

## Which IMRT? From "step and shoot" to VMAT: physicist point of view

Caroline Lafond, F. Jouyaux, J. Bellec, O. Henry, M. Perdrieux, Enrique Chajon, Elisabeth Le Prisé, Renaud De Crevoisier, Jean-Pierre Manens

► **To cite this version:**

Caroline Lafond, F. Jouyaux, J. Bellec, O. Henry, M. Perdrieux, et al.. Which IMRT? From "step and shoot" to VMAT: physicist point of view. *Cancer Radiothérapie*, Elsevier Masson, 2010, 14 (6-7), pp.539-49. <10.1016/j.canrad.2010.06.012>. <inserm-00526904>

**HAL Id: inserm-00526904**

**<http://www.hal.inserm.fr/inserm-00526904>**

Submitted on 16 Oct 2010

**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.

## **Quelle RCMI ? De la technique « step and shoot » à la RCMI en arcthérapie : point de vue du physicien.**

### **Which IMRT? From “step and shoot” to VMAT techniques: 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>, E. 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

<sup>b</sup> Inserm, U642, 35000 Rennes, France

<sup>c</sup> Université de Rennes-1, LTSI, 35000 Rennes, France

\*Auteur correspondant : Centre Eugène Marquis – Rue de La Bataille Flandres Dunkerque – CS 44229 – 35042 Rennes Cedex

Adresse e-mail : [c.lafond@rennes.fnclcc.fr](mailto:c.lafond@rennes.fnclcc.fr)

Téléphone : 02 99 25 31 27

Fax : 02 99 25 30 33

Titre courant

Quelle RCMI ? Point de vue du physicien.

## **Résumé**

La radiothérapie conformationnelle par 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 « step and shoot » (S&S) et « sliding window » (SW), et les techniques utilisant des 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 RCMI depuis sa planification dosimétrique jusqu'à sa réalisation. Nous comparons les performances du S&S et du 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. En pratique la meilleure technique RCMI à mettre en œuvre est avant tout celle que l'on maîtrise le mieux. La RCMI en arc constitue une optimisation des techniques de modulation d'intensité à condition que l'ensemble du processus de planification et de délivrance de la dose soit maîtrisé.

**Mots-clés** : modulation d'intensité, arcthérapie, VMAT

## **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. In practice the best IMRT technique to implement is the best controlled one. VMAT is an optimization of IMRT delivery techniques only if treatment planning and treatment delivery process are mastered.

**Keywords:** intensity modulated radiotherapy, arc therapy, VMAT

## 1. Introduction

En radiothérapie, les volumes cibles sont assez communément de forme concave avec souvent une proximité d'organes à risque (OAR) [5]. La combinaison de plusieurs faisceaux uniformes ou modifiés par la présence d'un « filtre en coin », conduisait à la réalisation des distributions de dose convexes (pour les fortes valeurs de doses) ; la réalisation de l'irradiation sur des volumes de forme concave ou proches d'OAR conduisait à surdoser des OAR ou des tissus sains dans les concavités. Brahme montre 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'OAR à éviter ; potentiel totalement vérifié aujourd'hui [3, 6]. Les techniques de radiothérapie conformationnelle par 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 « step and shoot » (S&S) et « sliding window » (SW), et les techniques utilisant des arcs, appelées IMAT pour « intensity modulated arc therapy » et VMAT pour « volumetric modulated arc therapy ».

Après un bref rappel des techniques de RCMI, nous allons discuter des contraintes liées à la mise en œuvre de la modulation d'intensité de sa planification dosimétrique à la réalisation du traitement en passant par les aspects de contrôle qualité. Une comparaison des techniques de modulation d'intensité par faisceaux stationnaires et par arc étayera notre discussion.

## 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 multi-lames (MLC) pour moduler le profil d'intensité du faisceau. Le bras de l'accélérateur reste fixe pendant l'irradiation ; en général de cinq à douze 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 PTV, 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 (figure 1), l'augmentation du nombre de faisceaux n'apportant pas d'amélioration majeure. Par contre dans le cas du traitement d'une paroi thoracique à forte concavité et de la chaîne mammaire interne irradiée par RCMI pour un cancer du sein gauche, douze 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 (figure 1).

#### 2.1.1 Technique type «step and shoot»

En RCMI type S&S l'irradiation se fait de manière séquentielle : 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 moniteurs 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.

#### 2.1.2 Technique type « sliding window »

En RCMI type SW 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.

## 2.2 RCMi par arcthérapie

L'arcthérapie avec modulation d'intensité, appelée intensity modulated arc therapy (IMAT) a été introduite par Yu en 1995 [30]. Cette technique associe initialement à la rotation continue du bras 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, à vitesse variable, variation du débit de dose et rotation du collimateur. En 2008, Otto a introduit le terme VMAT, pour volumetric modulated arc therapy, pour nommer cette nouvelle technique de modulation d'intensité[23]. La technique VMAT est maintenant implémentée par les constructeurs sur les accélérateurs linéaires d'électrons ; elle est appelée VMAT pour les accélérateurs de la marque Elekta<sup>TM</sup> et RapidArc<sup>®</sup> pour les accélérateurs de la marque Varian<sup>TM</sup>.

## 2.3 RCMi et 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 [7, 11]. 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 STIC IGRT. La dose générée par ces images doit être mesurée et prise en compte dans le traitement du patient. La dose due à une image 2D par faisceau 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 2D par faisceau kV. La dose due à un CBCT dépend des protocoles d'acquisition, elle varie de 16 à 80mGy à l'isocentre selon Murphy et al. [22].

