Rapport SFPM : Assurance qualité en radiothérapie par modulation d'intensité rotationnelle



# SOCIÉTÉ FRANÇAISE DE PHYSIQUE MÉDICALE

# ASSURANCE QUALITE EN RADIOTHERAPIE PAR MODULATION D'INTENSITE ROTATIONNELLE

Rapport S.F.P.M. n°34

Novembre 2018

Société Française de Physique Médicale Centre Antoine Béclère 45, rue des Saints Pères F-75270 Paris VI <u>www.sfpm.fr</u> Rapport SFPM : Assurance qualité en radiothérapie par modulation d'intensité rotationnelle

## AUTEURS DU GROUPE DE TRAVAIL

Jean-Luc Dumas, Coordonnateur	Institut Curie, Paris
Guillaume Auzac	Gustave Roussy, Villejuif
Karen Brune	Hôpitaux Civils, Colmar
Christophe Legrand	Institut de Cancérologie de l'Ouest, Angers
Camille Llagostera	Institut de Cancérologie de l'Ouest, Nantes

## RELECTEURS

Vincent Marchesi	Institut de Cancérologie de Loraine, Nancy
Caroline Lafond	Centre Eugène Marquis, Rennes
Luc Simon	Institut Universitaire du Cancer, Toulouse

## AVERTISSEMENT

Ce rapport est issu d'un travail d'experts basé sur des informations provenant de sources considérées comme fiables. La SFPM ne peut garantir ou endosser une responsabilité sur ces informations ni sur leur application. La SFPM n'approuve aucun produit, fabricant ou fournisseur et rien dans ce rapport ne doit être interprété comme tel.

### **AVANT-PROPOS**

J'ai le plaisir de vous présenter ce rapport du Groupe de Travail (GT) n°34 de notre Société Française de Physique Médicale (SFPM). Ce rapport est particulièrement attendu puisqu'il concerne le Contrôle Qualité (CQ) des techniques de Radiothérapie « rotationnelles » qui, à l'heure où j'écris, ne sont plus du tout réservées à quelques patients mais ont été déployées en routine pour un très grand nombre. Le législateur nous a sollicités pour produire un tel rapport puisque les textes actuels ne concernent pas ce type de traitement. Ce rapport propose de passer en revue et d'expliquer les différentes procédures de CQ « machine » d'une part et les CQ « patient » (pré-traitement) d'autre part. Les auteurs ont distingué la Tomothérapie (partie 1) et les techniques de Volumetric Modulated Arc Therapy ou VMAT (partie 2). La dernière partie est consacrée aux CQ pré-traitement. Je tiens à remercier de la part du Conseil Scientifique de la SFPM les auteurs de ce rapport et particulièrement Jean-Luc Dumas pour avoir coordonné ce GT. Je remercie également mes co-relecteurs pour leur contribution.

Luc SIMON, pour le Conseil Scientifique de la SFPM, le 22 novembre 2018.

## AVERTISSEMENT DES AUTEURS

Le but de ce document n'est pas de proposer de nouvelles méthodes de contrôles car la majeure partie des tests décrits a déjà été publiée dans différentes revues scientifiques, mais de mettre à disposition des utilisateurs français une synthèse des pratiques existantes.

Les techniques de modulation d'intensité ont beaucoup évolué depuis 15 ans par l'apport de nouveaux appareils de traitement et de nouvelles fonctionnalités sur les accélérateurs conventionnels. L'apport de la rotation du bras pendant l'irradiation a permis d'utiliser de nombreuses portes d'entrées dans le milieu irradié, conduisant à une modulation plus complexe et une conformation optimisée des volumes cibles, épargnant mieux les organes à risque. Cette évolution s'est faite au prix d'une complexité technique des nouveaux appareils de traitement et d'une nécessité d'assurance qualité accrue. L'objet de ce rapport est de présenter les contrôles nécessaires au maintien des performances de la modulation d'intensité rotationnelle. Il est constitué de deux parties indépendantes compte tenu des spécificités des équipements. La première partie est dédiée à la Tomothérapie, appareil dédié à la modulation d'intensité. La deuxième partie est consacrée à la fonctionnalité « arcthérapie modulée » présente sur les accélérateurs conventionnels. La troisième partie est consacrée aux contrôles prétraitements.

Rapport SFPM : Assurance qualité en radiothérapie par modulation d'intensité rotationnelle

# PARTIE I La Tomothérapie

I.	DESCRIPTION DE LA TECHNIQUE	5
I.1.	L'accélérateur linéaire	6
I.2.	Le collimateur primaire	6
I.3.	Le collimateur multilames	8
I.4.	La table	9
I.5.	Le détecteur MVCT	9
I.6.	Le bouclier	9
I.7.	Les lasers	.10
I.8.	La notion de sinogramme en Tomothérapie	.10
I.9.	La notion de pitch en Tomothérapie	.11
I.10.	Matériel de contrôle de qualité livré avec l'unité de Tomothérapie	.12
I.10.1.	Matériel de dosimétrie	.12
I.10.2.	Logiciel dédié: Tomotherapy Quality Assurance (TQA)	.12
II.	CONTROLES MECANIQUES	.13
II.1.	Contrôles d'alignement	.13
II.1.1.	Vérification de l'alignement de la source dans la direction IEC Y (« Y Jaw centering	5
	Test »)	.13
II.1.2.	Vérification de l'alignement de la source dans la direction IEC X (« MLC Tongue and	1
	Groove Test »)	.14
II.1.3.	Vérification de l'axe du faisceau par rapport au plan de rotation du statif (« Y jaw	
	divergence/beam centering test »)	.15
II.1.4.	Vérification du parallélisme des mâchoires Y par rapport au plan de rotation de la sou	irce
	(« Y jaw /gantry rotation plane test » ou « Jaw Twist Test »)	.17
II.1.5.	Centrage des différentes collimations utilisées (« Field center vs jaw settings »)	.20
II.1.6.	Alignement et centrage du MLC (« MLC corr Test »)	.20
II.2.	Contrôle du système de repérage lasers	.21
II.2.1.	Contrôle des lasers verts	.21
II.2.1.1	I.Vérification du laser axial (plan X,Z)	.21
II.2.1.2	2. Vérification des 2 lasers sagittaux (plan Y,Z) et du laser coronal (plan X,Y)	.22
II.2.1.3	3.Stabilité de la position des lasers verts	.23
II.2.2.	Contrôle des lasers rouges (lasers mobiles)	.23
II.2.2.1	1.Vérification de l'origine des lasers rouges	.23
II.2.2.2	2.Précision du déplacement des lasers rouges	.24
II.3.	Contrôle de la table de traitement	.24

II.3.1.	Contrôle de l'affichage numérique	24
II.3.2.	Contrôle de l'horizontalité de la table	24
II.3.3.	Contrôle du déplacement longitudinal, latéral et vertical de la table	25
II.3.3.1	Déplacement longitudinal et latéral de la table	25
II.3.3.2	2.Déplacement vertical de la table (« cobra motion »)	25
II.3.4.	Contrôle de la constance de la vitesse de la table	25
II.3.5.	Contrôle de la flèche de la table	25
II.4.	Tests de synchronisations	26
II.4.1.	Contrôle de l'angle du bras	26
II.4.2.	Contrôle de la synchronisation entre la table de traitement, le bras et le MLC	26
II.4.3.	Contrôle de la synchronisation entre la table et le MLC	27
III.	CONTRÔLES DOSIMETRIQUES	27
III.1.	Dosimétrie relative du faisceau	27
III.1.1.	Vérification des rendements et de la qualité du faisceau	27
III.1.1.	1.Rendements en profondeur dans l'eau	27
III.1.1.	2.Suivi de la qualité du faisceau	28
III.1.2.	Vérification des profils transverses	28
III.1.2.	1.Profils transverses dans l'eau	28
III.1.2.	2.Suivi des profils transverses	29
III.1.3.	Vérification des profils longitudinaux	29
III.1.3.	1.Profils longitudinaux dans l'eau	29
III.1.3.	2.Suivi des profils longitudinaux	30
III.2.	Dosimétrie absolue du faisceau	30
III.2.1.	Formalisme de la détermination de la dose	30
III.2.1.	1.Détermination de la dose dans un faisceau statique	31
III.2.1.	2.Détermination de la dose dans un faisceau rotationnel	32
III.2.2.	Vérification de la stabilité du débit de dose	33
III.2.2.	1.Mode Rotationnel	34
III.2.2.	2.Mode Statique	34
III.3.	Vérification de plans dosimétriques de référence	34
III.4.	Vérification des procédures de reprise de traitement	35
IV.	CONTROLES DEDIES A L'OPTION TomoEDGE	35
IV.1.	Principe	35
IV.2.	Vérification des profils longitudinaux en mode TomoEDGE	36
IV.2.1.	Profils longitudinaux dans l'eau	36

IV.2.2.	Suivi des profils longitudinaux	
IV.3.	Vérification du déplacement des mâchoires	
IV.3.1.	.Calcul de « l'erreur temporelle »	
IV.3.2.	Balayage discret et continu des mâchoires	
IV.3.3.	Balayage des mâchoires arrière et avant	
IV.4.	Vérification de plans dosimétriques de référence	
V.	CONTRÔLE DU SYSTEME D'IMAGERIE	
V.1.	Vérification de la dose délivrée en mode imagerie	
V.2.	Vérification de la qualité image	40
V.2.1.	Bruit	40
V.2.2.	Uniformité	40
V.2.3.	Résolution spatiale	
V.2.4.	Contraste	41
V.3	Reproductibilité des Nombres Hounsfield dans l'image	41
V.4	Test global de « recalage/repositionnement »	
VI.	RECAPITULATIF DES CONTRÔLES RECOMMANDÉS	
VI.1.	Contrôles quotidiens	
VI.2.	Contrôles mensuels	
VI.3.	Contrôles trimestriels	44
VI.4.	Contrôles annuels	44
VI.5.	Contrôles après panne	
VII.	BIBLIOGRAPHIE	

#### I. <u>DESCRIPTION DE LA TECHNIQUE</u>

La Tomothérapie [1] est une technique d'irradiation par modulation d'intensité développée sur le système TomoTherapy (Accuray, Inc., Sunnyvale, CA) [2]. Ce dispositif utilise un faisceau en éventail de 6 MV généré par un accélérateur linéaire en rotation autour du patient, synchronisé avec le mouvement la table en translation continue. La modulation d'intensité est inhérente au système et permise par un collimateur mutilames (CML ou MLC en anglais) dit binaire (deux positions possibles pour les lames : ouvertes ou fermées). Ce type d'irradiation modulée rotationnelle est dit hélicoïdal (TomoHelical). Plus récemment, un mode de délivrance non rotationnel avec modulation d'intensité appelé TomoDirect a été proposé en option [3,4]. Ce mode ne sera pas développé dans le présent document n'étant pas rotationnel (dans l'attente d'un document faisant référence à cette modalité de traitement le groupe de travail préconise de se référer aux recommandations constructeurs). Le système TomoTherapy est par ailleurs pourvu d'un détecteur faisant face au faisceau permettant de réaliser une imagerie volumique dite MVCT.

Deux types de machine existent à l'heure de l'écriture de ce document : TomoTherapy Hi-Art et TomoTherapy H Series, ce dernier étant décliné sous trois modèles (TomoHDA, TomoHD, TomoH, Radixact).

La Tomothérapie possède son propre système de planification dosimétrique.

Dans tout le chapitre traitant de la Tomothérapie les coordonnées IEC X, Y et Z seront utilisées. Les directions IEC X, Y et Z illustrées sur la Figure 1 représentent respectivement les directions gauchedroite, supéro-inférieure et antéro-postérieure.



Figure 1 : Représentation des axes IEC X, Y et Z d'une Tomothérapie [5]

La Figure 2 montre les éléments principaux de la Tomothérapie dont la description est détaillée dans les paragraphes suivants.



Figure 2 : Représentations schématiques des éléments principaux de la Tomothérapie [5]

#### I.1. L'accélérateur linéaire

L'accélérateur linéaire est monté sur un bras avec contacteurs tournants (slip ring) laissant penser à la technologie d'un scanographe. La vitesse de rotation est uniforme et continue durant les traitements en mode hélicoïdal avec une période comprise entre 11,8 s et 60 s. La période est automatiquement déterminée par le TPS lors de la planification et dépend du pitch choisi et de la dose par séance (le concept de pitch sera détaillé dans la section I.9). La source est située à 85 cm de l'isocentre de la machine et l'anneau possède un diamètre de 85 cm (cf. Figure 1 et Figure 2).

Le faisceau primaire d'électrons frappe une cible en tungstène fixe de 1,5 mm d'épaisseur (les premiers modèles TomoTherapy Hi-Art possédaient une cible en rotation). Le faisceau de photons de 6 MV généré ne traverse aucun cône égalisateur, le débit de dose à l'isocentre est d'environ 650 cGy/min.

#### I.2. Le collimateur primaire

Le faisceau de 6 MV est collimaté par deux mâchoires en tungstène de 15 cm d'épaisseur (23 cm en intégrant la fixation). La mâchoire frontale (« Front Jaw ») est celle située vers les plus petites valeurs de coordonnées IEC Y et la mâchoire arrière (« Back Jaw ») est celle située vers les plus grandes valeurs de coordonnées IEC Y comme le montre la Figure 3.



Figure 3. Schémas des dispositifs de collimation dans le plan (Y, Z) (gauche) et spécifiquement des mâchoires Y (droite) [3,4]

Ces mâchoires permettent trois collimations symétriques prédéfinies pour le mode de traitement (10, 25 et 50 mm à l'isocentre) et une autre pour l'acquisition MVCT (4 mm à l'isocentre).

