



SOCIÉTÉ FRANÇAISE DE PHYSIQUE MÉDICALE

Association régie par la loi du 1^{er} Juillet 1901

Contrôles de qualité en radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité

RAPPORT SFPM N°26
Janvier 2010

Société Française de Physique Médicale.
Institut Curie – 26 rue d'Ulm 75248 Paris cedex 05
Adresse site web SFPM



SOCIÉTÉ FRANÇAISE DE PHYSIQUE MÉDICALE

Association régie par la loi du 1^{er} Juillet 1901

Contrôles de qualité en radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité

RAPPORT SFPM N°26
Août 2009

Edité par : Société Française de Physique Médicale.
Institut Curie – 26 rue d'Ulm 75248 Paris cedex 05 – Site internet

AUTEURS DU RAPPORT DU GROUPE DE TRAVAIL

Coordinateur

Danielle Valinta Centre René Huguenin Saint-Cloud

Jérôme Caron Institut Bergonie Bordeaux

Dominique Corsetti Hôpital Lyon Sud Lyon

Catherine Dejean Institut Bergonie Bordeaux

Serge Marcié Centre Antoine Lacassagne Nice

Jocelyne Mazurier Groupe Oncorad Garonne Toulouse

Suzanne Naudy Centre GF Leclerc Dijon

Anne Poinsignon Centre René Huguenin Saint-Cloud

Selecteurs

Hélène Aget Hôpital Bretonneau Tours

Vincent Marchesi Centre Alexis Vautrin Vandoeuvre/Nancy

Laure Vieillevigne Institut Claudius Regaud Toulouse

1. INTRODUCTION	8
2. PRINCIPE DE LA RCMI :	10
2.1. Modes de production de faisceaux modulés	10
2.1.1. Les compensateurs physiques	10
2.1.2. Modulation d'intensité par modification automatique du champ par MLC	10
2.1.3. Arc thérapie à intensité modulée	10
2.1.4. Tomothérapie hélicoïdale	11
2.2. Réalisation pratique de la modulation d'intensité par MLC	12
2.2.1. Mode statique	12
2.2.2. Mode dynamique	13
2.3. Les collimateurs multi-lames	13
2.3.1. Caractéristiques des principaux collimateurs multi-lames	13
2.3.2. Influence des caractéristiques des MLC sur la distribution de dose avec modulation d'intensité	13
2.3.2.1. Transmission	15
2.3.2.2. Focalisation	15
2.3.2.3. Profil latéral des lames	15
2.3.2.4. Précision de la position des lames	16
2.3.2.5. Vitesse de déplacement des lames	17
2.4. Système de planification inverse	17
2.4.1. Configuration du système	17
2.4.2. Système de planification inverse	18
2.4.2.1. L'optimisation	18
2.4.2.2. La segmentation ou séquencement.	21
2.4.3. Calcul de dose.	22
3. CONTROLE DE QUALITE DE L'ACCELERATEUR	23
3.1. Pré-requis	23
3.2. Linéarité de la chambre moniteur	23
3.3. Symétrie et homogénéité	24
4. CONTROLE QUALITÉ DES COLLIMATEURS MULTILAMES	25
4.1. Pré-requis	25
4.2. Calibration absolue des lames	27
4.2.1. Méthode Siemens	27
4.2.2. Méthode Elekta	27
4.2.3. Méthode Varian	27
4.3. Mode statique	28
4.3.1. Alignement et positionnement des lames	28
4.3.1.1. Test qualitatif	28
4.3.1.2. Test quantitatif	29
4.3.2. Comparaison position réelle / position demandée du banc de lames	30
4.3.3. Récapitulatif des contrôles en mode statique	31
4.4. Mode dynamique	32
4.4.1. Vérification du positionnement des lames : Test du « Garden Fence »	32
4.4.2. Stabilité du repositionnement des lames : Test de la fenêtre glissante (Top dynamique)	33
4.4.3. Vérification de la stabilité de la vitesse des lames.	35
4.4.4. Transmission des lames	37

4.3.4.1. Transmission principale	37
4.3.4.2. Décalage dosimétrique (Transmission additionnelle)	38
4.4.4. Vérification du contrôleur du MLC	39
4.4.5. Récapitulatif des contrôles en mode dynamique	40
5. CONTROLE DE QUALITE DU SYSTEME DE PLANIFICATION DU TRAITEMENT	42
5.1. Pré-requis	42
5.2. Tests spécifiques à la RCMI	42
5.3. Exemple en mode dynamique : Test de la chaise	42
5.3.1. Méthode	42
5.3.2. Résultats	43
6. CONTROLE DE QUALITE DU PLAN DE TRAITEMENT	44
6.1. Objectif	44
6.1.1. Méthode globale	44
6.1.2. Méthode faisceau par faisceau	44
6.2. Matériels et solutions logicielles nécessaires	44
6.2.1. Le fantôme	44
6.2.2. Les détecteurs	45
6.2.2.1. La chaîne de mesure d'ionisation	45
6.2.2.2. Les détecteurs 2D	46
6.2.3. Les logiciels de comparaison de distribution de dose	48
6.2.4. Les indices d'évaluation	49
6.2.4.1. Le gamma Index	49
6.2.4.2. Le NAT (Normalized Agreement Test)	51
6.2.4.3. Le NAT index	51
6.3. Mesure de la dose absolue ponctuelle	51
6.3.1. Méthode globale	52
6.3.2. Méthode faisceau par faisceau	52
6.4. Contrôle de la distribution de dose	53
6.4.1. Méthode globale	54
6.4.2. Méthode faisceau par faisceau	55
6.5. Calcul indépendant du nombre d'unités moniteur	55
7. VERIFICATION DU TRAITEMENT	57
7.1. Vérification pré-traitement	57
7.2. Repositionnement du patient pendant le traitement	57
7.2.1. Approche 2D	58
7.2.2. Approche 3D	59
7.2.3. Vérification du traitement : contrôle du séquençage des lames	59
7.2.4. Mesures in vivo	59
7.2.4.1. Utilisation de l'EPID pour la dosimétrie in vivo	60
7.2.4.2. Exploitation des fichiers log	60
8. MOYENS HUMAINS NECESSAIRES A LA MISE EN ŒUVRE DE LA RCMI	61
9. RESUME DES RECOMMANDATIONS POUR LA MISE EN ŒUVRE DE LA RCMI	62

9.1. Caractéristiques minimales des matériels	62
9.2. Tolérances des contrôles des plans de traitement	62
9.3 Fréquence des contrôles des plans de traitement	62
BIBLIOGRAPHIE	63
LEXIQUE	69

Avant propos

Le rapport N°26 de la Société Française de Physique Médicale (SFPM) « Contrôles de qualité en radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité » est un guide particulièrement complet des différents contrôles pouvant être réalisés pour la mise en place de la radiothérapie conformationnelle 3D avec Modulation d'Intensité (RCMI). La description des différentes techniques de modulation d'intensité y compris les nouvelles technologies telles que l'IMAT ou la tomothérapie et des contrôles spécifiques concernant aussi bien les équipements que les accélérateurs linéaires est une aide précieuse pour les futurs acquéreurs d'accélérateurs qui pourront ainsi définir précisément leurs besoins en termes d'assurance qualité pour la mise en œuvre de la RCMI.

Ce document de référence pourra être utilisé à la fois par les physiciens nouveaux dans la technique et par les physiciens plus expérimentés.

Il est important de bien souligner que les tests et contrôles de qualité proposés dans ce rapport sont susceptibles de devoir être adaptés aux appareils de nouvelle génération. Ceci est parfaitement signalé par les auteurs dans le document et validé par un groupe de relecteurs.

L'exhaustivité des contrôles proposés, des techniques d'analyse et des matériels ne seront pas accessibles à la totalité des utilisateurs mais ils représentent un idéal dans l'état actuel des règles de l'art vers lequel chaque établissement devrait tendre, dans la mesure de ses compétences et de ses moyens humain et matériel. Les contrôles décrits s'insèrent dans le programme d'assurance qualité mis en place dans chaque service et il est de la responsabilité de chaque physicien de juger quels sont les contrôles adaptés à la RCMI. De la même façon, il ne peut constituer un document opposable aux utilisateurs mais il doit demeurer un document de référence à l'égal des documents portant sur la même thématique et rédigés par des sociétés scientifiques homologues (AAPM,...).

Le conseil scientifique tient à souligner la qualité de ce travail qui pourra révéler toute son utilité pour la mise en place de la radiothérapie conformationnelle 3D avec Modulation d'Intensité.

Le conseil scientifique de la SFPM.

Véronique Dedieu (coordinatrice),
Céline Bramoulé,
Olivier Caselles,
Brigitte Lacaze,
Jocelyne Mazurier.

1. INTRODUCTION

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

La mise en œuvre de ces techniques complexes nécessite des contrôles de qualité rigoureux suivant des procédures strictes de façon à contrôler la sécurité et la précision des traitements appliqués aux patients [ESTRO 2008].

Le but de ce rapport est de présenter les différents types de modulation d'intensité et de proposer un guide pour la mise en place de la RCMI en vue de son application en développant notamment les différents processus de contrôle de qualité, adaptés à chaque technique [Mazurier 2002], [Ezzell 2003].

Il vient en complément des rapports édités par la SFPM, sur le contrôle de qualité de collimateur multi-lames (MLC) [Rapport SFPM 2003].

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

La chaîne de traitement inclut le système de planification des traitements (SPT) [IAEA 2004], [ESTRO 2004], le séquenceur, le réseau de transfert des paramètres, le contrôleur du MLC, l'accélérateur linéaire d'électrons (Décision du 27 juillet 2007 fixant les modalités du contrôle de qualité interne des installations de radiothérapie externe). En sus des contrôles standards relatifs à la RTC3D, certains éléments de cette chaîne (séquenceur par exemple) ne peuvent être contrôlés qu'indirectement par la vérification globale en bout de chaîne : mesure expérimentale sur des cas tests.

Dans son application clinique la RCMI nécessite également des contrôles de qualité lors des différentes étapes de sa réalisation.

Enfin, le dernier pré-requis au développement de la RCMI concerne l'organisation institutionnelle et les ressources humaines de chaque service. Une dotation en nombre suffisant de l'équipe en personnels qualifiés (médecins, physiciens, techniciens) ainsi que l'acquisition d'équipements adaptés sont indispensables. La maîtrise de la RTC3D est un pré-requis au démarrage d'une activité de RCMI. En particulier, il est indispensable de maîtriser les techniques de contention et de repositionnement des patients, de contourage des volumes cibles et organes à risques ainsi que la définition des objectifs dosimétriques (dose prescrite et doses limites aux organes à risque).

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

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

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

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

Le chapitre sept est consacré au CQ de la réalisation du traitement.

Enfin le chapitre huit met l'accent sur le temps, les ressources humaines et les moyens matériels nécessaires à la mise en pratique de la RCMI et le chapitre neuf résume les recommandations développées.

Il est à noter que les performances des accélérateurs linéaires d'électrons et parallèlement celles des systèmes de planification évoluent très rapidement et qu'en conséquence les tests et contrôles de qualité proposés dans ce rapport sont susceptibles de devoir être adaptés aux appareils de nouvelle génération.

2. PRINCIPE DE LA RCMI :

2.1. Modes de production de faisceaux modulés

La modulation de la fluence couramment désignée par modulation d'intensité peut être réalisée soit par l'utilisation d'un collimateur multi-lames ou d'un accessoire qui filtre de manière sélective la quantité de rayonnement émise par l'accélérateur linéaire d'électrons ou bien directement par la modification de la quantité de rayonnement émise par l'accélérateur linéaire d'électrons dans une direction donnée voire par la combinaison de ces deux modes.

L'utilisation de plusieurs faisceaux modulés d'incidence fixe est la méthode la plus utilisée en pratique clinique pour délivrer la distribution de dose aux niveaux des organes d'intérêt.

2.1.1. Les compensateurs physiques

Historiquement, il s'agit du premier mode de modulation d'intensité, il est basé sur l'atténuation sélective du faisceau par interposition d'un filtre d'épaisseur variable placé à la sortie du collimateur principal.

La production des compensateurs individuels pour chaque champ peut être un processus laborieux et le temps de traitement total est augmenté de part la diminution du débit liée à la présence du matériau atténuateur [Jiang 1998], [Chang 2000a], [El Balaa 2004].

De plus, le passage du faisceau à travers le matériau compensateur modifie le spectre en énergie de celui-ci. La prise en compte de cette modification, variable en fonction de l'épaisseur du matériau traversé, est délicate et peut être entachée d'une forte incertitude.

2.1.2. Modulation d'intensité par modification automatique du champ par MLC

Elle est réalisée actuellement avec les MLC pilotés informatiquement. Ainsi, au cours de la séance, les lames du MLC occupent successivement des positions différentes de manière à n'exposer chaque partie du champ que pendant le temps nécessaire pour obtenir la dose voulue au point considéré.

L'interruption de la production de rayonnement pendant le temps de transit des lames définit le mode statique, tandis que la continuité de l'émission du rayonnement pendant le déplacement des lames définit le mode dynamique.

2.1.3. Arc thérapie à intensité modulée

Pendant la production du faisceau, le bras de l'accélérateur linéaire d'électrons linéaire décrit un ou plusieurs arcs tandis que le collimateur multi-lames est programmé pour une séquence de formes de champs complexes.

Dans le cas d'IMAT (Intensity Modulated Arc Therapy), un arc est défini par deux positions extrêmes entre lesquelles le faisceau est présent tout au long de la séquence, la position des lames pouvant être modifiée tous les cinq degrés. Lorsque plusieurs arcs de traitement sont nécessaires pour délivrer la dose prescrite, cette technique peut allonger de façon non négligeable la durée des séances [Yu 1995], [Crooks 2003].

Différents constructeurs proposent actuellement ce type de solution : RapidArc (Varian) (un point de contrôle tous les deux degrés), VMAT (Volumetric Modulated Arc Therapy : Elekta) qui permet une délivrance rapide du traitement associée à une imagerie de contrôle.

2.1.4. Tomothérapie hélicoïdale

Le principe (Figure 1(a)) consiste en un accélérateur linéaire d'électrons compact (énergie nominale de 6 MV) et d'une série de détecteurs pour la scanographie de haute énergie (MVCT) montés en opposition sur un bras en anneau qui tourne autour du patient (Figure 1(b)). Cette configuration permet la réalisation à la fois des traitements mais aussi d'une imagerie scanner MV.

Le faisceau produit par l'accélérateur linéaire d'électrons est collimaté en faisceau étroit par un système de mâchoires. L'intensité du faisceau est ensuite modulée par un collimateur multilames pneumatique binaire composé de 64 lames en quinconce (dimension à l'isocentre 0.625cm) (Figure 1(c)). Cette modulation est réalisée en faisant varier la fraction du temps d'ouverture de chacune des lames [Balog 2003].

La modulation varie avec l'angle du bras selon 51 projections par révolution, soit une projection tous les 7°. Le bras tourne à vitesse constante avec une période de rotation allant de 15 à 60 secondes [Tomsej 2006].

La capacité du bras à tourner de façon continue couplée à la translation longitudinale constante simultanée de la table permet de faire des traitements en hélice de façon comparable à l'acquisition des images par un scanographe hélicoïdal diagnostique habituel (Figure 1(d)).

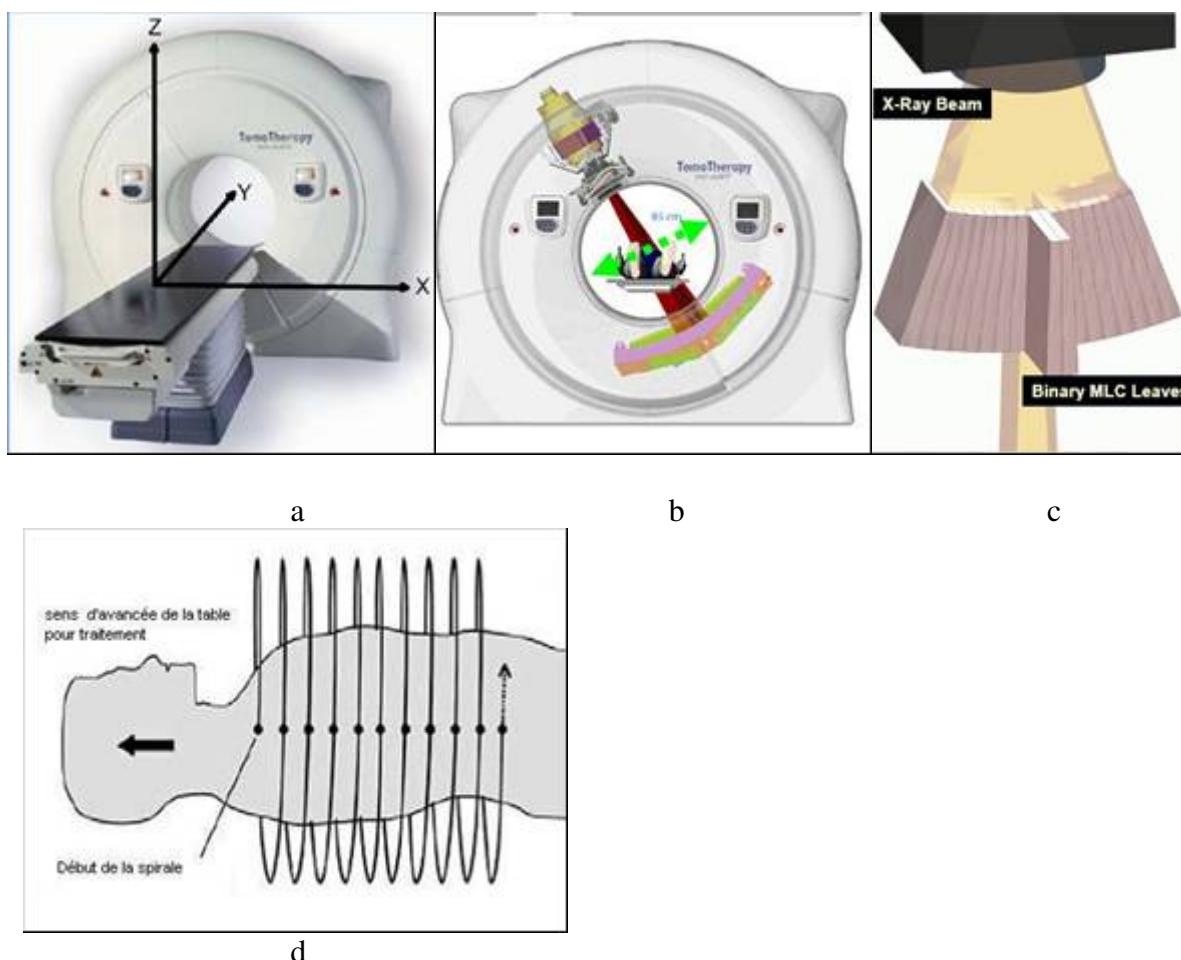


Figure 1 : Principe de la Tomothérapie hélicoïdale (Tomotherapy©)

Le système de Tomothérapie hélicoïdale a été conçu et développé par le groupe de recherche dirigé par R. Mackie et P. Reckwerdt, University of Wisconsin, Etats-Unis [Mackie 1993].

2.2. Réalisation pratique de la modulation d'intensité par MLC

On distingue la modulation d'intensité par déplacement discontinu des lames (mode statique dit « step and shoot ») et la modulation d'intensité par déplacement continu des lames (mode dynamique) [Chui 2001].

2.2.1. Mode statique

Il s'agit de la superposition de champs de formes complexes avec déplacement discontinu des lames et arrêt d'irradiation du faisceau entre deux mouvements des lames (mode segmentaire statique) [Galvin 1993], [Bortfeld 1994a], [Stein 1994], [Keller-Reichenbecher 1999].

La figure 2 schématise la façon dont est obtenue la carte de fluence d'un faisceau segmenté en carte de niveaux. Chacun des segments est appliqué avec le nombre d'unités moniteurs (UM) calculé.