# 3. Traitement en RCMi: de la planification dosimétrique à la réalisation du traitement

La qualité de traitement en RCMi va dépendre des performances de chaque élément de la chaîne de traitement ; en pratique on jugera de la qualité d'une technique 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 multi lames 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 ayant servi à la validation du modèle de calcul du TPS pour les techniques conformationnelles sans modulation d'intensité :

- Complément pour des champs de petites dimensions (généralement jusqu'à  $1 \times 1 \text{ cm}^2$ ),
- Mesure des profils de dose à grandes distances des limites géométriques des champs servant à la validation du modèle,
- Géométrie du MLC : épaisseur, arrondi des extrémités des lames, forme, position dans la tête de l'accélérateur,
- Caractéristiques dosimétriques des lames : transmission globale et inter-lames, pénombre,
- Capacité de déplacement des lames : déplacement au delà de l'axe, capacité d'interdigitation, capacité de déplacement d'un banc par rapport à l'autre.

La prise en compte de l'effet du MLC est primordiale pour les techniques de modulation d'intensité.

### 3.1.2 Evolution du Hardware

L'intégration de la RCMi nécessite une évolution de l'ensemble des systèmes informatiques: station de travail du TPS et du système d'enregistrement et de vérification des paramètres (Record and Verify : R&V), système réseau, système d'archivage des données.

La taille des fichiers correspondant un patient type passe d'environ 200 Mo pour un traitement sans modulation d'intensité à environ 750 Mo et 1 Go pour des traitements en RCMi « step and shoot » et VMAT respectivement (les chiffres donnés tiennent compte des plans nécessaires pour le contrôle qualité des plans de traitement en RCMi). Le nombre de paramètres faisceaux à définir et donc à optimiser augmente considérablement du « step and shoot » au VMAT. L'évolution des stations du TPS est indispensable pour garder des temps de calcul performants et donc adaptés à une utilisation en pratique quotidienne. A titre d'exemple pour l'optimisation inverse d'un cas prostate, le temps de calcul total passe de 4,5 min avec la technique « step and shoot » à 19,8 min avec la technique VMAT pour le TPS Pinnacle® version 9.0m de la société Philips® sur une station SUN Ultra Sparc IIICu 900MHz×2, mémoire vive 8 GB.

De plus l'association de l'IGRT aux techniques de RCMi génère une augmentation importante du volume de fichiers associés au patient. Un contrôle par deux clichés orthogonaux correspond à 2×2 Mo. Un contrôle par image 3D correspond à 50 Mo pour un CBCT (cone beam computed tomography).

### 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 par rapport aux techniques de RCMi par faisceaux stationnaires. De ce fait la qualité des traitements en VMAT, en termes de conformation de la dose au volume et cible et efficacité, doit être au moins aussi bonne qu'en technique S&S ou SW. Si ce n'est pas le cas, nous pouvons penser que le processus de mise en place du VMAT n'est pas idéal c'est-à-dire qu'un des éléments de la chaîne n'est pas optimal.

#### 3.1.3.1 Conformation de la dose

De nombreuses études dosimétriques comparent les techniques VMAT par rapport aux techniques de RCMi par faisceaux stationnaires, leurs conclusions sont hétérogènes. Dans le cas du traitement de la prostate, Weber et al. ont montré que le VMAT améliorerait la couverture du PTV et diminuait le volume de rectum et de vessie recevant des dose intermédiaires (35Gy) [32]. De nombreux auteurs ont montré que le VMAT permettait de mieux épargner les organes à risque avec une même dose au volume cible [10, 19, 25-27] pour différentes localisations. Mais d'autres équipes comme celle de Zhang ou celle de Kjaer-Kristoffersen observent respectivement une diminution de la couverture du volume cible et une diminution de l'homogénéité de la dose au volume cible en technique VMAT par rapport aux techniques par faisceaux stationnaires[19, 32].

La figure 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 géométries différentes : prostate, ORL en 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 pour des traitements de la sphère ORL et de la prostate.

#### 3.1.3.2 Dose aux tissus sains

L'augmentation des portes d'entrée des faisceaux en 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 rapport aux techniques de RCMi par faisceaux stationnaires [32]. 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 figures 2

et 3 et les tableaux 1 et 2 nous permettent d'observer ces écarts entre les techniques VMAT et S&S sur deux localisations : ORL et prostate.

### 3.1.4 Influence des éléments de la chaîne de traitement sur le résultat

#### 3.1.4.1 TPS : algorithme inverse et séquenceur

En RCMI la planification dosimétrique est de type inverse : l'utilisateur définit les objectifs de dose attendus pour le patient dans le TPS et le logiciel inverse optimise la fluence du faisceau et propose une combinaison position de lames - pondération en dose des faisceaux obéissant aux objectifs initiaux posés par l'utilisateur [1]. Avant de commencer le processus inverse, l'utilisateur doit définir l'énergie, le nombre et la position des faisceaux en technique « step and shoot » et « sliding window » ou des arcs en 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'itération, soit des paramètres de l'algorithme pour le séquençage des faisceaux, comme le nombre minimal d'UM par segment et l'aire minimale d'un segment pour la technique S&S, soit des paramètres correspondant aux objectifs dosimétriques, comme la dose minimale dans le volume cible ou la dose maximale à un organe à risque. L'influence de chacun de ces 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.

La qualité du résultat de la planification inverse est étroitement liée aux performances du logiciel inverse [13, 14]. Il est nécessaire d'avoir des critères d'évaluation pour analyser objectivement le résultat en termes de distributions de la dose aux volumes cibles, aux organes à risque et aux tissus sains mais aussi sur la qualité de la modulation des faisceaux : position des lames, nombre d'UM, répartition de la dose entre les faisceaux ou sur l'arc. 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 TPS en particulier dans les tissus présentant des fortes hétérogénéités comme les poumons ou les cavités ORL [15, 20].