Les tailles de champ sont codées dans un fichier JAM (« Jaw Accelerator Machine ») pour chaque mâchoire et chaque taille de champ. Dans ce fichier les signes positifs et négatifs sont inversés par rapport à la norme IEC : un code négatif pour la mâchoire arrière et un code positif pour la mâchoire frontale.

Le codage nominal correspond à la distance physique entre les mâchoires. Le Tableau 1 résume le codage nominal des différentes collimations disponibles. Cette terminologie est fréquemment utilisée par le constructeur ou dans les manuels de référence

Taille du champ à l'isocentre	Position de mâchoire fichier JAM		
	Code	Mâchoire frontale (cm)	Mâchoire arrière (cm)
0,4 cm (imagerie)	J01	0,05	-0,05
1 cm (traitement)	J07	0,35	-0,35
2,5 cm (traitement)	J20	1	-1
5 cm (traitement)	J42	2,1	-2,1
5,7 cm (ouverture maximale)	J48	2,4	-2,4

Tableau 1. Codage des mâchoires dans le fichier JAM (« Jaw Accelerator Machine »)

#### Principe du mode TomoEDGE (mâchoires dynamiques) :

Il existe une possibilité d'activer le mouvement dynamique des mâchoires (mode TomoEDGE) afin de réduire la dose hors volumes cibles dans la direction supéro-inférieure. Ce mode est disponible pour les collimations 2,5 cm et 5 cm. La mobilité est permise par un servomoteur et un actuateur par mâchoire. La position de chaque mâchoire est contrôlée par un encodeur toutes les 2 ms en fonctionnement normal. Les enregistrements sont envoyés toutes les 100 ms à l'ordinateur de contrôle qui peut générer un défaut en cas de dysfonctionnement. La vitesse maximale de déplacement des mâchoires est de 25 mm/s [5]

Lors d'un traitement en mode TomoEDGE les mâchoires démarrent leur mouvement par une largeur d'ouverture minimale d'1 cm asymétrique devant le volume cible : la mâchoire frontale est ouverte à son maximum prédéfini dans le plan de traitement et la mâchoire arrière fermée asymétriquement afin d'obtenir l'ouverture minimale de 1 cm. Au fur et à mesure que la table de traitement avance et que le volume cible entre dans le faisceau d'irradiation, la mâchoire arrière s'ouvre continuellement jusqu'à l'ouverture maximale choisie dans le plan de traitement. Cette ouverture est conservée jusqu'à ce que le volume cible sorte du faisceau d'irradiation, position à partir de laquelle la mâchoire frontale se referme jusqu'à l'ouverture minimale de 1 cm. La Figure 4 schématise ce type d'irradiation.



Figure 4 : Illustration d'une irradiation en mode TomoEDGE [6]

#### I.3. Le collimateur multilames

La deuxième collimation est réalisée par le collimateur multilames (MLC) binaire de 64 lames de 100 mm d'épaisseur et 6,25 mm de largeur à l'isocentre selon la direction X permettant une largeur de champ de 400 mm dans cette direction. Il s'agit de 32 lames de part et d'autres qui s'interdigitent. La Figure 5 est une photo du collimateur binaire. La disposition des lames selon la direction X suit une courbe non focalisée sur la source de rayons X. Chaque lame n'a que 2 positions possibles : ouverte ou fermée. Une configuration de « beamlets » issus du collimateur est présentée Figure 6. La durée nécessaire à l'ouverture ou fermeture des lames est très brève : entre 11 et 17 ms grâce à un système pneumatique. La transmission intralame donnée par le constructeur est inférieure à 0,5 %. Chaque MLC possède des propriétés mécaniques et géométriques uniques qui doivent être caractérisées pour le calcul de la dose. Les « Leaf Fluence Output Factors » (LFOF), « leaf filters» et « MLC latency » sont les 3 paramètres caractérisant ces propriétés uniques.



Figure 5. MLC binaire de 64 lames de l'appareil de Tomothérapie [5]



Figure 6. Illustration d'une configuration d'ouverture du MLC binaire et représentation des « beamlets »[7]

#### I.4. La table

La table de traitement a mouvement synchronisé avec la rotation de l'accélérateur linéaire et sa vitesse est constante pour un plan de traitement donné. La partie de la table traversée par le faisceau de rayon X est en fibre de carbone. L'atténuation liée à la présence de la table est automatiquement prise en compte par le TPS.

#### I.5. Le détecteur MVCT

Le détecteur MVCT, dont un schéma est présenté

Figure 7 [8,9] permet d'acquérir une imagerie volumique. La même source de rayonnement est utilisée pour l'imagerie et le traitement ; en mode imagerie l'énergie du faisceau incident d'électrons est dégradée afin d'obtenir un faisceau de 3,5 MV ce qui assure une meilleure qualité d'image. La partie détectrice est située à 145 cm de la source.

Le détecteur est constitué de chambres d'ionisation plates à gaz (Xénon) dans un boitier en aluminium. Elles sont reliées à 640 canaux de 1,18 mm  $\times$  25 mm (X  $\times$  Y) dont 520 canaux centraux utilisés pour l'imagerie. Le détecteur n'est pas focalisés par rapport à la source de rayons X. Des septas sont présents afin d'améliorer l'efficacité de détection. Le FOV est de 39 cm.



Figure 7.Détecteur MVCT [8]

#### I.6. Le bouclier

Un bouclier de 12,7 cm d'épaisseur est positionné après le détecteur MVCT. Il permet de contribuer à la radioprotection en atténuant le faisceau de sortie [7]

#### I.7. Les lasers

Une autre spécificité de la Tomothérapie réside dans le fait qu'il n'existe pas de représentation directe de l'isocentre de la machine de traitement. Pour pallier ce manque, des lasers verts fixes représentent à leur intersection un isocentre virtuel situé à 70 cm de l'isocentre réel dans la direction IEC Y vers la table de traitement. Des lasers rouges mobiles permettent de repérer les points de centrage des patients et leur position est définie lors de la planification dosimétrique. La Figure 8 illustre la position des lasers et de l'isocentre virtuel.



Figure 8. Vue schématique dans le plan (X,Y) de la Tomothérapie illustrant la notion d'isocentre virtuel et les deux types de lasers [2]

#### I.8. La notion de sinogramme en Tomothérapie

Un traitement en Tomothérapie représente une suite de rotations de l'accélérateur linéaire. Une rotation correspond à 51 projections découpant 360° d'arc couvrant ainsi 7,06° chacune. Il s'agit plutôt de pseudo-projections puisqu'elles représentent un arc de faisceau. Chaque lame du MLC peut physiquement s'ouvrir et se fermer une seule fois pendant une projection. L'ouverture d'une lame pendant une projection est appelé « beamlet ». La durée d'ouverture de chaque lame pour chaque projection est enregistrée dans un tableau à deux dimensions appelé sinogramme, ayant pour abscisse les lames du MLC et pour ordonnée toutes les projections associées au plan de traitement. Le pourcentage de la durée d'ouverture de chaque lame détermine l'intensité dans le sinogramme. La Figure 9 ci-après, présente deux exemples simples de sinogramme.



Figure 9. Deux exemples de sinogrammes simples.

#### I.9. La notion de pitch en Tomothérapie

Le mouvement synchronisé de la table avec le statif rend nécessaire de définir la notion de *Pitch* (par analogie avec le scanographe). Il est défini comme le rapport de la distance parcourue par la table par la valeur de la collimation. Le pitch est un paramètre pouvant être ajusté pendant la réalisation des plans de traitement.



 $Pitch = \frac{\text{Distance parcourue par rotation}}{\text{Largeur champ}}$ 

Figure 10. Illustration de la notion de pitch en Tomothérapie [1]

#### I.10. Matériel de contrôle de qualité livré avec l'unité de Tomothérapie

#### I.10.1. Matériel de dosimétrie

Le système de Tomothérapie est livré avec un ensemble d'outils permettant la réalisation du contrôle qualité complet de l'équipement :

- Fantôme cylindrique équivalent eau permettant des mesures par chambre d'ionisation et par film (Cheese Phantom/TomoPhant),
- Inserts de différentes densités pour le Cheese Phantom,
- 3 Chambres d'ionisations (2 Exradin A1SL et 1 Exradin A17),
- Electromètre (TomoElectrometer),
- Une cuve à eau 2D avec système de contrôle, logiciel de commande et PC
- Digitaliseur de film Vidar DosimetryPro Advantage (optionnel) et logiciel d'analyse des films associé
- Fantôme métallique « Step Wedge »



Figure 11. Exemple de matériel de contrôle qualité livré avec le système Tomothérapie

#### I.10.2. Logiciel dédié: Tomotherapy Quality Assurance (TQA)

TQA est un outil de collecte et d'analyse de données principalement mesurées via le détecteur MVCT. Il permet de réaliser des contrôles à partir de procédures prédéfinies et fournies par le constructeur. Les données acquises sont automatiquement analysées. Les résultats peuvent être représentés sous forme de courbes de tendance permettant d'assurer un suivi du contrôle de qualité de la machine.

Dans le présent document, pour chaque contrôle présenté, nous avons précisé si un test utilisant TQA était disponible en citant le nom de la procédure constructeur associée.

#### II. CONTROLES MECANIQUES

#### **II.1.Contrôles d'alignement**

#### II.1.1. Vérification de l'alignement de la source dans la direction IEC Y (« Y Jaw centering Test »)

Le but de ce test est de vérifier que la source est correctement centrée par rapport aux mâchoires (selon l'axe IEC Y) [10,11]. Un mauvais alignement de la source par rapport aux mâchoires entraîne sur les profils selon l'axe IEC Y un changement de centre et de taille de pénombre pouvant conduire à une erreur entre la dose planifiée et la dose délivrée par l'appareil de traitement.

Afin de vérifier la position de la source, une chambre d'ionisation de grand volume (par exemple Exradin A17 de Standard Imaging) dont la réponse est constante sur toute sa longueur est placée à l'isocentre. Elle est irradiée successivement à l'aide de champs de 2 mm de largeur dont le centre est décalé successivement de -24, -20, -15, -10, -5, 0, 10, 15, 20 et 24 mm de l'isocentre selon l'axe IEC Y. Le nombre de charges collectées est représenté en fonction de la position du centre du champ pour chaque irradiation. La représentation graphique obtenue peut être interpolée à l'aide d'un polynôme du second degré (Figure 12). La source est alignée par rapport aux mâchoires Y lorsque le nombre de charges collectées est à son maximum. La position du maximum est reliée au défaut de centrage de la source par un facteur C permettant de tenir compte de l'agrandissement lié au fait que la mesure est effectuée à l'isocentre (85 cm de la source) et que le point de focalisation des mâchoires se situe 5 cm au-dessus de la source.

$$C = (5/(85+5))$$
 (Éq. 1)

Défaut de centrage = position du maximum  $\times$  C (Éq. 2)



Figure 12. Représentation graphique des charges collectées en fonction de la position de la mâchoire pour le test d'alignement de la source dans la direction Y.

Ce contrôle peut être par ailleurs réalisé via le module TQA associé au logiciel TEMS (Tomotherapy Electrometer Measurement System) à partir de la procédure *zzzzz TQA LINAC Longitudinal Alignement (Jaw Shift)* ou *zzzzz TQA Jaw Sweep – Dynamic Jaws*.

Tolérance : Le défaut de centrage de la source selon l'axe IEC Y par rapport aux mâchoires ne doit pas dépasser ±0,3 mm.
Fréquence recommandée : Annuelle

#### II.1.2. Vérification de l'alignement de la source dans la direction IEC X (« MLC Tongue and Groove Test »)

L'objectif est de vérifier que la source est correctement centrée par rapport au MLC (selon l'axe IEC X).[10,11]

Une variation de l'alignement de la source par rapport au centre du MLC peut avoir un impact significatif sur la cohérence entre la dose calculée par le TPS et la dose délivrée car elle modifie d'une part les facteurs de débit de fluence des lames (LFOF : Leaf Fluence Output Factor) et d'autre part le profil de dose dans la direction IEC X.

L'effet « Tongue and Groove » (T&G) du MLC est utilisé dans ce test. Cet effet est dû à la configuration (tenon-mortaise ) des lames du MLC qui permet de limiter la transmission entre les lames. Cette configuration entraine une différence de fluence entre une irradiation pour laquelle deux lames adjacentes sont ouvertes simultanément et une irradiation pour laquelle ces deux mêmes lames seront ouvertes l'une après l'autre. Cet effet T&G est amplifié si la source n'est pas strictement focalisée avec le MLC.

Il est donc possible de quantifier la déviation de la source dans la direction IEC X par l'analyse de la symétrie du profil normalisé « Tongue and Groove » (T&G). Les données nécessaires à la construction de ce profil peuvent être acquises avec le détecteur d'imagerie ou bien à l'aide d'un film.

Le profil normalisé T&G est construit à l'aide de 3 irradiations dont la collimation est de 5 cm  $\times$  40 cm: uniquement lames paires ouvertes, uniquement lames impaires ouvertes puis toutes les lames ouvertes (Figure 13). Le profil obtenu normalisé est reporté sur la Figure 14.



Figure 13. Illustration des profils à acquérir pour réaliser le test de vérification de la position de la source.



Figure 14. Profil obtenu à partir des trois profils de la Figure 13 permettant de déduire le décalage de la source la dans la direction IEC X.

La méthode d'analyse consiste à calculer l'indice de défocalisation « F » (exprimé en pourcentage) empiriquement relié à la valeur de la déviation de la source par le facteur C égal à 0,17.

