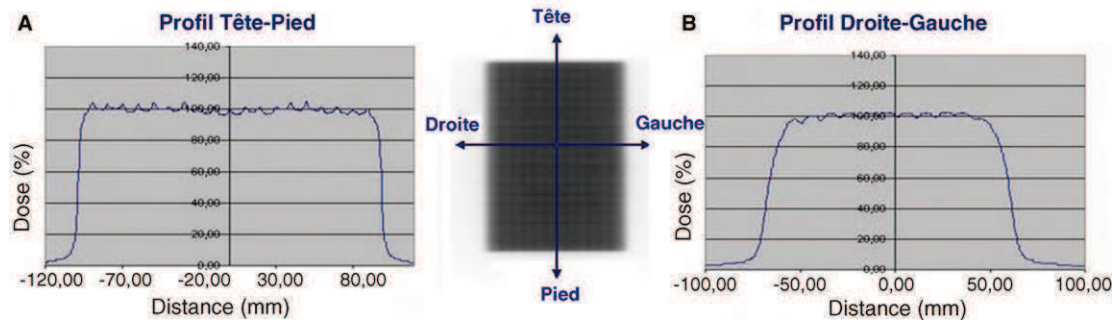


Fig. 7. Contrôle par film argentique de l'effet du mode de déplacement type *slide and shoot* sur le profil de dose du faisceau : A. Profil tête–pied. B. Profil droite–gauche.

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 Fig. 7 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).

#### 4.1.4. Synchronisation collimateur multilames–dose–rotation du bras

Avec la technique VMAT, il est indispensable de vérifier la bonne synchronisation du déplacement des lames avec la délivrance de la dose et la rotation du bras. Il s'agit tout d'abord de vérifier la précision de positionnement des lames en rotation ; 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. Les écarts entre les profils des champs générés avec ces différentes combinaisons et les profils de champs de même taille délivrés statiquement (lames, bras et débit de dose fixes) doivent rester inférieurs à 3 %.

#### 4.1.5. Périodicité des contrôles

Lors de la mise en place de techniques de modulation d'intensité, il est nécessaire d'intégrer un ensemble de tests correspondant au mode de délivrance de la dose dans le programme de contrôle qua-

lité de l'accélérateur linéaire. Une adaptation des procédures et des outils de contrôles doit être réalisée pour minimiser le temps nécessaire à la réalisation de ces tests spécifiques. Dans un premier temps, ces contrôles doivent être réalisés régulièrement, 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 quotidien permettant de vérifier la stabilité de réponse de l'accélérateur en fonction de la variation conjuguée de trois paramètres : déplacement des lames, rotation du bras et débit de dose.

#### 4.2. Contrôle qualité de la réalisation des plans de traitement

##### 4.2.1. Cohérence dose calculée/dose mesurée

Quelles que soient les techniques de modulation d'intensité, la cohérence entre la dose calculée par le système de planification de la dose et la dose réalisée par l'accélérateur linéaire d'électrons doit être vérifiée dans les conditions de traitement. Ce contrôle doit porter sur la dose absolue et sur la cohérence des distributions de dose. Le contrôle de la dose absolue doit être réalisé avec des fantômes anthropomorphes s'approchant au maximum de la morphologie du patient. Le contrôle des distributions de dose est réalisé par des détecteurs plans, tels que les matrices de détecteurs, les films argentiques et radiochromiques. Aujourd'hui, un certain nombre de dispositifs sont dits « 3D » mais leur intégration doit être réalisée avec un maximum de prudence car les mesures sont réalisées en deux dimensions et la reconstruction de la dose en trois dimensions repose sur des méthodes d'extrapolation. Actuellement, le film argentique constitue toujours le détecteur de référence lors de la mise en place de technique de RCMI.

Les contrôles doivent être réalisés de façon systématique avant le début du traitement du patient et les seuils d'acceptabilité des écarts doivent au minimum correspondre aux recommandations nationales et internationales [35]. Dans notre exemple de technique VMAT, nos critères d'acceptabilité de la cohérence dose calculée–dose mesurée sont de 3 % sur la dose absolue et de 90 % des points passant au test du *gamma index* à 3%/3 mm avec un seuil d'analyse correspondant à 30 % de la dose à l'isocentre.

##### 4.2.2. Reproductibilité de la réalisation des traitements

Le contrôle de la reproductibilité de la délivrance des traitements est indispensable quelle que soit la technique de modulation d'intensité. Ce point est crucial dans les techniques, comme le VMAT, où l'irradiation est continue mais les consignes données à l'accélérateur sont discrètes. Par exemple un arc de 360° est échantillonné par le système de planification de la dose en 90 positions de bras espacés de quatre degrés. Entre deux points de contrôle, l'accélérateur va gérer lui-même le positionnement et la vitesse du