#### 3.1.4.2 MLC

Le rôle du MLC dans la qualité du résultat est majeur car quelle que soit la technique de RCMI utilisée la modulation des faisceaux utilise la variation de la position des lames pendant le traitement. Le résultat de la dosimétrie en RCMI dépend des caractéristiques du MLC et de leur paramétrage dans le TPS [29] : géométrie, caractéristiques, possibilités de déplacement des lames. Le choix du collimateur pour les techniques de modulation d'intensité doit être appuyé sur le type de localisations traitées. 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 ( $< 20 \text{ cm}^3$ ) et/ou présentant de fortes discontinuités de forme. Pour le traitement par RCMI de volumes de grandes dimensions, il est nécessaire d'avoir un collimateur multi-lames qui offre le maximum de possibilités de déplacement des lames et donc la possibilité de créer des fluences modulées sur des dimensions importantes.

La figure 5 montre la distribution des isodoses obtenues pour des plans type VMAT réalisés avec deux types de collimateur de la société Elekta: le MLCi2 ayant des lames de 10 mm d'épaisseur à l'isocentre (champ maximal de  $40 \times 40 \text{ cm}^2$ ) et le Beam Modulator ayant des lames de 4 mm d'épaisseur à l'isocentre (champ maximal de  $16 \times 21 \text{ cm}^2$ ).

En RCMI, beaucoup d'unités moniteur (UM) sont délivrées avec des lames présentes dans 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.

## 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'unités moniteurs nécessaires pour délivrer la dose est variable en fonction de la technique de modulation d'intensité. La technique SW délivre de 15 à 50% d'UM en plus que la technique S&S, selon la méthode mise en œuvre [2, 8]. La figure 4 reporte le nombre d'UM en technique S&S et en technique VMAT en cas d'irradiation ORL et prostate respectivement. Cette diminution du nombre d'UM en VMAT entraîne une diminution de la dose transmise au travers du 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'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 [12, 17, 31]. La mise en place du VMAT nécessite une adaptation des contrôles qualité permettant de vérifier les performances de l'accélérateur dans les conditions d'irradiation du VMAT [4, 9, 21]. En RCMI, les contrôles qualité principaux 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 patient.

### 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. En VMAT ce contrôle doit être réalisé 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. Quel que soit le sens de rotation et le débit de dose, les critères d'homogénéité et de symétrie du faisceau délivré en arc sont les mêmes que pour les faisceaux stationnaires (AFSSAPS).

#### 4.1.2 Précision dosimétrique en rotation

Le contrôle de la précision dosimétrique en rotation est souhaitable en technique de délivrance par faisceaux stationnaires et indispensable en technique de délivrance par arc. 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, les écarts observés doivent rester inférieurs à 1 mm au niveau de l'isodose 50%. Un exemple de ce contrôle est donné figure 6.

#### 4.1.3 Précision de positionnement des lames 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 « step and shoot », en dynamique pour les techniques « sliding window » et VMAT. En 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, et l'effet des modes de déplacement des lames. Plusieurs modèles de déplacement des lames sont réalisés :

- 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 inter-lames. La figure 7 montre un exemple de contrôle, mise en place au Centre Eugène Marquis, réalisé par film argentique type XomatV (Kodak) pour vérifier l'effet du mode de déplacement 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 MLC-Dose-Rotation 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. 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 bras. Les écarts entre les profils des champs générés avec ces différentes combinaisons et les profils de champs de même taille délivrés de façon statique (lames, bras et débit de dose fixes) doivent restés 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 qualité 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 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 quotidien 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.

### 4.2 Contrôle qualité de la réalisation des plans de traitement

#### 4.2.1 Cohérence dose calculée / dose mesurée

Quelles que soit les techniques de modulation d'intensité, la cohérence entre la dose calculée par le TPS 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 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 ne sont réalisées qu'en 2D et la reconstruction de la dose en 3D repose sur des méthodes d'extrapolation. Actuellement le film argentique constitue toujours le détecteur de référence lors de la mise en place de technique RCMI. C'est le détecteur plan qui offre la meilleure résolution et la meilleure fiabilité de mesure.

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 [31]. Dans notre exemple en 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%/3mm 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 les consignes, points de contrôles, données à l'accélérateur sont échantillonnées. Par exemple un arc de 360 degrés est échantillonné par le TPS en 90 positions de bras espacés de 4 degrés. Entre deux points de contrôle l'accélérateur va gérer lui-même le positionnement et la vitesse du bras et des lames, la variation du débit de dose et la délivrance des unités moniteurs. 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 (figure 8) par rapport aux valeurs relevées lors du contrôle initial. 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%/2mm.

### 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 : i) homogénéité et symétrie du faisceau soit stationnaire soit en arc, j) précision dosimétrique en rotation, k) précision de positionnement du MLC, l) synchronisation MLC- 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 ceci implique i) d'améliorer le processus afin de que la dose délivrée soit le plus proche possible de la dose prescrite j) de limiter la variabilité du processus. Ceci 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 [16, 18, 24]. Dans la pratique quotidienne,

l'assurance qualité est rarement abordée de cette manière par les radiophysiciens. 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, type MSP [28]. La figure 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 en VMAT est a 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. Le VMAT apporte une réduction du temps de délivrance de la dose permettant de garder un temps de traitement inférieur à 5 min. Toutes ces remarques sont valables 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 sur les localisations pour lesquelles : i) il n'y a pas de fortes contraintes de modulation, j) l'utilisateur souhaite remplacer le filtre coin par une modulation plus personnalisée du faisceau, k) les cibles sont peu mobiles. Les limites parfois constatées dans l'utilisation du VMAT sur certaines chaînes de traitement s'expliquent le plus souvent par le manque de performances de certains TPS sur l'optimisation des paramètres nécessaires à la réalisation du traitement.