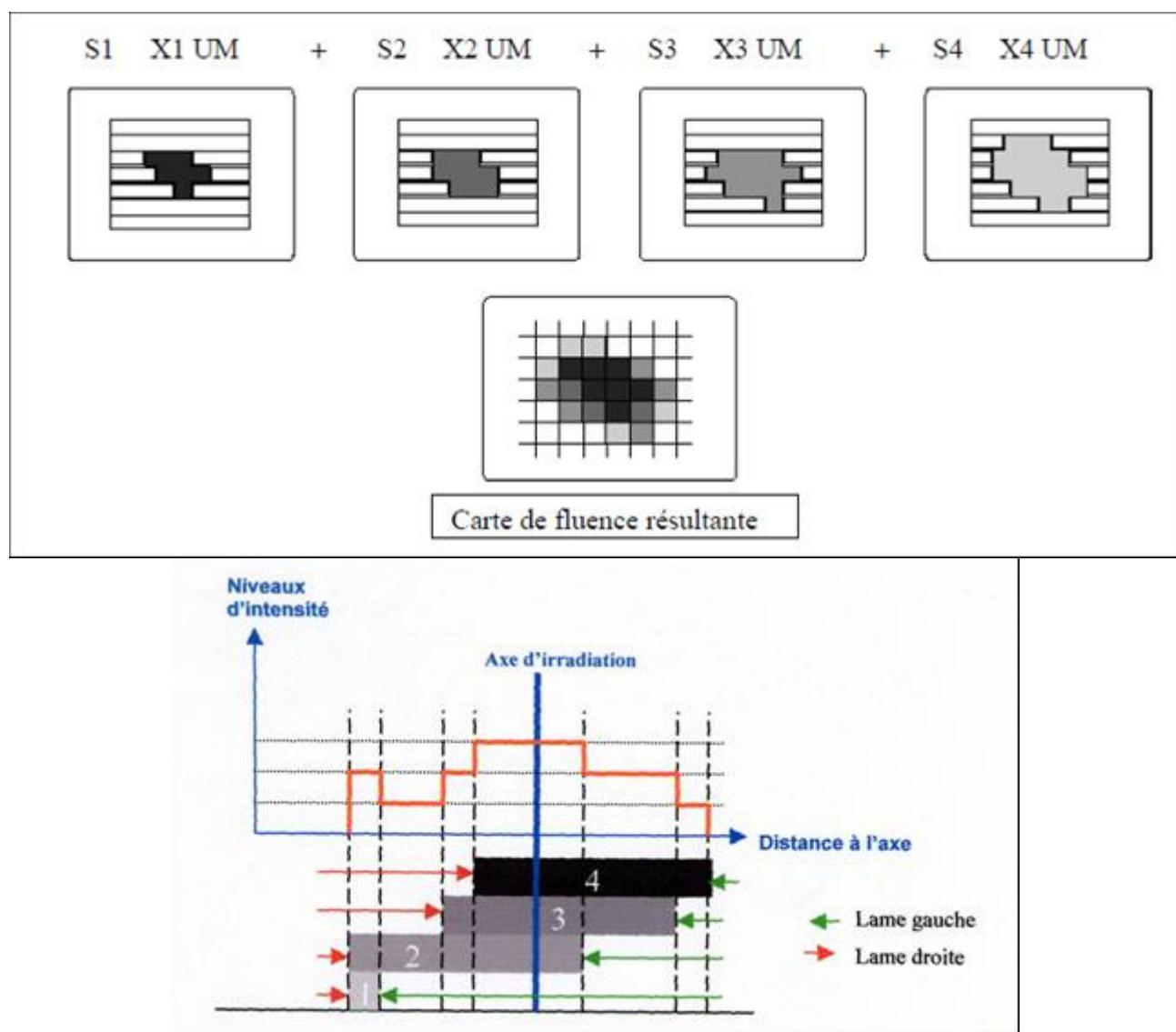


Figure 2 : Principe d'obtention de la modulation d'intensité en mode statique, superposition de quatre segments générant quatre niveaux d'intensité.

2.2.2. Mode dynamique

Lors d'une modulation d'intensité par glissement des lames ("sliding window"), les lames du MLC se déplacent de façon continue au cours de l'irradiation, avec un contrôle et une synchronisation permanents du débit de dose et de la vitesse des lames. Le mouvement de chacune des lames se fait de manière indépendante et à vitesse variable. L'émission de rayonnement est continue pendant le déplacement des lames [Convery 1998], [Spirou 1994].

Les lames se déplacent dans la même direction. Le traitement débute avec toutes les lames positionnées sur un même côté du champ à réaliser (par exemple à gauche). Ensuite, les lames de droite s'ouvrent à une vitesse variable en fonction de leur position par rapport à l'axe. Leurs opposées (celles de gauche) se déplacent dans le même temps à vitesse variable pour refermer le faisceau (Figure 3).

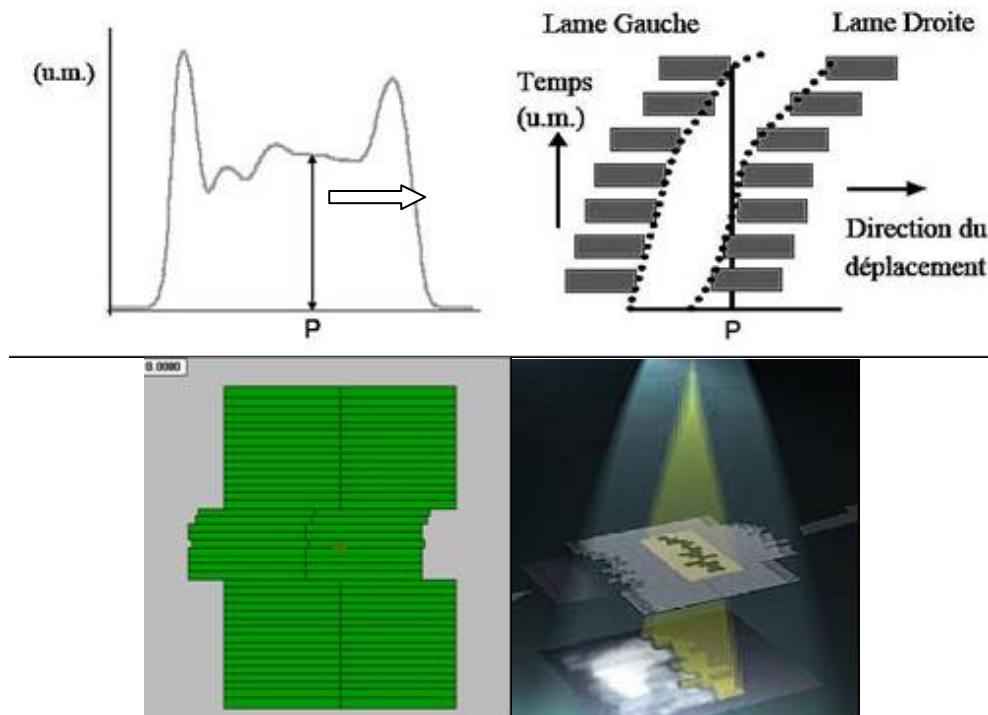


Figure 3: Principe d'obtention de la modulation d'intensité en mode dynamique [LoSasso 1998].

2.3. Les collimateurs multi-lames

2.3.1. Caractéristiques des principaux collimateurs multi-lames

Le tableau I présente quelques caractéristiques des principaux MLC utilisés en RCMI [LoSasso 1998], [Bortfeld 2000].

L'importance de chacune de ces caractéristiques en mode statique est abordée dans le rapport SFPM [Rapport SFPM 2003].

	Elekta MLCI2	Elekta mMLC	Siemens PRIMUS / OPTIFOCUS	Siemens ONCOR	Varian Millenium 80/120
Distance source- MLC (cm)	52.9	52.9	35.8	35.8	57.1
Champ max (cm ²)	40 x 40	16x21	40 x 40	40 x 40	40 x 40
Lames :					
Nombre	2 x 40	2 x 40	2 x 29 ou 40	2 x 80	2 x 40 ou 60
Largeur (cm)	1	0.4	1	0.5	1 et 0.5
Hauteur (cm)	8.2	7.5	7.5	9.5	5.9
Extension au delà de l'axe (cm)	12.5	11	10	20	20
Interdigitation	Oui		Non	Non	Oui
Géométrie des lames	Rondes	Rondes	Focalisées	Focalisées	Rondes
Focalisation vue de face	Simple	Simple	Double	Double	Simple
Distance min. lames opposées	5mm		0mm	0mm	0.5mm
Transmission / fuite	<1%	<1.5%	<2%	<2%	< 2 %
Contrôle de la position des lames	Réflecteur + caméra	Réflecteur + caméra	Potentiomètre absolu + encodeur relatif	Potentiomètre absolu + encodeur relatif	Potentiomètre absolu + encodeur relatif

Tableau I : Caractéristiques des différents collimateurs multilames au 1er janvier 2009

La figure 4 montre la géométrie des 3 principales têtes d'irradiation dans lesquelles sont implantés les MLC présentés ci-dessus [Mubata 1997].

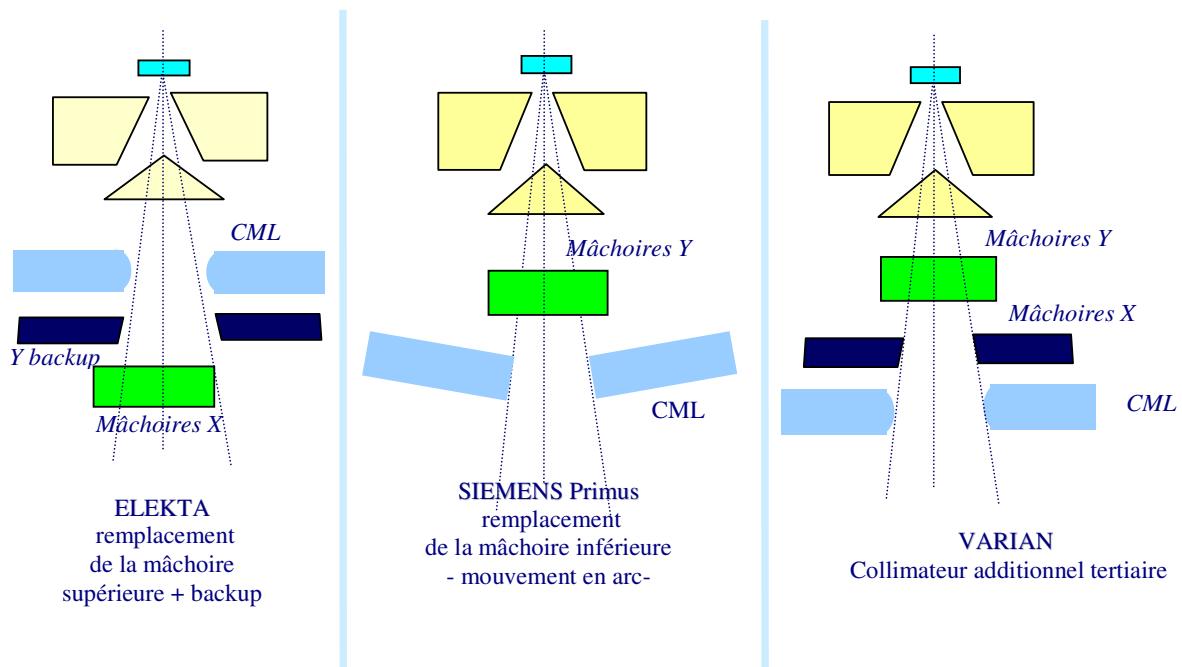


Figure 4 : Schéma des différents collimateurs multilames.

2.3.2. Influence des caractéristiques des MLC sur la distribution de dose avec modulation d'intensité

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

2.3.2.1. Transmission

En modulation d'intensité, le nombre d'unités moniteur utile pour délivrer la dose prescrite est plus élevé qu'en mode classique.

En mode statique, les transmissions liées à chaque segment s'ajoutent, augmentant ainsi la part de la dose relative à la transmission du collimateur.

En mode dynamique, le problème est encore plus accentué par le fait qu'un point de la zone à irradier passe la plupart du temps sous les lames [LoSasso 1998].

La transmission varie, en fonction de l'énergie, de la taille du champ, de la position du champ par rapport à l'axe et de la profondeur de mesure.

Certains systèmes de calcul utilisent deux valeurs de transmission : la transmission principale et un décalage dosimétrique (transmission additionnelle) lié à la forme arrondie des lames de certains collimateurs qui permet d'ajuster les distributions de dose calculée et mesurée. D'autres ne considèrent qu'une valeur de transmission par énergie. Dans ce cas, il convient de déterminer une valeur moyenne de cette transmission dans les conditions de référence [Van Esch 2002].

2.3.2.2. Focalisation

Dans la plupart des MLC, le front des lames n'est pas focalisé, ce qui entraîne une discordance entre le champ lumineux et le champ irradié d'autant plus importante que leur position s'éloigne de l'axe. Ce décalage champ irradié/champ lumineux est corrigé par les constructeurs.

De plus, l'arrondi du front des lames de certains MLC augmente la transmission en bord de celles-ci et la pénombre. Ce phénomène, d'incidence faible pour des champs statiques, devient non négligeable pour des irradiations dynamiques car son effet se répartit sur toute la largeur du champ irradié [Boyer 1997].

2.3.2.3. Profil latéral des lames

Afin de limiter les fuites entre les lames adjacentes, les lames s'emboîtent les unes dans les autres selon un mode « tenon et mortaise ». En modulation d'intensité statique, cette géométrie particulière peut provoquer des sous-dosages au niveau des jonctions de 2 segments adjacents (Figure 5). Ce type de jonction est évité par certains séquenceurs.

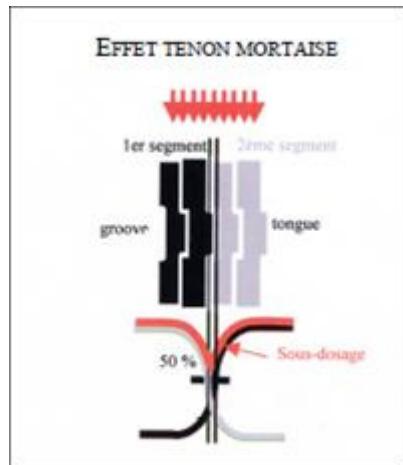


Figure 5 : Schématisation de l'effet tenon-mortaise en mode statique.

En sus de l'effet tenon-mortaise décrit précédemment, lorsque la vitesse des lames adjacentes est différente, la distance entre les angles des lames opposées appartenant chacune à une paire différente est alors inférieure à la distance entre les lames de chacune des paires (Figure 6), il se crée alors une zone de sous-dosage.

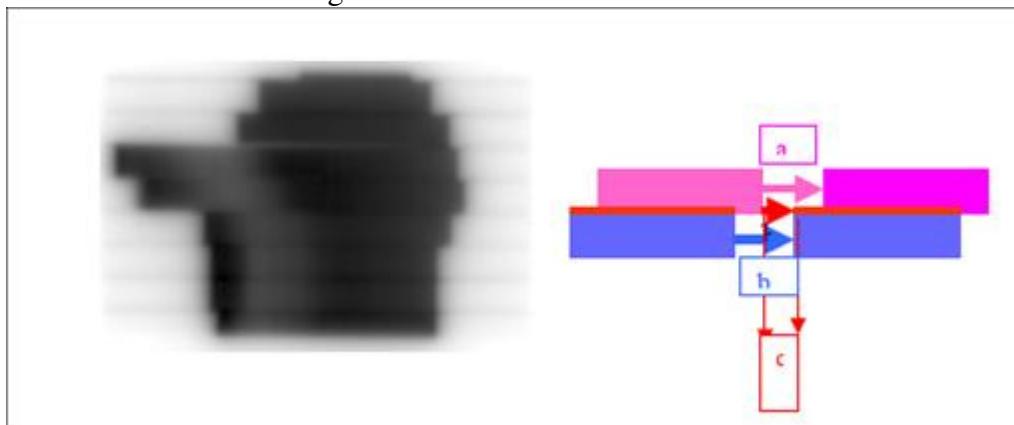


Figure 6 : Effet tenon mortaise en mode dynamique non synchronisé.

La synchronisation des lames réduit l'amplitude de cet effet mais au détriment de la qualité de la modulation.

2.3.2.4. Précision de la position des lames

En mode statique, seules les isodoses du bord des segments sont affectées par une erreur de positionnement ainsi que la dose au centre pour les segments de petites tailles.

En mode dynamique, une erreur de positionnement des lames se traduit par une modification de l'espacement entre les lames opposées et induit un écart de dose sur l'ensemble du champ irradié puisque les lames traversent la totalité du champ pendant l'irradiation.

Une erreur de 1mm sur une fenêtre de 1cm peut conduire à une variation de dose de 10% (figure 7).

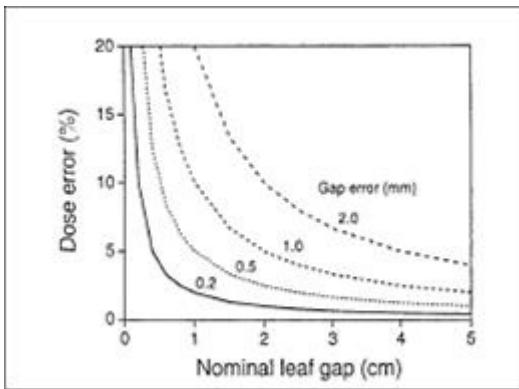


Figure 7 : Influence d'une erreur de positionnement des lames du MLC sur la dose délivrée en mode dynamique [Lo Sasso 1998].

2.3.2.5. Vitesse de déplacement des lames

En mode statique, la vitesse de déplacement des lames n'a pas de conséquence particulière sur la distribution de dose.

Par contre en mode dynamique [Chui 1996], une vitesse de lame stable conduira à un profil d'intensité uniforme alors qu'une variation de la vitesse des lames au cours de l'irradiation introduira des fluctuations au niveau des profils.

2.4. Système de planification inverse

2.4.1. Configuration du système

Pour la RCMI, la configuration du système de planification, doit permettre de modéliser l'influence sur la distribution de dose des caractéristiques mécaniques, géométriques et dosimétriques du MLC pour les conditions d'utilisation spécifiques à la RCMI.

Selon le SPT, les divers paramètres d'influence relatifs au MLC sont plus ou moins pris en compte :

- Les effets d'inter digitation des lames,
- L'effet tenon-mortaise,
- La variation de transmission du front des lames arrondies,
- Les fuites inter-lames et la transmission.

La nature des données supplémentaires à acquérir dépend de l'algorithme de calcul de dose utilisé. Il est donc recommandé d'évaluer la prise en compte de ces paramètres par le STP utilisé et d'estimer l'écart sur la dose qui découle de l'absence de prise en compte lorsque celle-ci n'est pas possible.

L'acquisition des données dosimétriques telles que:

- La variation de la dose avec la taille du champ,
- Les RTM et rendements,
- Les profils

demande une grande précision et un équipement adapté, compte tenu de la spécificité des mesures.

Remarques :

Les «output factors» (OF) représentent la variation de la dose dans l'eau en fonction de la taille du champ d'irradiation. Ils sont déterminés dans des conditions de référence c'est à dire pour des segments carrés et rectangulaires variant de 1 à 40cm² de côté

centrés sur l'axe du faisceau. Il est à noter que les « output factors » varient de façon très importante pour des segments inférieurs à 4cm² [Hansson 1999].

Ce point est essentiel, notamment pour la modulation d'intensité en mode statique. En mode dynamique, l'algorithme utilise les OF du champ carré équivalent donné par les mâchoires, la modulation n'étant prise en compte que par un facteur multiplicatif global. En conséquence, il est recommandé de mesurer les OF avec des chambres de faibles à très faibles dimensions telles que la chambre pin point (0.015cm³) ou le détecteur diamant (0.006cm³) [Martens 2000].

De même, afin d'obtenir la meilleure qualité possible de profils dont la pénombre mesurée se rapproche le plus possible de la pénombre réelle, des détecteurs de petites tailles doivent être utilisés [Laub 2003], [Garcia-Vicente 2005]. Dans de telles conditions de mesures, il est préférable de recouper les mesures avec plusieurs détecteurs.

2.4.2. Système de planification inverse

La plupart des algorithmes de planification inverse ne procède pas à la définition automatique des faisceaux (nombre et balistique), l'utilisateur doit les définir au préalable.

Quelque soit le mode de production de la modulation d'intensité, la planification inverse permet de calculer la fluence théorique des faisceaux qui est convertie en position de lames par le séquenceur, logiciel spécifique permettant de programmer le mouvement des lames.

Après cette étape, on dispose donc d'une fluence délivrable, tenant compte des caractéristiques mécaniques et dosimétriques du MLC et d'un fichier contenant les différentes positions de lames utilisable par l'ordinateur contrôlant leur déplacement au poste de traitement.

Le module de planimétrie se décompose donc en 3 parties :

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

2.4.2.1. L'optimisation

Chaque champ est subdivisé en surfaces élémentaires ou bixels. L'optimisation consiste à déterminer le poids de chacun des bixels de la matrice de fluence afin de satisfaire aux contraintes dosimétriques.

Pour cela, le processus d'optimisation recherche le minimum d'une fonction appelée fonction objectif. Elle est construite à partir de la dose prescrite et des contraintes sur les volumes cibles et sur les organes à risques et traduit l'écart entre la distribution de dose calculée par l'itération courante et celle prescrite.

$$F = \sum_n (d_i - p_i)^2$$

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

Chaque volume est échantillonné par un très grand nombre de voxels. L'échantillonnage doit être adapté à la taille du volume d'intérêt.

Une pondération relative est associée à chaque volume cible ou organe à risque. Il peut être aussi possible de pondérer chaque contrainte.

La plupart des algorithmes d'optimisation en fluence sont basés sur la méthode du gradient : méthode itérative permettant de converger rapidement vers une solution [Shepard 1999]. Cette méthode risque de trouver un minimum local mais est largement satisfaisante dans ce cas. Les

algorithmes optimisant en sus le nombre et/ou l'angulation des faisceaux utilisent plutôt la méthode du recuit simulé. Cette méthode cherche la solution optimale de manière aléatoire, évitant ainsi les minima locaux.

Neuf types de systèmes de planification ont été analysés, les résultats sont présentés dans le tableau II.