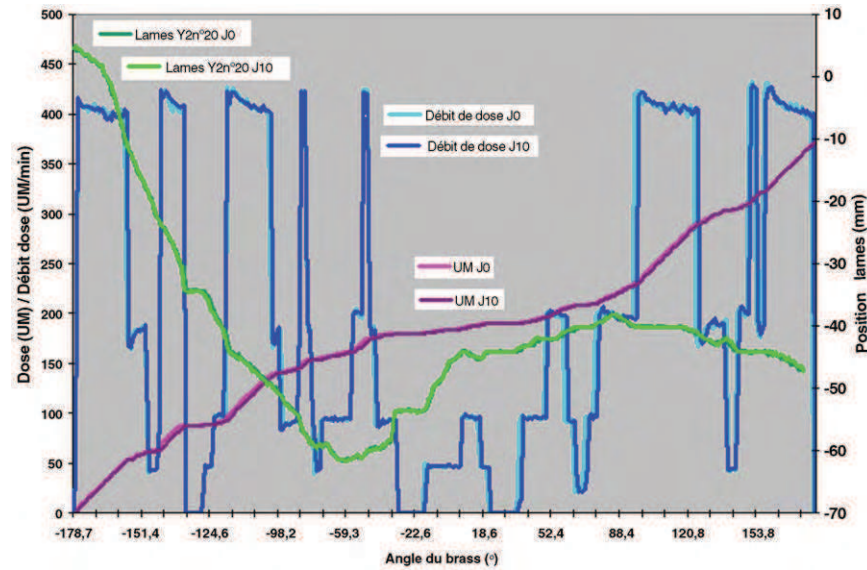


Fig. 8. Graphique relevant plusieurs paramètres machine (position lame, débit de dose et nombre d'unités moniteur) en fonction de l'angle du bras pour deux moments : j0 et j10.

bras et des lames, la variation du débit de dose et la délivrance des UM. Pour contrôler la reproductibilité, la numérisation des accélérateurs et des collimateurs permet de récupérer l'ensemble des paramètres faisceau et ainsi de vérifier la constance de leur réalisation par rapport aux valeurs relevées lors du contrôle initial (Fig. 8).

La reproductibilité de la réalisation des traitements peut être également vérifiée en contrôlant la reproductibilité de la cohérence dose calculée–dose mesurée par rapport aux valeurs du contrôle initial. L'écart entre la dose mesurée initialement et celle mesurée ultérieurement doit rester inférieur à 1%. La cohérence entre la distribution de dose mesurée initialement et celle mesurée ultérieurement doit rester supérieure à 95% des points passant au test du *gamma index* à 2%/2 mm.

## 5. Discussion et conclusions

Quelle évolution des contrôles de qualité le radiophysicien doit-il prévoir pour la mise en place des techniques de RCMI ?

Pour une bonne pratique professionnelle, au niveau de l'accélérateur linéaire, il est nécessaire d'intégrer des tests spécifiques :

- homogénéité et symétrie du faisceau soit stationnaire, soit en arc ;
- précision dosimétrique en rotation ;
- précision de positionnement du collimateur multilames ;
- synchronisation collimateur multilames–délivrance de la dose–rotation du bras.

La cohérence calcul réalisation du plan de traitement est incontournable quelle que soit la technique de modulation d'intensité mise en œuvre. Il est important d'améliorer le suivi de la délivrance de la dose au décours de chaque séance de traitement sur deux niveaux : sur les outils disponibles sur la machine pour informer de la cohérence entre paramètres machine prévus et paramètres réalisés et sur les outils de contrôle de la fluence embarqués sur l'accélérateur (chambre à transmission, imageur portale).

L'assurance qualité en radiothérapie, et en particulier en RCMI, implique le contrôle permanent du processus de délivrance de la dose. Pour le radiophysicien cela implique :

- d'améliorer le processus afin que la dose délivrée soit le plus proche possible de la dose prescrite ;
- de limiter la variabilité du processus.

Cela passe par l'utilisation d'outils basés sur la maîtrise statistique des procédés (MSP) largement répandue dans l'industrie. Il s'agit de différencier les variations aléatoires des variations issues de causes assignables potentielles pour prévenir les écarts et/ou dérives du processus [19,21,27]. Dans la pratique quotidienne, l'assurance qualité est rarement abordée de cette manière. La plupart du temps, il s'agit juste de s'assurer que le résultat d'un contrôle donné est dans les tolérances définies selon les recommandations et réglementation en vigueur. Mais cette manière de procéder cache des écarts et/ou des dérives potentielles. L'amélioration de l'assurance qualité à l'avenir passe nécessairement par la mise en place d'outils statistiques, de type maîtrise statistique du processus (MSP) [31]. La Fig. 9 montre un exemple de mise en place de ce type de contrôle par l'utilisation de cartes de contrôle pour le suivi des écarts au centre Eugène-Marquis.

Le VMAT apporte-t-il des améliorations sur la planification dosimétrique et la réalisation du traitement par rapport aux techniques de RCMI par faisceaux stationnaires ?

La qualité de la conformation de la dose au volume cible avec la technique VMAT est à minima celle obtenue par faisceaux stationnaires. L'efficacité de la technique de modulation permet une réduction du nombre d'UM par rapport aux techniques de modulation par faisceaux stationnaires. La technique VMAT apporte une réduction du temps de délivrance de la dose permettant de garder un temps de traitement inférieur à cinq minutes. Toutes ces constatations sont vérifiées à condition que l'ensemble du processus de calcul et de délivrance de la dose soit maîtrisé. La RCMI par faisceaux stationnaires garde sa place pour les localisations où :

- il n'y a pas de fortes contraintes de modulation ;
- l'utilisateur souhaite remplacer le filtre coin par une modulation plus personnalisée du faisceau ;
- les cibles sont peu mobiles.