Alors selon le physicien, quelle RCMI ? Celle qui est la mieux maîtrisée au niveau de la planification dosimétrique des plans de traitement et au niveau du contrôle et du suivi des performances de l'accélérateur linéaire. Dans une première étape il sera toujours plus facile de maîtriser une technique de modulation d'intensité utilisant uniquement le mouvement des lames du collimateur.

## 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, Ailleres N, Llacer MC, Hay MH, Dubois JB, Fenoglietto P. [Conformal intensity modulated radiation therapy for localized prostate cancer: Toward a new 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, Schmit-Ullrich R, De Neve W., Weaver R. *Image-Guided IMRT*. Springer; 2006.
- [6] Brahme A, Roos JE, Lax I. Solution of an integral equation encountered in rotation therapy. *Phys Med Biol* 1982;27 : 1221-9.
- [7] Cazoulat G, de CR, Simon A, Louvel G, Manens JP, Lafond C, et al. [Quantification of the volumetric benefit of image-guided radiotherapy (IGRT) in prostate cancer: margins and presence probability map]. *Cancer Radiother* 2009;13 : 365-74.
- [8] 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.
- [9] Chui CS, Spirou S, Losasso T. Testing of dynamic multileaf collimation. *Med Phys* 1996;23 : 635-41.
- [10] Clivio A, Fogliata A, Franzetti-Pellanda A, Nicolini G, Vanetti E, Wyttenbach 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.
- [11] de CR, 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.
- [12] 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.
- [13] 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.

- [14] 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.
- [15] 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.
- [16] Francois P, Lartigau E. [Risk analysis in radiotherapy]. *Cancer Radiother* 2009;13 : 574-80.
- [17] 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.
- [18] Gerard K, Grandhaye 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.
- [19] Kjaer-Kristoffersen F, Ohlhues L, Medin J, Korreman S. RapidArc volumetric modulated therapy planning for prostate cancer patients. *Acta Oncol* 2009;48 : 227-32.
- [20] 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.
- [21] 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.
- [22] Murphy MJ, Balter J, Balter S, BenComo JA, Jr., 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.
- [23] Otto K. Volumetric modulated arc therapy: IMRT in a single gantry arc. *Med Phys* 2008;35 : 310-7.
- [24] Pawlicki T, Whitaker M, Boyer AL. Statistical process control for radiotherapy quality assurance. *Med Phys* 2005;32 : 2777-86.
- [25] 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* 2009.
- [26] 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, hypopharynx and larynx: a treatment planning comparison with fixed field IMRT. *Radiother Oncol* 2009;92 : 111-7.

- [27] 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.
- [28] Villani N, Gerard K, Marchesi V, Huger S, Francois P, Noel A. [Statistical process control applied to intensity modulated radiotherapy pretreatment controls with portal dosimetry]. *Cancer Radiother* 2010;14 : 189-97.
- [29] Wu VW. Effects of multileaf collimator parameters on treatment planning of intensity-modulated radiotherapy. *Med Dosim* 2007;32 : 38-43.
- [30] Yu CX. Intensity-modulated arc therapy with dynamic multileaf collimation: an alternative to tomotherapy. *Phys Med Biol* 1995;40 : 1435-49.
- [31] Zefkili S, Tomsej M, Aletti P, Bidault F, Bridier A, Marchesi V, et al. [Recommendations for a head and neck IMRT quality assurance protocol]. *Cancer Radiother* 2004;8 : 364-79.
- [32] 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* 2009.

**Tableau 1**

Relevés dosimétriques moyens (pour 10 patients) des plans « step and shoot » et VMAT et écart relatif pour des irradiations de la prostate.

**Table 1**

Average dosimetric data (10 patients) for “step and shoot” and VMAT planning for prostate cases.

Valeurs moyennes	Step and shoot	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>PTV2 (Prostate)</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 %	0,26
<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

**Tableau 2**

Relevés dosimétriques moyens (pour 10 patients) des plans « step and shoot » et VMAT et écart relatif pour des irradiations ORL.

**Table 2**

Average dosimetric data (10 patients) for “step and shoot” and VMAT planning for Head and Neck cases.

Valeurs moyennes	Step and shoot	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>PTV1</b>				
Dmin = D98% (Gy)	48,4	48,7	0,6 %	0,441
Dmax = D2% (Gy)	60,3	60,6	0,5 %	0,507
Dose moyenne (Gy)	55,1	55,3	0,5 %	0,073
V95% (%)	88,3	88,4	0,1 %	0,508
<b>PTV2</b>				
Dmin = D98% (Gy)	54,0	53,4	-1,2 %	0,172
Dmax = D2% (Gy)	67,1	67,3	0,2 %	0,326
Dose moyenne (Gy)	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</b>				
Dmax = D2% (Gy)	38,3	37,5	-2,3 %	0,241
Dose moyenne (Gy)	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