Le profil T&G est divisé en deux parties symétriques droites et gauches. Les moyennes des valeurs du profil pour la partie droite et la partie gauche (respectivement  $M_{Droite}$  et  $M_{Gauche}$ ) sont calculées ainsi que l'écart-type associé (SD<sub>Droite</sub> et SD<sub>Gauche</sub>). Le facteur F est calculé à partir des équations 3 à 10 :

$$F = 100 \times \left(1 - \frac{R_{\overline{M}} + R_{SD}}{2}\right)$$
 (Éq. 3)

SI 
$$\overline{M}_{droite} > \overline{M}_{gauche}$$
,  $R_{\overline{M}} = \frac{\overline{M}_{gauche}}{\overline{M}_{droite}}$  (ÉQ. 4)

SINON, 
$$R_{\overline{M}} = \frac{M_{droite}}{\overline{M}_{gauche}}$$
 (Éq. 5)

SI 
$$\overline{M}_{droite} > \overline{M}_{gauche}$$
,  $R_{SD} = \frac{SD_{gauche} + \frac{1}{2} \left( \overline{M}_{Droite} + \overline{M}_{Gauche} \right)}{SD_{droite} + \frac{1}{2} \left( \overline{M}_{Droite} + \overline{M}_{Gauche} \right)}$  (ÉQ. 6)

SINON, 
$$R_{SD} = \frac{SD_{Droite} + \frac{1}{2} \left( \overline{M}_{Droite} + \overline{M}_{Gauche} \right)}{SD_{Gauche} + \frac{1}{2} \left( \overline{M}_{Droite} + \overline{M}_{Gauche} \right)} \quad (ÉQ.7)$$

$$F = 100x \left(1 - \frac{R_{\overline{M}} + R_{SD}}{2}\right)$$
 (ÉQ. 8)

DIRECTION = SIGNE (
$$M_{DROITE}$$
- $M_{GAUCHE}$ ) (ÉQ. 9)

POSITION SOURCE (MM) = 
$$F \times C \times DIRECTION$$
 (Éq. 10)

Ce contrôle peut être, par ailleurs, réalisé via le module TQA à partir de la procédure *zzzzz TQA daily QA ou zzzzz TQA linac alignment (MLC TG)* permettant un calcul automatique de la position de la source.

**Tolérance :** Le facteur F ne doit pas dépasser  $\pm 2$  % ce qui correspond à une variation de la position de la source tolérée de  $\pm 0,34$  mm.

Fréquence recommandée : Annuelle.

# II.1.3. Vérification de l'axe du faisceau par rapport au plan de rotation du statif (« *Y jaw divergence/beam centering test* »)

Le but de ce test est de vérifier que l'axe central du faisceau est contenu dans le plan de rotation du statif [10,11]. A cet effet, l'alignement des mâchoires Y avec le plan du faisceau est vérifié. Si ce n'est pas le cas le faisceau est dit divergent comme illustré dans la Figure 15 :



Figure 15. Illustration dans le plan sagittal du test de Vérification de l'axe du faisceau par rapport au plan de rotation du statif : sur le schéma de gauche, le faisceau est contenu dans le plan de rotation du statif contrairement au schéma de droite  $(D, C_0 \circ et C_{180} \circ font référence à des paramètres définis ci-après).$ 

La méthode consiste à irradier un film placé dans le plan situé à 230 mm sous l'isocentre en deux étapes :

- Etape 1 : irradiation avec le bras à 0°, collimation de 1 cm et la moitié des lames ouvertes ; distance source film  $d_{0^\circ} = 1080$  mm.
- Etape 2 : irradiation avec bras à 180°et la même collimation que pour l'irradiation à 0°; distance source film d<sub>180°</sub> = 620 mm.

Afin d'évaluer la « divergence » du faisceau, une paire de profils (P1 et P2) est tracée à 1,5 cm de part et d'autre des champs d'irradiation. A partir de ces profils, les centres des champs irradiés  $C_{0^\circ}$  et  $C_{180^\circ}$  sont déterminés selon l'axe IEC Y. La distance (D), définie comme la distance entre les centres  $C_{0^\circ}$  et  $C_{180^\circ}$ , en est déduite. La Figure 16 montre le résultat du test une fois le film scanné.



Figure 16. Film du test de vérification du centrage des mâchoires Y par rapport au plan de rotation de la source.

Si l'axe central du faisceau est parfaitement contenu dans le plan de rotation de la source (mâchoires parfaitement centrées), la distance D est nulle. La Figure 17 montre des résultats de test correct et incorrect.



Figure 17. Illustration des résultats possibles pour le test de de vérification du centrage des mâchoires Y par rapport au plan de rotation de la source.

La divergence du faisceau peut être évaluée en millimètre à une distance d de la source, en calculant un décalage (offset) exprimé de la façon suivante :

$$Offset = a.d \qquad (\acute{E}Q. 11)$$

Si on considère les 2 irradiations (0°,180°) effectuées pour réaliser le film, le facteur de proportionnalité « a » peut donc être défini de la façon suivante :

$$a = \frac{C_{180^{\circ}} - C_{0^{\circ}}}{d_{180^{\circ}} - d_{0^{\circ}}}$$
(Éq. 12)  

$$A VEC C_{180^{\circ}} - C_{0^{\circ}} = D$$
(Éq. 13)  

$$et$$
  

$$d_{180^{\circ}} - d_{0^{\circ}} = 620 - 1080 = -460$$
(Éq. 14)

Le décalage du faisceau à une distance d (mm) de la source s'exprime donc de la façon suivante :

$$Offset = -D.\frac{d}{460} \qquad (Éq. 15)$$

Or d = 850 mm, ainsi :

$$Offset = -D.\frac{850}{460}$$
 (Éq. 16)

L'analyse du film peut être réalisée à partir de différents logiciels tels que Film Analyser fourni par Accuray ou RIT113, etc.

**Tolérance :** Le décalage (Offset) du faisceau ne doit pas dépasser  $\pm 0,5$  mm dans le plan de l'isocentre. **Fréquence recommandée :** Annuelle.

# II.1.4. Vérification du parallélisme des mâchoires Y par rapport au plan de rotation de la source (« Y jaw /gantry rotation plane test » ou « Jaw Twist Test »)

Le but de ce test est de vérifier que les mâchoires Y sont parallèles au plan de rotation de la source [10,11], c'est-à-dire qu'il n'y a pas de rotation des mâchoires selon l'axe Z.



Figure 18. Illustration de mâchoires non parallèles par rapport à l'axe de rotation de la source (vue de la source).

Deux méthodes différentes peuvent être utilisées :

• Utilisation du film réalisé lors du test précédent (« Y jaw divergence/beam centering test »).

Si les mâchoires Y ne sont pas parfaitement parallèles au plan de rotation de la source, un angle pourra être mesuré entre les deux irradiations (0° et 180°). La Figure 19 montre des résultats de tests dans le cas de mâchoires parallèles et non parallèles au plande rotation de la source.



Figure 19. Illustration des résultats possibles du test de de vérification du parallélisme des mâchoires Y par rapport au plan de rotation de la source (première méthode).

Afin d'évaluer le parallélisme des mâchoires au plan de rotation de la source, l'angle  $\alpha$  est déterminé. Deux paires de profils sont tracées respectivement à une distance d1 et d2 de part et d'autre des champs d'irradiation : par exemple d1 = 1,5 cm et d2 = 12 cm minimum. La même méthode que pour le test précédent est utilisée (vérification du centrage des mâchoires Y par rapport au plan de rotation de la source) les offsets pour chaque paire de profils (Offset<sub>d1</sub> et Offset<sub>d2</sub>).

L'angle ( $\alpha$ ) entre les deux champs d'irradiations visibles sur le film peut être calculé de la façon suivante :

$$\alpha = \arctan(\frac{Offset_{d_1} - Offset_{d_2}}{d_2 - d_1})$$
 (Éq. 17)

#### • Test du « Jaw twist » :

La méthode consiste à irradier un film placé dans le plan de l'isocentre en deux étapes :

Etape 1 : irradiation avec le bras à 0°, collimation de 5 cm et toutes les lames ouvertes

Etape 2 : irradiation avec bras à 180°, collimation de 1 cm et toutes les lames ouvertes

Sur le film une zone d'irradiation de 5 cm de large (irradiation bras à 0°) contenant une zone d'irradiation plus intense de 1 cm de large (irradiation bras à 180°) apparaît. La Figure 20 illustre ce test.



Figure 20. Illustration des résultats du test de vérification du parallélisme des mâchoires Y par rapport au plan de rotation de la source (deuxième méthode, « Jaw twist »).

La Figure 21 montre le résultat du test une fois le film scanné.



Figure 21. Film du test de vérification du parallélisme des mâchoires Y par rapport au plan de rotation de la source (deuxième méthode, « Jaw twist »).

L'analyse du film consiste tout d'abord à l'aligner par rapport à la zone d'irradiation de 5 cm (bras à  $0^{\circ}$ ) puis à tracer deux profils de part et d'autre du centre de la zone d'irradiation. Un exemple de profils obtenus est visible sur la Figure 22.



Figure 22. Représentation des profils obtenus à partir du film scanné pour le test de vérification du parallélisme des mâchoires Y à partir de la méthode « Jaw twist ».

Sur chaque profil on observe deux zones : l'une correspondant à l'irradiation de 5 cm (zone 1) et l'autre correspondant à l'irradiation de 1 cm (zone 2). Le film ayant au préalable été aligné suivant l'axe de la longueur de la zone d'irradiation de 5 cm de large, dans cet exemple les deux profils coïncident parfaitement dans la zone 1. Cependant un décalage des pics dans la zone 2 est observé. Ce décalage traduit un défaut de parallélisme des mâchoires par rapport au plan de rotation de la source. En calculant l'écart entre les deux pics il est possible de calculer l'angle  $\alpha$  reflétant ce défaut d'alignement tel que :

$$\propto = 0.5 \times \arctan\left(\frac{D}{E}\right)$$
 (Éq. 18)

Avec D (mm) = Décalage entre les deux pics de la zone 2 E (mm) = Distance entre les deux profils

L'analyse du film peut être réalisée à partir de différents logiciels tels que Film Analyser fourni par Accuray ou RIT113, etc.

**Tolérance :** La rotation des mâchoires ne doit pas dépasser  $\pm 0,5^{\circ}$ . **Fréquence recommandée :** Annuelle.

#### II.1.5. Centrage des différentes collimations utilisées (« Field center vs jaw settings »)

Le but de ce test est de vérifier que le centrage de chaque collimation utilisée cliniquement est identique [10,11]. Pour cela, un film est irradié dans le plan de l'isocentre avec plusieurs champs d'irradiation correspondant aux 3 largeurs de collimations disponibles (1 cm ; 2,5 cm ; 5 cm). Les positions de chaque centre selon l'axe IEC Y doivent alors coïncider les unes avec les autres La Figure 23 montre le résultat de l'irradiation d'un film irradié dans les conditions du test sus-cité.



Figure 23. Film obtenu pour le test de centrage des collimations.

A l'aide d'un logiciel d'analyse d'image, l'utilisateur détermine la position des centres de chaque zone d'irradiation à partir de profils tracés sur l'image numérisée.

L'analyse du film peut être réalisée à partir de différents logiciels tels que Film Analyser fourni par Accuray ou RIT113, etc.

**Tolérance :** L'écart maximal entre les centres ne doit pas dépasser ±0,5 mm dans le plan de l'isocentre. **Fréquence recommandée :** Annuelle.

#### II.1.6. Alignement et centrage du MLC (« MLC corr Test »)

La finalité de ce test est de vérifier que les 64 lames du MLC sont uniformément réparties de part et d'autre de l'isocentre et que celles-ci sont parallèles à l'axe Y [10,11]. Un film placé dans le plan de l'isocentre est irradié en deux étapes :

Etape 1 : irradiation avec bras à 0° et les lames 27, 28, 32 et 33 ouvertes

Etape 2 : irradiation avec bras à 180° et lames 27 et 28 ouvertes Une fois irradié, on obtient le film présenté à la Figure 24.



Figure 24. Film issu du test d'alignement et de centrage du MLC.

Si le MLC est correctement centré, la distance entre chaque rectangle est identique (D=D1-D2=0). Si l'alignement est correct les rectangles sont parallèles entre eux (angle  $\alpha$  défini par les droites L1 et L2 doit être nul  $\alpha$ =0°). La Figure 25 résume les résultats possibles de ce test.



Figure 25. Illustration des résultats du test d'alignement du MLC.

La distance et l'angle entre chaque bande sont évalués à l'aide d'un logiciel d'analyse d'image. L'analyse du film peut être réalisée à partir de différents logiciels tels que Film Analyser fourni par Accuray ou RIT113, etc.

**Tolérance :** La distance D et l'angle  $\alpha$  ne doivent pas dépassés respectivement ±1,5 mm dans le plan de l'isocentre et ±0,5°.

Fréquence recommandée : Annuelle.

#### II.2.Contrôle du système de repérage lasers

#### II.2.1. Contrôle des lasers verts

Il s'agit de vérifier que l'intersection des lasers verts matérialisant l'isocentre virtuel correspond bien à l'isocentre réel situé à exactement + 70 cm selon l'axe IEC Y.

Les lasers verts sont générés par deux boîtiers situés respectivement au plafond (B1) et au mur à l'arrière de la machine (B2).

Le boîtier B1 génère 2 lasers : un sagittal (plan Y, Z) et un axial (plan X, Z).

Le boîtier B2 génère 2 lasers : un sagittal (plan Y, Z) et un coronal (plan X, Y)

#### II.2.1.1. Vérification du laser axial (plan X, Z)

Ce test est réalisé par film en programmant une irradiation en mode statique (bras 0°) avec la collimation de 1 cm et en matérialisant sur le film deux points (P1, P2) permettant le repérage du laser axial (plan X, Z). Le laser axial doit être aligné et parallèle au faisceau: si c'est le cas la droite passant par les deux points P1 et P2 coïncide avec le centre de la zone d'irradiation et les coordonnées des points P1 et P2 selon l'axe IEC Y sont identiques. La Figure 26 illustre l'analyse.



Figure 26. Illustration des résultats du test d'alignement du laser axial (plan X, Z).

L'analyse du film peut être réalisée à partir du logiciel Film Analyser.