Les limites parfois constatées dans les performances de la technique VMAT par rapport celle *step and shoot* s'expliquent le plus souvent par l'insuffisance des performances du logiciel inverse



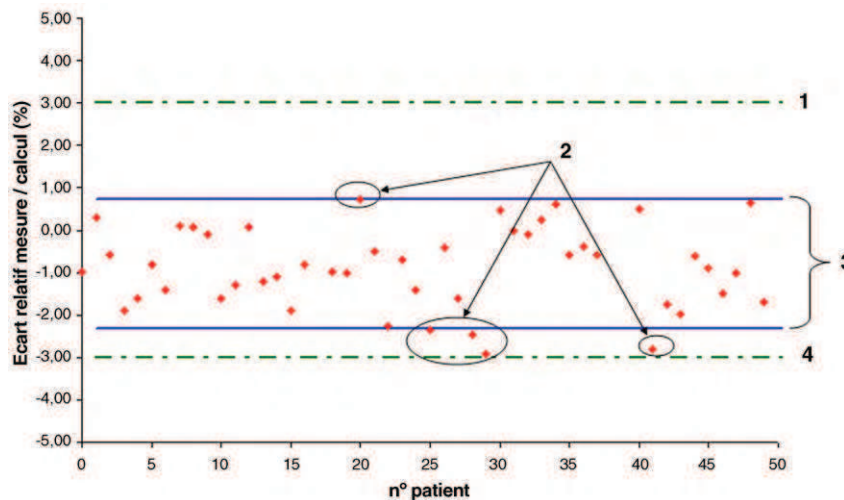


Fig. 9. Carte de contrôle pour le suivi des écarts entre dose calculée et dose mesurée par chambre d'ionisation dans un fantôme anthropomorphe. Résultats présentés pour 50 traitements de prostate par irradiation conformationnelle avec modulation d'intensité de type « Step & Shoot » : 1 : tolérance supérieure ; 2 : écarts ayant pour origine une cause assignable potentielle ; 3 : limites du contrôle du processus ; 4 : tolérance inférieure.

équipant le système de planification de la dose ou le manque d'expertise de l'utilisateur.

Alors selon le physicien, quelle RCMI ? Aujourd'hui la meilleure technique de RCMI reste avant tout celle qui est le mieux maîtrisée au niveau de la planification dosimétrique et au niveau du contrôle et du suivi des performances de l'accélérateur linéaire d'électrons.

#### Conflit d'intérêt

Aucun.

#### Références

[1] Agren A, Brahme A, Turesson I. Optimization of uncomplicated control for head and neck tumors. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1990;19:1077-85.

[2] Alaei P, Higgins PD, Weaver R, Nguyen N. Comparison of dynamic and step-and-shoot intensity-modulated radiation therapy planning and delivery. *Med Dosim* 2004;29:1-6.

[3] Azria D, Aillères N, Llacer MC, Hay MH, Dubois JB, Fenoglio P. Radiothérapie de conformation avec modulation d'intensité dans le cancer de prostate : vers un nouveau standard. *Cancer Radiother* 2009;13:409-15.

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

[5] Bortfeld T, Boyer AL, Schlegel W, Kahler DL, Waldron TJ. Realization and verification of three-dimensional conformal radiotherapy with modulated fields. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1994;30:899-908.

[6] Bortfeld T, Schmit-Ullrich R, De Neve W, Weaver R. *Image-guided IMRT*. Berlin, Heidelberg: Springer; 2006.

[7] Bortfeld TR, Kahler DL, Waldron TJ, Boyer AL. X-ray field compensation with multileaf collimators. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1994;28:723-30.

[8] Brahme A, Roos JE, Lax I. Solution of an integral equation encountered in rotation therapy. *Phys Med Biol* 1982;27:1221-9.

[9] Cazoulat G, de Crevoisier R, Simon A, Louvel G, Manens JP, Lafond C, et al. Bénéfice volumétrique de la radiothérapie guidée par l'image dans les cancers prostatiques : marges et cartographies de probabilité de présence. *Cancer Radiother* 2009;13:365-74.

[10] Chui CS, Chan MF, Yorke E, Spirou S, Ling CC. Delivery of intensity-modulated radiation therapy with a conventional multileaf collimator: comparison of dynamic and segmental methods. *Med Phys* 2001;28:2441-9.

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

[12] Clivio A, Fogliata A, Franzetti-Pellanda A, Nicolini G, Vanetti E, Wytenbach R, et al. Volumetric-modulated arc radiotherapy for carcinomas of the anal canal: a treatment planning comparison with fixed field IMRT. *Radiother Oncol* 2009;92:118-24.

[13] Convery DJ, Webb S. Generation of discrete beam-intensity modulation by dynamic multileaf collimation under minimum leaf separation constraints. *Phys Med Biol* 1998;43:2521-38.

[14] de Crevoisier R, Garcia R, Louvel G, Marguet M, Lafond C, Bodez V. Radiothérapie guidée par la tomographie conique (*cone beam computed tomography*): mise en œuvre et applications cliniques. *Cancer Radiother* 2009;13:482-9.

[15] 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.

[16] Fogliata A, Bolsi A, Cozzi L. Comparative analysis of intensity modulation inverse planning modules of three commercial treatment planning systems applied to head and neck tumour model. *Radiother Oncol* 2003;66:29-40.