	Brainscan (Brainlab)	Corvus V.5 (Nomos)	OTP (Nuclétron)	Hélios +Eclipse (Varian)	Pinnacle (Philips)	PrecisePLAN (Elekta)	Focus/Xio (CMS)	Isogray (Dosisoft)
Modèle de calcul de dose (planimétrie inverse)	Pencil beam	Pencil beam ou Code de Monte-Carlo	Pencil beam	Pencil beam	Pencil beam et collapsed cone	TAR/SAR integration (pencil beam)	Pencil beam	Séparation primaire/diffusé (SAR)
Méthode d'optimisation		Gradient conjugué ou recuit simulé	Newton gradient	Gradient conjugué	Quasi Newton gradient	Algorithme de Cimmino	Gradient conjugué	Gradient conjugué
Méthode de segmentation	Statique et dynamique	Statique et dynamique	Statique (intégré au logiciel d'optimisation)	Statique et dynamique	Statique et dynamique	Statique	Statique et dynamique	Statique et dynamique
Particularités du séquenceur		- Choix du nombre de niveaux d'intensité en mode statique - Effet tenon mortaise	- Taille des segments - Nombre des segments - Niveaux de modulation	Choix du nombre de niveaux d'intensité en mode statique	- Taille et nombre des segments - Nombre minimum d'UM par segment	Utilisation de segments définis anatomiquement (PTV et OAR)	- Taille des segments - Niveaux de modulation	- Niveaux de modulation - effet tenon-mortaise
Priorités dans les zones de recouvrement PTV-OAR	Au choix de l'utilisateur	Au choix de l'utilisateur	Moyenne	Moyenne	Moyenne	Au choix de l'utilisateur	Au choix de l'utilisateur	Au choix de l'utilisateur
Possibilités de modifier les contraintes en cours de calcul	Non	Non	Oui	Oui	Oui	Oui	Non	Oui
Possibilités de visualisation en cours de calcul	Evolution de la fonction optimisation et HDV	Non	Oui	Evolution de la fonction optimisation et HDV	Evolution de la fonction optimisation, HDV et isodoses	Evolution de la fonction optimisation et HDV	Evolution de la fonction optimisation	Evolution de la fonction optimisation et HDV

Tableau II : Caractéristiques des différents logiciels de planification connus au 1er janvier 2009.

2.4.2.2. La segmentation ou séquencement.

Ce module est particulier à chaque système de calcul et tient compte des contraintes liées à chaque type d'accélérateur linéaire d'électrons et à chaque MLC.

L'algorithme séquenceur peut être divisé en 2 parties :

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

En mode statique :

La distribution de fluence calculée, distribution continue, est discrétisée en niveaux d'intensité dont le nombre peut être défini par l'utilisateur.

Différents types de séquenceur existent. Certains séquenceurs déterminent la forme des segments permettant d'obtenir un compromis entre la minimisation des effets de juxtaposition de segments (effet tenon mortaise et jonction de segment) et le temps de traitement.

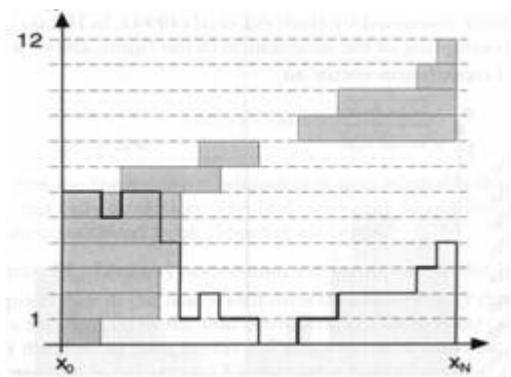


Figure 8 : Segmentation en mode statique : exemple de positionnement des lames en fonction de la matrice de fluence.

Sur l'exemple de la figure 8, la paire de lame devra se positionner sur les parties grisées pour créer la modulation dont l'histogramme est représenté en bas du graphique (12 points d'arrêt).

Selon les systèmes, les différents paramètres accessibles sont :

- nombre de niveaux d'intensité : plus ce nombre sera petit et plus le spectre de fluence discontinu obtenu sera éloigné du spectre de fluence calculé. Le nombre de segments défini sera plus petit mais associé à un plus grand nombre d'UM par segment.
- nombre de segments : en supprimant les segments délivrant un faible nombre d'UM, le temps d'irradiation sera réduit mais la distribution de fluence sera plus éloignée de celle calculée et le nombre d'UM par segment pourra être augmenté.
- taille des segments : suppression des segments dont la surface est inférieure à une valeur donnée. Cette valeur permet aussi de réduire le nombre de segments et donc le temps total d'irradiation.
- effet tenon mortaise : cette option permet d'éviter que la disposition des lames entraînent des effets tenon mortaise.
- orifice unique : le logiciel limite le nombre d'ouverture pour un segment à une seule.

En mode dynamique :

Les positions des lames du MLC changent pendant l'irradiation en fonction du temps et donc du nombre d'UM. Le contrôleur du MLC doit connaître la position des lames pour différents points de contrôle ainsi que le nombre d'UM délivré en ces points. C'est le rôle du séquenceur de générer ce fichier de mouvement de lames à partir de la matrice de fluence calculée par le SPT.

Le calcul doit prendre en compte : les caractéristiques mécaniques du MLC (vitesse, interdigitation des lames), les caractéristiques dosimétriques (transmission des lames, l'effet dosimétrique du bout arrondi des lames), la vitesse maximale des lames et le débit nominal maximal.

Le problème de la détermination des profils de vitesse de lames a été résolu par Convery and Rosenbloom [Convery 1994] puis, 3 équipes [Spirou 1994], [Svensson 1994] et [Stein 1994] ont simultanément publié la même méthode, en négligeant la pénombre, le diffusé provenant du collimateur et les fuites inter-lames.

Remarques :

Lorsque les matrices de fluence sont trop grandes, compte tenu des limitations mécaniques des MLC, le séquenceur décompose le champ et la fluence finale est obtenue par la somme des fluences de chacun des sous-champs [Musat 2004]. Cette décomposition en deux ou trois parties se fait en conservant une zone de superposition où les doses décroissent de manière linéaire jusqu'à zéro pour éviter les risques d'erreurs qu'induirait une jonction brutale.

Pour minimiser l'effet tenon-mortaise certains séquenceurs proposent une synchronisation des lames, ce qui a pour effet de rallonger le temps d'irradiation. La position préférentielle des lames sera définie de front.

Une fois le fichier de mouvement de lames créé par le séquenceur, il est utilisé par le contrôleur MLC dont le rôle est de contrôler la position des lames et le nombre d'UM délivré à chacune de ces positions. Le séquenceur tient compte également du débit de dose nominal afin de calculer les vitesses maximales (en cm/UM) possibles pour les lames.

Lors de la délivrance du faisceau, si la vitesse des lames n'est pas suffisante pour atteindre la position demandée (généralement <3cm/s), le contrôleur diminue le débit d'irradiation afin que le nombre d'UM délivré à la position demandée soit respecté.

2.4.3. Calcul de dose.

Le plus souvent, l'algorithme de calcul de dose dans la phase d'optimisation est simplifié pour réduire le temps de calcul. L'algorithme le plus répandu pendant cette phase d'optimisation est le pencil beam (tableau II). Les algorithmes de type convolution / superposition et Monte Carlo sont moins utilisés en planimétrie inverse car ils sont coûteux en temps de calcul [Bortfeld 1999], [Kim 2001], [Keall 2001], [Llacer 2001], [Siebers 2002a], [Siebers 2002b].

La distribution de dose réelle à partir de la fluence obtenue dans la phase d'optimisation est ensuite calculée avec des algorithmes prenant en compte des caractéristiques du faisceau et du patient : diffusion, transmission, hétérogénéités, etc....[Boyer 2000] [Mohan 2000].

Remarque :

Pour le calcul de dose final, il est recommandé d'utiliser les algorithmes tels que la convolution/superposition ou Monte Carlo qui permettent une meilleure prise en compte du diffusé latéral.

3. CONTROLE DE QUALITE DE L'ACCELERATEUR

3.1. Pré-requis

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

- des accélérateurs de particules [Cahier CNEH 1986] et décision du 27 juillet 2007 fixant les modalités du contrôle de qualité interne des installations de radiothérapie externe
- des champs asymétriques [Rapport SFPM 1992].

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

Il convient donc de connaître :

- la capacité de l'accélérateur linéaire d'électrons à délivrer de faibles nombres d'UM dans les conditions attendues,
- sa capacité à stabiliser le débit de dose à sa valeur nominale,
- l'influence de ces paramètres d'irradiation sur la réponse de la chambre moniteur, notamment sa linéarité et la reproductibilité de sa réponse pour un faible nombre d'UM,
- l'homogénéité et la symétrie de la dose dans de très petits faisceaux (segments).

En cas d'arrêt de l'irradiation volontaire ou involontaire, le débit nominal, l'homogénéité et la symétrie du faisceau doivent être instantanément retrouvés quel que soit le système d'arrêt (grille (Varian), déphasage (Siemens) et arrêt du faisceau (Elekta)).

3.2. Linéarité de la chambre moniteur

Objectif :

Vérifier la linéarité de la réponse de la chambre en fonction du nombre d'UM.

Procédure :

Matériels : une chambre d'ionisation et un électromètre permettant d'avoir une charge collectée importante pour minimiser les incertitudes sur la mesure.

Les mesures sont réalisées dans un fantôme, dans des conditions de référence sur l'axe du faisceau, bras à 0°, DSA 100cm, champ 10x10cm², profondeur de référence. La référence M₁₀₀ est obtenue pour 100UM.

Les mesures M_i sont à réaliser pour i = 50, 20, 10, 5, 4, 3 et 2 UM. Les rapports M_i/i ne doivent pas s'écartez de plus de 2 % du rapport M₁₀₀/100. Si la charge collectée pour les faibles nombres d'UM est faible, il est possible de cumuler plusieurs irradiations du même nombre d'UM (Figure 9).

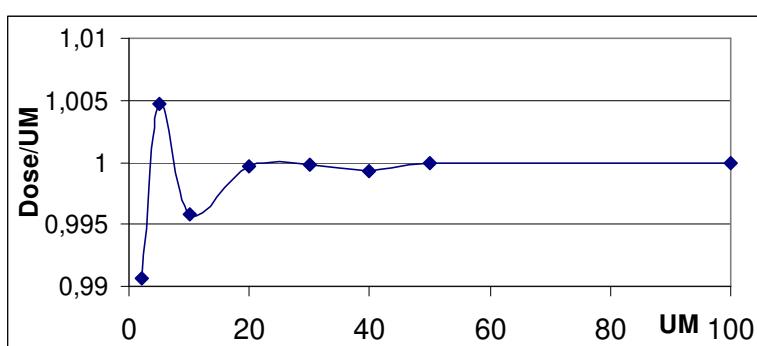


Figure 9 : Linéarité de la chambre moniteur : exemple de variations du débit en fonction du nombre d'UM.

Fréquence:

A établir lors de la recette et à vérifier après toute intervention sur la chambre moniteur et sur les paramètres permettant l'arrêt de la déviation pour certains accélérateurs linéaires d'électrons.
Semestriel.

Tolérance:

Les constructeurs donnent des tolérances sur la variation du débit de dose de $\pm 3\%$ pour 1 UM et $\pm 1 \text{ à } 2\%$ à partir de 2 UM. Ce paramètre est réglable sur chaque machine et une variation voisine de 1% peut être obtenue même à partir de la première UM chez certains constructeurs.

3.3. Symétrie et homogénéité

Objectif:

Vérifier la symétrie et l'homogénéité pour différents petits champs et pour un petit nombre d'unités moniteur.

Procédure:

Les mesures sont à réaliser pour 3 champs, par exemple $3 \times 3 \text{ cm}^2$, $5 \times 5 \text{ cm}^2$ et $10 \times 10 \text{ cm}^2$ et de 2 à 10UM. Il faut répéter l'irradiation jusqu'à ce que la lecture soit significative.

Fréquence et tolérance:

Il est recommandé d'appliquer les mêmes règles que pour les champs classiques, [Cahier CNEH 1986].

4. CONTROLE QUALITÉ DES COLLIMATEURS MULTILAMES

4.1. Pré-requis

Le collimateur multi-lames doit répondre aux exigences de contrôle qualité des collimateurs multi-lames [Mubata 1997], [Rapport SFPM 2003].

Les points principaux sont rappelés dans le tableau III suivant. D'autres moyens de mesures comme les films gafchromiques ou les imageurs portal peuvent aussi être utilisés.

Test	But du test	Conditions	Matériel de mesure	Tolérance	Fréquence
Centrage du MLC par rapport à l'axe central du collimateur	Banc de lames correctement centré par rapport au collimateur	Bras à 0° Champ spécifique DSP = 100cm	Film X-OMAT V Densitomètre	1mm	Semi-annuel ou après toute intervention sur le MLC
Correspondance champ lumineux – champ irradié		Cf. SFPH/CNEH cahier n°29		≤2mm	Mensuel
Exactitude et répétabilité du positionnement des lames	Position de chaque lame et alignement de l'ensemble du banc de lames	Bras à 0° Colli à 0° DSP = 100cm	Papier millimétré	± 1mm lames adjacentes écartées au max d'1mm	Mensuel
Alignement des bancs de lames et orthogonalité par rapport aux mâchoires Y	Perpendicularité des lames par rapport aux mâchoires Y Parallélisme des lames	Bras à 0° Colli à 0° DSP = 100cm	Film X-OMAT V Densitomètre	± 1°	Semi-annuel ou après toute intervention sur le MLC
Affaissement des bancs de lames	Positionnement des lames indépendamment de la position du bras	champ placé à 0° puis vérifié à 180° mise en place à 90° et 270°	Papier millimétré	± 1mm	Semi-annuel ou après toute intervention sur le MLC
Fuite interlames	Détermination de la dose résultante sous les lames fermées et entre les lames	Bras à 0° Colli à 0° DSP = 100cm Champ 0x40cm ²	Film X-OMAT V Densitomètre	Valeur constante par rapport aux tests d'acceptance	Semi-annuel ou après toute intervention sur le MLC

Tableau III: Récapitulatif des contrôles qualité des collimateurs multi-lames, [Rapport SFPM 2003].

4.2. Calibration absolue des lames

Cette calibration n'est pas spécifique à la RCMI mais les critères d'acceptabilité sont plus rigides de par l'influence de la superposition de segments de petites dimensions.

4.2.1. Méthode Siemens

Objectif:

Déterminer la position absolue de chaque banc de lames.

Vérifier le parallélisme et la symétrie des bancs de lames par rapport à l'axe.

Procédure:

Les lames sont manuellement ajustées une par une à une position donnée et contrôlée sur une feuille de papier millimétré placée dans le plan de l'isocentre. Lorsque l'alignement est correct, la position de chaque lame est validée.

Les quatre positions suivantes sont calibrées de cette façon: -10cm, 0, 10cm, 20cm.

Il est possible de réaliser cette calibration informatiquement avec le logiciel EPACT.

Fréquence:

Avant la mise en œuvre de la modulation d'intensité afin d'obtenir les valeurs de référence.

Après chaque intervention sur le MLC.

Sinon annuelle.

Tolérance:

$\pm 0.2\text{mm}$

Il est à noter qu'actuellement la tolérance constructeur, $\pm 1\text{mm}$ établie pour les traitements en mode statique, est insuffisante pour répondre aux besoins de la RCMI. Il y a lieu de régler le collimateur avec une meilleure précision.

4.2.2. Méthode Elekta

La procédure de calibration des lames du MLC Elekta s'applique en mode statique (Precise Beam Segmental) et dynamique (Precise Beam Dynamic).

Un logiciel spécifique (Autocal) est utilisé qui permet tout à la fois de calculer la position des lames et recalibrer automatiquement les gains et offsets de chaque lame en fonction du calcul précédent.

Fréquence:

Avant la mise en œuvre de la modulation d'intensité afin d'obtenir les valeurs de référence.

Après chaque intervention sur le MLC.

Sinon annuelle.

Tolérance:

$\pm 0.2\text{mm}$

4.2.3. Méthode Varian

Objectif:

Déterminer la position absolue de chaque banc de lames ainsi que l'écart entre les lames opposées.

Vérifier le parallélisme et la symétrie des bancs de lames par rapport à l'axe.

Procédure:

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

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

Fréquence:

Avant la mise en œuvre de la modulation d'intensité afin d'obtenir les valeurs de référence.

Après chaque intervention sur le MLC.

Sinon annuelle.

Tolérance:

$\pm 0.2\text{mm}$ par rapport aux valeurs de référence.

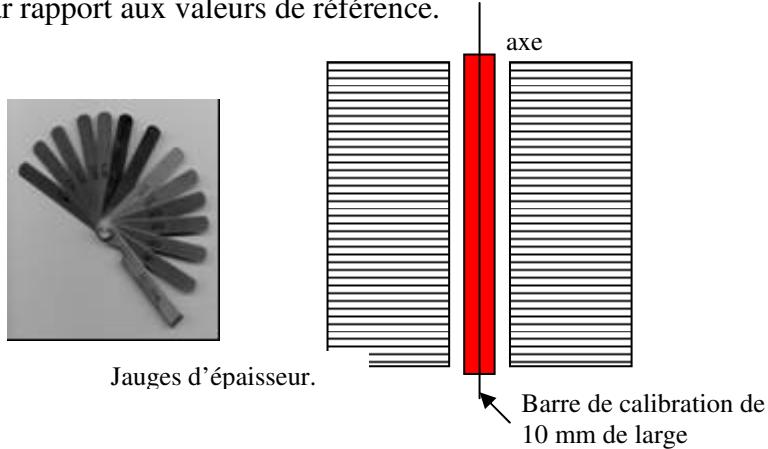


Figure 10 : Procédure de calibration des lames, méthode Varian.

4.3. Mode statique

4.3.1. Alignement et positionnement des lames

On dispose de tests qualitatif et quantitatif pour ces contrôles.

4.3.1.1. Test qualitatif

Objectif:

Vérifier l'alignement des bancs de lames.

Procédure:

Des bandes de $0.3 \times 40\text{cm}^2$ sont irradiées à différentes positions par rapport à l'axe du collimateur (figure 11). Il convient de réaliser ce test avec la plus petite dimension réalisable par l'accélérateur. On utilise pour cela un fantôme équivalent eau. Le bras de l'accélérateur linéaire d'électrons est à 0° ainsi que le collimateur. Le film est positionné à la profondeur de référence (DSA=100cm).

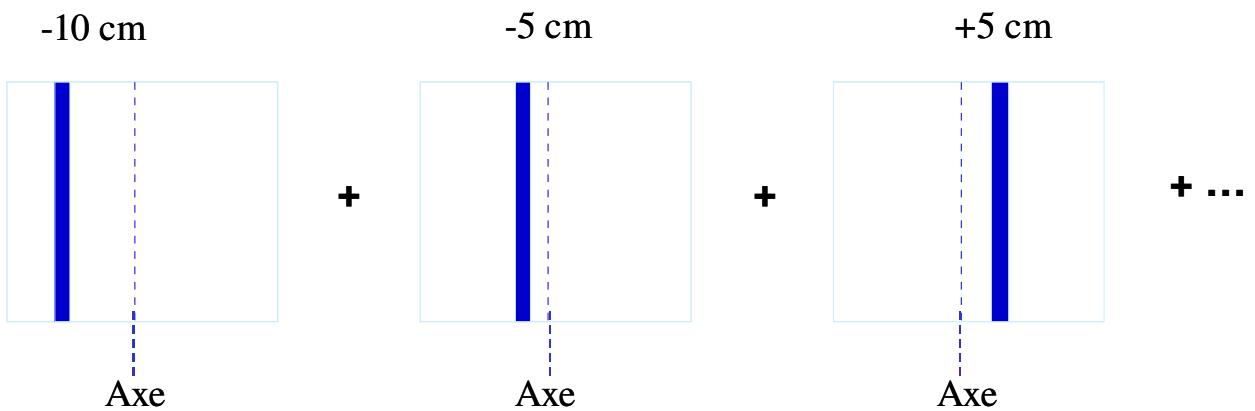


Figure 11 : Procédure du test qualitatif d'alignement et de positionnement des lames.

L'exploitation du film se fait de manière visuelle, on peut distinguer à l'œil nu des largeurs de bandes différentes ainsi que des défauts d'alignement des lames.

Fréquence :

Hebdomadaire, après toute intervention sur le MLC.

Action :

Si un décalage est observé, il est nécessaire de calibrer les lames et d'effectuer le test quantitatif suivant.

4.3.1.2. Test quantitatif

Objectif :

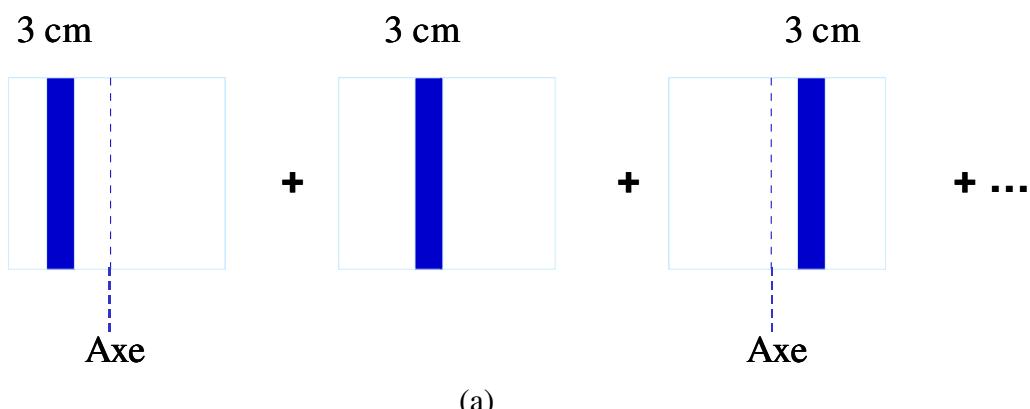
Vérifier de manière quantitative l'alignement de chaque paire de lames.

Procédure :

On irradie des bandes de 3cm de largeur à différentes positions par rapport à l'axe du champ.

On utilise pour cela un fantôme équivalent eau. Le bras de l'accélérateur linéaire d'électrons est à 0° ainsi que le collimateur. Le film est positionné à la profondeur de référence (DSA=100cm).

Le film est analysé à l'aide d'un photo-densitomètre par comparaison des profils mesurés avec les profils théoriques pour chaque paire de lames (figure 12).