**Tolérances :** L'écart d'alignement du laser axial (plan X, Z) par rapport au faisceau ne doit pas dépasser  $\pm 1$  mm.

L'écart de parallélisme du laser par rapport au faisceau ne doit pas dépasser  $\pm 0,3^{\circ}$  soit un écart toléré entre les coordonnées IEC Y des points P1 et P2 inférieur à  $\pm 1$  mm sur une distance minimale de 20 cm. **Fréquence recommandée :** Annuelle si le test décrit section II.2.1.3 est réalisé mensuellement sinon mensuelle.

# II.2.1.2. Vérification des 2 lasers sagittaux (plan Y, Z) et du laser coronal (plan X, Y)

Avant toute vérification il faut s'assurer que les deux lasers sagittaux coïncident.

Ce test est réalisé à l'aide d'un objet test dont le centre est visible sur les images MVCT (fantôme Cheese / TomoPhant par exemple). Ce fantôme est positionné à l'isocentre virtuel à l'aide des lasers en prenant en compte la flèche de la table. Une acquisition MVCT est réalisée en mode « Fine » (résolution maximale). A l'aide de l'outil de fusion/recalage de la console de traitement Tomotherapy, la coïncidence de l'affichage des lasers verts (ou de la croix visible sur le scanner de référence) correspondant à l'isocentre de la machine de traitement et du centre du fantôme est vérifiée.



Figure 27. Exemple de test réalisé avec le TomoPhant possédant un repère (orifice) situé à 5 mm au-dessous de son centre (d'où le décalage de 5 mm appliqué dans la direction verticale pour aligner le repère à l'isocentre de la machine).

**Tolérance :** Les décalages appliqués pour aligner les lasers verts (ou la croix) sur les repères ne doivent pas excéder plus de 1 mm dans la direction latérale et verticale. **Fréquence recommandée :** Annuelle.

#### II.2.1.3. Stabilité de la position des lasers verts

La coïncidence des lasers verts avec l'isocentre de la machine est vérifiée annuellement cependant un contrôle régulier doit permettre de s'assurer que cette position est maintenue tout au long de l'année. Des repères dans la salle de traitement peuvent être utilisés.

Ce contrôle peut être par ailleurs réalisé via le module TQA à partir de la procédure *zzzz Helical Step Wedge ou zzzz Static Step Wedge* utilisant le fantôme en forme de marche d'escalier « Step Wedge ».

**Tolérance :** Les décalages observés ne doivent pas dépasser 1 mm à l'isocentre. **Fréquence recommandée :** Mensuelle.

#### II.2.2. Contrôle des lasers rouges (lasers mobiles)

#### II.2.2.1. Vérification de l'origine des lasers rouges

L'origine des lasers rouges (« home position ») est contrôlée quotidiennement en vérifiant la coïncidence avec celle des lasers verts.

**Tolérance :** L'écart toléré entre l'origine des lasers rouges et verts ne doit pas excéder 1 mm. **Fréquence recommandée :** Quotidienne.

#### II.2.2.2. Précision du déplacement des lasers rouges

L'exactitude du déplacement des lasers rouges doit être vérifiée en utilisant un plan de traitement pour lequel la position des lasers rouges par rapport à l'isocentre virtuel (origine des lasers verts) est connue.

**Tolérance :** Le mouvement effectué par les lasers rouges doit permettre d'obtenir les décalages programmés avec un écart maximum de 1 mm. **Fréquence recommandée:** Quotidienne (peut être intégré au test décrit section V.2.6)

#### II.3.Contrôle de la table de traitement

#### II.3.1. Contrôle de l'affichage numérique

La concordance entre le déplacement de table affiché sur le panneau de contrôle et le déplacement réel de la table doit être vérifié pour les trois directions de déplacement (selon les axes X, Y et Z) et sur une distance de 20 cm autour de l'isocentre (mis à part en X, direction pour laquelle le mouvement est restreint) [2].

**Tolérance :** L'écart entre la valeur affichée et le déplacement réel de la table ne doit pas excéder 1 mm. **Fréquence recommandée :** Mensuelle.

#### II.3.2. Contrôle de l'horizontalité de la table

Le but de ce test est de vérifier que le plateau de table est horizontal [2]. 6 points de vérification sont observés tels que décrit sur la Figure 28.

**Tolérance :** Une tolérance de 0,5° sur l'horizontalité du plateau de table est acceptée. **Fréquence recommandée :** Mensuelle.



Figure 28. Illustration des 6 points de vérification pour le contrôle de l'horizontalité de la table.

#### II.3.3. Contrôle du déplacement longitudinal, latéral et vertical de la table

#### II.3.3.1. Déplacement longitudinal et latéral de la table

Le but est de vérifier que le déplacement longitudinal de la table est bien perpendiculaire au plan de traitement [2]. Pour cela la déviation latérale de la table (selon l'axe IEC X) par rapport au laser vert sagittal (plan Y, Z) (préalablement contrôlé) est évaluée lors d'un déplacement longitudinal de 70 cm. Le déplacement en latéral de la table est vérifié selon la même méthode en se référant respectivement au laser axial (plan X, Z).

**Tolérance :** La déviation maximale tolérée est de 1 mm **Fréquence recommandée :** Mensuelle.

#### II.3.3.2. Déplacement vertical de la table (« cobra motion »)

Le déplacement vertical de la table combine un déplacement dans deux directions différentes : un déplacement longitudinal et un déplacement vertical. Ce déplacement est communément appelé « cobra motion ». La vérification de ce déplacement est réalisée en repérant l'intersection des lasers verts préalablement contrôlés (plans (X, Z) et (Y, Z)) sur le plateau de table positionné à la hauteur de l'isocentre. Lorsque la table effectue un mouvement vertical entre sa hauteur minimale et maximale, la position repérée précédemment sur le plateau ne doit pas dévier par rapport à l'intersection des lasers verts.

**Tolérance :** La déviation maximale tolérée est de 2 mm dans toutes les directions **Fréquence recommandée :** Mensuelle.

#### II.3.4. Contrôle de la constance de la vitesse de la table

La constance de la vitesse de déplacement de la table doit être contrôlée [2]. Le test suivant peut-être réalisé : un détecteur posé sur la table de traitement se déplaçant à une vitesse constante (proche de celle utilisée en clinique) sur une longueur de 20 cm est irradié en mode statique bras à 0°. L'homogénéité de la dose reçue est estimée. Dans ce cas, il faut auparavant s'assurer que le débit de dose délivré par l'appareil de traitement est stable.

Ce contrôle peut être par ailleurs réalisé via le module TQA à partir de la procédure *zzzz Helical Step Wedge ou zzzz Static Setp Wedge* utilisant le fantôme en forme de marche d'escalier « Step Wedge ».

**Tolérance :** La dose reçue par le détecteur ne doit pas varier de plus de 2 %. **Fréquence recommandée :** Trimestrielle.

#### II.3.5. Contrôle de la flèche de la table

A vide, la flèche est estimée entre une position donnée de la table et cette même position + 700 mm selon la direction IEC Y [2].

**Tolérance :** La valeur de la flèche ne doit pas dépasser 5 mm. **Fréquence recommandée :** Mensuelle.

#### II.4. Tests de synchronisations

#### II.4.1. Contrôle de l'angle du bras

L'exactitude de l'angulation du bras peut être vérifiée par le technicien Accuray à l'aide d'un niveau lors des interventions de maintenance préventive. Néanmoins, afin de réaliser ce contrôle mensuellement, celui-ci peut être réalisé via le module TQA à partir de la procédure *zzzzz Helical Step Wedge* utilisant le fantôme en forme de marche d'escalier « Step Wedge ».

**Tolérance :** L'écart par rapport à la position théorique ne doit pas dépasser 1°. **Fréquence recommandée :** Mensuelle si TQA sinon à chaque maintenance préventive réalisé par le constructeur (ou toute personne habilitée).

#### II.4.2. Contrôle de la synchronisation entre la table de traitement, le bras et le MLC

Le but de ce test est de vérifier la synchronisation entre le déplacement de la table de traitement, la rotation du bras et les mouvements des lames du MLC [12]. Un film est irradié avec une procédure ayant les caractéristiques suivantes :

- Mode de traitement : rotationnel ;
- Taille de champ :  $1 \text{ cm} \times 40 \text{ cm}$  ;
- Déplacement de la table à la vitesse de 0,05 cm/s sur une distance de 13 cm ;
- Période de rotation du bras de 20 s ;
- 1 projection toutes les 10 s soit 2 projections par rotation ;
- Sinogramme en mode dynamique comportant 26 projections : ouverture de toutes les lames pendant la durée d'une projection (soit pendant une demi-rotation) toutes les 5 rotations (10 projections).

La synchronisation est correcte dès lors qu'une série de 3 bandes espacées de 5 cm chacune (Figure 29) est obtenue. La Figure 29 montre le résultat d'une telle irradiation.



Figure 29. Exemple de film obtenu pour le contrôle de la synchronisation entre la table de traitement, le bras et le MLC.

Ce contrôle peut être par ailleurs réalisé via le module TQA à partir de la procédure *zzzz Helical Step Wedge* utilisant le fantôme en forme de marche d'escalier « Step Wedge ».

<u>Tolérance</u>: L'espacement mesuré entre la position de chaque bande ne doit pas dépasser 5 cm  $\pm$  0,1 cm. <u>Fréquence recommandée</u>: Trimestrielle.

#### II.4.3. Contrôle de la synchronisation entre la table et le MLC

Afin de discriminer l'élément défaillant, si une erreur sur le test précédent est détectée, le test décrit ciaprès peut être réalisé [12].

Un film est irradié à partir d'une procédure ayant les caractéristiques suivantes :

- Mode de traitement : statique (bras à 0°) ;
- Taille de champ :  $1 \text{ cm} \times 40 \text{ cm}$  ;
- Déplacement de la table à la vitesse de 0,05 cm/s sur une distance de 30 cm ;
- 1 projection toutes les 20s ;
- Sinogramme en mode dynamique comportant 30 projections : toutes les lames sont fermées excepté pour les projections 2, 7, 12, 17, 22, 27 pour lesquelles toutes les lames sont ouvertes.

La synchronisation est correcte dès lors qu'une série de 5 bandes espacées de 5 cm chacune est obtenue. La Figure 30 montre le résultat d'une telle irradiation.



Figure 30. Exemple de film obtenu pour le contrôle de la synchronisation entre la table de traitement et le MLC.

<u>Tolérance</u>: L'espacement mesuré entre la position de chaque bande ne doit pas dépasser 5 cm  $\pm$  0,1 cm. <u>Fréquence recommandée</u>: Trimestrielle.

#### III. CONTRÔLES DOSIMETRIQUES

#### III.1. Dosimétrie relative du faisceau

#### III.1.1.Vérification des rendements et de la qualité du faisceau

#### III.1.1.1. Rendements en profondeur dans l'eau

La concordance entre les rendements du faisceau modélisé dans le TPS (« gold standard ») et ceux du faisceau de traitement doit être vérifiée une fois par an par des mesures effectuées dans l'eau à l'aide d'un explorateur 2D ou 3D. Cette vérification est effectuée à minima pour les collimations symétriques 1 cm, 2,5 cm et 5 cm.

Si on ne dispose pas sur site d'un outil adapté pour la comparaison, les données peuvent être envoyées au support d'Accuray afin d'être analysées.

**Tolérance :** L'écart relatif entre les deux courbes comparées point à point ne doit pas dépasser 1%. (Tolérance du constructeur : 2% pour les profondeurs comprises entre 1 et 20 cm) **Fréquence recommandée :** Annuelle

#### III.1.1.2. Suivi de la qualité du faisceau

Le rapport entre la dose mesurée à 20 cm et à 10 cm de profondeur  $(D_{20}/D_{10})$  pris sur la courbe de rendement en profondeur peut être utilisé comme indicateur de la qualité du faisceau et donc de l'énergie. Cependant, une mesure plus rapide que l'acquisition des courbes de rendement en profondeur dans l'eau peut être mise en place : on peut, par exemple, mesurer simultanément la dose à deux profondeurs différentes dans un fantôme équivalent-eau (plaques fournies par Accuray « virtual water ») ou bien mesurer l'atténuation du faisceau à l'aide d'un filtre de différentes épaisseurs.

Ce contrôle peut être par ailleurs réalisé via le module TQA à partir de la procédure *zzzz Helical Step Wedge* » utilisant le fantôme en forme de marche d'escalier « Step Wedge ».

**Tolérance :** La qualité du faisceau mesurée ne doit pas varier de plus de 1% par rapport à celle mesurée lors du CQ initial.

Fréquence recommandée : Annuelle.

#### III.1.2. Vérification des profils transverses

#### III.1.2.1. Profils transverses dans l'eau

La concordance entre les profils transverses du faisceau modélisé dans le TPS (« gold standard ») et ceux du faisceau de traitement doit être vérifiée une fois par an par des mesures effectuées dans l'eau à l'aide d'un explorateur 2D ou 3D. Les profils sont collectés à une DSP (distance source-surface de l'eau) égale à 85cm. Cette vérification est effectuée à minima pour les collimations 1 cm, 2,5 cm et 5 cm aux profondeurs 15 mm, 50 mm, 100 mm, 150 mm et 200 mm.

La comparaison entre les courbes mesurées et les courbes de référence (Gold Standard) est effectuée à l'aide de l'indice gamma ainsi que de la largeur à 25% du maximum.

Si on ne dispose pas sur site d'un outil adapté pour la comparaison, les données peuvent être envoyées au support d'Accuray afin d'être analysées. La Figure 31 est un exemple d'analyse faite par le support d'Accuray.



Figure 31. Représentation des profils transverses mesurés, modélisés dans le TPS et de la comparaison utilisant l'indice gamma.