[17] Fogliata A, Nicolini G, Alber M, Asell M, Clivio A, Dobler B, et al. On the performances of different IMRT Treatment Planning Systems for selected paediatric cases. *Radiat Oncol* 2007;2:7.

[18] Fogliata A, Vanetti E, Albers D, Brink C, Clivio A, Knoos T, et al. On the dosimetric behaviour of photon dose calculation algorithms in the presence of simple geometric heterogeneities: comparison with Monte Carlo calculations. *Phys Med Biol* 2007;52:1363-85.

[19] Francois P, Lartigau É. Analyse des risques en radiothérapie. *Cancer Radiother* 2009;13:574-80.

[20] 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.

[21] Gérard K, Grandhay JP, Marchesi V, Kafrouni H, Husson F, Aletti P. A comprehensive analysis of the IMRT dose delivery process using statistical process control (SPC). *Med Phys* 2009;36:1275-85.

[22] Kjaer-Kristoffersen F, Ohlhues L, Medin J, Korreman S. RapidArc volumetric modulated therapy planning for prostate cancer patients. *Acta Oncol* 2009;48:227-32.

[23] Knoos T, Wieslander E, Cozzi L, Brink C, Fogliata A, Albers D, et al. Comparison of dose calculation algorithms for treatment planning in external photon beam therapy for clinical situations. *Phys Med Biol* 2006;51:5785-807.

[24] 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.

[25] Murphy MJ, Balter J, Balter S, BenComo Jr JA, Das IJ, Jiang SB, et al. The management of imaging dose during image-guided radiotherapy: report of the AAPM Task Group 75. *Med Phys* 2007;34:4041-63.

[26] Otto K. Volumetric modulated arc therapy: IMRT in a single gantry arc. *Med Phys* 2008;35:310-7.

[27] Pawlicki T, Whitaker M, Boyer AL. Statistical process control for radiotherapy quality assurance. *Med Phys* 2005;32:2777-86.

[28] Shaffer R, Nichol AM, Vollans E, Fong M, Nakano S, Moiseenko V, et al. A comparison of volumetric modulated arc therapy and conventional intensity-modulated radiotherapy for frontal and temporal high-grade gliomas. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2010;76:1177-84.

[29] Vanetti E, Clivio A, Nicolini G, Fogliata A, Ghosh-Laskar S, Agarwal JP, et al. Volumetric modulated arc radiotherapy for carcinomas of the oro-pharynx, hypo-pharynx and larynx: a treatment planning comparison with fixed field IMRT. *Radiother Oncol* 2009;92:111-17.

[30] Verbakel WF, Cuijpers JP, Hoffmans D, Bieker M, Slotman BJ, Senan S. Volumetric intensity-modulated arc therapy vs. conventional IMRT in head-and-neck cancer: a comparative planning and dosimetric study. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2009;74:252-9.

[31] Villani N, Gérard K, Marchesi V, Huger S, Francois P, Noël A. Maîtrise statistique des processus appliquée aux contrôles avant traitement par dosimétrie portale en radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité. *Cancer Radiother* 2010;14:189-97.

- [32] Webb S. Optimization by simulated annealing of three-dimensional, conformal treatment planning for radiation fields defined by a multileaf collimator: II. Inclusion of two-dimensional modulation of the X-ray intensity. *Phys Med Biol* 1992;37:1689–704.
- [33] Wu VW. Effects of multileaf collimator parameters on treatment planning of intensity-modulated radiotherapy. *Med Dosim* 2007;32:38–43.
- [34] Yu CX. Intensity-modulated arc therapy with dynamic multileaf collimation: an alternative to tomotherapy. *Phys Med Biol* 1995;40:1435–49.
- [35] 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.
- [36] Zhang P, Happersett L, Hunt M, Jackson A, Zelefsky M, Mageras G. Volumetric modulated arc therapy: planning and evaluation for prostate cancer cases. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2010;76:1456–62.

## SFRO 2011

### VMAT et « dose painting » en ORL : Quel impact sur la dose délivrée aux organes à risque ?

Lafond C, Chajon E, Louvel G, Devillers A, Simon A, Olivier M, De Crevoisier R, Manens J.P

**Mots-clés:** ORL, VMAT, Dose Painting

#### Objectifs

Evaluer la faisabilité en technique VMAT d'une escalade de dose en ORL sur la base des doses reçues par les organes à risque (OAR) et les tissus sains.

#### Matériels et Méthodes

L'étude a porté sur 7 patients traités pour un cancer de la sphère ORL. Deux stratégies de prescription de la dose en VMAT ont été comparées (35 fractions):

- standard : boost intégré à trois niveaux de dose (SIB), 56, 63 et 70 Gy;
- type « dose painting » : intégrant 2 niveaux de dose supplémentaires à 78 et 84 Gy (DP-SIB). Les volumes cibles pour l'escalade de dose ont été définis par l'hyperfixation à la TEP FDG initiale (seuil à 40 % et 70% du SUVmax).

Les plans de traitement ont été calculés avec l'algorithme inverse SmartArc de Pinnacle/Philips pour des RX de 6MV issus d'un accélérateur Synergy/Elekta (MLCi2). Les doses reçues par les OAR principaux et le tissu sain en regard de la zone de traitement ont été relevés et comparés avec un test de Wilcoxon. Des mesures par détecteurs thermo-luminescents sur un fantôme anthropomorphiques ont permis d'évaluer la dose en dehors du champ de traitement.