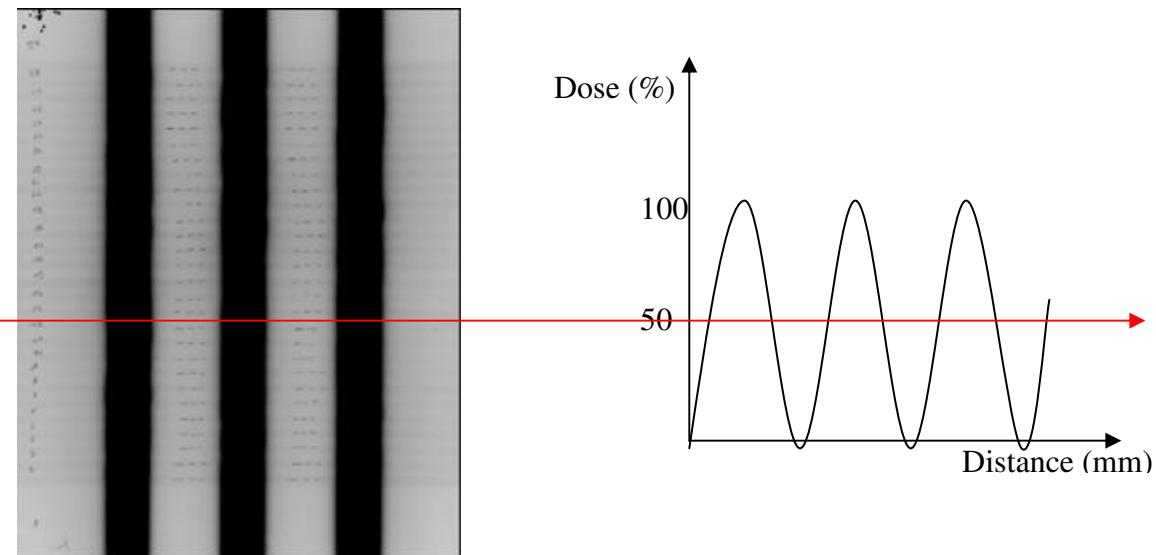


Figure 12 : Test quantitatif d'alignement et de positionnement des lames, (a) procédure; (b) film résultant et analyse.

Tolérance :

$\pm 1\text{mm}$ en statique.

Fréquence :

Hebdomadaire et après toute intervention sur le collimateur multi-lames, une fréquence mensuelle peut être mise en place en fonction du suivi des résultats.

Remarques :

Ce test peut également être effectué à l'aide de l'imagerie portale. D'après une étude réalisée par [Chang 2004] cette mesure effectuée à partir des images portales montre la capacité de l'EPID à définir la position des lames avec une précision de 0.5mm, supérieure à celle obtenue par film.

Si le logiciel de lecture le permet, il peut être intéressant d'automatiser le processus afin de gagner du temps, ou exceptionnellement de n'exploiter que les lames utilisées
Il est recommandé d'effectuer ce test en alternance pour les 4 angles cardinaux de bras.

4.3.2. Comparaison position réelle / position demandée du banc de lames

Objectif:

Vérifier de manière qualitative la concordance entre la position réelle et demandée par la superposition de deux hémis-champs.

Procédure:

On utilise pour cela un fantôme équivalent eau. Le bras de l'accélérateur linéaire d'électrons est à 0° ainsi que le collimateur. Le film est positionné à la profondeur de référence (DSA=100cm).

On irradie un film par deux hémis-champs jointifs suivant un axe perpendiculaire aux lames.

On trouve sur la figure 13, un exemple d'irradiation autour d'un axe situé à 5cm de l'axe central du collimateur, on irradiera donc le film successivement par un champ de 25cm de large puis un champ de 15cm de large. Ce test permet de visualiser un défaut de banc de lames.

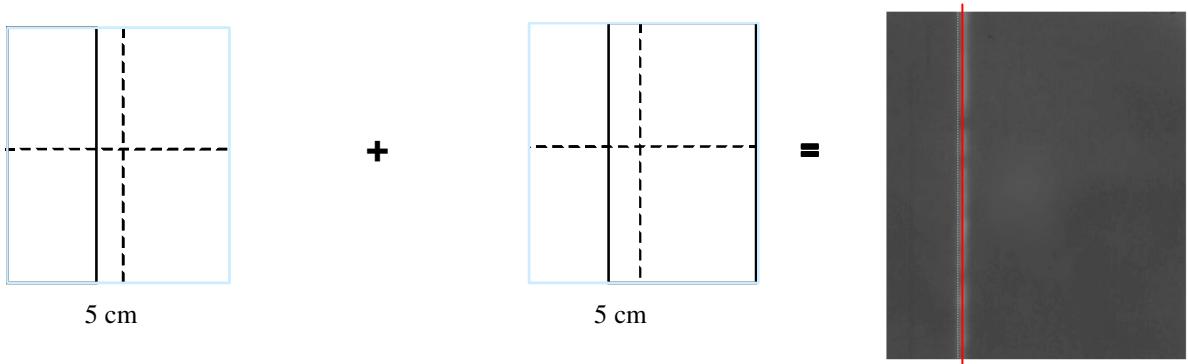


Figure 13 : Comparaison position réelle/position demandée des lames: procédure et film résultant avec la ligne de jonction.

Remarque :

Les jonctions peuvent être réalisées à différents endroits du champ.

Fréquence:

Hebdomadaire.

Tolérance:

Aucun défaut ne doit être visible à l'œil nu.

4.3.3. Récapitulatif des contrôles en mode statique

Test	Description	Recette	Fréquence
1. Calibration MLC	Procédures habituelles	<0.2mm	Hebdomadaire Après intervention
2. Alignement et positionnement des lames	Test qualitatif- irradiation de bandes de 3mm de large à différentes positions / l'axe du champ	Défauts visibles à l'œil nu	Hebdomadaire
3. Alignement et positionnement des lames	Test quantitatif- irradiation de bandes de 3cm de large à différentes positions / l'axe du champ	Tolérance : $\pm 1\text{mm}$	Hebdomadaire Mensuelle en fonction du suivi des résultats
4. Position réelle / demandée	Test qualitatif- irradiation de deux hémi-champs de part et d'autre d'un axe perpendiculaire aux lames	Défauts visibles à l'œil nu	Hebdomadaire

Tableau IV: Récapitulatif des contrôles de positionnement des lames en mode statique.

4.4. Mode dynamique

4.4.1. Vérification du positionnement des lames : Test du « Garden Fence »

Objectif:

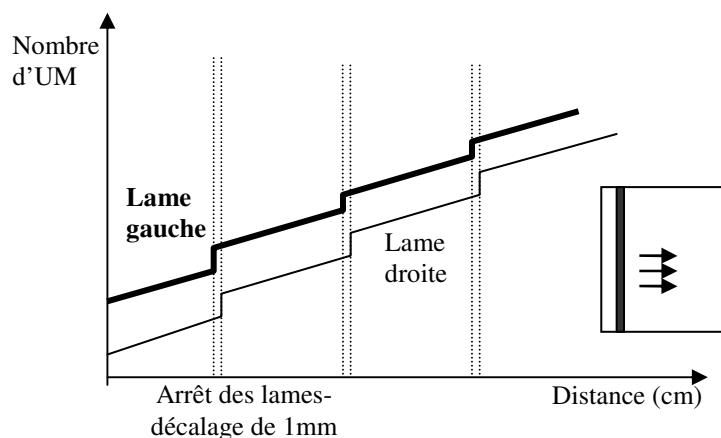
Vérifier rapidement et visuellement la stabilité du positionnement des lames dans toutes les positions du bras afin d'évaluer l'influence de la gravité.

Procédure:

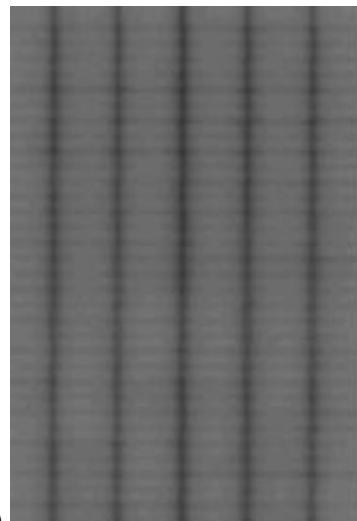
Déplacement d'une fenêtre de 1mm à vitesse constante et s'arrêtant tous les 2cm.

Taille du champ 10x40cm².

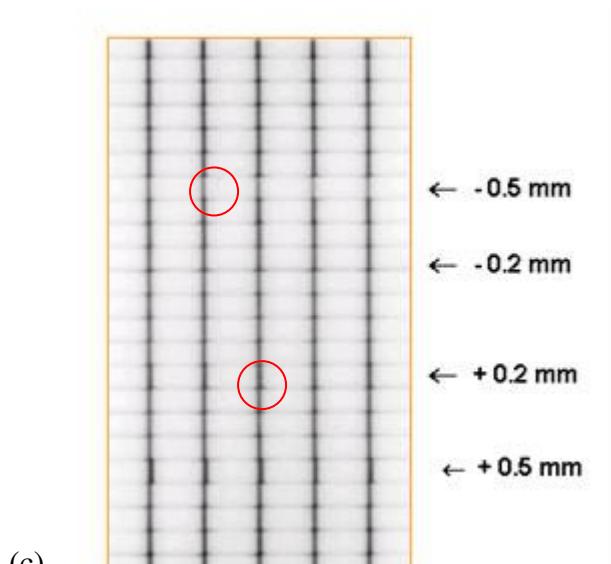
La figure 14(a) représente les trajectoires des lames pendant ce test. Un film placé perpendiculairement à l'axe dans le plan de l'isocentre est irradié, l'image attendue est une succession de bandes rectilignes régulièrement espacées (figure 14(b)). Cela permet une représentation du mouvement des lames en fonction de la dose délivrée [Chui 1996].



(a)



(b)



(c)

Figure 14 : (a) Représentation du mouvement des lames en fonction de la dose délivrée, (b) film résultant, (c) film comprenant des erreurs volontaires.

Les lames de droite bougent à une vitesse constante jusqu'à ce qu'elles atteignent une position prédefinie où elles s'arrêtent pendant un certain temps puis elles reprennent leur trajectoire. Les lames de gauche effectuent le même mouvement mais avec un léger décalage dans le temps.

Sensibilité du test:

Ce test permet de détecter un écart supérieur à la valeur de tolérance de 0.2mm.

Fréquence:

Hebdomadaire bras à 0°.

Il est recommandé de vérifier les autres positions cardinales par permutation circulaire.

Tolérance:

±0,2mm.

Remarques :

Des erreurs de positionnement peuvent être introduites volontairement afin de juger qualitativement de la précision du positionnement.

Ces fichiers de tests dynamiques sont généralement disponibles auprès des constructeurs.

4.4.2. Stabilité du repositionnement des lames : Test de la fenêtre glissante (Top dynamique)

Objectif:

Déterminer la stabilité du repositionnement des lames à partir d'une mesure de dose :

- Positions du bras à 0° et 180°: mise en évidence d'un jeu sur les lames ou d'un jeu sur le positionnement des chariots.
- Positions du bras à 90° et 270 : évaluation de l'influence de la gravité sur le positionnement des lames et des chariots.

Procédure:

- Détermination initiale de la courbe de sensibilité :

Mesure de la dose, bras à 0°, en faisant varier la largeur d'une fenêtre glissante (par exemple de 2 à 7 mm) à vitesse constante (même nombre d'Unités Moniteur) couvrant un champ de 10x10cm².

La chambre d'ionisation (de petite dimension) est placée dans l'air au centre de ce champ à l'isocentre ou dans un dispositif fixé à la base du collimateur (bloc Top).

Les mesures sont normalisées par rapport à la dose mesurée dans les mêmes conditions géométriques pour un champ 10x10cm² statique, après avoir retranché la transmission à travers les lames pleines.

La courbe donnant la dose normalisée en fonction de la largeur de la fenêtre et la droite de régression linéaire associée est établie : $(D_{fente-transmission})/D_{10 \times 10 cm^2} = ax_{fente} + b$. Cette droite permet d'établir une relation entre les écarts de doses mesurées quotidiennement et les erreurs de positionnement des lames (Figure 15).

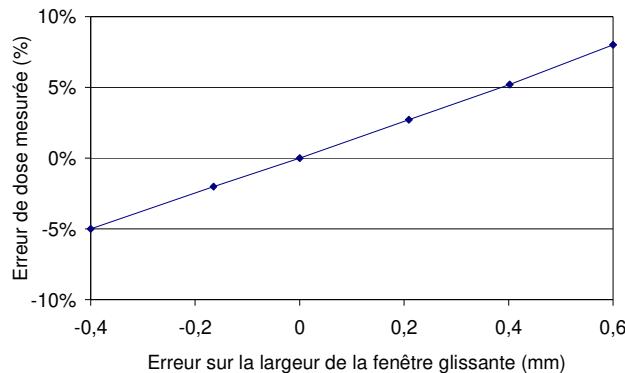


Figure 15 : droite de régression représente l'influence de l'erreur de positionnement des lames pour une fente de 5mm se déplaçant à vitesse constante normalisée par rapport à un champ ouvert de 10x10cm².

- Vérification quotidienne.

Mesure de la dose correspondant au déplacement, à vitesse constante, d'une fenêtre glissante de 4 à 5mm couvrant un champ de 10x10cm² dans les conditions expérimentales décrites précédemment.

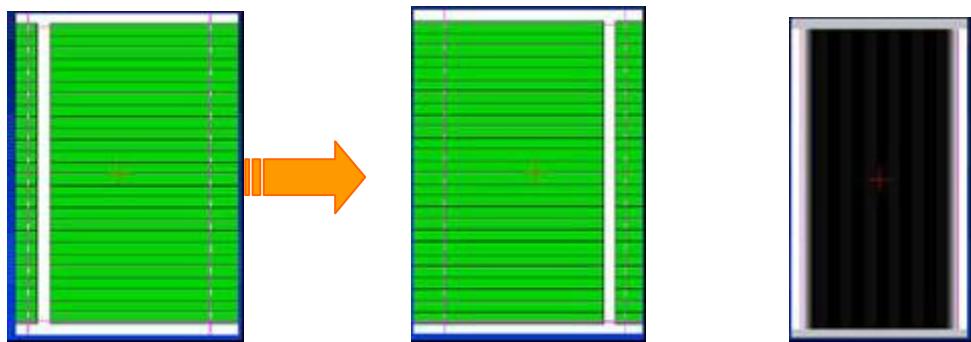


Figure 16 : Procédure et résultat du test de la fenêtre glissante.

La lecture de la chambre d'ionisation au centre doit être proportionnelle au nombre d'UM.
Le film (Figure 16) montre l'uniformité de dose.

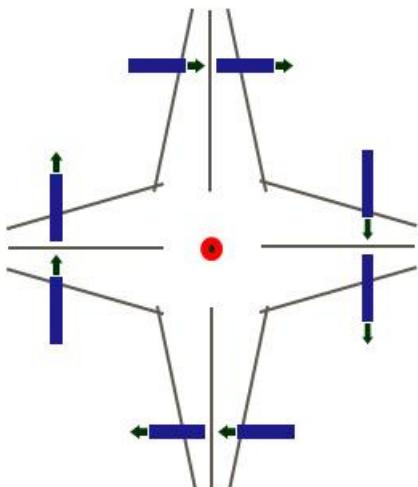
Sensibilité du test:

La sensibilité de ce test est fonction :

- Des conditions géométriques de mesure (bloc top ou chambre à l'isocentre)
- De la largeur de la fenêtre glissante de référence
- De la dose délivrée (nombre d'UM)
- Du volume sensible de la chambre

Il est de la responsabilité de l'équipe locale d'établir quantitativement la sensibilité du test dans les conditions de mesures locales en faisant varier la largeur de la fenêtre par rapport à la fenêtre de référence.

Test de gravité: Evaluation de l'influence de la gravité sur le positionnement des lames et des chariots (figure 17).



Angle de bras (°)	Ecart (%)	Diff. Pos. (mm)
0	0.00	0.00
90	-0.33	-0.13
270	+0.26	+0.10

Figure 17 : Principe de mesure de l'effet de la gravité ; valeurs typiques pour une fenêtre glissante de 4mm (Clinac Varian).

Fréquence:

La courbe de sensibilité est à vérifier à chaque maintenance annuelle ou intervention sur le MLC. La mesure de la fenêtre glissante, bras à 0°, couramment appelé **Top dynamique**, est quotidienne. Il est recommandé de vérifier les autres positions cardinales par permutation circulaire de manière hebdomadaire.

Tolérance:

±0.2mm quelle que soit la position du bras.

4.4.3. Vérification de la stabilité de la vitesse des lames.

Lors d'une irradiation dynamique, les lames du MLC se déplacent à des vitesses différentes (figure 18) :

- lorsque les deux lames d'une même paire se déplacent à la même vitesse, le profil produit est plat.
- lorsque la lame de front se déplace plus rapidement que la lame de traîne, le profil est descendant, dans le cas contraire il est ascendant.

L'instabilité de la vitesse des lames peut également traduire une fatigue des moteurs pouvant conduire à une panne.

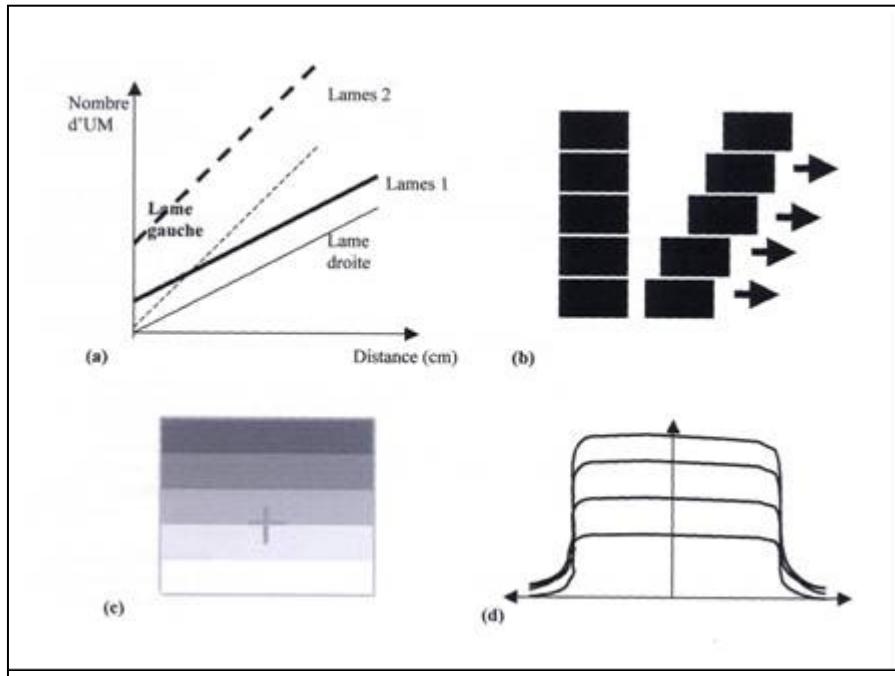


Figure 18 : Vérification de la stabilité de la vitesse des lames (a) représentation des trajectoires de 2 paires de lames, (b) position de départ des lames, (c) film obtenu sur lequel différents niveaux de dose sont visibles, (d) profils de dose obtenus pour chaque vitesse.

Le contrôleur du MLC vérifie en « permanence » la cohérence entre la position effective des lames et la position attendue déterminée par le séquenceur dans la limite des tolérances fixées par l'utilisateur (0,1 à 0,5cm). Le maintien de ces tolérances est obtenu par ajustement de la vitesse. Lorsque la vitesse maximale réalisable est atteinte, c'est le débit de dose qui est ajusté. Cet ajustement peut aller jusqu'à l'interruption totale du faisceau dans l'attente d'un positionnement correct des lames conduisant à un fonctionnement instable de la machine. Pour éviter ce fonctionnement en dent de scie, il est nécessaire de s'assurer que la vitesse maximale des lames n'est atteinte que peu souvent.

Procédure:

Le bras et le collimateur étant à 0° , pour chaque paire de lames :

- 1- Ouverture du collimateur $10 \times L \text{ cm}^2$ (L = Longueur maximum du champ déterminé par le MLC).
- 2- Acquisition du profil en champ fixe selon la largeur du champ.
- 3- Déplacement de fenêtres de largeurs constantes et différentes d'une paire de lames à l'autre.
- 4- Acquisition des profils dans le sens de déplacement des lames.

L'uniformité des profils traduit une vitesse constante pendant l'irradiation.

Pour chaque paire de lames étudiée, les profils doivent rester identiques entre eux et identiques au profil statique à l'amplitude près.

Remarque :

Afin s'assurer de l'absence d'effets liés à l'accélération et à la décélération des lames, des arrêts peuvent être programmés pendant la séquence.