**Tolérance :** 100% des points de mesures du profil doivent satisfaire le critère de l'indice gamma 2% / 1 mm. Les tolérances fixées pour la comparaison de la largeur à 25% du maximum est de 1%. **Fréquence recommandée :** Annuelle

#### III.1.2.2. Suivi des profils transverses

La vérification peut être effectuée pour une seule taille de collimation (en général 5 cm). La mesure peut être réalisée à l'aide d'un détecteur 2D [13] (matrice de diodes ou de chambres d'ionisation) de dimensions adaptées à la collimation de l'appareil ou bien utiliser un film.

Un suivi de constance du profil est proposé dans le module TQA à partir de la procédure *zzzz Daily QA*. Le détecteur utilisé pour l'acquisition est le détecteur MVCT. Il ne s'agit alors pas d'un un profil du faisceau stricto sensu car l'efficacité de détection du détecteur n'est pas homogène, mais toute modification de la forme du profil pourra être détectée.

**Tolérance :** La différence maximale tolérée par rapport au profil de référence (acquis lors de la recette) est de 1% dans la zone égale à 80% de la taille de champ. **Fréquence recommandée :** Annuelle.

#### III.1.3.Vérification des profils longitudinaux

#### III.1.3.1. Profils longitudinaux dans l'eau

La concordance entre les profils longitudinaux du faisceau modélisé dans le TPS (« gold standard ») et ceux du faisceau de traitement doit être vérifiée une fois par an par des mesures effectuées dans l'eau à l'aide d'un explorateur 2D ou 3D. Les profils sont collectés à une DSP (distance source-surface de l'eau) égale à 85cm. Cette vérification est effectuée à minima pour les collimations 1 cm, 2,5 cm et 5 cm aux profondeurs 15 mm, 50 mm, 100 mm, 150 mm et 200 mm. Des champs supplémentaires asymétriques seront à vérifier si l'option TomoEdge est utilisée (voir section IV.2). La comparaison entre les courbes mesurées et les courbes de référence (Gold Standard) est effectuée à l'aide de l'indice gamma ainsi que de la largeur à mi-hauteur.

Les données peuvent être envoyées au support d'Accuray afin d'être analysées.

La Figure 32 est un exemple d'analyse faite par le support d'Accuray.



Figure 32. Représentation des profils longitudinaux mesurés, modélisés dans le TPS et de la comparaison utilisant l'indice gamma.

**Tolérances :** 100% des points de mesures du profil doivent satisfaire le critère de l'indice gamma 2% / 1% de la largeur à mi-hauteur.

Les tolérances fixées pour la comparaison de la largeur à mi-hauteur est de 1%, cela équivaut respectivement à un écart maximal toléré égal à 0,5 mm, 0,25 mm et 0,1 mm pour les collimations de 5 cm, 2,5 cm et 1 cm.

Fréquence recommandée : Annuelle.

#### III.1.3.2. Suivi des profils longitudinaux

La mesure des profils longitudinaux peut-être réalisée à l'aide d'un détecteur 2D [13] (matrice de diodes ou de chambres d'ionisation) de dimensions adaptées à la collimation de l'appareil ou bien utiliser un film. Cependant, leur résolution étant moins bonne que les films, l'utilisation de détecteurs 2D doit être évitée pour la vérification de la collimation de 1 cm. La méthode la plus simple et la plus précise est donc de réaliser les profils en mode topographique à l'aide d'une chambre d'ionisation positionnée dans un fantôme de plaques équivalent-eau. L'acquisition en mode topographique consiste à réaliser un profil longitudinal en utilisant le déplacement de la table de traitement. Le faisceau d'irradiation est programmé en mode statique (bras à 0°) tandis que la table de traitement se déplace à environ 1 mm/s. Le signal de la chambre d'ionisation est enregistré toutes les 100 ms à l'aide du logiciel TEMS commercialisé par Accuray. Lors de cette acquisition le fantôme est placé à une DSP égale à 85cm et la chambre d'ionisation à 1,5cm de profondeur.

La comparaison entre les courbes mesurées et les courbes de référence (fournies par le constructeur) est effectuée à l'aide de l'indice gamma ainsi que de la largeur à mi-hauteur.

Si on ne dispose pas sur site d'un outil adapté pour la comparaison, les données peuvent être analysées à l'aide du module TQA.

**Tolérances :** 100% des points de mesures du profil doivent satisfaire le critère de l'indice gamma 2% / 1% de la largeur à mi-hauteur. La largeur à mi-hauteur de chaque profil ne doit pas varier de plus de 1%, cela équivaut respectivement à un écart maximal toléré égal à 0,5 mm, 0,25 mm et 0,1 mm pour les collimations de 5 cm, 2,5 cm et 1 cm.

Fréquence recommandée : Annuelle.

#### III.2. Dosimétrie absolue du faisceau

#### III.2.1. Formalisme de la détermination de la dose

La détermination de la dose en Tomothérapie présente plusieurs difficultés. Il n'est pas possible d'appliquer directement le formalisme de la détermination de la dose absorbée dans l'eau du protocole IAEA TRS 398 [14] ou du rapport AAPM TG 51 [15]. Il n'est par ailleurs pas possible de former un champ de 10 cm  $\times$  10 cm, taille de champ de référence des étalonnages des protocoles sus-cités. Enfin, il est nécessaire de tenir compte de la rotation de l'accélérateur linéaire au cours de l'irradiation hélicoïdale.

Le formalisme a été établi par un comité mixte IAEA-AAPM. La terminologie des équations utilisée ici est reprise du rapport AAPM TG 148 [2] et conservée telle quelle.

Le groupe de travail recommande de se baser sur une irradiation rotationnelle modulée pour l'étalonnage de l'accélérateur et non sur une irradiation statique non représentative de l'utilisation clinique de la machine.

#### III.2.1.1. Détermination de la dose dans un faisceau statique

Conditions :

- Fantôme d'eau ou équivalent-eau ;
- Distance Source-Surface (DSS) ou Distance Source-Détecteur (DSD)= 85 cm ;
- Taille du champ de référence spécifique à la Tomothérapie f<sub>msr</sub>: 5 cm × 10 cm à 85 cm de la source (DSA) (*msr*: « machine-specific reference »);
- Profondeur : électrode centrale de la chambre d'ionisation à 10 cm;

La dose absorbée dans l'eau par unité de temps  $D_{w,Q_{msr}}^{f_{msr}}$  est exprimée par l'équation suivante [16]:

$$D^{f_{msr}}_{w,Q_{msr}} = M^{f_{msr}}_{Q_{msr}} \times N_{D,w,Q_0} \times k_{Q,Q_0} \times k^{f_{msr},f_{ref}}_{Q_{msr},Q}$$
(Éq 19)

Avec :

- **Q**: Qualité du faisceau du champ de référence conventionnel  $f_{ref}$  10 cm x 10 cm à DSS = 100 cm selon le rapport AAPM TG 51 [15]; celle-ci étant définie par la valeur du rendement en profondeur à 10 cm notée  $\% dd(10)_x$ ;
- $Q_{msr}$ : Qualité du faisceau du champ de référence spécifique à la Tomothérapie  $f_{msr}$ ,
- $M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}$ : Lecture de la mesure corrigée pour le champ  $f_{msr}$ ; la mesure est corrigée des influences de température, pression, polarité, recombinaison et de l'électromètre.
- $N_{D,w,Q_0}$ : Coefficient d'étalonnage de la chambre de référence, obtenu dans un laboratoire standard avec un faisceau de qualité  $Q_0$  et dans un fantôme d'eau.
- $k_{Q,Q_0}$ : Facteur de correction pour tenir compte de la différence entre la réponse de la chambre dans des faisceaux de qualités différentes Q et  $Q_0$  pour le champ conventionnel  $f_{ref}$  10 cm x 10 cm à DSS = 100 cm ;
- $k_{Q_{msr},Q}^{f_{msr},f_{ref}}$ : Facteur de correction pour tenir compte des différences de conditions de taille de champ, de géométrie et de qualité de faisceaux du champ de référence conventionnel  $f_{ref}$  et du champ de référence spécifique à la Tomothérapie  $f_{msr}$ ;

Le rapport AAPM TG 148 [2] permet concrètement de déterminer en deux étapes le produit  $k_{Q,Q_0} \times k_{Q_{msr},Q}^{f_{msr},f_{ref}}$  à partir de la valeur du rendement en profondeur à 10 cm dans le champ de référence spécifique à la Tomothérapie 5 cm × 10 cm noté  $\% dd(10)_{x[HT ref]}$ .

Une fois la valeur de %dd(10)<sub>x[HT ref]</sub> déterminée, il faut utiliser l'équation (Valeurs de  $k_Q (= k_{Q,Q_0} \times k_{Q_{msr},Q}^{f_{msr},f_{ref}})$  pour des faisceaux de photons en fonction de %dd(10)<sub>x</sub> (dans notre cas %dd(10)<sub>x[HT TG-51]</sub>)) pour revenir à %dd(10)<sub>x[HT TG-51]</sub>:

$$\% dd(10)_{x[HT TG-51]} = 1,35805 \times (\% dd(10)_{x[HT ref]})^3 - 244,493 \times (\% dd(10)_{x[HT ref]})^2 + 14672.98 \times \% dd(10)_{x[HT ref]} - 293479,4$$
 (Éq. 20)

D'après les valeurs du Tableau 2,  $k_{Q,Q_0} \times k_{Q_{msr},Q}^{f_{msr},f_{ref}}$ , autrement noté  $k_Q$ , est alors accessible [17].

	$k_Q$ Beam quality specifier %dd(10),		
Ion chamber			
	58	63	66
Capintec PR-05/PR-05P	0.999	0.997	0.995
ExradinAl Shonka <sup>a</sup>	0.999	0.998	0.996
ExradinA12 Farmer	1	0.999	0.996
Exradin A1SL miniature Shonka	0.999	0.998	0.996
PTWN30001 0.6cc Farmer <sup>b</sup>	1	0.996	0.992
PTW N30002 0.6cc all Graphite	1	0.997	0.994
PTW N30004 0.6cc Graphite	1	0.998	0.995
PTW 31003 0.3cc waterproof <sup>c</sup>	1	0.996	0.992
WellhoferIC-10/IC-5	1	0.99	0.996

"The cavity radius of the A1 here is 2 mm although in the past Exradin has

designated chambers with another radius as A1. <sup>h</sup>PTW N30001 is equivalent to the PTW N23333 it replaced.

PTW N31003 is equivalent to the PTW N233641 it replaced.

Tableau 2. Valeurs de  $k_Q (= k_{Q,Q_0} \times k_{Q_{msr,Q}}^{f_{msr,f_{ref}}})$  pour des faisceaux de photons en fonction de %dd(10)<sub>x</sub> (dans notre cas %dd(10)<sub>x[HT TG-51]</sub>)

#### III.2.1.2. Détermination de la dose dans un faisceau rotationnel

La détermination de la dose dans un faisceau rotationnel modulé a un intérêt significatif sur le plan clinique puisque le traitement se fait dans ces conditions et non avec un faisceau statique. Dans cette modalité d'irradiation hélicoïdale, le rapport AAPM TG 148 [2] préconise au physicien médical de créer un plan de traitement de référence spécifique, « plan-class specific reference » (pcsr). Celui-ci devra être aussi ressemblant que possible à un traitement cliniquement délivrable mais générant une distribution de dose homogène dans un volume cible large et à géométrie simple. Un exemple de plan de traitement pourrait être le suivant : irradiation d'un cylindre de 10 cm de longueur et de 8 cm de diamètre dans le TomoPhant / Cheese Phantom. Un plan spécifique utilisant deux volumes cibles et un OAR est notamment fourni par le constructeur durant la recette de l'accélérateur (« ATP »). Dans un second temps, d'autres types d'irradiation avec une modulation plus importante peuvent être envisagées afin de s'approcher au mieux des cas cliniques complexes.

Dans le cas d'un faisceau rotationnel, un facteur supplémentaire apparaît dans l'équation pour prendre en compte l'aspect rotationnel :  $k_{Q_{pcsr},Q_{msr}}^{f_{pcsr},f_{msr}}$  [16]
La dose absorbée dans l'eau par unité de temps  $D_{w,Q_{pcsr}}^{f_{pcsr}}$  est ainsi exprimée par l'équation suivante :

$$D_{w,Q_{pcsr}}^{f_{pcsr}} = M_{Q_{pcsr}}^{f_{pcsr}} \times N_{D,w,Q_0} \times k_{Q,Q_0} \times k_{Q_{msr},Q}^{f_{msr},f_{ref}} \times k_{Q_{pcsr},Q_{msr}}^{f_{pcsr},f_{msr}}$$
(Éq. 21)

Avec :

- $M_{Q_{pcsr}}^{f_{pcsr}}$ : Lecture de la mesure corrigée pour le champ en rotation  $f_{pcsr}$ ; la mesure est corrigée des influences de température, pression, polarité, recombinaison et de l'électromètre.
- $k_{q_{pcsr},q_{msr}}^{f_{pcsr},f_{msr}}$ : Facteur de correction pour tenir compte des différences de conditions de taille de champ, de géométrie et de qualité de faisceaux du champ de référence conventionnel  $f_{msr}$  et du champ de référence spécifique à la Tomothérapie  $f_{pcsr}$ . Sa valeur est égale à 1,003 pour la plupart des chambres communément utilisées.

Les autres termes ont déjà été définis dans le paragraphe précédent.

Le groupe de travail recommande fortement de réaliser un contrôle de qualité supplémentaire et indépendant de l'étalonnage avant l'utilisation clinique de la machine de traitement et tous les trois ans tel que cela est préconisé pour les accélérateurs linéaires « classiques » (contrôle de qualité externe).