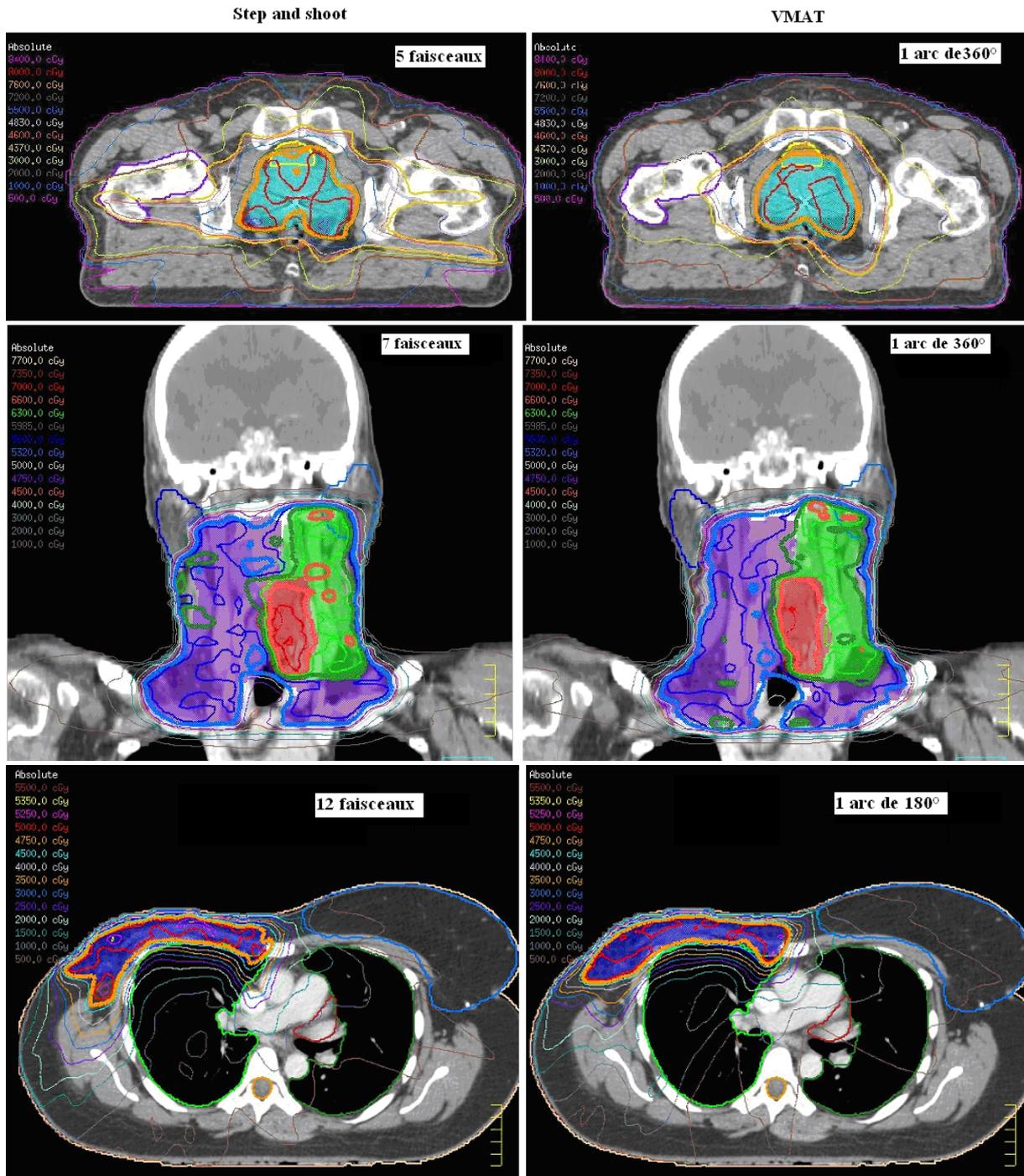
**Tableau 3**

Temps de délivrance de la dose pour des plans « step and shoot » et VMAT et écart relatif pour différentes localisation.

**Table 3**

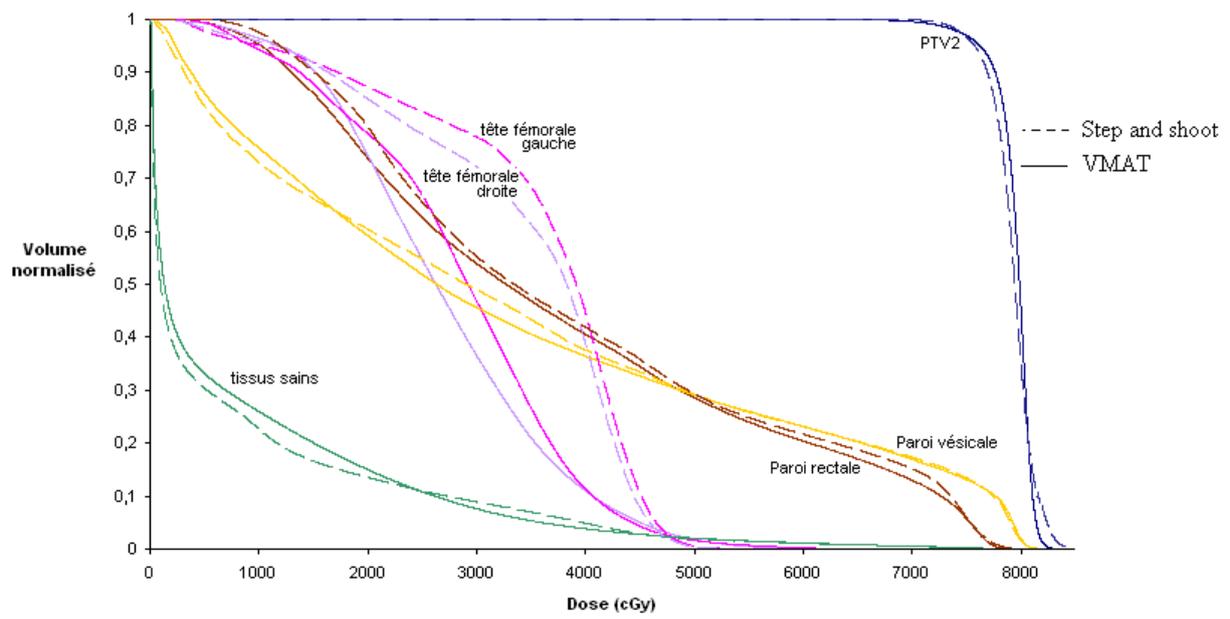
Treatment time for “step and shoot” and VMAT plans for various localisations.