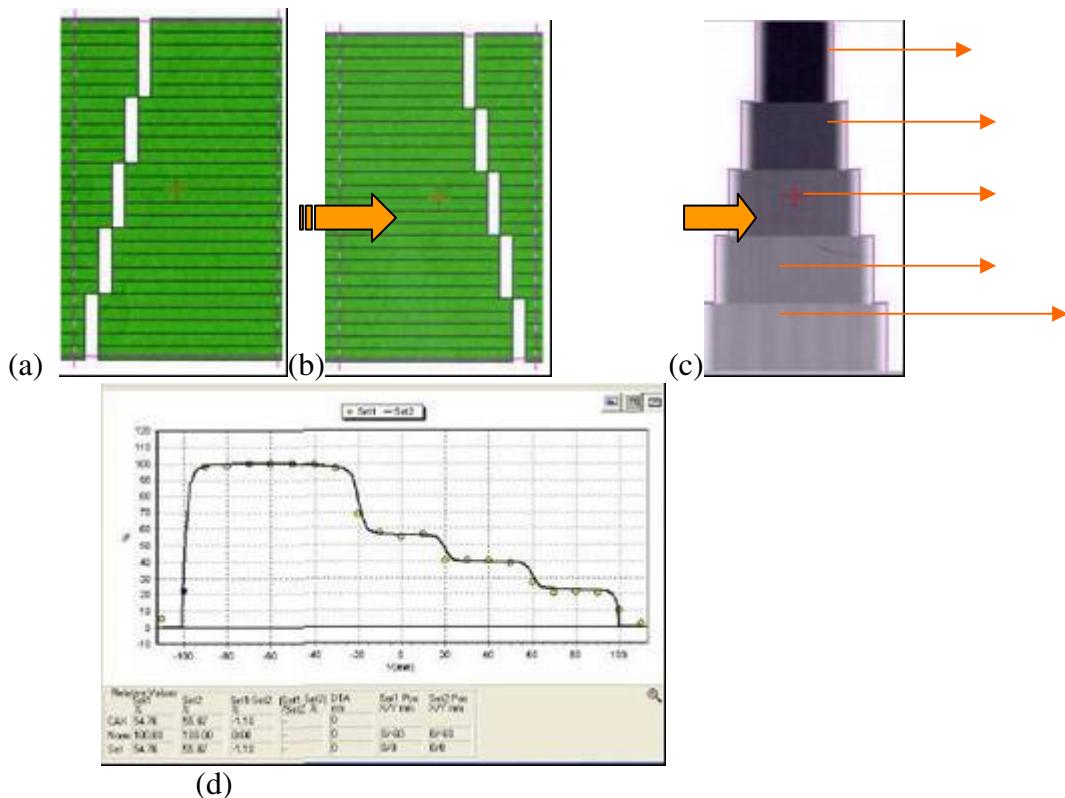


Figure 19 : Vérification du mouvement des lames correspondant à différentes vitesses ; (a) et (b) ensembles de cinq lames traversant des largeurs différentes avec un même nombre d'unités moniteur, (c) film résultant, (d) analyse associée.

Sur la figure 19, l'amplitude des profils (d) est proportionnelle à la vitesse de déplacement [Ezzel 2003].

Fréquence:

A la recette.

Après chaque intervention sur le contrôleur du MLC.

Annuel pour déceler une fatigue des moteurs.

Tolérance:

Les profils de dose obtenus doivent rester également uniformes à $\pm 2\%$.

4.4.4. Transmission des lames

La transmission varie, en fonction de l'énergie, de la taille du champ, de la position du champ par rapport à l'axe et de la profondeur de mesure.

Certains systèmes de calcul utilisent deux valeurs de transmission : la transmission principale et un décalage dosimétrique (transmission additionnelle) lié à la forme arrondie des lames de certains collimateurs qui permet d'ajuster les distributions de dose calculée et mesurée. D'autres ne considèrent qu'une valeur de transmission par énergie. Dans ce cas, il convient de déterminer une valeur moyenne de cette transmission dans les conditions de référence [Van Esch 2002].

4.3.4.1. Transmission principale

Procédure:

La mesure de la transmission des lames est effectuée en réalisant le rapport des lectures obtenues, à la profondeur de référence pour un champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ouvert et pour un champ pour lequel les lames

sont entièrement fermées avec une ouverture de collimateur principal de $10 \times 10\text{cm}^2$. Les mesures peuvent être réalisées à l'aide d'une chambre d'ionisation et/ou d'un film placé perpendiculairement à l'axe d'irradiation (figure 20(a)).

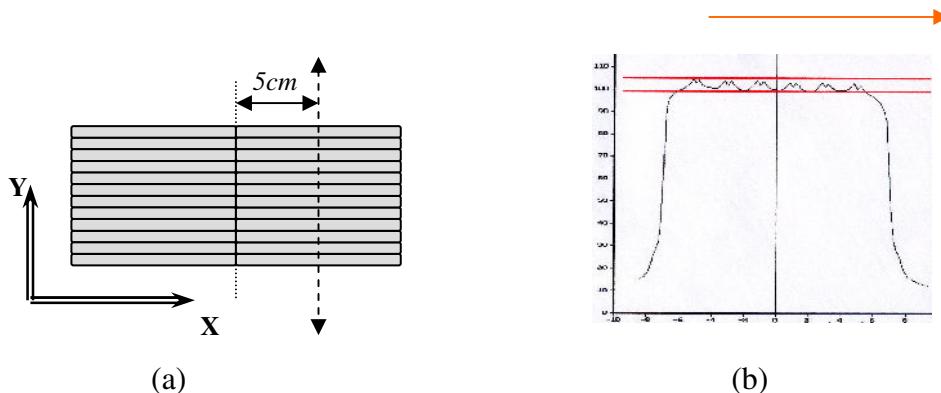


Figure 20 : Détermination de la transmission des lames, (a) procédure ; (b) analyse.

Les transmissions derrière et entre les lames (figure 20(b)) sont mesurées à l'isocentre dans un fantôme soit par film soit par chambre d'ionisation.

Le positionnement de la chambre d'ionisation :

- dans un sens perpendiculaire aux lames permet d'intégrer la fuite inter-lames dans le facteur de transmission (selon la largeur des lames dans le plan de l'isocentre et le volume de mesure de la chambre).
- dans le sens des lames entre 2 lames puis légèrement décalé de la moitié de l'épaisseur d'une lame permet de différencier la transmission intrinsèque de la fuite inter-lames.

Remarques :

Il faut être attentif au choix du point de mesure par rapport à la position des lames.

La zone de fermeture du MLC ne doit pas se trouver sur l'axe mais bien excentrée. Ceci permet de s'affranchir de la transmission partielle à travers le bout arrondi des lames et/ou de l'ouverture minimale réalisable en mode statique. Dans ce dernier cas, il convient de prévoir un dispositif adéquat permettant d'éliminer tout rayonnement parasite issu de cette ouverture.

Fréquence:

A la recette de l'appareil.

Après chaque maintenance ou intervention majeure sur l'ensemble du collimateur multi-lames.

Annuelle pour vérifier la valeur du SPT.

Tolérance:

Doit rester dans les spécifications du constructeur

4.3.4.2. Décalage dosimétrique (Transmission additionnelle)

Objectif:

Compenser l'élargissement du champ irradié provenant de la transmission partielle à travers le bout arrondi des lames du MLC [Chauvet 2005].

Procédure:

Plusieurs irradiations sont effectuées à l'aide de fenêtres glissantes de tailles différentes. La dose est mesurée à l'isocentre (dans l'air ou dans un fantôme). La valeur du DLS (dosimetric leaf separation ou élargissement dosimétrique) est obtenue par extrapolation pour une dose nulle de la courbe représentant la dose mesurée sans la transmission en fonction de la largeur de la fenêtre (figure 21). Cette valeur est négative car il faut fermer les lames pour compenser ce phénomène de transmission du bout des lames.

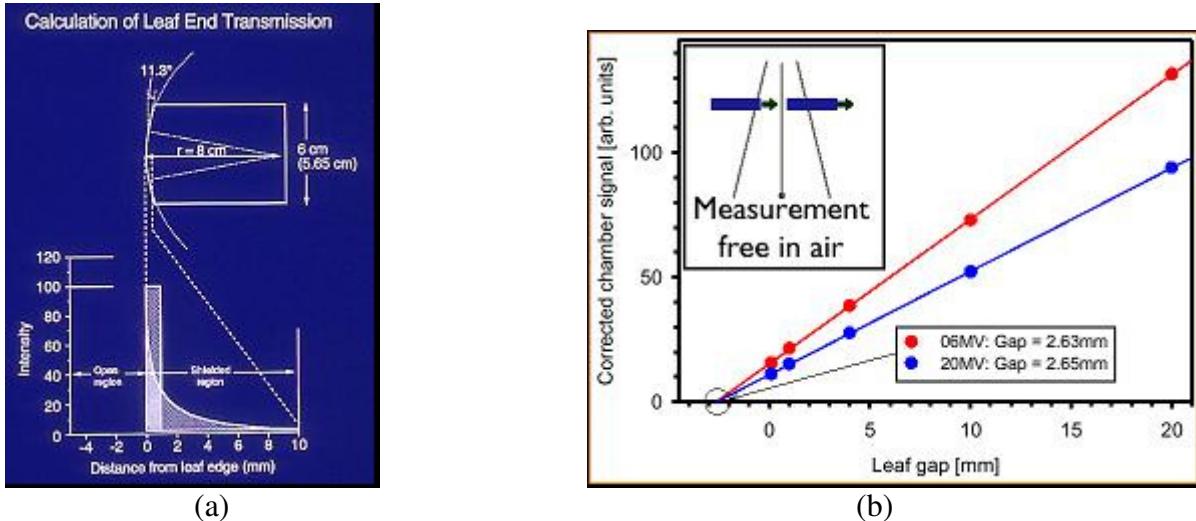


Figure 21 : Décalage dosimétrique : (a) définition, (b) mesures réalisées pour différentes tailles de fenêtres glissantes et extrapolées pour une dose nulle [Chauvet 2005].

Remarque :

La valeur du DLS est fonction de la distance minimale entre 2 lames opposées. Cet espace supplémentaire augmente la dose délivrée pendant l'irradiation avec une fenêtre glissante, ce qui augmente la valeur de l'élargissement dosimétrique. Plus l'écartement minimal entre 2 lames est élevé et plus le DLS est grand.

Fréquence:

Après toute intervention sur le MLC.

Il peut être intéressant de le réaliser mensuellement pour avoir un suivi de l'évolution de ce paramètre majeur.

4.4.4. Vérification du contrôleur du MLC

Les mouvements des lames sont gérés par le contrôleur du MLC à partir du fichier provenant du séquenceur. Pour un même fichier de mouvement de lames, si on modifie le nombre total d'UM ou le débit nominal, le contrôleur ajuste la vitesse des lames et/ou le débit instantané.

Il est donc nécessaire de contrôler la linéarité de la dose mesurée en fonction du nombre d'UM demandé pour une même irradiation dynamique et de s'assurer que cette dose soit indépendante du débit.

Procédure:

Une chambre d'ionisation de petit volume (par exemple 0.125cm^3) est placée sur l'axe d'irradiation d'un champ modulé. La dose est mesurée en fonction du nombre total d'UM demandé et du débit de dose. La relation entre la dose mesurée et le nombre d'UM doit être linéaire.

Fréquence:

A la mise en place de la RCMI.

Lors du changement de version du contrôleur.

4.4.5. Récapitulatif des contrôles en mode dynamique

Le Tableau V récapitule les contrôles en mode dynamique.

Test	Description	Acceptance	Fréquence
1. Calibration MLC	Procédures habituelles en statique	< 0.2mm	A la mise en œuvre. Après intervention sur MLC. Annuelle.
2. Garden Fence	Toutes les lames bougent à vitesse constante avec un écart constant de 1mm et marquent des arrêts programmés tous les 2cm. Des erreurs de positionnement de 0,2 et 0,5mm sont intentionnellement réalisées.	Lignes sombres droites sur fond clair uniforme. Détection visuelle des erreurs introduites	Hebdomadaire Angles de bras par permutation circulaire
3. Stabilité du repositionnement des lames : top dynamique Test de gravité	Dose induite par une fenêtre glissante et mesurée par une chambre d'ionisation placée à l'axe et normalisée par rapport à un champ ouvert. Mesure répétée pour des angles de bras de 0°, 90° et 270°. (Des mesures préalables sont effectuées pour ramener l'écart de dose à un écart en position)	Variation de la position < 0.2mm.	Quotidienne Hebdomadaire
4. Stabilité de la vitesse	Fenêtres glissantes se déplaçant à des vitesses différentes créant des distributions de dose homogènes mais des niveaux de dose différents sur un film. A comparer avec la distribution de dose correspondante à un champ ouvert.	Différence dose < 2%	A la mise en œuvre. Après intervention sur MLC. Annuelle.
5. Arrêt faisceau Accélération /décélération	Test 4 est répété mais le faisceau est coupé pendant l'irradiation à des positions prédefinies. Les résultats sont comparés à ceux du test 4	Pas d'influence mesurée.	Annuelle.

Tableau V : Récapitulatif des contrôles de positionnement des lames en mode dynamique.

5. CONTROLE DE QUALITE DU SYSTEME DE PLANIFICATION DU TRAITEMENT

5.1. Pré-requis

Le pré-requis consiste à valider le logiciel de calcul au moyen de tests simples et proches des configurations cliniques sans modulation d'intensité afin de vérifier les distributions de doses et le calcul de la dose absolue ainsi que du nombre d'unités moniteur [IAEA 2004], [ESTRO 2004]. A minima, la décision du 27 juillet 2007 fixant les modalités du contrôle de qualité interne des installations de radiothérapie externe doit être appliquée.

5.2. Tests spécifiques à la RCMI

Il faut alors mettre en place des tests spécifiques à la RCMI [Venselaar 2001] adaptés à la fois au SPT et au MLC qui permettent d'évaluer la prise en compte des paramètres critiques tels que la dosimétrie des petits champs, la pénombre, la transmission du MLC.

Remarque :

L'influence de ces paramètres est abordée de manière spécifique dans les divers algorithmes de calcul. Par exemple, la prise en compte du bout arrondi des lames dans le logiciel Eclipse (Varian) se fait par l'introduction du paramètre dosimétrique propre à la RCMI, le DLS (Dosimetric Leaf Separation).

La validation du SPT est effectuée en comparant les distributions de dose calculées et mesurées pour des fluences modulées de forme simple.

Certains SPT mettent à disposition des formes de base. Lorsque ces fichiers de fluence simple ne sont pas disponibles, l'utilisateur peut les générer en appliquant le processus de dosimétrie inverse à des volumes cibles de forme complexe dans un fantôme.

Divers exemples sont présents dans la littérature : [Van Esch 2002], [Ezzel 2003]. Cette liste n'est pas exhaustive et chacun peut créer des tests adaptés à sa pratique. Nous présenterons dans le paragraphe suivant à titre d'exemple le test de la chaise,

5.3. Exemple en mode dynamique : Test de la chaise

Pour la RCMI en mode dynamique, le but de ce test [Van Esch 2002] est de comparer les distributions de dose calculées par le SPT dans un plan frontal (à la profondeur du volume chaise) aux distributions de dose mesurées par film, ceci afin de vérifier l'adéquation des calculs et des mesures et de valider la configuration des paramètres saisis dans le SPT, tels que la transmission, le DLS, etc....Des mesures de dose absolue par chambre d'ionisation sont également réalisables.

5.3.1. Méthode

On définit un volume cible en forme de chaise dans un fantôme parallélépipédique. Il s'agit d'un volume en forme de chaise d'un cm d'épaisseur situé parallèlement à la surface à 5cm de profondeur. Les dimensions du faisceau sont suffisantes pour couvrir ce volume: 12x20cm².

On prescrit dans ce volume un objectif et des contraintes de dose de façon à obtenir une fluence optimale après optimisation. Par exemple, on définit un objectif de 2 Gy en une fraction dans le volume cible avec pour contraintes une limite supérieure de 2.1Gy dans 0% du volume cible et une limite inférieure de 1.9Gy dans 100% du volume.

On réalise une comparaison des profils de doses calculés et mesurés dans un plan frontal (éventuellement à différente profondeurs: 3, 5 et 10cm) suivant les axes A, B, C (Figure 22). La calibration en dose est réalisée soit par un film soit par une mesure d'ionisation.

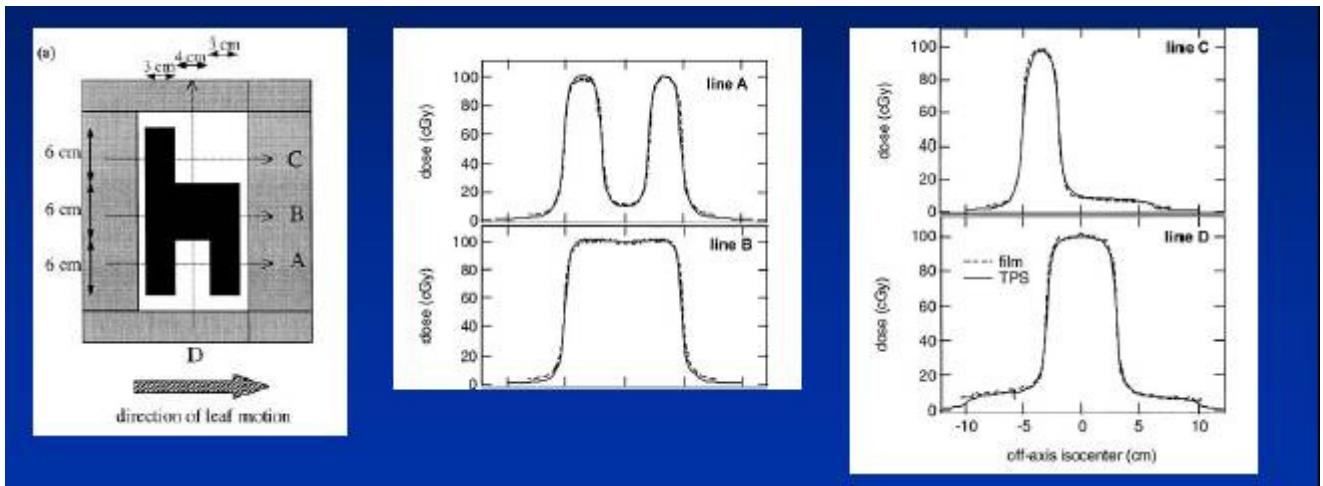


Figure 22 : Test de la chaise - Principe des mesures [Van Esch 2002].

5.3.2. Résultats

- Le profil A correspond, entre les pieds de la chaise, au déplacement des lames fermées à vitesse maximale. Dans cet espace la fluence est nulle et la dose délivrée n'est due qu'à la transmission, au DLS et à l'intervalle de sécurité séparant 2 lames opposées en mouvement « dynamic minimum leaf gap ». Ce profil permet d'apprécier la précision sur l'évaluation du DLS.
- Le profil B, correspond à un mouvement de lames uniforme et à une distribution de dose homogène. Il permet de réaliser avec précision des mesures de dose par chambre d'ionisation.
- Le profil C permet de vérifier le mouvement uniforme des lames au niveau du dossier de la chaise puis, après immobilisation de ces dernières, de mesurer la dose due à la transmission.

6. CONTROLE DE QUALITE DU PLAN DE TRAITEMENT

6.1. Objectif

L'objectif est de vérifier la capacité de la chaîne de traitement dans son ensemble à délivrer la dose planifiée pour le patient. Ces contrôles peuvent être effectués, en mode absolu et/ou relatif [Valinta 2001], [Marcié 2003], [Zefkili 2004].

Deux moyens de mesures sont possibles :

1. Les fluences des faisceaux associés au plan de traitement calculé pour le patient sont appliquées à un fantôme préalablement scanné. Les distributions de dose recalculées seront alors vérifiées expérimentalement dans ce même fantôme par films, détecteurs 2D ou gels.
2. Les fluences des faisceaux associées au plan de traitement calculé pour le patient sont appliquées au système d'imagerie portale. La distribution de dose au niveau du détecteur de l'EPID est calculée à l'aide d'un module spécifique inclus dans le SPT. Les distributions de dose calculées sont comparées aux distributions de dose mesurées par l'EPID préalablement étalonné.

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

6.1.1. Méthode globale

Cette méthode ne concerne que l'approche à l'aide du fantôme. Cette solution, [Bortfeld 1994b], [Chang 2000b], conserve l'angulation des différents faisceaux prenant ainsi en compte l'effet de la gravité sur le collimateur multi-lames et l'atténuation de la table de traitement. Cette méthode est proche des conditions de traitement.

6.1.2. Méthode faisceau par faisceau

Cette solution, [Wang 1996], [LoSasso 2001], permet de contrôler individuellement chaque faisceau, recalculé pour une position du bras de l'accélérateur linéaire d'électrons de 0°. Elle met en évidence les écarts observés entre les distributions de dose planifiées et mesurées pour chaque faisceau.

6.2. Matériels et solutions logicielles nécessaires

6.2.1. Le fantôme

L'objectif étant de vérifier uniquement la chaîne de réalisation du traitement, un fantôme de géométrie simple et de densité homogène peut être utilisé.

Pour la méthode globale, il est recommandé de disposer de fantômes de géométrie adaptée à la localisation traitée (figure 23) car plus la géométrie du fantôme s'éloigne de la morphologie du patient, moins le contrôle est représentatif du traitement (obliquité de surface, épaisseur du fantôme différentes).

Pour la méthode faisceau par faisceau, un fantôme rectangulaire est approprié.

Il est bien sûr possible d'utiliser des fantômes plus complexes comme les fantômes hétérogènes et/ou de type anthropomorphique. La prise en compte des hétérogénéités par le logiciel de calcul doit avoir été préalablement vérifiée.

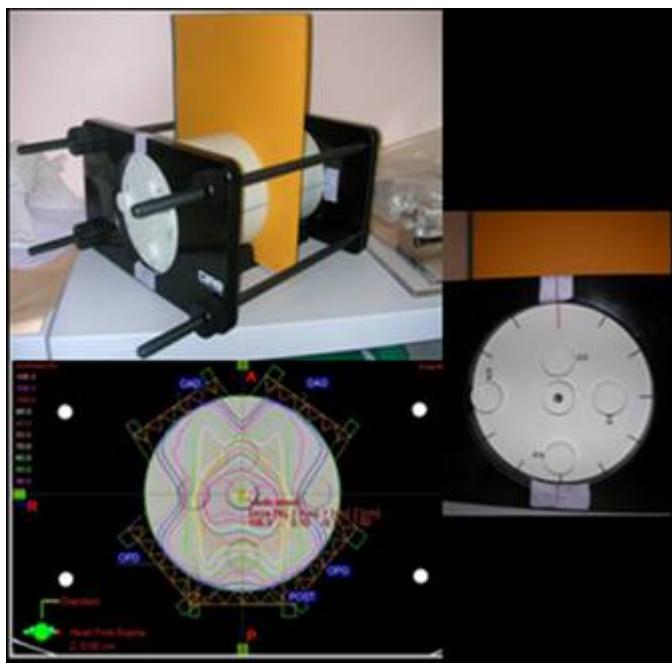


Figure 23 : Exemple de fantôme « ORL » utilisé lors d'un contrôle de qualité des plans de traitement

6.2.2. Les détecteurs

6.2.2.1. La chaîne de mesure d'ionisation

L'intérêt d'un détecteur de petit volume a déjà été développé dans le paragraphe concernant les données de base : mesure des « outputs factors » pour la modulation d'intensité en mode statique.