#### Résultats

Pour la moelle et le TC, l'écart relatif pour les doses moyennes et maximales entre les techniques SIB et DP-SIB était compris entre -1.6% et 0.8% ( $p = [0.075-0.893]$ ). Pour les parotides (NTCP, doses moyennes, volume recevant au moins 26Gy), les écarts relevés étaient toujours non significatifs ( $p > 0.2$ ). Pour la peau et les tissus sains, les volumes recevant au moins 5, 10, 25 et 50 Gy augmentaient de 0.3 à 7.3% en technique DP-SIB par rapport aux volumes obtenus en technique SIB standard; mais seul le V5Gy était significativement différent ( $p = 0.043$ ). Pour les OAR en dehors du champ de traitement, la différence maximale de dose entre la technique SIB standard et le DP-SIB était de 4.3 cGy pour la totalité du traitement.

#### Conclusion

En technique VMAT, nous avons montré que pour un traitement de la sphère ORL, une escalade de dose de 14 Gy au volume tumoral est réalisable sans augmentation significative de la dose aux OAR et aux tissus sains.

## Communications scientifiques

### Articles

#### Articles en premier auteur

Impact of MLC leaf width on Volumetric Modulated Arc Therapy planning for head and neck cancers

**C. Lafond**, E. Chajon, A. Devillers, G. Louvel, S. Toublanc, M. Olivier, A. Simon, R. de Crevoisier, J.P. Manens

Journal of Applied Clinical Medical Physics, 2013 14(6): 40-52

Comparison between two treatment planning systems for volumetric modulated arc therapy optimization for prostate cancer

**C. Lafond**, F.Gassa, C. Odin, G. Dréan, J. Even, R. De Crevoisier, P. Pommier, J.P. Manens, M.C. Biston

Phyica medica, en cours de publication accepté le 9 octobre 2012

Quelle RCMI ? De la technique « step and shoot » à la RCMI en arcthérapie : point de vue du physicien

**C. Lafond**, F. Jouyaux, J. Bellec, O. Henry, M. Perdrieux, E. Chajon, E. Le Prisé, R. De Crevoisier, J.P. Manens

Cancer Radiothérapie, 2010 14(6-7):539-49

#### Articles en auteur associé

Salivary gland-sparing other than parotid-sparing in definitive head-and-neck intensity-modulated radiotherapy does not seem to jeopardize local control.

E. Chajon, **C. Lafond**, G. Louvel, J. Castelli, D. Williaume, O. Henry, F. Jégoux, E. Vauléon, J.P. Manens, E. Le Prisé, R. de Crevoisier

Radiation Oncology 2013; 8: 132

Voxel-based population analysis for correlating local dose and rectal toxicity in prostate cancer radiotherapy.

O. Acosta, G. Drean, J.D. Ospina, A. Simon A, P. Haignon, **C. Lafond**, R. de Crevoisier

Physics in Medicine and Biology 2013; 58: 2581-2595

De la radiothérapie guidée par l'image à la radiothérapie guidée par la dose

G. Cazoulat, M. Lesaunier, A. Simon, P. Haignon, O. Acosta, G. Louvel, **C. Lafond**, E. Chajon, J. Leseur, R. de Crevoisier

Cancer Radiothérapie, 2011, 15(8):691-8

Haute dose dans la prostate par radiothérapie guidée par l'image : apport de l'arcthérapie avec modulation d'intensité du faisceau

F. Jouyaux, R. De Crevoisier, J.-P. Manens, J. Bellec, G. Cazoulat, P. Haignon, C. Chira, E. Le Prisé, **C. Lafond**

Cancer Radiothérapie, 2010, 14(8):679-89

---

Radiothérapie guidée par la tomographie conique (cone beam computed tomography) : mise en œuvre et applications cliniques

R. de Crevoisier, R. Garcia, G. Louvel, M. Marguet, **C. Lafond**, V. Bodez  
Cancer/Radiothérapie, 2009, 13 (6-7) : 482-9

Bénéfice volumétrique de la radiothérapie guidée par l'image dans les cancers prostatiques : marges et cartographies de probabilité de présence

G. Cazoulat, R. de Crevoisier, A. Simon, G. Louvel, J.-P. Manens, **C. Lafond**, P. Haigron  
Cancer Radiothérapie, 2009, 13 (5) : 365-74

Radiothérapie guidée par l'image : pourquoi, comment et résultats

R. de Crevoisier, G. Louvel, G. Cazoulat, J. Leseur, **C. Lafond**, K. Lahbabi, C. Chira,  
J.L. Lagrange  
Bulletin du Cancer, 2009, 96 (1):123-32

---

## Communications orales dans un congrès avec comité de lecture

Est-il possible de réaliser une épargne des glandes salivaires accessoires lors d'une irradiation ORL avec modulation d'intensité ?