<b>Temps délivrance traitement</b>	<b>Step and shoot</b>	<b>VMAT</b>	<b>Ecart relatif</b>
Prostate	4 min	2 min	-50%
ORL	10 min	4 min	-60%
Paroi et chaîne mammaire interne	11 min	3 min	-73%
Rectum	8 min	5 min	-38%
Endomètre et chaîne lombo-aortique	10 min	5 min	-50%



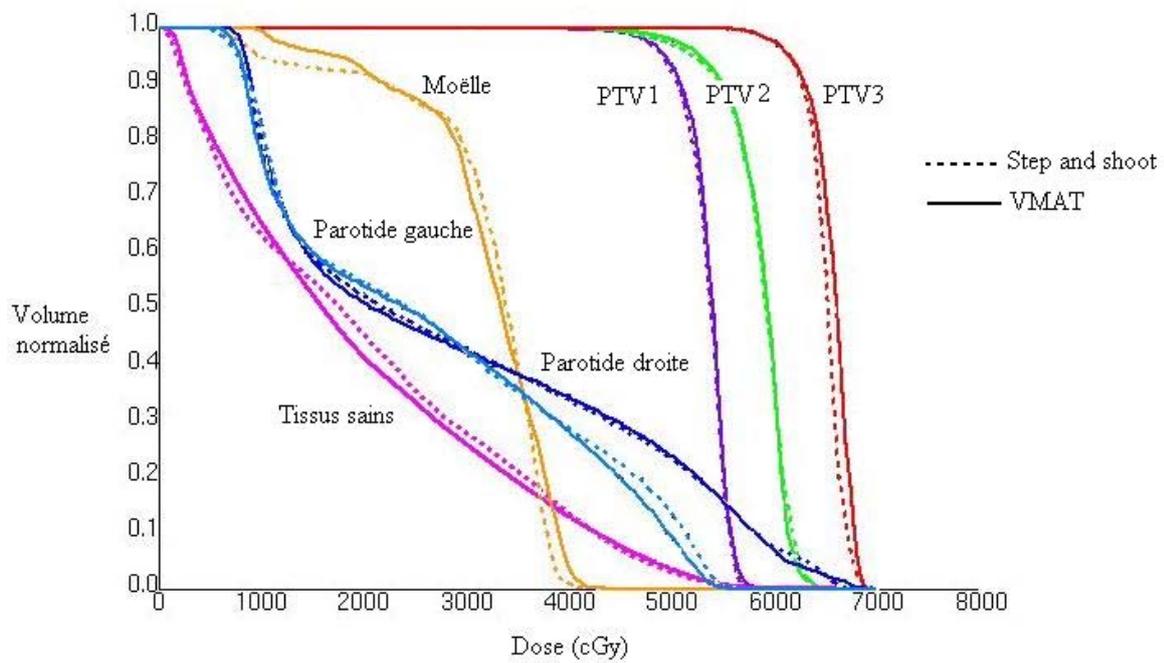
**Fig. 1.** Distribution de dose correspondant à la technique S&S à gauche et au VMAT à droite pour trois localisations : prostate, ORL en boost intégré, paroi avec chaîne mammaire interne. Le nombre de faisceaux en S&S et le nombre et la taille de l'arc en VMAT sont précisés.

**Fig. 1.** Dose distribution corresponding to a “step and shoot” IMRT (left) and VMAT (right) in case of prostate, simultaneous integrated boost for head and neck and chest wall treatments.



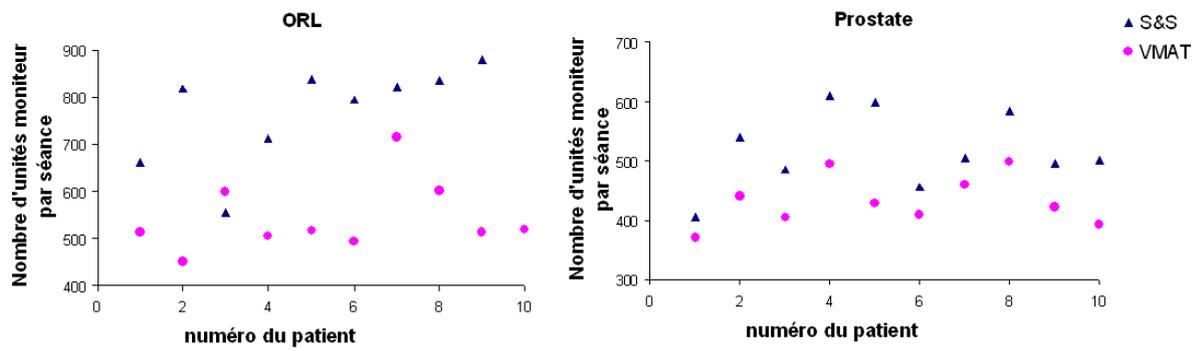
**Fig. 2.** Histogramme Dose-Volume moyen (pour 10 patients) pour des plans VMAT et « step and shoot » en cas d'irradiation à la dose de 80Gy dans la prostate.

**Fig. 2.** Average Dose Volume Histogram (10 patients) comparing VMAT and "step and shoot" IMRT planning in case of 80Gy in the prostate.



**Fig. 3.** Histogramme Dose-Volume pour 1 cas ORL réalisé en VMAT et en step and shoot en cas d'irradiation en boost intégré

**Fig. 3.** Dose Volume Histogram for Head and Neck case comparing VMAT and "step and shoot" IMRT planning in case of simultaneous integrated boost.