La problématique étant similaire à celle rencontrée en stéréotaxie intracrânienne, les mêmes recommandations s'appliquent à la RCMI. En mode statique, des dimensions inférieures ou égales au tiers du diamètre du faisceau sont généralement recommandées [Bjarngard 1990], [Manens 1998], [McKerracher 2002], [Leybovich 2003]. On retiendra donc l'utilisation d'une détecteur de volume sensible inférieur ou égal à 0.125cm^3 afin d'améliorer la résolution en minimisant l'effet d'intégration de la dose dans le volume du détecteur.

Pour les détecteurs de très faibles volumes (de type Pin Point [Martens 2000], diamant), leur faible sensibilité peut être une limitation dans l'approche faisceau par faisceau et dans les zones de faibles doses. Le positionnement doit donc faire l'objet d'une grande rigueur [McKerracher 2006].

Ces détecteurs (figure 24) doivent également présenter une faible variation de réponse en fonction de l'énergie ($< \pm 2\%$).

Le tableau VI rassemble les caractéristiques des différents détecteurs utilisables dans des faisceaux de petites dimensions.

Detector	Measurement Volume (cm^3)	Sensitive Area (cm^2)	Diameter (cm)	Thickness (cm)	Effective Point of Measurement (cm)
Micro-chamber	0.009	0.24	0.6	NA	0.2
p-type Si diode	0.3	0.49	0.4	0.06	0.6
Stereotactic diode	NA	0.011	0.45	0.006	0.07
Pinpoint chamber	0.015	0.010	0.2	NA	0.06
MOSFET	NA	0.04	NA	0.1	NA
Diamond	0.0019	0.056/0.073	0.73	0.026	0.1

Tableau VI : Caractéristiques de différents détecteurs, [AAPM 2003].



Figure 24: Photographies de différents détecteurs (ceux à ne pas utiliser sont barrés par une croix).

6.2.2.2. Les détecteurs 2D

Différents types de détecteurs permettent de contrôler la distribution de dose dans un plan : les films radiographiques, les matrices de diodes ou de chambres d'ionisation, les détecteurs des systèmes d'imagerie portale (matrice de chambres, scintillateurs, silicium amorphe, ...).

- Les films argentiques :

Présentés sous pochette, ce sont les moyens de mesure les plus répandus pour obtenir la distribution de dose dans un plan [Bucciolini 2004]. Ils fournissent une grande quantité d'informations et la résolution spatiale de la mesure est déterminée principalement par le procédé de numérisation. Leur utilisation pour la mesure de dose absolue nécessite un protocole rigoureux d'étalonnage [Childress 2002] et une vérification de la constance de la chaîne de développement. Le choix du film dépend du seuil de détection, de la valeur de saturation, et la variation de la réponse en fonction de l'énergie (fonction de la concentration de grains de bromure d'argent). Pour un contrôle global du traitement, les films KODAK EDR2 [Childress 2004] [Childress 2005a] qui ne saturent que vers 700 cGy seront les plus adaptés.

- Les films chromiques :

Ces types de films (ISP technology) se composent d'une dispersion monomérique microcristalline mince déposée sur une base de film polyester. Le monomère, sensible aux radiations ionisantes, déclenche, lors d'une irradiation, une réaction de photo-polymérisation. Le film est translucide avant irradiation et vire progressivement au bleu lors d'une exposition aux rayonnements. Cette coloration est d'autant plus intense que la dose d'irradiation est grande et ne nécessite aucun développement chimique ou amplification [Butson 2003].

Le processus de polymérisation continue après l'irradiation entraînant une augmentation de la densité optique. L'arrêt de la polymérisation est atteint après une durée qui dépend du type de film utilisé (24h pour le type MD55 et 5h pour le type EBT) [Guo 2006] [Zeidan 2006].

Compte tenu de la disparition progressive des machines à développer, il s'agit d'une alternative intéressante aux films radiographiques.

Remarque :

La qualité des résultats peut dépendre du processus de lecture (type de scanner, orientation du film) [Hupe 2006] et du protocole d'analyse (correction de non uniformité individuelle) et doit être évaluée à la mise en place de la technique.

- Les matrices de diodes ou de chambres d'ionisation :

Les matrices de chambres d'ionisation (PTW, Wellhofer) ou de diodes (Sun Nuclear) [Jursinic 2003] [Letourneau 2004] permettent d'obtenir une cartographie de la dose délivrée (figure 25). Elles permettent de mesurer une distribution de dose bidimensionnelle relative ou absolue à condition d'avoir réalisé un étalonnage préalable. Leur résolution spatiale (tableau VII) est inférieure à celle des films mais l'exploitation des résultats est instantanée.

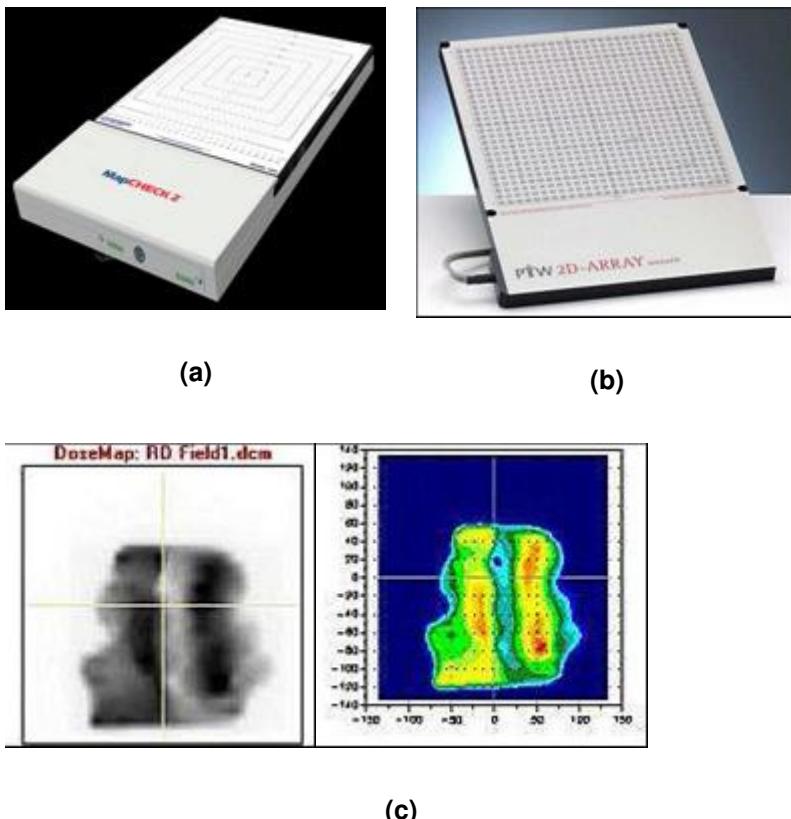


Figure 25 : Exemples de détecteurs 2D ; (a) Mapcheck2 (Sun Nuclear), (b) 2D Array (PTW), (c) cartographie d'une distribution de dose obtenue et l'analyse associée.

	MatriXX (Wellhofer)	MapCHECK 2 (Sun Nuclear)	Seven29 (PTW)
Surface de mesures (cm ²)	24.4 X 24.4	32 X 26	27 X 27
Type de détecteurs	chambres	diodes	chambres
Nombre de détecteurs	1020	1526	729
Volume du détecteur (cm ³)	0.08	0.000019	0.125
Distance entre détecteurs (mm)	7.62	7	10

Tableau VII : Caractéristiques des principaux détecteurs 2D.

- L'imagerie numérique :

L'imagerie haute énergie, initialement destinée à la vérification du positionnement du patient est désormais utilisable pour la vérification dosimétrique des champs de traitement. [Rapport SFPM 1996].

Elle ne permet l'acquisition d'une image que dans un plan perpendiculaire à l'axe du faisceau, seuls les contrôles faisceaux par faisceaux pouvaient être effectués. Des développements récents de modules informatiques peuvent permettre l'acquisition d'une image intégrée, qui peut aller jusqu'au contrôle de l'arcthérapie dynamique.

L'utilisation pratique de ces détecteurs pour le contrôle des plans de traitements peut être retrouvée dans [Pasma 1999], [Curtis-Savard 1999], [Van Esch 2001].

Certains points sont à prendre en compte :

- La fréquence d'acquisition :

En mode dynamique, le temps d'acquisition des images doit être adapté au temps de déplacement des lames. En effet, l'image dosimétrique étant constituée de la superposition d'images prises à haute fréquence, la précision de la mesure sera d'autant plus élevée que le nombre d'images réalisées sera important (fréquence minimum requise d'une image par seconde pour les mesures en faisceau dynamique, [Chang 2003]).

- Les corrections à apporter à l'image brute :

Des corrections sont nécessaires pour tenir compte des dimensions du faisceau (scintillateur-CCD) et de la sensibilité individuelle de chaque détecteur (chambres d'ionisation, silicium amorphe).

Il est également nécessaire d'effectuer fréquemment des corrections de bruit de fond et d'homogénéité, afin de pallier la dérive de la réponse des détecteurs.

- Le contrôle de certains artéfacts :

La rémanence due à des irradiations antérieures peut être visible sur l'image acquise. Les systèmes à chambre d'ionisation liquides sont connus pour cet important effet de mémoire.

- L'établissement de la relation réponse – débit de dose :

La courbe signal-débit de dose est obtenue par acquisition d'images à des distances sources-détecteurs différentes.

6.2.3. Les logiciels de comparaison de distribution de dose

Différents logiciels sont commercialisés (RIT, DoseLab, Verisoft, Omnipro, Exacor ...), ils sont utilisés pour comparer les distributions calculées et mesurées et nécessitent plusieurs étapes :

- L'échantillonnage :

Pour comparer les distributions calculées et mesurées, il faut que les deux matrices aient été générées avec la même résolution par le système de planification et le détecteur 2D (film, matrice de détecteurs, ...). Dans l'hypothèse contraire, il est nécessaire de disposer d'un module d'échantillonnage.

- Le recalage :

La précision de cette analyse est fortement dépendante du procédé de recalage des deux matrices. Tout logiciel d'exploitation doit être suffisamment documenté pour permettre de mettre en évidence les limitations des algorithmes utilisés ou les précautions particulières nécessaires à leur bonne utilisation, telle que par exemple, la précision de l'alignement du détecteur.

Le recalage manuel basé sur des repères géométriques introduit un facteur opérateur dépendant lié à la localisation de ces repères et/ou au positionnement du détecteur.

Le recalage automatique [Childress 2005b], basé sur la superposition des isodoses (algorithme du maximum de vraisemblance, par exemple) peut éventuellement occulter une erreur systématique de décalage géométrique du champ.

- La normalisation :

En RCMI, l'objectif étant de mettre en évidence des différences de dose en tout point de la distribution, aucun point ne peut être privilégié par rapport à un autre. Il est recommandé de travailler en dose absolue. En conséquence, le logiciel doit disposer d'un mode sans normalisation et de plusieurs modes de normalisation (en un point ou sur la moyenne définie sur plusieurs points, en dose...).

6.2.4. Les indices d'évaluation

Plusieurs indices d'évaluation sont disponibles :

- **Différence de Dose** : cet indice évalue quantitativement la différence de dose observée dans un pixel donné entre la dose calculée et la dose mesurée, [Van Dyk 1993]. Son utilisation est adaptée dans les régions de faibles gradients de dose.
- **Distance To Agreement DTA** : cet indice évalue quantitativement la distance minimale entre un pixel donné dans la matrice mesurée et le pixel de même dose dans la matrice calculée. Il est plus adapté dans les régions de forts gradients de dose.
- **Gamma Index** : Cet outil combine les deux indices précédents : différence de dose et DTA. Il donne une image représentant les écarts physiques entre les distributions de dose calculées et mesurées [Low 1998], [Harms 1998], [Stock 2005], [Depuydt 2002]. Des logiciels permettent de calculer cet indice d'évaluation en 1D, 2D et 3D. Les points qui ne passent aucun des 2 critères sont identifiés sur une cartographie composite.
- **Le NAT et le NAT index** introduisent une notion de radiobiologie.

Les deux derniers sont présentés en détails dans les paragraphes suivants.

6.2.4.1. Le gamma Index

L'index γ est défini par :

$$\gamma = \min \sqrt{\frac{\Delta D^2}{\Delta D_{max}^2} + \frac{\Delta r^2}{DTA^2}} \quad \text{avec} \begin{cases} \Delta r = |r_r - r_c|, \\ \Delta D = D_c(r_c) - D_r(r_r) \end{cases}$$

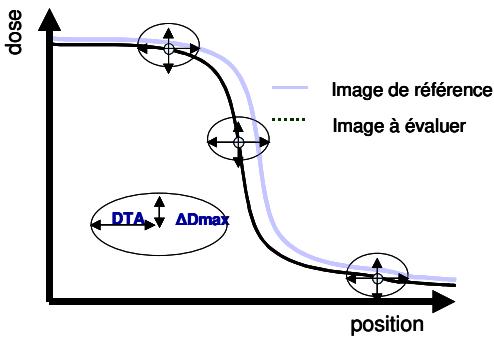
Δr est la distance entre le point de référence r_r et le point à évaluer r_c

ΔD est la différence entre la dose au point r_r et celle au point r_c

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

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

Si $\gamma > 1$, la correspondance entre le point à évaluer et celui de référence est en dehors du critère de tolérance ; Si $\gamma < 1$, la correspondance entre le point à évaluer et celui de référence est dans le critère de tolérance (figures 26 et 27).



La surface qui représente le critère de tolérance est une ellipsoïde définie par :

$$1 = \sqrt{\frac{\Delta D^2}{\nabla D_{max}^2} + \frac{\Delta r^2}{DTA^2}}$$

Pour que la distribution de dose à évaluer puisse être comparée à la distribution de dose de référence, il faut que celle-ci contienne au moins un point à l'intérieur de l'ellipse de tolérance.

Figure 26 : Principe de la fonction γ .

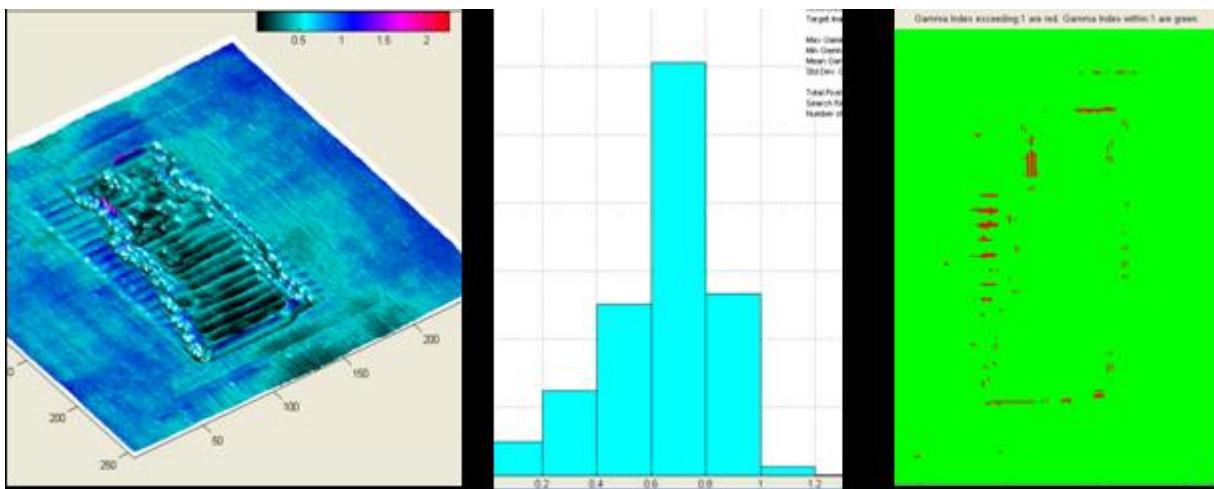


Figure 27 : Diverses représentations de la fonction γ : a) représentation 2D de la fonction γ , b) histogramme c) gamma index : les points apparaissant en rouge correspondent à $\gamma > 1$.

La distribution de dose issue de la planification inverse comporte pour chacun des faisceaux des zones de gradient plus ou moins élevé. Les tolérances sont adaptées à la topologie de cette distribution et basées sur l'analyse statistique.

Il y a lieu d'apprécier localement ses propres résultats et de vérifier que la résolution du détecteur utilisé est compatible avec les critères d'acceptabilité. Le tableau VIII ci-dessous recense les tolérances généralement admises.

	Intervalle de confiance	Niveau d'action
Dose élevée, Faible gradient	$\pm 3\%$	$\pm 5\%$
Dose élevée, Fort gradient	10% ou 2mm DTA	10% ou 2mm DTA
Faible dose, Faible gradient	$\pm 4\%$	$\pm 7\%$
Dose fall-off ($d_{90\%-50\%}$)	2mm DTA	3mm DTA

Tableau VIII: Exemples de tolérance en fonction de la relation dose-gradient [Palta 2003].

6.2.4.2. Le NAT (Normalized Agreement Test)

Il peut être intéressant d'ajouter à l'indice gamma une dimension clinique en attribuant aux différences trouvées une pondération en fonction du volume où elles apparaissent par rapport aux volumes cibles.

Le NAT (Normalized Agreement Test) introduit un paramètre le « NAT value » qui permet la comparaison de deux distributions de doses sur le plan clinique, ce qui lui donne une signification biologique.

L'amplitude de ce paramètre est proportionnelle à l'effet produit sur le patient par la différence de doses entre les deux distributions dans un volume d'intérêt (par exemple le PTV ou un volume correspondant à un certain % de dose) [Childress 2003].

Afin de déterminer la valeur du NAT, les différences de dose locale ΔD exprimées en % et les DTA (valeurs des écarts de distances Δd) sont calculés pour tous les points. A chaque pixel est associée une valeur de NAT :

Si en un point, la tolérance en distance (Δd_{max}) ou en dose (ΔD_{max}) est respectée ou si la dose mesurée en ce point est inférieure à la dose calculée définie comme biologiquement significative alors NAT = 0.

Si l'une des deux tolérances n'est pas respectée : $NAT = D_{scale} \times (\delta - 1)$

$$\text{avec } D_{scale} = \max(D_{calc}, D_{mes}) / D_{max(calc)}, \\ \text{et } \delta = \min(\Delta d / \Delta d_{max}, \Delta D / \Delta D_{max})$$

D_{scale} représente la variation de dose maximale constatée en un point normalisée à la dose maximale attendue dans le volume d'intérêt et δ l'écart minimum par rapport aux tolérances.

6.2.4.3. Le NAT index

Le NAT index se fonde sur l'image calculée des valeurs de NAT dérivées de la comparaison des doses calculées et mesurées dans chaque pixel. Il représente la moyenne des déviations par rapport à ΔD_{max} et Δd_{max} résument la qualité de la comparaison entre les deux distributions de dose [Childress 2005b].

Sa définition est : NAT Index = [Moy (NATvalues) / Moy(matrice D_{scale})] x 100.

Remarque :

Cette approche pertinente, dans le cas d'un contrôle global (considérant tous les faisceaux) est plus discutable dans le cas d'un contrôle faisceau par faisceau où les zones de faibles doses participent à la dose au volume cible (ex champ post en ORL avec zone de faible dose en regard de la moelle).

6.3. Mesure de la dose absolue ponctuelle

Objectif :

Vérifier la conformité entre la dose calculée et la dose délivrée dans un fantôme par les faisceaux modulés en intensité en un ou plusieurs points représentatifs (Figure 28).

6.3.1. Méthode globale

L'ensemble des faisceaux est appliqué au fantôme et la distribution de dose est calculée avec les cartes de fluence du patient. La prescription de dose n'est pas modifiée afin de conserver le même nombre d'unités moniteurs en mode vérification et en mode clinique.

En mode dynamique, les contraintes de vitesse des lames sont ainsi conservées.

En mode statique, l'influence des arrondis de calcul et de stabilisation du faisceau notamment pour les segments de faible contribution est conservée.

La dose est alors mesurée en un point représentatif proche de l'isocentre et/ou en dehors des forts gradients de dose

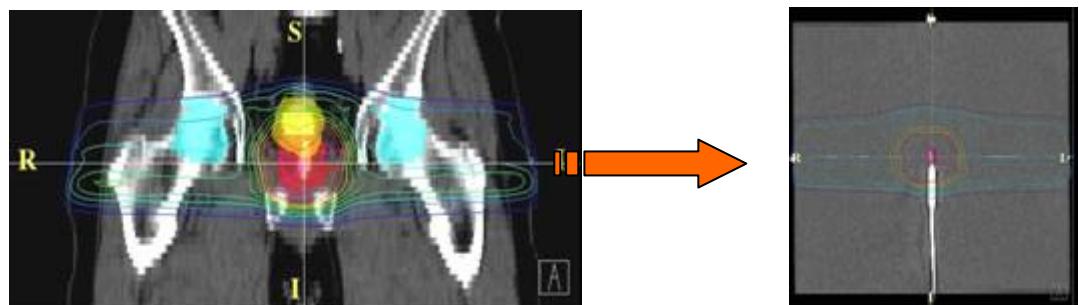


Figure 28 : Evaluation du plan de traitement d'un patient (prostate) par transfert de l'ensemble des faisceaux dans un fantôme.