Remarque :

- Aucun champ statique n'est simulable sur le TPS.
- Suite à la mesure de dose absorbée, aucune valeur n'est intégrée par l'utilisateur dans le TPS en tant que valeur de référence comme il est d'usage avec la majorité des autres TPS. Il s'agit donc d'une vérification de l'étalonnage d'usine de la Tomothérapie. Toute modification de cet étalonnage est réalisée au niveau de la machine de traitement par un ingénieur biomédical d'Accuray.

#### III.2.2. Vérification de la stabilité du débit de dose

Le débit de dose étant sensible à la température il est conseillé de réaliser la mesure lorsque la température de fonctionnement de l'appareil est atteinte (37-40°C). Le débit de dose de l'appareil pouvant être instable durant les 10 premières secondes de l'irradiation il est conseillé d'utiliser des procédures pour lesquelles toutes les lames du MLC sont fermées pendant les 10 premières secondes [18, 19,20].

La vérification de la stabilité du débit dose de l'accélérateur peut se faire à partir d'un faisceau rotationnel ou statique. Toutefois le groupe de travail préconise d'effectuer les réglages du débit de dose à partir d'une mesure effectuée en mode rotationnel modulé. L'intérêt d'une mesure en faisceau statique réside dans le suivi du débit de dose s'affranchissant de l'influence du MLC et de la rotation du statif.

#### III.2.2.1. Mode Rotationnel

La stabilité du débit de dose doit être vérifiée quotidiennement en mode rotationnel. Un plan de traitement généré par le TPS sur un objet test peut être utilisé. Si le débit de dose pour toutes les tailles de collimation utilisées sur l'appareil n'est pas vérifié quotidiennement, il est conseillé d'alterner chaque jour la taille de collimation utilisée pour ce contrôle.

**Tolérance :** Le débit de dose en mode rotationnel ne doit pas varier de plus de 3% par rapport à la valeur de référence.

Fréquence recommandée : Quotidienne.

#### III.2.2.2. Mode Statique

La stabilité du débit de dose en mode statique doit être vérifiée. Ce test est généralement effectué avec une collimation de 40 cm  $\times$  5 cm dans des plaques de densité équivalente à l'eau et à une profondeur de 1,5 cm.

**Tolérance :** Le débit de dose en mode statique ne doit pas varier de plus de 3% par rapport à la valeur de référence établie lors de la recette de l'appareil. **Fréquence recommandée :** Mensuelle

#### III.3. Vérification de plans dosimétriques de référence

Lors de la recette de l'accélérateur, le débit de dose de la machine est ajusté en mesurant des plans de référence fournis par le constructeur, pour chaque collimation disponible sur la machine. Ces plans sont calculés dans le fantôme cylindrique équivalent eau (Cheese phantom/TomoPhant). Des mesures sont effectuées dans des zones de dose élevée (2 Gy environ) et de faible gradient mais aussi dans des zones de gradient de dose élevé. Une feuille de calcul contenant la position des points de mesures ainsi que les valeurs de référence est fourni par le constructeur.

*<u>Remarque</u>* : Lors de changement d'éléments importants (Linac, MLC, etc.), ces plans de références peuvent être recalculés afin de tenir compte des modifications éventuelles dans le TPS.

La Figure 33 illustre la mesure effectuée pour une collimation de 5 cm, le profil représente la dose calculée, les points de mesures sont représentés par les carrés rouges.



Figure 33. Mesure de la dose délivrée sur fantôme pour un plan de référence (cible désaxée et collimation de 5 cm).

**Tolérances :** L'écart en dose ne doit pas dépasser 3% dans les zones de de faible gradient de dose (plateau). L'écart ne doit pas dépasser 3 mm dans les zones de forts gradients.

**<u>Fréquences recommandées</u>**: Annuelle dans toutes les zones. Mensuel pour la zone de faible gradient (« plateau »).

#### III.4. Vérification des procédures de reprise de traitement

Lors d'une interruption de traitement le système génère automatiquement une procédure de reprise de traitement (« completion procedure ») permettant de délivrer la fin du traitement. La capacité du système à générer correctement les procédures de reprise de traitement doit être vérifiée pour toutes les collimations disponibles (ou utilisées) sur le système.

Pour tester les procédures de reprise de traitement, un plan de traitement est créé sur un fantôme permettant de mesurer la distribution de dose dans un plan coronal (plan X,Y) à l'aide d'un détecteur 2D (matrice de détecteurs, film).

Dans un premier temps la totalité du traitement est délivrée sans interruption de faisceau, permettant d'acquérir la distribution de dose de référence. Le fantôme est à nouveau irradié mais avec une interruption volontaire de faisceau (procédure interrompue + procédure de de reprise de traitement). Les deux distributions de doses sont ensuite comparées.

<u>Tolérances :</u> L'écart de dose entre les deux distributions doit être inférieur à 3%. L'écart entre les longueurs totales irradiées des distributions de dose doit être inférieur à 1 mm. <u>Fréquence recommandée:</u> Mensuelle

#### IV. CONTROLES DEDIES A L'OPTION TomoEDGE

#### **IV.1.** Principe

Le principe de la fonctionnalité TomoEDGE est décrit dans la section I.2 de ce document. La possibilité de réaliser des champs asymétriques par rapport au plan de rotation de la source ainsi que le mouvement

des mâchoires (selon l'axe IEC Y) pendant l'irradiation induit une série de contrôles supplémentaires qui sont décrist dans les paragraphes suivants.

La méthode permettant de vérifier l'alignement de la source selon l'axe IEC Y est identique à celle décrite dans la section II.1.2.1.3. de ce document. La tolérance sur le défaut de centrage de la source est adaptée à la technique TomoEDGE.

Ce contrôle peut être par ailleurs réalisé via le module TQA à partir de la procédure « *zzzz TQA Jaw Sweep Dynamic Jaws »* en utilisant la partie des profils 3.a de la Figure 36.

**Tolérance :** Le défaut de centrage de la source selon l'axe IEC Y par rapport aux mâchoires ne doit pas dépasser  $\pm 0,2$  mm.

Fréquence recommandée : Annuelle

#### IV.2. Vérification des profils longitudinaux en mode TomoEDGE

#### IV.2.1. Profils longitudinaux dans l'eau

La méthode permettant de vérifier la validité des profils longitudinaux par rapport au Gold Standard est identique à celle décrite dans la section II.1.2.1.3.a de ce document. Dans le cas d'une machine permettant l'irradiation en mode TomoEDGE, des tailles de champs supplémentaires (asymétriques) doivent être vérifiées.

**Tolérance :** 100% des points de mesures du profil doivent satisfaire le critère de l'indice gamma 3% / 0,5 mm.

Fréquence recommandée : Annuelle.

#### IV.2.2. Suivi des profils longitudinaux

La méthode permettant de vérifier la validité des profils longitudinaux par rapport au Gold Standard est identique à celle décrite dans la section II.1.2.1.3.b de ce document.

Des profils sont donc effectués en mode topographique pour des tailles de champs asymétriques prédéfinies dans une procédure fournie par le constructeur. La séquence comporte neufs passages de déplacement de table dans le faisceau pour mesurer dix champs dont certains sont réalisés avec des mâchoires asymétriques. Chaque profil représente 8 cm de déplacement de table.

La Figure 34 montre les profils topographiques obtenus :



Figure 34. Mesure des profils longitudinaux en mode topographique pour des champs asymétriques.

La comparaison entre les courbes mesurées et les courbes de référence (fournies par le constructeur ou acquises lors de la recette) est effectuée à l'aide de l'indice gamma. Pour l'analyse, chaque profil doit être isolé séparément. Le module TQA permet d'extraire automatiquement chaque profil et d'effectuer la comparaison avec les courbes de référence à l'aide de l'indice gamma en utilisant la procédure d'irradiation *« zzzz TQA Field Width Dynamic Jaws »*.

**Tolérance :** 100% des points de mesures du profil doivent satisfaire le critère de l'indice gamma 3% / 0,5 mm.

Fréquence recommandée : Mensuelle

#### IV.3. Vérification du déplacement des mâchoires

Une chambre d'ionisation de grand volume (par exemple Exradin A17) dont la réponse est constante sur toute sa longueur est placée à l'isocentre et reliée à l'électromètre afin de récupérer le signal mesuré toutes les 100 ms.

La procédure utilisée pour l'irradiation est fournie par le constructeur. Pendant l'irradiation, la table et le bras sont en mode statique (bras à 0°), le collimateur mutilames est ouvert et les mâchoires sont en mouvement.



*Figure 35. Positionnement de la chambre d'ionisation de grand volume pour le test de vérification de déplacement de mâchoires en mode TomoEdge* 

Le profil obtenu est représenté dans la Figure 36 , il peut être découpé en différents éléments numérotés de 1 à 4 ; l'axe des abscisses correspond au temps :



Figure 36. Profils obtenus lors de la vérification du mouvement des mâchoires en mode TomoEDGE.

Les différents profils de la Figure 36 correspondent aux déplacements suivant des mâchoires :

- <u>1.a et 1.b</u> : Les mâchoires s'ouvrent et se ferment progressivement de façon symétrique (fermeture progressive en début d'irradiation et ouverture progressive en fin d'irradiation),
- <u>2.a et 2.b</u> : Les mâchoires s'ouvrent et se ferment rapidement,
- <u>3.a et 3.b</u>: Balayage discret et continu des mâchoires : 4 tailles de champs symétriques différentes sont programmées. Pour chaque taille de champ les mâchoires se déplacent simultanément de façon discrète (3.a) ou continue (3.b) afin de décaler le centre du champ d'irradiation selon l'axe IEC Y,
- <u>4.a et 4.b</u> : Balayage de la mâchoire frontale et arrière : chaque mâchoire se déplace indépendamment l'une de l'autre. Mouvement de la mâchoire arrière pour le profil en 4.a et mouvement de la mâchoire frontale pour le 4.b.

A partir de cette acquisition plusieurs paramètres sont contrôlés :

#### IV.3.1. Calcul de l'erreur temporelle (« time skew »):

A l'aide des profils 2.a et 2.b, une durée correspondant à la différence de temps entre les deux pics est mesurée. Elle est comparée à celle calculée sur le profil de référence acquis lors de la recette de la machine. L'« erreur temporelle » est la différence entre la durée de référence et celle mesurée lors du test.

<u>Tolérance :</u> Erreur temporelle < 1 s <u>Fréquence recommandée :</u> Mensuelle

#### IV.3.2. Balayage discret et continu des mâchoires

Pour les profils 3.a et 3.b une comparaison avec le profil de référence acquis lors de la recette peut être effectuée afin d'identifier une erreur de déplacement des mâchoires. D'autre part, pour le balayage continu des mâchoires, un facteur d'ouverture de fluence des mâchoires autrement appelé JFOF (« Jaw Fluence Output Factor ») est calculé pour chaque taille de champs. Celui-ci est défini comme le rapport entre la position du centre du champ sur le profil acquis et celle relevée sur le profil de référence.

<u>Tolérance :</u> Facteurs JFOF pour chaque taille de champs comprise entre 0,9 et 1,1 <u>Fréquence recommandée :</u> Mensuelle

#### IV.3.3. Balayage des mâchoires arrière et avant

Les profils 4.a et 4.b sont comparés à l'aide de l'indice gamma au profil de référence acquis lors de la recette de la machine.

<u>**Tolérances :**</u> 100% des points de mesures du profil doivent satisfaire le critère de l'indice gamma 2% / 0,5 mm pour les collimations symétriques et 3% / 0,5 mm pour les collimations asymétriques.

Ce contrôle peut être par ailleurs réalisé via le module TQA à partir de la procédure « *zzzzz TQA Jaw Sweep Dynamic Jaws* ». L'utilisation de TQA permet une analyse automatique du profil complet.

#### IV.4. Vérification de plan dosimétriques de référence

Lors de la recette de l'accélérateur le débit de dose de la machine est ajusté en mesurant des plans de référence fournis par le constructeur, pour chaque collimation. Ces plans sont calculés sur le fantôme cylindrique équivalent eau (Cheese phantom/ TomPhant).

Lorsque l'option TomoEDGE est disponible sur la machine, des plans de référence utilisant cette technique sont fournis par le constructeur pour les collimations 2,5 et 5 cm.

Des mesures sont effectuées dans des zones de dose élevée (2 Gy environ) et de faible gradient mais aussi dans des zones de gradient de dose élevé. Une feuille de calcul contenant la position des points de mesures ainsi que les valeurs de référence est fourni par le constructeur.

<u>Remarque</u>: Lors de changement de pièces importants (linac//MLC) ces plans de références peuvent être recalculés afin de tenir compte des changements effectués. Une archive du dossier contenant les nouveaux plans de référence peut être envoyé à Accuray afin d'obtenir une nouvelle feuille de calcul tenant compte des changements.

La Figure 37 illustre la mesure effectuée pour une collimation de 5 cm, le profil représente la dose calculée, les points de mesures sont représentés par les carrés rouges.



Figure 37. Mesure de la dose délivrée sur fantôme pour un plan de référence en mode TomoEDGE en collimation de 5 cm.

**Tolérance :** L'écart en dose ne doit pas dépasser 3% dans les zones de de faible gradient de dose (plateau). L'écart ne doit pas dépasser 3 mm dans les zones de forts gradients.

**Fréquences recommandées:** Annuelle dans toutes les zones. Mensuel pour la zone de faible gradient (« plateau »).

#### V. <u>CONTRÔLE DU SYSTEME D'IMAGERIE</u>

#### V.1. Vérification de la dose délivrée en mode imagerie

Le but de ce test est de contrôler la dose délivrée par le faisceau d'imagerie au centre d'un fantôme cylindrique équivalent-eau (TomoPhant/Cheese phantom) pour les différentes épaisseurs de coupes (« résolution ») disponibles et pour une acquisition comprenant la totalité du fantôme (14 cm environ).

**Tolérance :** La dose au centre du fantôme ne doit pas dépasser 3 cGy [21] pour toutes les épaisseurs de coupes disponibles.