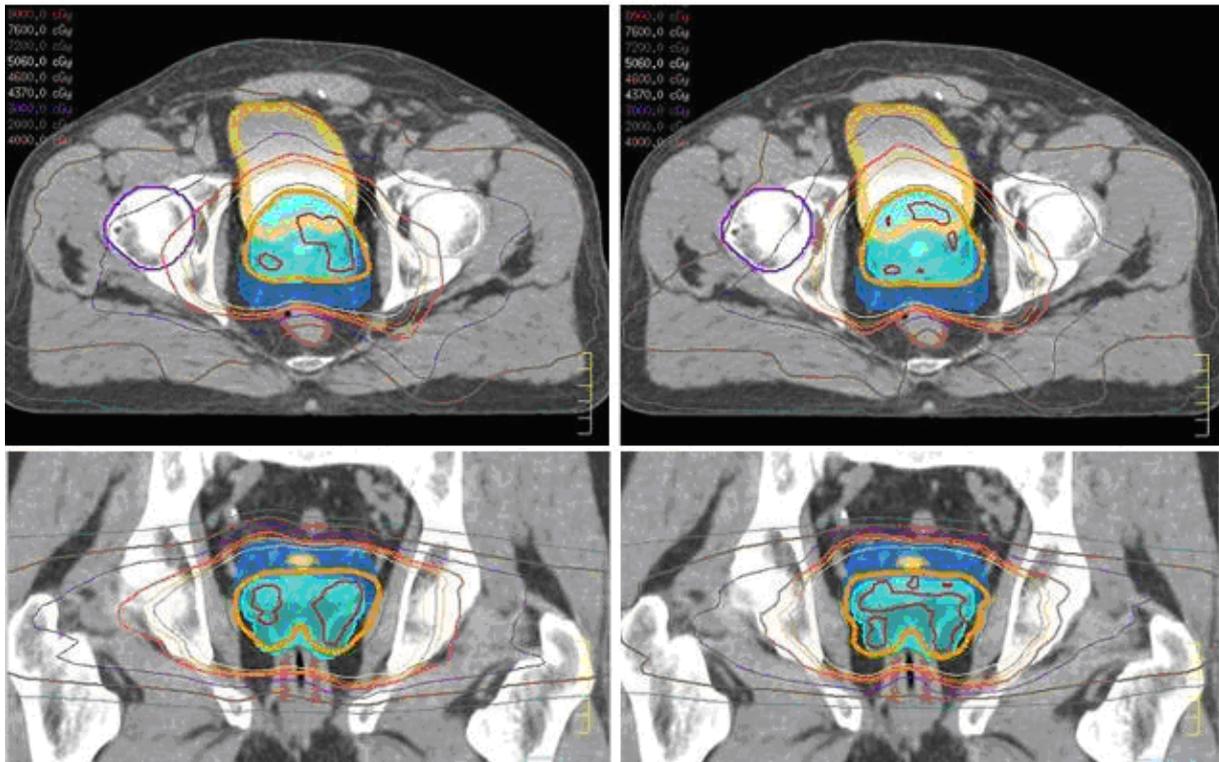


**Fig. 4.** Nombre total d'unités moniteur pour chaque patient ORL, par technique (pour une séance).

**Fig. 4.** Number of monitor units delivered for each H&N patient and by each IMRT technique (for one fraction).

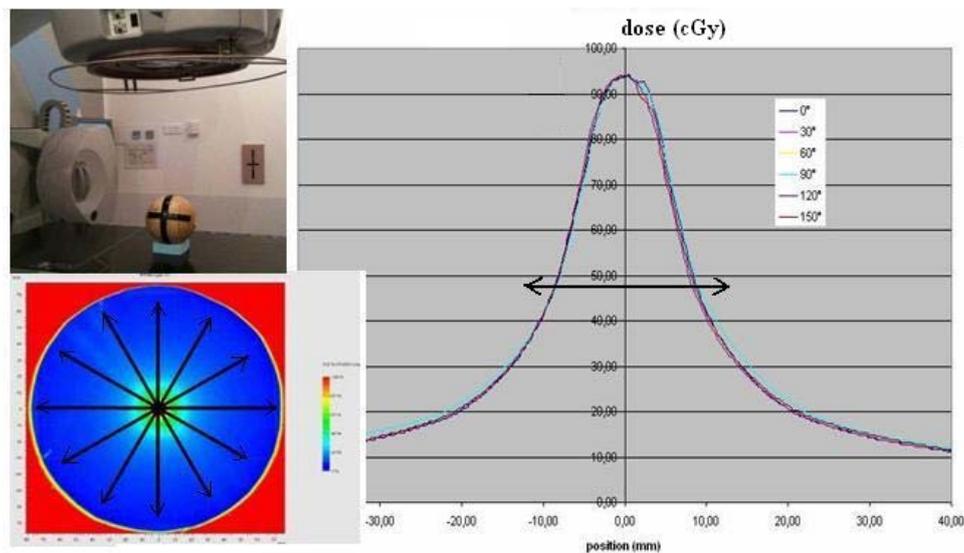
**collimateur MLCi2**

**collimateur Beammodulator**



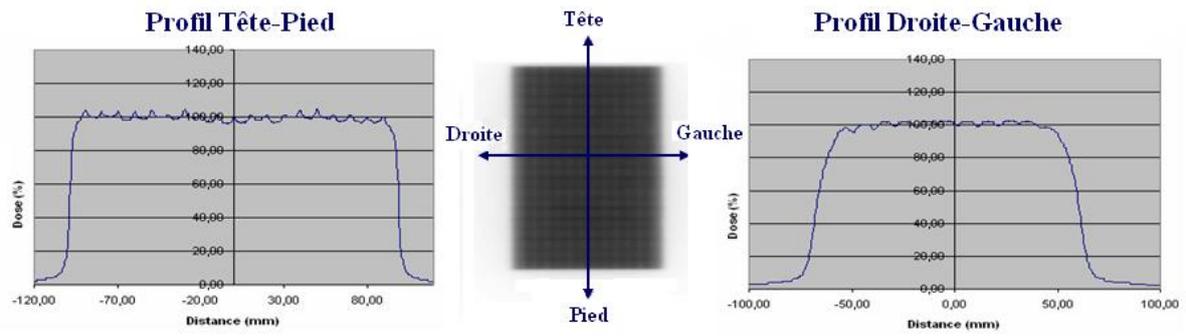
**Fig. 5.** Distributions de dose réalisées avec le MLCi2 (à gauche) et le Beam Modulator (à droite), dans des coupes transversales (en haut) et coronales (en bas) pour un cancer de la prostate traité à 80 Gy

**Fig. 5.** Dose distributions obtained with the MLCi2 (on the left) and the Beam Modulator (on the right), in transverse (at the top) and coronal (at the bottom) slices, for a total dose of 80 Gy for prostate treatment.