Remarque :

La dose mesurée n'est pas la dose réellement délivrée au patient dont la géométrie est différente de celle du fantôme.

Fréquence :

Avant le début de chaque nouveau traitement.

Pendant la période d'apprentissage de la technique, il est conseillé de les réaliser une fois par semaine pour évaluer la reproductibilité des résultats.

Tolérance :

Il y a lieu de considérer dans ces valeurs la part liée à la précision du système de planification et la part liée à l'imprécision de la réalisation du traitement ainsi que l'imprécision de la mesure.

L'étude des écarts faisceau par faisceau entre la dose calculée et la dose mesurée permet de s'affranchir des compensations éventuelles d'écart entre faisceaux.

Ecart de $\pm 3\%$ entre la dose cumulée globale mesurée et calculée.

Ecart de $\pm 5\%$ entre la dose par faisceau mesurée et calculée.

Par exemple, dans le cas d'un écart de dose cumulée globale satisfaisant et d'un écart sur un faisceau particulier supérieur à 5%, il conviendra d'analyser la raison de cet écart sur le faisceau incriminé (zone de gradient, de pénombre).

6.3.2. Méthode faisceau par faisceau

Comme précédemment, la prescription de dose n'est pas modifiée afin de conserver le même nombre d'unités moniteurs.

Bras à 0° , chaque faisceau modulé est appliqué individuellement au fantôme.

Il est à noter cependant que la somme des écarts n'est pas nécessairement représentative de l'écart global.

Fréquence :

Avant le début de chaque nouveau traitement.

Pendant la période d'apprentissage de la technique, il est conseillé de les réaliser une fois par semaine pour évaluer la reproductibilité des résultats.

Tolérance :

Il y a lieu de considérer dans ces valeurs la part liée à la précision du système de planification et la part liée à l'imprécision de la réalisation du traitement ainsi que l'imprécision de la mesure.

Ecart de $\pm 3\%$ sur la mesure faisceau par faisceau.

6.4. Contrôle de la distribution de dose

Objectif :

Vérifier la conformité entre la distribution de dose calculée et la dose délivrée dans un fantôme par les faisceaux modulés en intensité dans un ou plusieurs plans.

Remarque :

Le choix de la méthode est laissé à l'appréciation de l'utilisateur si son système de planification lui offre les deux possibilités. La méthode globale donne accès à la précision dosimétrique du traitement mais ne permet pas d'identifier l'origine des erreurs observées contrairement à la méthode faisceau par faisceau.

Procédure :

Dans la méthode globale (Figure 29), le traitement est appliqué au fantôme et la distribution de dose est contrôlée par film dans différents plans (transverses, sagittaux ou frontaux)

Pour la méthode faisceau par faisceau (Figure 30), les films et les détecteurs 2D sont généralement utilisés dans un plan perpendiculaire à l'axe du faisceau.

Comparaison mesures-calculs :

Les résultats expérimentaux obtenus après numérisation des films ou directement dans le cas des détecteurs numériques, sont superposés aux distributions de dose calculées. De nombreux logiciels (RIT, Dose Lab, Verisoft, Omnipro, Exacor par exemple) proposent des modules de comparaison et d'évaluation des écarts entre les résultats des mesures et les distributions de dose exportées depuis les systèmes de planification.

Le choix de la procédure dépend de ce que l'on veut mettre en évidence et de l'utilisation que l'on veut en faire. Le tableau IX résume les principaux outils actuellement disponibles, leurs usages et leurs limites.

Outils	Usage	Limites
γ index	Visualisation directe des niveaux de dose	Comparaison influencée par le choix des isodoses
Différence absolue des images	Visualisation rapide de la coïncidence des deux distributions de dose avec localisation des zones de sur et sous-dosage, intérêt clinique indéniable	Saturation possible des images entraînant de larges erreurs dans les zones de forts gradients de dose, notamment aux interfaces.
Distance To Agreement	Recommandé dans les régions de forts gradients de dose	Pas de signification biologique et peut entraîner des erreurs importantes
NAT	Permet de mettre en évidence les régions de discordance de dose	Interprétation physique délicate
Histogramme différentiel de dose	Résume les différences de dose entre les deux images	Perte de l'information spatiale
NAT normalisé	La comparaison s'exprime par une valeur unique, son orientation est clinique. Il peut être utilisé pour des comparaisons de dose entre institutions	Perte de l'information spatiale et de la finesse d'analyse dans la transformation en un seul indice.

Tableau IX : Principaux outils permettant de comparer les distributions de dose calculées et mesurées.

6.4.1. Méthode globale

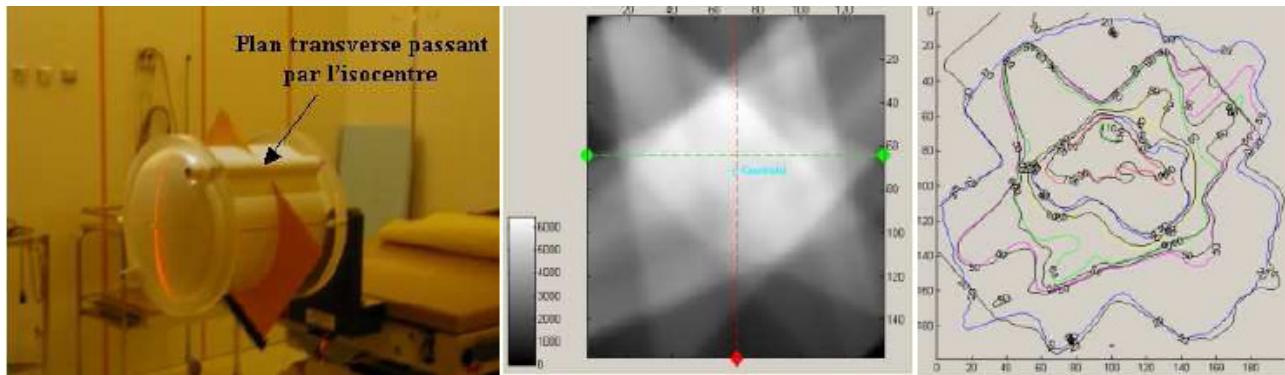


Figure 29 : Exemple de vérification de distribution de dose, méthode globale [Lisbona 2005].

Fréquence :

Avant le début de chaque nouveau traitement,

Dans la phase d'apprentissage, il est recommandé de réaliser ces contrôles régulièrement afin d'évaluer la stabilité des résultats.

Tolérance :

Ecart de $\pm 3\%$ sur la dose et une DTA de 3mm que l'on peut utiliser pour le calcul du γ index défini précédemment.

6.4.2. Méthode faisceau par faisceau

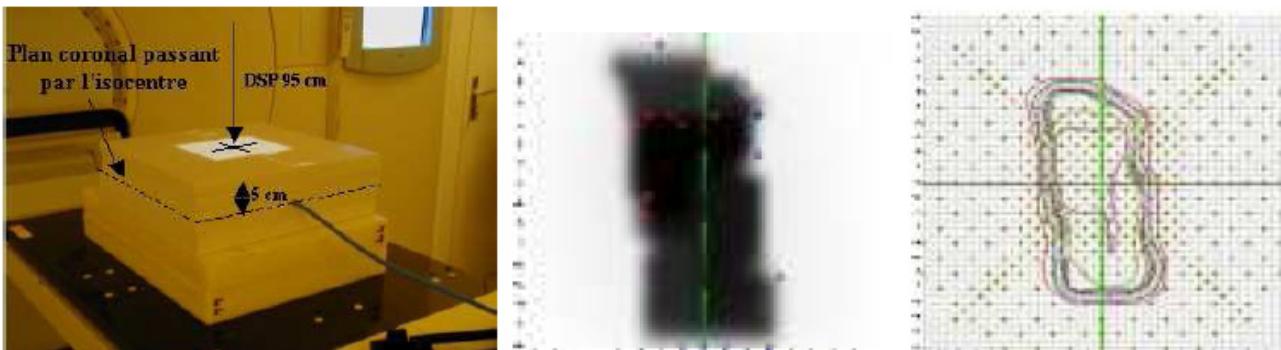


Figure 30 : Exemple de vérification de distribution de dose, méthode faisceau par faisceau [Marcie 2005a].

Fréquence :

Avant le début de chaque nouveau traitement,

Dans la phase d'apprentissage, il est recommandé de réaliser ces contrôles régulièrement afin d'évaluer la stabilité des résultats.

Tolérance :

Ecart de $\pm 3\%$ sur la dose et une DTA de 3mm que l'on peut utiliser pour le calcul du γ index défini précédemment.

6.5. Calcul indépendant du nombre d'unités moniteur

Le calcul indépendant du nombre d'unités moniteur est particulièrement complexe en RCMI et ne peut être calculé manuellement compte tenu du nombre très important de petits champs équivalents (des centaines en mode dynamique).

Différents logiciels (RadCalc [Wilcox 2008], Imsure, MuCheck...) proposent des modules spécifiques aux calculs d'unités moniteurs pour la RCMI. Par exemple, l'algorithme utilisé par IMSURE a été développé à l'Université de Standford [Yang 2002] et se fonde sur un algorithme de modélisation prenant en compte le rayonnement primaire mais aussi le rayonnement diffusé par la tête de traitement, le filtre égalisateur et le collimateur principal pouvant atteindre le patient (modèle des 3 sources).

La mise en œuvre d'un logiciel indépendant de calcul d'unités moniteurs nécessite une phase préalable d'acceptance exhaustive.

Le fichier RTPLAN comprenant toutes les caractéristiques géométriques du traitement et la prescription est transféré depuis le logiciel de planification afin de permettre le calcul indépendant. Les fluences peuvent aussi être réexportées et recalculées. Cela permet une comparaison de la dose en points définis, du nombre d'unités moniteurs par faisceaux et des fluences.

Le calcul indépendant ne permet pas la prise en compte des obliquités de surface et des hétérogénéités de manière directe, il convient alors d'utiliser les profondeurs équivalentes. De même, les influences des collimateurs multi-lames sont modélisées de manière simplifiée.

Le calcul indépendant ne permet que la vérification du SPT, la mesure vérifie la totalité de la chaîne. Ils ne se concurrencent donc pas.

Fréquence :

Avant le début de chaque nouveau traitement.

Tolérance :

Elle est à déterminer par l'analyse de plans de traitements mesurés et calculés par le calcul indépendant mais doit rester inférieure à $\pm 5\%$ ou $\pm 2\text{cGy}$.

7. VERIFICATION DU TRAITEMENT

La maîtrise de la RC3D est un pré-requis indispensable à la mise en place de la RCMI. Cela concerne à la fois le contourage des volumes (cibles et à risque), la définition des doses et des contraintes mais aussi le positionnement du patient.

La vérification du traitement est particulièrement importante en RCMI. Elle concerne toutes les étapes, de la préparation du traitement à sa réalisation. Dans toutes ces étapes, la vérification de la position du patient est un point essentiel et récurrent qui est à vérifier avant et pendant le traitement.

7.1. Vérification pré-traitement

Les systèmes de contentions utilisés pour immobiliser le patient doivent être évalués quantitativement, par une étude de reproductibilité de repositionnement, car elle conditionne le choix des marges définies dans le plan de traitement pour le PTV (Figure 31).



Figure 31 : Exemple de contention utilisée pour une irradiation de la sphère ORL, masque thermo-formable permettant un repositionnement du patient < 3mm.

Remarque :

On utilise habituellement les moyens de contention commercialisés (comme les masques thermoformés avec un système de fixation sept points en ORL) mais on peut également être amené à utiliser des moyens de contention plus adaptés au cas clinique (exemple matelas à vide, etc.). Dans tous les cas, on doit en tester l'efficacité et les valider dosimétriquement.

Le repérage du positionnement initial est basé sur les repères à la peau (points d'alignement) et sur les structures osseuses.

Les images (simulateurs, scanners, TEP, IRM) sont acquises en position de traitement avec les moyens de contention qui seront utilisés pour le traitement.

L'étendue de l'exploration, centrée sur le repère initial, doit couvrir largement la hauteur du volume à irradier et permettre éventuellement la mise en place de faisceaux non coplanaires. L'espacement des coupes doit être choisi de façon à obtenir des DRRs de qualité. Un espacement maximal de 0.3cm entre les coupes scanner est recommandé.

Remarque :

L'utilisation de produits de contraste modifie la densité de l'organe. Il est préférable, de procéder à l'acquisition d'un scanner sans injection à visée dosimétrique puis d'un scanner avec injection dans la même position et d'utiliser les fonctionnalités de recalage d'image pour affiner la définition des volumes.

7.2. Repositionnement du patient pendant le traitement

La procédure standard, la plus simple, consiste à positionner le patient sur la table de traitement au moyen d'un système laser et de vérifier ce repositionnement en faisant le repérage des structures osseuses sur les images portales orthogonales (de face et de profil). Pour les volumes non mobiles, ce repérage permet d'évaluer le déplacement du barycentre du volume cible.

Pour les volumes mobiles, il est nécessaire de compléter les images portales par l'utilisation de marqueurs implantés ou de disposer de moyens de reconstitution tridimensionnelle des volumes : appareil à ultra-sons, imagerie embarquée (kV ou MV) sur l'accélérateur linéaire d'électrons, ce qui correspond à une approche 3D du positionnement.

7.2.1. Approche 2D

Remarque :

Le contrôle du positionnement par rapport aux structures osseuses sur les images réalisées au moyen des faisceaux modulés n'est guère possible car la modulation de la fluence dégrade le contraste. Il s'effectue donc sur des images haute énergie le plus souvent antérieure et latérale. En mode statique, on peut envisager d'utiliser le plus grand segment pour effectuer ce contrôle.

La mesure du décalage de l'isocentre entre la DRR et l'image portale est effectuée par rapport aux structures osseuses et est définie à partir des ensembles d'images (DRR, Image portale pour des incidences orthogonales (face et profil).

Les logiciels de comparaison automatique proposent un calcul des décalages à partir des structures contournées, Figure 32.

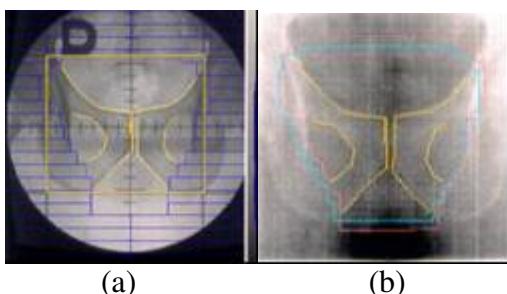


Figure 32 : Exemple de mesure de décalage par rapport aux structures osseuses.

Bien évidemment le système ne permet pas de corriger les erreurs de contourage, néanmoins dans certaines conditions, si l'EPI est de haute qualité, il permet de mesurer et corriger les mouvements de certains organes, tels que la prostate, en utilisant de petits marqueurs implantés visibles sur les images portales.

Fréquence :

Il est recommandé d'effectuer ces contrôles lors des 3 premières séances ce qui permet de mettre en évidence les erreurs systématiques, puis périodiquement (de 1 à 3 fois par semaine) pour évaluer les erreurs aléatoires.

Il est de la responsabilité de chaque équipe d'adapter la périodicité de ces contrôles aux diverses localisations mais la fréquence minimale préconisée est hebdomadaire.

Remarque :

La multiplication de ces contrôles peut augmenter la dose délivrée au patient de façon significative. Il appartient à chaque équipe d'adapter leur périodicité au but recherché, d'en évaluer les conséquences dosimétriques et de les prendre en compte au niveau des organes cibles et des organes critiques.

7.2.2. Approche 3D

Les systèmes de radiothérapie guidés par l'image (ultra-sons [Naudy 2006], imagerie embarquée RX ou MV embarquée [Sorcini 2006]), sont recommandés afin de pouvoir diminuer les marges liées au mouvement du volume cible.

Le recalage d'une imagerie 3D acquise avant la séance de traitement (MV ou kV) (radiothérapie guidée par l'image [IGRT]) avec le scanner de planification permet une mise en place précise du patient à chaque séance, en tenant compte des changements anatomiques en ayant une indication des décalages en 3D.

Remarque :

Les tolérances sur le positionnement doivent être adaptées aux mouvements des organes de la région anatomique traitée et à la précision des systèmes de positionnement. Les marges de tolérance doivent être évaluées par chaque service compte tenu de leurs propres pratiques.

7.2.3. Vérification du traitement : contrôle du séquençage des lames

Certains systèmes d'imagerie haute énergie (EPID) permettent de vérifier le séquençage des lames et de comparer l'image acquise en temps réel à la DRR de référence (Figure 33).

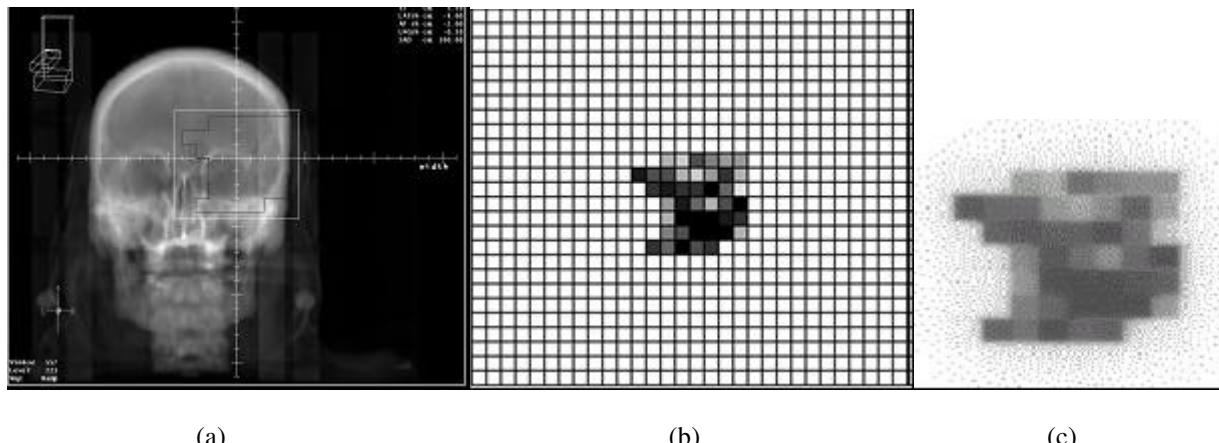


Figure 33 : Vérification d'un traitement tête et cou faisceau par faisceau, réalisation d'une DRR du champ à vérifier (a), calcul de la carte de fluence (b), mesure par film de la carte de fluence (c).

Remarque :

Le préalable à l'utilisation de l'imagerie portale pour contrôler le positionnement du patient est la détermination des erreurs susceptibles d'intervenir lors de l'acquisition des images par la réalisation des contrôles demandés par la décision du 27 juillet 2007 fixant les modalités du contrôle de qualité interne des installations de radiothérapie externe et ceux préconisés par le [Rapport SFPM 1996].

7.2.4. Mesures in vivo

Le but des mesures in vivo est de s'assurer que le traitement délivré correspond à celui prescrit. La principale difficulté de ces mesures est de localiser le mieux possible le détecteur pour connaître la dose délivrée car le point de mesure peut être dans une zone de fort gradient ou de faible dose. En modulation d'intensité, les points d'entrée-sortie sur l'axe des faisceaux généralement utilisés en radiothérapie conformationnelle ne sont pas adaptés.

Lorsque c'est possible, l'utilisation des voies naturelles peut être une alternative (ORL, ...). Les détecteurs doivent être de petite taille et leur réponse indépendante de l'angle du faisceau et de la température [Francescon 1998]. C'est le cas des détecteurs thermoluminescents et des semi-conducteurs. Parmi les semi-conducteurs, les détecteurs Mosfet sont les plus utilisés [Scalchi 1998], [Marcié 2005b]. Ils sont de petite taille (surface de 1 à 4mm²) et stockent un signal proportionnel à l'information. La lecture est effectuée en fin de séance sur un électromètre indépendant.

Leur réponse est linéaire en fonction de la dose. Ils ne sont pas équivalents tissus et présentent une dépendance en énergie de 2% dans la gamme d'énergie utilisée en radiothérapie. Ils ont une faible dépendance angulaire ($\pm 2\%$). Après étalonnage initial, leur réponse est stable durant leur durée de vie limitée (150 à 200Gy).

7.2.4.1. Utilisation de l'EPID pour la dosimétrie in vivo

Sous réserve d'utiliser un détecteur de haute qualité, l'imagerie portale électronique peut permettre de réaliser une dosimétrie de transmission et de vérifier la distribution de dose délivrée au patient en temps réel [Berger 2006].

Cela peut se faire suivant deux approches :

- La prédiction de l'image portale en dose derrière le patient,
- Une rétroprojection de la mesure de l'EPID en dose dans le patient qui permet une comparaison directe de la dose mesurée avec la dose calculée par le SPT.

Remarque :

Les performances dosimétriques de l'EPID doivent être connues (réponse reproductible et linéaire en fonction de la dose).

7.2.4.2. Exploitation des fichiers log

La planification inverse permet de calculer la fluence théorique des faisceaux qui est convertie en position de lames par le séquenceur, un logiciel spécifique permettant de programmer et de contrôler le mouvement des lames. Après cette étape, on dispose donc d'une fluence réelle, tenant compte des caractéristiques mécaniques et dosimétriques du MLC et d'un fichier contenant les différentes positions de lames utilisables par l'ordinateur qui contrôle leur déplacement, il s'agit du fichier de contrôle du MLC.