J. Castelli, E. Chajon, C. Lafond G. Louvel, D. Guillaume, O. Henry, F. Jégoux, E. Vauléon, J.-P. Manens, E. Le Prisé, R. de Crevoisier

22<sup>ème</sup> congrès de la Société Française de Radiothérapie Oncologique (SFRO), Paris octobre 2011

Cancer/Radiothérapie, Vol. 17, N° 5-6, Pages 579-580

Radiothérapie adaptative dans les tumeurs ORL

O. Henry, A. Simon, J. Castelli, J.P.Manens, **C. Lafond**, E. Chajon, G. Louvel, Mohamed Nassef, Renaud de Crevoisier.

52<sup>ème</sup> journées scientifiques de la Société Française de Physique Médicale (SFPM), Nice juin 2013

Physica Medica, Volume 29, Supplement 1, June 2013, Page e1

Session de perfectionnement sur les contrôles qualité en RCMI rotationnelle

**C. Lafond**, S. Crespin

51<sup>ème</sup> journées scientifiques de la Société Française de Physique Médicale (SFPM), Strasbourg juin 2012

Physica Medica, Volume 28, Supplement 1, June 2012, Page S12

Volumetric modulated arc therapy (VMAT) quality assurance (QA): Software tool to analyse linear accelerator parameters accuracy

**C. Lafond**, C. Odin, J.Even, J.P. Manens

31<sup>ème</sup> conférence annuelle de « European Society for Radiotherapy and Oncology » (ESTRO), Barcelone mai 2012

Radiotherapy and Oncology, Vol. 103, Supplement 1, Page S24

VMAT et « dose painting » en ORL : Quel impact sur la dose délivrée aux organes à risque ?

**C. Lafond**, E. Chajon, G. Louvel, A. Devillers, A. Simon, M. Olivier, R. De Crevoisier, J.P. Manens

22<sup>ème</sup> congrès de la Société Française de Radiothérapie Oncologique (SFRO), Paris octobre 2011

Cancer Radiothérapie, Vol. 15, N° 6-7, page 562

Evaluation de trois chaînes de mesure : application à la validation dosimétrique des plans de traitement en RCMI : du « step and shoot » au VMAT

**C.Lafond**, S. Sorel, S. Toublanc, J.P. Manens

50<sup>ème</sup> journées scientifiques de la Société Française de Physique Médicale (SFPM), Nantes juin 2011

Physica Medica, Volume 27, Supplement1, Juin 2011, page S4

Evaluation de l'influence de paramètres balistiques sur la cohérence « calcul-mesure » des plans de traitement en technique VMAT

**C.Lafond**, F. Jouyaux, O.Henry, M. Perdrieux, S. Sorel, J. Bellec, M. Olivier, S. Toublanc, M. Lesaunier, J.P. Manens

---



50<sup>ème</sup> journées scientifiques de la Société Française de Physique Médicale (SFPM), Nantes  
juin 2011

Physica Medica, Volume 27, Supplement1, Juin 2011, page S4

Evaluation et analyse en radiothérapie ORL de la dose délivrée hors du champ de traitement  
par différentes techniques: de la RC3D au VMAT.

M. Olivier, **C. Lafond**, E. Chajon, J.P. Manens.

50<sup>ème</sup> journées scientifiques de la Société Française de Physique Médicale (SFPM), Nantes  
juin 2011

Physica Medica, Volume 27, Supplement1, Juin 2011, page S2

Quelle RCMI ? De la technique « step and shoot » à la RCMI en arcthérapie : point de vue du  
physicien

**C. Lafond**, F. Jouyaux, J. Bellec, O. Henry, M. Perdrieux, E. Chajon, E. Le Prisé, R. De  
Crevoisier, J.-P. Manens

21<sup>ème</sup> congrès de la Société Française de Radiothérapie Oncologique (SFRO), Paris octobre  
2010

Evolution des contrôles qualité en RCMI : du « Step and Shoot » au VMAT.

**C. Lafond**, J. Bellec, J.P. Manens

49<sup>ème</sup> journées scientifiques de la Société Française de Physique Médicale (SFPM), Bordeaux  
juin 2010

Trois techniques d'irradiation par modulation d'intensité : Evaluation et place par rapport à la  
technique conformationnelle.

**C. Lafond**, J.P. Manens, E. Le Prisé

45<sup>ème</sup> journées scientifiques de la Société Française de Physique Médicale (SFPM), Lyon juin  
2006

---

## Posters dans un congrès avec comité de lecture

Assurance qualité en technique VMAT : outil logiciel vers un contrôle en temps réel de l'accélérateur

F. Le Vigouroux, **C Lafond**, C Odin, M-C Biston, F Gassa<sup>4</sup>, J-P Manens

52<sup>ème</sup> journées scientifiques de la Société Française de Physique Médicale (SFPM), Nice juin 2013

Physica Medica, Volume 29, Supplement 1, June 2013, Page e35

Evaluation and analyse of out-of-field doses in head and neck radiation therapy for different delivery techniques: from 3DCRT to VMAT.

**C. Lafond**, M. Olivier, E. Chajon, J.P. Manens

53<sup>ème</sup> congrès de « American Society for Radiation Oncology » (ASTRO), Miami octobre 2011

International Journal of Radiation Oncology\*Biophysics, Volume 81, Issue 2, Supplement, 1 October 2011, Page S907

Nouvelle technique et assurance qualité en radiothérapie externe par modulation d'intensité

**C. Lafond**, J.P. Manens

Colloque « Recherche Imagerie et Technologies de Santé » (RITS), Rennes avril 2011

Influence des caractéristiques du collimateur multi-lames dans l'irradiation de la prostate en technique RCMI : du Step&Shoot au VMAT.