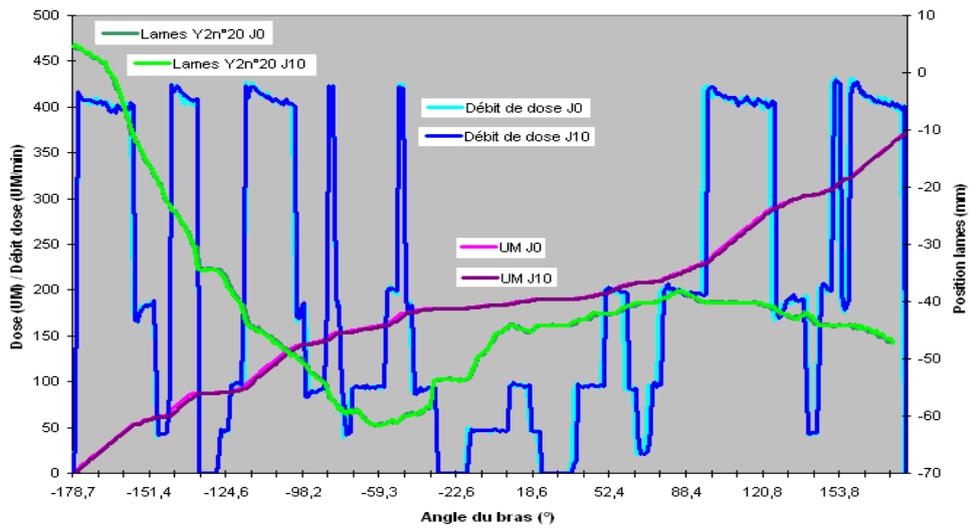
**Fig. 6.** Contrôle de la précision dosimétrique en rotation. En haut à gauche : fantôme sphérique dans lequel un film est inséré. En bas à gauche : image du film sur lequel plusieurs profils sont tracés. A droite : superposition des profils pour l'analyse des écarts au niveau du 50% de dose.

**Fig. 6.** Control of rotational dosimetric accuracy. Upper left: spherical phantom with a film inside. Down left: a picture of the film, with several profiles represented. On the right: profiles' superposition.



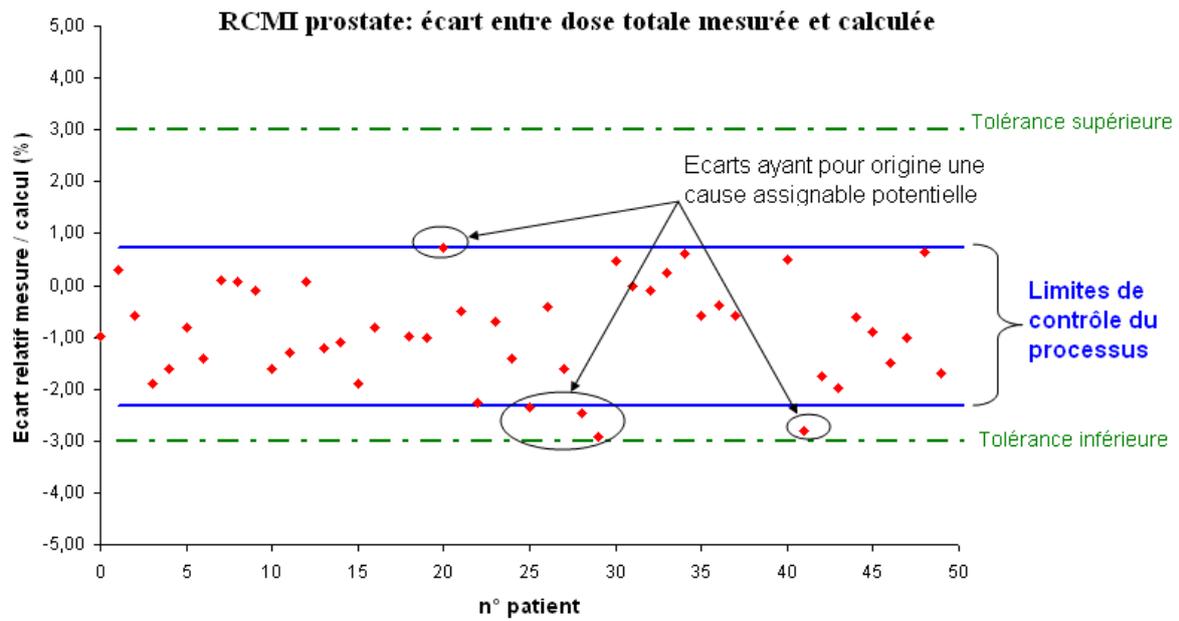
**Fig. 7.** Contrôle par film argentique de l'effet du mode de déplacement type slide and shoot sur le profil de dose du faisceau.

**Fig. 7.** Control of the slide and shoot motion effect on dose profile, using an argentic film.



**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.

**Fig. 8.** Graph with several machine parameters (leaf position, dose rate and number of monitor units), as a function of gantry angle for two times: J0 and J10.



**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 traités par technique RCMI type « Step & Shoot ».

**Fig. 9.** Control chart for relative differences between the dose values measured by ionisation chamber in an anthropomorphic phantom and the calculations performed with the TPS concerning 50 prostate cases irradiated with a step-and-shoot technique.