A la fin de l'irradiation d'un faisceau modulée, un fichier log est généré qui enregistre la position réelle de chaque lame pendant l'irradiation. Le fichier de contrôle du MLC correspond aux positions théoriques et le fichier log aux positions réelles.

Ces fichiers log, réinjectés dans le système de planification de traitement permettent de calculer la distribution de dose effectivement délivrée pendant chaque séance. Les écarts observés restent de faible amplitude, les écarts majeurs de positionnement étant compensés par l'ajustement en temps réel du débit de dose [Litzenberg 2002].

Il est à noter que cette alternative proposé par un seul constructeur, en option, ne peut être à proprement parlé considéré comme de la dosimétrie in vivo.

8. MOYENS HUMAINS NECESSAIRES A LA MISE EN ŒUVRE DE LA RCMI

La mise en œuvre de la RCMI implique une participation active de l'ensemble des intervenants :

- Les médecins-radiothérapeutes définissent les volumes cibles et les organes à protéger, prescrivent les objectifs et les contraintes de dose et valident les plans de traitement proposés.
- Les personnes spécialisées en radiophysique médicale réalisent l'étude dosimétrique dans son ensemble de la planification au contrôle qualité ou la supervisent suivant l'organisation de chaque service de physique médicale.
- Les dosimétristes et/ou techniciens de physique effectuent les contrôle de qualité sous la responsabilité des physiciens.
- Les manipulateurs effectuent les traitements en apportant un soin particulier au positionnement des patients et à l'acquisition des images de contrôle.

La phase d'implémentation nécessite des mesures spécifiques couteuses en temps humain et machine associées à une phase significative d'analyse et d'apprentissage. Il est conseillé de mettre en place une montée en charge progressive de la technique et de l'évaluer régulièrement, notamment en participant aux essais des groupes d'organes type GORTEC (comparaisons intercentres sur fantôme spécifique).

Pour chacun de ces acteurs, le temps consacré à la RCMI est plus long d'un facteur variant de 1.5 à 3 par rapport à la RC3D suivant la phase d'implémentation de la technique, le mode de production de la RCMI, les différents matériels utilisés pour planifier et effectuer les contrôles de qualité.

Il est important que l'ensemble de l'équipe ait été formé à cette technique particulière et travaille en étroite collaboration.

9. RESUME DES RECOMMANDATIONS POUR LA MISE EN ŒUVRE DE LA RCMI

L'acquisition des données de base et la validation de l'ensemble des procédures nécessaires à la mise en œuvre de la RCMI nécessitent une précision supérieure à celle d'une radiothérapie conventionnelle.

9.1. Caractéristiques minimales des matériaux

	Acquisition des données	Contrôle de routine	Optionnel
Fantômes	Homogène géométrie simple	Homogène géométrie simple	Anthropomorphique, Hétérogène
Mesures d'ionisation	Cylindrique, volume≈0.015cm ³ , Diode	Cylindrique, volume≈0.125cm ³	Diamant
Détecteurs 2D : Film + photodensitomètre ou détecteur matriciel	Résolution ≤ pixel calcul	Moindre résolution acceptable	
Logiciel d'exploitation	Procédé d'échantillonnage méthode de recalage DTA, Gamma.	Procédé d'échantillonnage méthode de recalage DTA, Gamma.	
Nombre d'unités moniteur		2 nd calcul	

Tableau X : caractéristiques minimales des matériaux.

9.2. Tolérances des contrôles des plans de traitement

Contrôles	Tolérances
Dose absolue en un point (par faisceau)	± 5%
Dose absolue en un point (global)	± 3%
Distribution de dose 2D (par faisceau)	ΔD = ± 3% DTA = 3mm
Distribution de dose 2D (global)	ΔD = ± 3% DTA = 3mm

Tableau XI : Récapitulatif des tolérances des contrôles des plans de traitement.

9.3 Fréquence des contrôles des plans de traitement

En routine, la vérification de la dose absolue et de la distribution de dose en 2D est effectuée avant toute nouvelle mise en traitement.

En phase de mise en œuvre, une fréquence hebdomadaire est recommandée afin de documenter la reproductibilité de la procédure locale.

BIBLIOGRAPHIE

- [AAPM 2003] Intensity-modulated radiation therapy: the state of the art. AAPM Summer School, 2003.
- [Ailleres 2004] Etude de faisabilité de radiothérapie de conformation avec modulation d'intensité dans les cancers localisés de la prostate. Ailleres N., Azria D., Thezenas S. et al, Cancer Radiothérapie, 2004, Apr; 8(2) :59-69.
- [Balog 2003] Clinical helical tomotherapy commissioning dosimetry, Balog J., Olivera G., Kapatoes J. Medical Physics, 30:3097-106 2003.
- [Berger 2006] Utilisation d'un système d'imagerie portale électronique avec détecteur au silicium amorphe pour vérifier la dose reçue par les patients en radiothérapie. Berger L., Thèse, 2006.
- [Bortfeld 1994a] Design considerations for the sides of multileaf collimator leaves. Bortfeld T., Kahler D., Waldron T. et al. Int J Radiat Oncol Biol Phys., 28, p723-30, 1994.
- [Bortfeld 1994b] Realization and verification of three-dimensional conformal radiotherapy with modulated fields. Bortfeld T., Boyer A., Schlegel W. et al. Int J Radiat Oncol Biol Phys., 30(4), p899-908, 1994.
- [Bortfeld 1999] Optimized planning using physical objectives and constraints, Bortfeld T., Seminars in radiation oncology, 9, 20-34, 1999.
- [Bortfeld 2000] What is the optimum leaf width of a multileaf collimator? Bortfeld T., Oelfke U., Nill S., Medical Physics, 27(11), p2494-502, 2000.
- [Boyer 1997] Geometric analysis of light-field position of a multileaf collimator with curved ends. Boyer A., Li S. Medical Physics, 24(5), p757-62, 1997.
- [Boyer 2000] Theoretical considerations of monitor units calculations for intensity modulated beam treatment planning, Boyer A., Xing L., Ma C. et al. Medical Physics, 27(9), p2084-2092, 2000.
- [Bjarnegard 1990] Doses on the central axes of narrow 6MV x-ray beams. Bjarnegard B., Tsai J., Rice K. Medical Physics, 17(5), p794-9, 1990.
- [Bucciolini 2004] Verification of IMRT fields by film dosimetry, Bucciolini M., Buonamici F., Casati M. Medical Physics, 31(1), p161-8, 2004.
- [Butson 2003] Radiochromic film for medical radiation dosimetry. Butson M., Yu P., Cheung T. et al. Materials Science and Engineering, R41, p61-120, 2003.
- [Cahier CNEH 1986] Contrôle de qualité des accélérateurs d'électrons à usage médical. Cahier CNEH n° 29, 1986.
- [Chang 2000a] Intensity modulation delivery technique : Step and shoot MLC auto-sequence versus the use of a modulator. Chang S., Cullip T., Deschesne K., Medical Physics, 27, p948-59, 2000.
- [Chang 2000b] Relative profile and dose verification of intensity-modulated radiation therapy. Int J Radiat Oncol Biol Phys., 47(1), p231-40, 2000.
- [Chang 2003] Evaluation of rapid dose map acquisition of a scanning liquid-filled ionization chamber electronic portal imaging device. Chang J., Mageras G., Ling C. Int J Radiat Oncol Biol Phys., 55(5), p1432-45, 2003.

[Chang 2004] Use of EPID for leaf position accuracy QA of dynamic multi-leaf collimator (DMLC) treatment. Chang J, Obcemea CH, Sillanpaa J, Mechakos J, Burman C. Medical Physics 31 (7), p2091-6, 2004

[Chauvet 2005] The sliding slit test for dynamic IMRT : a useful tool for adjustment of MLC related parameters. Chauvet I., Petitfils A., Lehbey C. et al. PMB, 50(4), p563-80, 2005.

[Childress 2002] Rapid radiographic film calibration for IMRT verification using automated MLC fields. Childress N., Dong L., Rosen I. Medical Physics, 29(10), p2384-90, 2002.

[Childress 2003] The design and testing of novel clinical parameters for dose comparison, Childress N., Rosen I. Int J Radiat Oncol Biol Phys., 56(5), p1464-79, 2003.

[Childress 2004] Effect of processing time delay on the dose response of Kodak EDR2 film. Childress N., Rosen I. Medical Physics, 31(8), p2284-8, 2004.

[Childress 2005a] Dosimetric accuracy of Kodak EDR2 film for IMRT verifications. Childress N., Salehpour M., Dong L. Medical Physics, 32(2), p539-48, 2005.

[Childress 2005b] Detection of IMRT delivery errors using a quantitative 2D dosimetric verification system. Childress N., Bloch C., White R.. Medical Physics, 32(1), p153-62, 2005.

[Chui 1996] Testing of dynamic multileaf collimation. Chui CS, Spirou S, LoSasso T., Medical Physics, 23(5), p635-41, 1996.

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

[Convery 1994] The generation of intensity modulated fields for conformal radiotherapy by dynamic collimation. Convery D., Rosenbloom M. PMB, 37, p1359-74, 1994.

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

[Crooks 2003] Aperture modulated arc therapy, Crooks S., Wu X., Takita C. et al., PMB, 48, 1333-44, 2003.

[Curtin-Savard 1999] Verification of segmented beam delivery using a commercial electronic portal imaging device. Curtin-Savard A., Podgorsak E. Medical Physics 26, p737-742, 1999.

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

[El Balaa 2004] Validation dosimétrique des compensateurs physiques pour leur utilisation clinique en radiothérapie conformationnelle. El Balaa H., Foulquier JN., Lefkopoulos D. et al. Cancer/Radiotherapie, 8[5]:305-14, 2004.

[ESTRO 2004] Quality assurance of treatment planning systems practical examples for non-IMRT photon beams, booklet 7.

[ESTRO 2008] Guidelines for the verification of IMRT, booklet 9.

[Ezzell 2003] Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT : report of the IMRT subcommittee of the AAPM radiation therapy committee Ezzell G., Galvin J., Low D. et al. Medical Physics 30(8), p2089-2115, 2003.

[Francescon 1998] Use of a new type of radiochromic film, a new parallel-plate micro-chamber, MOSFETs, and TLD 800 microcubes in the dosimetry of small beams. Francescon P., Cora S., Cavedon C. et al. Medical Physics, 25(4), p503-11, 1998.

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

[Garcia-Vicente 2005] Clinical impact of the detector size effect in 3D-CRT. Garcia-Vicente F., Béjar M., Perez L., Torres J. Radiotherapy and Oncology 74(3); p315-322, 2005.

[Guo 2006] A practical 3D dosimetry system for radiation therapy. Guo P., Adamovics J. Oldham M. Medical Physics, 33(10), p3962-72, 2006.

[Hansson 1999] Verification of a pencil beam based TPS : output factors for open photons beams shaped with MLC or blocks. Hansson H., Bjork P., Knoos T. et al., PMB, 44, 1999, N200-7.

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

[Hupe 2006] A novel method of radiochromic film dosimetry using a color scanner. Hupe O., Brunzendorf J. Medical Physics, 33(11), p4085-94, 2006.

[IAEA 2004] Commissioning and quality assurance of computerized planning systems for radiation treatment of cancer. Technical reports series n°430.

[Jiang 1998] On compensator design for photon beam intensity modulated conformal therapy. Jiang S., Ayyangar K., Medical Physics, 25, p668-675, 1998.

[Jursinic 2003] A 2-D diode array and analysis software for verification of intensity modulated radiation therapy delivery. Jursinic P., Nelms B. Medical Physics, 30(5), p870-9, 2003.

[Keall 2001] Monte Carlo dose calculations for dynamic IMRT treatments, Keall P., Siebers J., Arnfield M. et al., PMB, 46(4), p929-41, 2001.

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

[Kim 2001] A Monte Carlo study of radiation transport through multileaf collimators, Kim J., Siebers J., Keall P. et al., Medical Physics, 28(12), p2497-506, 2001.

[Lapeyre 2004] Radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité des cancers des voies aérodigestives supérieures avec irradiation bilatérale du cou : résultats préliminaires. Lapeyre M., Marchesi V., Mege A. et al., Cancer Radiothérapie, 8(1) : 134-147, 2004.

[Laub 2003] The volume effect of detectors in the dosimetry of small fields used in IMRT. Laub W., Wong T. Medical Physics, 30(3), p341-7, 2003.

[Letourneau 2004] Evaluation of a 2D diode array for IMRT quality assurance. Letourneau D., Gulam M., Yan D. et al. Radiotherapy and Oncology 70(2); p199-206, 2004.

[Leybovich 2003] Comparison of ionization chambers of various volumes for IMRT absolute dose verification. Leybovich L., Sethi A., Dogan N. Medical Physics, 30(2), p119-23, 2003.

[Ling 1996] Conformal radiation treatment of prostate cancer using inversely planned intensity-modulated photon beams produced with dynamic multileaf collimation. Ling C., Burman C., Chui C. et al. Int. J. Radiat. Oncol.Biol. Phys. 35:721-730, 2006.

[Lisbona 2005] EPU Aspects pratiques de la modulation d'intensité, St Cloud, 2005.

[Litzenberg 2002] Verification of dynamic and segmental IMRT delivery by dynamic log file analysis, Litzenberg D., Moran J., Fraass B. Journal of Applied Clinical Medical Physics 3(2), p63-72, 2002

[Llacer 2001] Comparative behavior of the dynamically penalized likelihood algorithm in inverse radiation therapy planning, Llacer J., Solberg T., Promberger C. PMB, 46, 2637-2663, 2001.

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

[LoSasso 2001] Comprehensive quality assurance for the delivery of intensity modulated radiotherapy with a multileaf collimator used in the dynamic mode. LoSasso T, Chui CS, Ling CC., Medical Physics, 28(11), p2209-19, 2001.

[Low 1998] A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. Low D., Harms W., Mutic S. Medical Physics, 25(5), p656-61, 1998.

[Mackie 1993] Tomotherapy: a new concept for the delivery of dynamic conformal radiotherapy, Mackie T., Holmes T., Swerdloff S. et al, Medical Physics, 20:1709-19 1993.

[Manens 1998] Dosimétrie des faisceaux de photons de faibles dimensions Manens JP, Buchheit I., Beauvais H. Cancer Radiother. 2(2), p105-14, 1998.

[Marchal 2004] Résultats préliminaires de l'évaluation de la radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité (RCMI) pour le traitement des cancers prostatiques et ORL (STIC 2001). Marchal C., Lapeyre M., Beckendorf V. et al, Cancer Radiothérapie, 8S1 : S121-7, 2004.

[Marchesi 2003] La problématique et l'évolution du contrôle qualité pour la mise en œuvre de la radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité, Marchesi V. Thèse, 2003

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

[Marcié 2005a] EPU Aspects pratiques de la modulation d'intensité, St Cloud, 2005.

[Marcié 2005b] In vivo measurements with MOSFET detectors in oropharynx and nasopharynx intensity-modulated radiation therapy. Marcié S., Charpiot E., Bensadoun RJ. Et al. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys., 61(5), p1603-6, 2005.

[Martens 2000] The value of the PinPoint ion chamber for characterization of small field segments used in IMRT. Martens C., De Wagter C., De Neve W., PMB, 45, p2519-2530, 2000

[Mazurier 2002] Contrôle de qualité dans la mise en œuvre de la modulation d'intensité en radiothérapie Mazurier J., Castelain B., Lartigau E. Cancer Radiothérapie; 6(5);p303-9; 2002.

[McKerracher 2002] Verification of the dose to the isocentre in stereotactic plans. McKerracher C., Thwaites D. Radiotherapy and Oncology 64(1); p97-107, 2002.

[McKerracher 2006] Notes on the construction of solid-state detectors. McKerracher C., Thwaites D. Radiotherapy and Oncology 79(3); p348-51, 2006.

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

[Mubata 1997] A quality assurance procedure for the varian multi-leaf collimator Mubata C., Childs P., Bidmead A. PMB, 442(2), p423-31, 1997.

[Musat 2004] Étude théorique d'une radiothérapie postopératoire avec modulation d'intensité d'un sarcome rétropéritonéal. Musat E., Kantor G., Caron J. et al. Cancer Radiothérapie; 8(4);p255-61; 2004.

[Naudy 2006] Mise en œuvre de la radiothérapie conformationnelle par modulation d'intensité guidée par échographie transabdominale. Naudy S., Peignaux K., Brenier JP et al. Cancer Radiothérapie; 10(6-7);p388-93; 2006.

[Palta 2003] Tolerance limits and action levels for planning and delivery of IMRT. Palta J., Kim S., Li J., Liu C. In: Intensity-Modulated Radiation Therapy: The state of the art, Editeur AAPM, 2003.

[Pasma 1999] Dosimetric verification of intensity modulated beams produced with dynamic multileaf collimation using an electronic portal imaging device. Pasma K., Dirkx M., Kroonwijk M. et al. Medical Physics, 26(11), p2373-8, 1999.

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

[Rapport SFPM 1996] Evaluation des performances des systèmes d'imagerie de contrôle. Rapport SFPM n°13, Editeur SFPM, 1996.

[Rapport SFPM 2003] Contrôle de qualité des collimateurs multi-lames. Rapport SFPM n°20, Editeur SFPM, 2003.

[Scalchi 1998] Calibration of a mosfet detection system for 6-MV in vivo dosimetry. Scalchi P., Francescon P. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys., 40(4), p987-93, 1998.

[Shepard 1999] A simple model for examining issues in radiotherapy optimization, Shepard D, Olivera G, Angelos L. et al. Medical Physics, 26(7), p1212-21, 1999.

[Siebers 2002a] A method for photon beam Monte Carlo multileaf collimator particle transport, Siebers J., Keall P., Kim J. et al PMB, 47, p3225-49, 2002.

[Siebers 2002b] Incorporating multi-leaf collimator leaf sequencing into iterative IMRT optimization, Lauterbach M., Keall P. et al Medical Physics, 29(6), p952-9, 2002.

[Sorcini 2006] Clinical application of image-guided radiotherapy, IGRT (on the Varian OBI platform). Sorcini B., Tilikidis A. Cancer Radiothérapie; 10(5);p252-7; 2006.

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

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

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

[Svensson 1994] An analytical solution for the dynamic control of multileaf collimators. Svensson R., Kallman P., Brahme A. PMB 39;p37-61, 1994.

[Tomsej 2006] Le système de tomothérapie hélicoïdale pour la radiothérapie modulée en intensité et guidée par l'image : développements récents et applications cliniques. Tomsej M. Cancer Radiothérapie; 10(2);p288-95; 2006

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

[Van Dyk 1993] Commissioning and quality assurance of treatment planning computers. Van Dyk J., Barnett R., Cygler J. et al. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys., 26(2), p261-273, 1993.

[Van Esch 2001] Pre-treatment dosimetric verification by means of a liquid filled electronic portal imaging device during dynamic delivery of intensity modulated treatment fields. Van Esch A., Vanstraellen B., Verstraete J. et al. Radiotherapy and Oncology 60(2); p181-90, 2001.

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

[Venselaar 2001] Application of a test package in an intercomparison of the photon dose calculation performance of treatment planning systems used in a clinical setting. Venselaar J., Welleweerd H., Radiotherapy and Oncology 60(2); p203-13, 2001.

[Wang 1996] Dosimetric verification of intensity-modulated fields, Wang X., Spirou S. LoSasso T. et al. Medical Physics, 23(3), p317-27, 1996.

[Wilcox 2008] Dosimetric verification of intensity modulated radiation therapy of 172 patients treated for various disease sites: comparison of EBT film dosimetry, ion chamber measurements, and independent MU calculations. Wilcox E. Daskalov G. Pavloumis G et al. Medical Dosimetry, 33(4), p303-9, 2008.

[Yang 2002] A three-source model for the calculation of head scatter factors. Yang Y. Xing L. Boyer A. et al. Medical Physics, 29(9), p2024-33, 2002.

[Yu 1995] Intensity-modulated arc therapy with dynamic multileaf collimation: an alternative to tomotherapy. Yu C. PMB, 40, 1435-1449, 1995.

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

[Zeidan 2006] Characterization and use of EBT radiochromic film for IMRT dose verification. Zeidan O. Stephenson S. Meeks S. et al. Medical Physics, 33(11), p4064-72, 2006.

LEXIQUE

CQ : Contrôle de Qualité

DLS : Dosimetric leaf separation

HDV : Histogramme Dose Volume

DRR : Digitally Reconstructed Radiography

DSA : Distance Source Axe

DTA : Distance To Agreement

EPID : Electronic Portal Imaging Device (système d'imagerie haute énergie)

GORTEC : Groupe d'Oncologie Radiothérapie Tête Et Cou

IGRT : Image Guided Radiation Therapy

IMAT: Intensity Modulated Arc Therapy (arcthérapie avec modulation d'intensité)

IRM : Imagerie par Résonance Magnétique

MLC : Multi-Leaf Collimator (collimateur multi-lames)

NAT : Normalized Agreement Test

OAR : Organe A Risque

OF : Output Factor (facteur d'ouverture du collimateur)

PTV : Planning Treatment Volume

MVCT : Mega-Voltage Computed Tomography (scanographie de haute énergie)

RTM : Rapport Tissu-Maximum

RCMI : Radiotherapie Conformationnelle avec Modulation d'Intensité

RTC3D : Radiotherapie Conformationnelle tri-Dimensionnelle

SAR : Scatter Air-Ratio

STIC : Soutien aux Techniques Innovantes et Coûteuses

SPT: Système de Planification des Traitements

SFPM : Société Française de Physique Médicale

TAR : Tissue-Air Ratio

TEP : Tomographie par Emission de Positons

UM : Unité Moniteur

VMAT : Volumetric Modulated Arc Therapy (arcthérapie volumique modulée)