F. Jouyaux, **C. Lafond**, G. Louvel, R. De Crevoisier, E. Le Prisé, J.P. Manens

49<sup>ème</sup> journées scientifiques de la Société Française de Physique Médicale (SFPM), Bordeaux juin 2010

Evolution of IMRT quality controls: from « Step and Shoot » to VMAT.

**C. Lafond**, J. Bellec, J.P. Manens

29<sup>ème</sup> conférence annuelle de « European Society for Radiotherapy and Oncology » (ESTRO), Barcelone septembre 2010

VMAT in prostate and head and neck (H&N) cancer: no major effect of multileaf collimator (MLC) leaf width on dose distribution

**C. Lafond**, F. Jouyaux, J. Bellec, S. Toubanc, G. Cazoulat, G. Louvel, E. Le Prisé, R. De Crevoisier, E. Chajon, J.P. Manens

52<sup>ème</sup> congrès de « American Society for Radiation Oncology » (ASTRO), San Diego octobre 2010

Quel collimateur multi-lames choisir pour l'irradiation des cancers de la prostate et ORL en VMAT ?

**C. Lafond**, F. Jouyaux, J. Bellec, S. Toubanc, G. Cazoulat, G. Louvel, E. Le Prisé, R. De Crevoisier, E. Chajon, J.P. Manens

21<sup>ème</sup> congrès de la Société Française de Radiothérapie Oncologique (SFRO), Paris octobre 2010

Parameters Impacting on Late Bladder Toxicity in Prostate Cancer 3D Conformal Radiotherapy

---

E. Le Prisé, C.I. Chira, K. Lahbabi, A. Bossi, S. Vincendeau, E. Vauleon, D. Rossille, S. Bayat, **C. Lafond**, R. de Crevoisier

51<sup>ème</sup> congrès de « American Society for Radiation Oncology » (ASTRO), Chicago octobre 2009

International Journal of Radiation Oncology\*Biology\*Physics, Volume 75, Issue 3, Supplement 1, 1 November 2009, Pages S322-S323

Irradiation de la prostate avec modulation d'intensité : du step & shoot au VMAT  
F. Jouyaux, **C. Lafond**, J. Bellec, G. Cazoulat, G. Louvel, E. Le Prisé, R. de Crevoisier, J.-P. Manens

20<sup>ème</sup> congrès de la Société Française de Radiothérapie Oncologique (SFRO), Paris octobre 2009

Cancer/Radiothérapie, Volume 13, Issues 6-7, October 2009, Pages 670-671

Modification des glandes parotides en cas d'irradiation conformationnelle ORL  
G. Louvel, G. Cazoulat, **C. Lafond**, A. Simon, J.-P. Manens, F. Jouyaux, P. Haignon, D. Williaume, E. Le Prisé, R. de Crevoisier

20<sup>ème</sup> congrès de la Société Française de Radiothérapie Oncologique (SFRO), Paris octobre 2009

Cancer/Radiothérapie, Volume 13, Issues 6-7, October 2009, Page 675

Radiothérapie guidée par l'image (IGRT)

G. Louvel, É. Le Prisé, P. Boisselier, J.-P. Manens, **C. Lafond**, J. Bellec, S. Vinceller, R. De Crevoisier

20<sup>ème</sup> congrès de la Société Française de Radiothérapie Oncologique (SFRO), Paris octobre 2009

Cancer/Radiothérapie, Volume 12, Issues 6-7, November 2008, Page 712

Facteurs de risque de toxicité rectale et vésicale après irradiation conformationnelle prostatique (de 70 ou 80 Gy)

C. Chira, E. Le Prisé, K. Lahbabi, A. Bossi, S. Vincendeau, S. Bayat, D. Rossille, **C. Lafond**, J.-P. Manens, R. de Crevoisier

20<sup>ème</sup> congrès de la Société Française de Radiothérapie Oncologique (SFRO), Paris octobre 2009

Cancer/Radiothérapie, Volume 13, Issues 6-7, October 2009, Page 686

L'irradiation du sein gauche avec modulation d'intensité améliore l'homogénéité de dose dans le sein traité et diminue la dose dans le cœur et les poumons  
G. Goasduff, **C. Lafond**, I. Lecouillard, E. Le Prisé, M. Ben Chalal, J. Bellec, R. De Crevoisier, J.-P. Manens

47<sup>ème</sup> journées scientifiques de la Société Française de Physique Médicale (SFPM), Marseille juin 2008

Cancer/Radiothérapie, Volume 12, Issues 6-7, November 2008, Pages 717-718

---

## Participations à des enseignements

### Formations continues

Enseignement post universitaire : La RCMI sur les accélérateurs linéaires d'électrons : des faisceaux stationnaires à l'arthérapie

Validé par la Société Française de Physique Médicale

Rennes, 10-13 avril 2013

Rennes, 28-31 mars 2012

Rennes, 12-15 octobre 2011

ESTRO Teaching course on Intensity Modulated Radiotherapy

Rennes, 19-23 juin 2011

De la mesure de la dose en 1 point à la dosimétrie 3D

Validé par la Société Française de Physique Médicale

Quimper, 7-8 décembre 2011

### Co-encadrement d'étudiants

L. Irazola (Stagiaire Master 2 ; janvier- juin 2013)

Evaluation d'un multi-détecteur Octavius 4D: Application à la validation dosimétrique de plans de traitement type prostate et ORL en technique VMAT