Fréquence recommandée : Trimestrielle.

#### V.2. Vérification de la qualité image

Le but de ce test est de contrôler de façon périodique la qualité de l'image haute énergie (MVCT) par le suivi du Bruit, de l'Uniformité, de la résolution spatiale et du contraste [22].

#### V.2.1. Bruit

Une acquisition du fantôme cylindrique équivalent-eau est réalisée en « résolution » normale. Une région d'intérêt est tracée sur une coupe centrale du fantôme. Le bruit est défini comme étant égal à l'écart-type du signal dans la région d'intérêt.

**Tolérance :** La valeur du bruit attendu dans l'image est de l'ordre de 35-40 UH. **Fréquence recommandée :** Trismestrielle. Mensuelle si l'imagerie MVCT est utilisée pour du calcul de dose.

#### V.2.2. Uniformité

Une acquisition du fantôme cylindrique équivalent-eau est réalisée en résolution normale. Des régions d'intérêts de petites dimensions sont tracées en périphérie et au centre du fantôme sur une coupe centrale du fantôme.

L'uniformité est définie comme l'écart maximal observé entre les régions d'intérêt centrales et régions d'intérêt périphériques.

**Tolérance :** L'uniformité doit être inférieure à 25 UH. **Fréquence recommandée :** Trismestrielle. Mensuelle si l'imagerie MVCT est utilisée pour du calcul de dose.

#### V.2.3. Résolution spatiale

Une acquisition du fantôme cylindrique équivalent-eau est réalisée en « résolution » normale avec un insert spécifique contenant des trous de petites dimensions allant de 2 à 0,8 mm par pas de 0,2 mm. La Figure 38 montre l'insert utilisé et l'image affichée après acquisition par l'imagerie MVCT.

La résolution à haut contraste du système est évaluée en déterminant visuellement sur l'image le diamètre de plus petite dimension pouvant être distingué sur l'image.



Figure 38. Insert utilisé pour le test de la résolution spatiale (droite) et l'image affichée suite à l'acquisition MVCT

(gauche).

**Tolérance :** La résolution à haut contraste doit être supérieure à 1,6 mm. **Fréquence recommandée:** Trimestrielle. Mensuelle si l'imagerie MVCT est utilisée pour du calcul de dose.

#### V.2.4. Contraste

Une acquisition du fantôme cylindrique équivalent-eau est réalisée en « résolution » normale avec des inserts de densités différentes. La

Figure 39 montre une acquisition MVCT avec différents inserts dans le TomoPhant/Cheese Phantom.

Tolérance : Les différents inserts doivent être visibles.

**Fréquence recommandée :** Trismestrielle. Mensuelle si l'imagerie MVCT est utilisée pour du calcul de dose.



Figure 39. Acquisition MVCT du TomoPhant/Cheese Phantom avec des inserts de différentes densités.

#### V.3. Reproductibilité des Nombres Hounsfield dans l'image

Il est possible d'utiliser une série d'images MVCT afin de planifier un traitement [23] notamment pour des patients ayant des matériaux de forte densité telle que des prothèses de hanche qui génèrent de nombreux artefacts dans les images tomodensitométriques classiques.

Dans le cas d'une utilisation de ces images à visée dosimétrique, il est conseillé de vérifier périodiquement la stabilité de la réponse de l'imagerie MVCT.

Le but est de placer dans un fantôme cylindrique des inserts de différentes densités (eau, poumons, et os) et d'en faire une acquisition afin de mesurer la valeur du Nombre Hounsfield correspondant à chaque densité.

Un outil de re-étalonnage des images MVCT est désormais disponible sur le système (« CT Calibration procédure ») ce qui permet de limiter les importantes variations « UH-densités » qui pouvaient être observées auparavant.

**Tolérance :** La variation tolérée pour l'insert équivalent-eau est de  $\pm 30$  UH et de  $\pm 50$  UH pour l'insert équivalent-poumons et os.

**Fréquence recommandée:** Mensuelle uniquement si l'imagerie MVCT est utilisée pour du calcul de dose.

#### V.4. Test global de « recalage/repositionnement »

Un test permettant de vérifier la procédure complète de « recalage/repositionnement » peut être réalisé en préparant un plan de traitement sur un objet test (fantôme cylindrique/TomoPhant/cheese phantom) munis de repères visibles sur les images MVCT. Lors de la préparation du plan, des décalages connus (dans les trois directions de l'espace) sont appliqués aux lasers rouges (lasers rouges décalés par rapport aux repères du fantôme).

Le test consiste à positionner le fantôme sur la table de traitement et à l'aligner à l'aide des lasers rouges et des repères. Une acquisition MVCT est programmée en mode « fine » (« résolution » minimale), puis l'étape de recalage est effectuée. A l'issue du recalage, les décalages obtenus afin de repositionner correctement l'objet test sont notés puis appliqués en salle.

Si l'étape de recalage et repositionnement est correcte :

- Les décalages obtenus après l'étape de recalage doivent être identiques à ceux programmés lors de la préparation du plan.
- Après application des décalages en salle (déplacement de la table de traitement et déplacement des lasers rouges) les lasers rouges doivent toujours coïncider avec les repères du fantôme.

<u>Tolérances</u>: Les décalages obtenus après l'étape de recalage au pupitre doivent être égaux à ceux programmés lors de la préparation du plan  $\pm 1$  mm. Les décalages des lasers rouges par rapport aux repères du fantôme doivent être inférieurs à 1 mm.

Fréquence recommandée : Quotidienne.

#### VI. <u>RECAPITULATIFS DES CONTRÔLES RECOMMANDÉS</u>

#### VI.1. Contrôles quotidiens

Tableau 3. Liste des contrôles quotidiens avec leurs références associées

	Paramètre contrôlé	Tolérances	Section
CONTRÔLES	Vérification de l'origine des lasers rouges	±1 mm @ iso	II.2.2.1
MÉCANIQUES	Précision du déplacement des lasers rouges	±1 mm @ iso	II.2.2.2
CONTRÔLES DOSIMÉTRIQUES	ONTRÔLES Vérification de la stabilité du débit de dose en mode rotationnel		III.2.2.1
CONTRÔLES DU SYSTÈME D'IMAGERIE	CONTRÔLES DU SYSTÈME D'IMAGERIE Test global de « recalage/repositionnement»		V.4

#### VI.2. Contrôles mensuels

	Paramètre contrôlé	Tolérances	Section
	Stabilité de la position des lasers verts	±1 mm @ iso	II.2.1.3
	Contrôle de l'affichage numérique du déplacement de la table de traitement	±1 mm	II.3.1
	Contrôle de l'horizontalité de la table de traitement	±0,5°	II.3.2
CONTRÔLES MÉCANIQUES	Contrôle du déplacement longitudinal et latéral de la table de traitement	±1 mm	II.3.3
	Contrôle du déplacement vertical de la table de traitement	± 2 mm	II.3.3
	Contrôle de la flèche de la table de traitement	±5 mm sans patient	II.3.5
	Contrôle de l'angle du bras	±1°	II.4.1
	Suivi de la qualité du faisceau	±1%	III.1.1.2
	Suivi des profils transverses	1% dans 80% de la taille de champ	0
CONTRÔLES DOSIMÉTRIQUES	Suivi des profils longitudinaux	Indice v (2%/1% LMH) <1 Taille du champ ±1%LMH Indice v (2%/0,5mm) <1 (profils TomoEDGE)	III.1.3.2
	Vérification de la stabilité du débit de dose en mode statique	± 3%	III.2.2.2
	Vérification des procédures de reprise de traitement	±3% et ±1 mm	III.4
CONTRÔLES DU	Bruit	35-40 UH	V.2.1
SYSTEME D'IMAGERIE (si imagerie MVCT utilisée	Uniformité	25 UH	V.2.2
pour le calcul de dose)	Résolution spatiale	>1,6 mm	V.2.3
	Contraste	Identique à la recette	V.2.4
	Reproductibilité des Nombres Hounsfield dans l'image	± 30 UH insert eau ± 50 UH insert poumon	V.3

Tableau 4. Listes des contrôles mensuels et leurs tolérances associées

#### VI.3. Contrôles trimestriels

	Paramètre contrôlé	Tolérances	Section
	Contrôle de la constance de la vitesse de la table	2%	III.3.4
CONTRÔLES MÉCANIQUES	Contrôle de la synchronisation entre la table de traitement, le bras et le MLC	± 1 mm	II.4.2
	Contrôle de la synchronisation entre la table et le MLC	$\pm 1 \text{ mm}$	0
CONTRÔLES DU SYSTÈME D'IMAGERIE	Vérification de la dose délivrée en mode imagerie	<3cGy	V.1
	Bruit	35-40 UH	V.2.1
	Uniformité	25 UH	V.2.2
	Résolution spatiale	>1,6 mm	V.2.3
	Contraste	Identique à la recette	V.2.4
	Reproductibilité des Nombres Hounsfield dans l'image	± 30 UH insert eau ± 50 UH insert poumon	V.3

Tableau 5. Liste des contrôles trimestriels et leurs tolérances associées

#### VI.4. Contrôles annuels

1 $u$	Tableau	6. Liste	des	contrôles	annuels	avec	leurs	tolérances	associées
---	---------	----------	-----	-----------	---------	------	-------	------------	-----------

	Paramètre contrôlé	Tolérances	Section
	Vérification de l'alignement de la source dans la direction IEC Y (« Y Jaw centering Test »)	±0,3 mm @ source ±0,2mm @ source (si TomoEDGE)	II.1.1
	Vérification de l'alignement de la source dans la direction IEC X	±0,34 mm @ source	II.1.2
CONTRÔLES MÉCANIQUES	Vérification de l'axe du faisceau par rapport au plan de rotation du statif	± 0,5 mm	0
	Vérification du parallélisme des mâchoires Y par rapport au plan de rotation de la source	±0,5°	0
	Centrage des différentes collimations utilisées	±0,5 mm @ iso	II.1.5
	Alignement et centrage du MLC	±1,5 mm @iso ±0,5°	II.1.6
	Contrôle de la position des lasers verts	±1 mm @ iso ±0,3°	II.2.1.3

	Vérification des rendements et de la qualité du faisceau dans l'eau 1%		III.1.1
CONTRÔLES DOSIMÉTRIQUES	Vérification des profils transverses dans l'eau	Indice x (2%/1mm) <1 Taille du champ ±1 mm	III.1.2.1
	Vérification des profils longitudinaux dans l'eau	Indice v (2%/1%LMH) <1 Taille du champ ±1%LMH	III.1.3.1
	Vérification de plans dosimétriques de référence (Zones de faible et fort gradient)	3%/3mm	III.3

#### VI.5. Contrôles après panne

Tableau 7. Liste des contrôles recommandés après une panne avec leurs tolérances associées

	Paramètre contrôlé	Tolérances	Section
	Vérification de la stabilité du débit de dose en mode rotationnel	± 3%	III.2.2.1
	Vérification de la stabilité du débit de dose en mode statique	± 3%	III.2.2.2
	Suivi de la qualité du faisceau	±1 %	III.1.1.2
	Suivi des profils transverses	1% dans 80% de la taille de champ	0
CHANGEMENT DE MAGNETRON	Suivi des profils longitudinaux	Indice v (2%/1% LMH) <1 Taille du champ ±1%LMH Indice v (2%/0,5mm) <1 (profils TomoEDGE)	0
	Vérification de plan dosimétriques de références (Zones de faible gradient : plateau)	3%/3mm	III.3
	Si utilisation de l'image MVCT pour le calcul de la dose : Reproductibilité des Nombres Hounsfield dans l'image	± 30 UH insert eau ± 50 UH insert poumon/os	V.3
CHANGEMENT DE LINAC /CIBLE	Vérification de l'alignement de la source dans la direction IEC Y	±0,3 mm @ source ±0,2mm @ source (si TomoEDGE)	II.1.1

	Vérification de l'alignement de la source dans la direction IEC X	±0,34 mm @ source	II.1.2
	Vérification de l'axe du faisceau par rapport au plan de rotation du statif	± 0,5 mm	0
	Vérification du parallélisme des mâchoires Y par rapport au plan de rotation de la source	±0,5°	0
	Centrage des différentes collimations utilisées	±0,5 mm @ iso	II.1.5
	Alignement et centrage du MLC	±1,5 mm @iso ±0,5°	II.1.6
	Contrôle de la position des lasers verts	±1 mm @ iso ±0,3°	II.2.1
	Vérification des rendements dans l'eau	1%	III.1.1.1
	Vérification des profils transverses dans l'eau	Indice x (2%/1mm) <1 Taille du champ ±1 mm	III.1.2.1
	Vérification des profils longitudinaux dans l'eau	Indice v (2%/1%LMH) <1 Taille du champ ±1%LMH	III.1.3.1
	Vérification du débit de dose en mode rotationnel	± 3%	III.2.2.1
	Contrôle de la qualité du faisceau	±1 %	III.1.1.2
	Vérification de plans dosimétriques de référence (Zones de faible et fort gradient)	3%/3mm	III.3
	Vérification de l'alignement de la source dans la direction IEC Y	±0,3 mm @ source ±0,2mm @ source (si TomoEDGE)	II.1.1
CHANGEMENT D'ENCODEUR DES MACHOIRES	Vérification du parallélisme des mâchoires Y par rapport au plan de rotation de la source	±0,5°	0
	Vérification de l'axe du faisceau par rapport au plan de rotation du statif	±0,5 mm @ iso	0
	Suivi des profils longitudinaux	Indice v (2%/1% LMH) <1 Taille du champ ±1%LMH Indice v (2%/0,5mm) <1 (profils TomoEDGE)	III.1.3.2

	Vérification du débit de dose en mode statique	± 3%	III.2.2.2
	Vérification du débit de dose en mode rotationnel	± 3%	III.2.2.1
	Contrôle de la qualité du faisceau	±1 %	III.1.1.2
	Vérification de plan dosimétriques de références (zones de faible et fort gradient)	3%/3mm	III.3
	Vérification de l'alignement de la source dans la direction IEC X	±0,34 mm @ source	II.1.2
CHANGEMENT DE	Alignement et centrage du MLC	±1,5 mm @iso ±0,5°	II.1.6
hille	Vérification de plans dosimétriques de référence (Zones de faible et fort gradient)	3%/3mm	III.3

#### VII. <u>BIBLIOGRAPHIE</u>

- [1] M. Tomsej, Le système de tomothérapie hélicoïdale pour la radiothérapie modulée en intensité et guidée par l'image : développements récents et applications cliniques, Cancer Radiother. 10(5), 288-95 (2006)
- [2] Langen et al, QA for helical tomotherapy: Report of the AAPM Task Group 148, Med Phys. 37(9), 4817-4853 (2010)
- [3] T. Reynders et al., Dosimetric assessment of static and helical TomoTherapy in the clinical implementation of breast cancer treatments, Radiotherapy and Oncology 93, 71–79 (2009)
- [4] Murai et al., Intensity-modulated radiation therapy using static ports of tomotherapy (TomoDirect): comparison with the TomoHelical mode, Radiation Oncology, 8-68 (2013)
- [5] Documents Accuray®, ETT.700456.A 1c Beamline Components
- [6] Documents Accuray®, ETT.700064.D TomoEDGE Dynamic Jaws
- [7] Documents Accuray®, ETT.700455.C 1b System Intro
- [8] Keller et al., Monte Carlo study of a highly efficient gas ionization detector for megavoltage imaging and image-guided radiotherapy, Med. Phys.29 (2), 165–175 (2002).