F. Le Vigouroux (Stagiaire Master 2 ; février- août 2012)

Evaluation de l'influence des « écarts par rapport à la consigne » des paramètres machine sur la dose délivrée au patient en technique VMAT en Radiothérapie

N. Delaby (Stagiaire Master 1 ; mai- juillet 2012)

Amélioration du contrôle qualité de la planification dosimétrique en radiothérapie par modulation d'intensité

J. Even (Stagiaire Master 2 ; février- août 2011)

Influence du type de collimateur multi-lames sur une technique de radiothérapie par modulation d'intensité en arc type VMAT

S. Toublanc (Stagiaire Master 2 ; février- août 2010)

Influence du type de collimateur multi-lames sur une technique de radiothérapie par modulation d'intensité en arc type VMAT

M. Olivier (Stagiaire Master 2 ; février- août 2010)

Evaluation de la dose aux tissus sains par technique VMAT en radiothérapie

F. Jouyaux (Stagiaire Master 2 ; février- août 2009)

Irradiation de la prostate en technique de Radiothérapie Conformationnelle par Modulation d'Intensité : du Step&Shoot au VMAT

---

# Analyse et optimisation des performances de la technique VMAT pour son utilisation en radiothérapie

## Résumé

La technique de radiothérapie VMAT (Volumetric Modulated Arc Therapy), diffusée en 2009, combine les avantages des techniques d'arc thérapie dynamique aux avantages des techniques de radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité (RCMI) par faisceaux stationnaires. L'objectif de la thèse est de rendre optimales les conditions de mise en œuvre du VMAT autour d'un accélérateur linéaire d'électrons Synergy/Elekta afin de sécuriser la technique et de pouvoir bénéficier de l'apport clinique potentiellement attendu. Sur la base d'une analyse de l'influence des différents paramètres de la chaîne de traitement, nous proposons des éléments d'optimisation du traitement à la fois sur la planification dosimétrique et sur le contrôle de son exécution sur la machine. Nous montrons que si la qualité de l'optimisation de la technique dépend des caractéristiques intrinsèques de l'accélérateur, elle est également fortement influencée par le paramétrage du système de planification des traitements (TPS). Nous mettons en évidence des différences comparées des collimateurs Beam Modulateur (largeur de lames de 4 mm) et MLCi2 (largeur de lames de 10 mm) tant sur le plan de la distribution de dose obtenue que sur l'efficacité. Nous montrons que, si pour deux principaux TPS commercialisés (Pinnacle/Philips et Monaco/Elekta) les distributions de dose aux volumes cibles sont peu modifiées, les différences de méthodes implémentées influencent la distribution de dose aux tissus sains. Nous proposons des programmes de contrôles de qualité au niveau de l'accélérateur, des plans dosimétriques de traitement et de l'exécution des traitements. Afin de garantir un niveau de confiance élevé sur la dose délivrée, nous proposons une méthode d'évaluation de la fluence délivrée en cours de traitement basée sur l'analyse des paramètres machines. Nous établissons que le processus de traitement VMAT optimisé fournit des performances de qualité supérieure que les techniques de RCMI par faisceaux stationnaires pour quatre localisations tumorales majeures étudiées.

*Mots clés : Radiothérapie, Modulation d'intensité, VMAT*

## Abstract

VMAT (Volumetric Modulated Arc Therapy) technique has been introduced in 2009, it combines advantage of arc therapy techniques with advantage of IMRT (Intensity Modulated Radio Therapy) techniques delivered with stationary beams. The purpose of the thesis is to optimise implementation conditions of VMAT for a Synergy/Elekta linear accelerator in order to secure the technique and to be able to benefit from potentially expected clinical improvement. From analysis of influence of various work flow parameters, we propose treatment optimisation factors both on dosimetric planning and on delivering control on the accelerator. We show that if optimisation quality depends on intrinsic accelerator characteristics, it also depends very much on configuration of treatment planning system (TPS). We highlight compared differences between Beam Modulateur (leaf width of 4 mm) and MLCi2 (leaf width of 10 mm) on dose distribution and on efficiency. We show that if differences of dose distributions are small for two major TPS (Pinnacle/Philips and Monaco/Elekta), the differences of implemented methods affect dose distribution of healthy tissues. We suggest quality control set for accelerators, for treatment plans and for treatment delivery. In order to provide a high safety level on delivered dose, we suggest an evaluation method of the real fluence provided during treatment delivery by analysing accelerator parameters. We establish that optimised process of VMAT treatment provides better performance than RCMI techniques delivered with stationary beams for the four major cancer cases that has been studied.

*Key-words: Radiotherapy, Intensity modulated, VMAT*

VU :

**Le Directeur de Thèse**  
(Nom et Prénom)

VU :

**Le Responsable de l'École Doctorale**

**VU pour autorisation de soutenance**

**Rennes, le**

**Le Président de l'Université de Rennes 1**

**Guy CATHELINEAU**

**VU après soutenance pour autorisation de publication :**

**Le Président de Jury,**  
(Nom et Prénom)