- [9] Ruchala et al., Megavoltage CT on a tomotherapy system, Phys. Med. Biol. 44(10), 2597–2621 (1999)
- [10] Balog et al., Benchmarking beam alignment for a clinical helical tomotherapy device Med. Phys. 30(6), 1118–1127 (2003)
- [11] Tomotherapy installation dosimetric verification guide, Appendix A: Beam alignement test concept Document N° T-PSC-HB0002
- [12] Fenwick et al., Quality assurance of a helical tomotherapy machine, Phys.Med. Biol 49(13), 2933–2953 (2004)
- [13] Langen et al., Evaluation of a diode array for QA measurements on a helical tomotherapy unit, Med. Phys. 32(11), 3424–3430 (2005)
- [14] Andreo et al., IAEA Technical Report Series No. 398 Vienna, 2000
- [15] Almond et al., AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams, Med. Phys. 26(9),1847–1870 (1999)
- [16] Alfonso et al., A new formalism for reference dosimetry of small and nonstandard fields," Med. Phys. 35(11), 5179–5186 (2008)
- [17] Thomas et al., A Monte Carlo derived TG-51 equivalent calibration for helical tomotherapy, Med. Phys. 32(5), 1346–1353 (2005)
- [18] Staton et al., Dosimetric effects of rotational output variations and x-ray target degradation on helical tomotherapy plans, Med. Phys. 36(7), 2881–2888 (2009)
- [19] Flynn et al., The impact of linac output variations on dose distributions in helical tomotherapy, Phys. Med. Biol. 53(2), 417–430 (2008).
- [20] P. François et al., Static and rotational output variation of a tomotherapy unit, Med. Phys. 36 (3), 816–820 (2009)
- [21] Shah et al, Patient dose from megavoltage computed tomography imaging, Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys. 70(5), 1579–1587 (2008)
- [22] Meeks et al., Performance characterization of megavoltage computed tomography imaging on a helical tomotherapy unit, Med.Phys. 32(8), 2673–2681 (2005)
- [23] Langen et al., The use of megavoltage CT \_MVCT\_ images for dose recomputations, Phys. Med.Biol. 50(18), 4259–4276 (2005)

# PARTIE II

## L'arcthérapie modulée (Elekta, Varian Medical Systems)

I.	DESCRIPTION DEL'ARCTHERAPIE MODULÉE	52
I.1.	Elekta	52
I.2.	Varian	54
I.2.1.	Le Clinac	54
I.2.2.	Le Truebeam	55
II.	CONTRÔLES RECOMMANDÉS	57
II.1.	Contrôles mécaniques	57
II.1.1.	Contrôle du Bras	57
II.1.1.1.	Exactitude de positionnement du bras	57
II.1.1.2.	Vitesse du bras en rotation1.2.1	57
II.1.2.	Contrôle du collimateur	58
II.1.3	Contrôles du collimateur multimâle	58
II.1.3.1	Exactitude de positionnement en mode statique	58
II.1.3.2	Exactitude de positionnement en mode dynamique	58
II. 1.3.2.1	Exactitude de positionnement des lames à vitesse de translation constante (bras fixe)	58
II. 1.3.2.2	Exactitude de positionnement des lames à vitesse de translation constante (bras en	
	rotation)	61
II. 1.3.2.3	Exactitude de positionnement des lames à vitesse de translation constante (bras en	
	rotation et 2 paires de lames avec erreurs systématiques)	61
II. 1.3.2.4	Exemple de contrôles complémentaires de la vitesse des lames	62
II.2.	Contrôles dosimétriques	64
II.2.1.	Homogénéité et symétrie du faisceau (statique, en arc, en fonction du débit de dose)	64
II.2.2.	Reproductibilité de la dose délivrée en fonction de la position angulaire du bras	65
II.2.3.	Impact dosimétrique des interruptions de faisceau en cours de traitement	66
II.2.4.	Exactitude dosimétrique en rotation	66
II.3.	Contrôles de synchronisation des paramètres variables	67
II.3.1.	Synchronisation du débit de dose et de la vitesse de rotation du bras	67
II.3.2.	Synchronisation du déplacement des lames et du débit de dose	69
II.3.3.	Exemples de tests de synchronisation complémentaires	71
II.3.3.1.	Synchronisation du débit de dose, de la vitesses du bras et des lames	71
II.3.3.2.	Test du « Snooker Cue »	72
II.4.	Contrôles quotidiens de constance	73
II.4.1.	Exemple de test n°1 : Fantôme «TomoPhant» (société Med-Cal Inc, USA)	74

Exemple de test n°2 : Fantôme en plexiglas quasi-rectangulaire (boîte à « TOP »)	. 74
Transmission du bout des lames du MLC	.76
Généralités	.76
Exemples de contrôles du DLG	.77
Test des fentes glissantes	.77
Test de la « chaise »	.78
Champs carrés	. 79
Exemple de validation d'un TPS et tests de recette et de constance	. 80
PROPOSITION DE PROGRAMME MINIMAL DE CONTROLE QUALITÉ	
PÉRIODIQUE ET TOLERANCES ASSOCIEÉS	. 81
BIBLIOGRAPHIE	. 83
	Exemple de test n°2 : Fantôme en plexiglas quasi-rectangulaire (boîte à « TOP ») <i>Transmission du bout des lames du MLC</i> Généralités Exemples de contrôles du DLG Test des fentes glissantes Test de la « chaise » Champs carrés Exemple de validation d'un TPS et tests de recette et de constance <b>PROPOSITION DE PROGRAMME MINIMAL DE CONTROLE QUALITÉ</b> <b>PÉRIODIQUE ET TOLERANCES ASSOCIEÉS</b> <b>BIBLIOGRAPHIE</b> .

<u>Note:</u> Les tolérances des points de contrôle mentionnées dans cette partie sont celles d'une utilisation de l'arcthérapie volumique avec modulation d'intensité en dehors du champ de la stéréotaxie.

#### I. <u>DESCRIPTION DEL'ARCTHERAPIE MODULÉE</u>

#### I.1. Elekta

Les accélérateurs linéaires Elekta permettant de faire de l'Arcthérapie Volumétrique avec Modulation d'Intensité (AVMI ou VMAT en anglais pour VolumetricModulatedArcTherapy) sont aujourd'hui équipés d'un collimateur multilames MLCi2ou Agility (

Figure 1 et

Figure 2).

La délivrance des traitements par un accélérateur Elekta est pilotée par un système de contrôle de la délivrance nommé « Treatment Control System » (TCS). Le plan de traitement est ensuite transmis par le R&V au TCS de l'accélérateur pour sa réalisation. Le TCS optimise alors les points de contrôle prescrits en CP (« Control Points ») de délivrance par l'accélérateur. Le but de cette optimisation est une délivrance du traitement de façon homogène et le plus rapidement possible. L'accélérateur réalise cela en associant le cas échéant certains CP ou en supprimant des pauses inutiles dans la délivrance. Le TCS détermine la meilleure combinaison de débit de dose et de vitesse de rotation du bras en fonction du nombre d'UM à délivrer et de l'amplitude de déplacement des lames afin de minimiser le temps de délivrance. Cela est réalisé en respectant les contraintes minimales suivantes : tout déplacement linéaire (lames ou mâchoire) doit obéir à un minimum de 0,3 UM/cm et tout déplacement angulaire (bras ou collimateur) doit obéir à un minimum de 0,1 UM/degré. La vitesse maximale de rotation du bras est de 360°/min selon le standard 60601 de l'IEC (International Electrotechnical Commission). Entre deux CP, tous les mouvements varient de façon linéaire c'est-à-dire qu'un même paramètre varie à vitesse constante entre deux CP. Entre différentes paires de CP, les vitesses peuvent changer.

Trois niveaux de contrôle existent pour assurer la qualité de la délivrance par l'accélérateur. Le premier niveau enregistre et vérifie les prescriptions reçues depuis le R&V; il contrôle que les paramètres de l'accélérateur sont en accord avec ceux prescrits. Le deuxième niveau de contrôle vérifie l'accord entre la position des lames, des mâchoires et du bras par rapport à la dose délivrée toutes les 40 ms. Le troisième niveau contrôle le bon fonctionnement des deux premiers. Si des écarts sont constatés, ce troisième niveau de contrôle stoppe la délivrance [1, 2, 3].



Figure 1: Schéma de coupe de la tête d'un accélérateur équipé d'un MLC type MLCi2.



Figure 2: Schéma de coupe de la tête d'un accélérateur équipé d'un MLC type Agility.

La collimation du faisceau est réalisée par un système standard de collimation primaire puis par un système de collimation mobile spécifique au plan de traitement d'un patient qui est constitué d'un collimateur multi-lames (MLC) et de diaphragmes. Les caractéristiques principales morphologiques et de déplacement des lames des MLC Elekta sont présentées Tableau 1.

	MLCi2	Agility
Nombre de lames	40 paires de lames	80 paires de lames
Largeur à l'isocentre	10 mm	5 mm
Forme des côtés des lames	Plate	Avec « Tongue and Groove »
Forme des extrémités des lames	Arrondi, rayon = 150 mm	Arrondi, rayon = 170 mm
Caractéristique des mâchoires/diaphragmes	2 paires axe Y et axe X	1 paire ⊥ au sens de déplacement des lames
	Vitesse maximale : 15 mm/s	Vitesse : 90 mm/s
Position de rétractation extrême à partir de l'isocentre	200 mm	200 mm
Position d'extension extrême au-delà de l'isocentre	125 mm	120 mm
Distance minimale entre lames opposées	0,5 mm	1 mm
Distance maximale entre lames adjacentes du même banc	325 mm	320 mm
Inter-digitation	Oui *	Oui
Indépendance lames et mâchoires	Axe Y : Oui Axe X : asservissement	Axe Y : Oui Axe X : pas de mâchoires
Taille maximale du champ VMAT	Axe X : 400 mm Axe Y : 400 mm	Axe X : 400 mm Axe Y : 400 mm
	Déplacement autonome	Déplacement combiné avec un guide de lame dynamique
Mode de déplacement des lames	Vitesse maximale : lames seules: 20 mm/s	Vitesse maximale: lames seules: 35 mm/s lames + guide : 65 mm/s

Distances données à l'isocentre, \* Avec le système informatique de contrôle Integrity

#### Tableau 1: Caractéristiques principales morphologiques et de déplacement des lames des MLC Elekta: MLCi2 et Agility.

Le positionnement des lames est géré par un système optique. Sur chacune des lames, un réflecteur est positionné pour indiquer sa position au système optique. La fréquence de contrôle du positionnement des lames est de 25 Hz. Pour le MLCi2, la lumière (gamme lumière visible) est réfléchie par des réflecteurs positionnés à l'extrémité des lames. Pour l'Agility, la lumière est émise dans la gamme de l'infrarouge et les réflecteurs sont des rubis synthétiques.

Pour le MLCi2, les mâchoires suivant la direction X se placent à la position de la lame la plus extérieure définissant le bord du champ d'irradiation afin de diminuer la transmission inter-lames et donc la dose intégrale reçue par le patient. La position des mâchoires est ajustée de façon dynamique à chaque point de contrôle en VMAT.

Le Tableau 2 reporte les principales données dosimétriques selon les informations techniques fournies par Elekta. Il faut noter que ces valeurs sont soumises à variation en fonction de nombreux paramètres : énergie, taille du champ, profondeur, distance à la source et des conditions de mesures. La transmission globale d'un système de collimation se décompose en transmission inter-lame, transmission intra-lames et transmission des mâchoires additionnelles.

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

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

Tableau 2: Caractéristiques dosimétriques principales des lames des MLC Elekta: MLCi2 et Agility.

#### I.2. Varian

#### I.2.1. Le Clinac

Les accélérateurs de la gamme Clinac sont équipés de MLC de 80 ou de 120 lames. Les données dimensionnelles et dosimétriques des MLC Millenium 120 et 120HD sont fournies Tableau 3. Chaque ensemble de lames est monté sur un chariot permettant de définir par son déplacement un champ de largeur 40 cm. En raison de ce chariot, la distance maximale entre lames adjacentes du même chariot est de 15 cm. La position exacte de chaque lame est définie par un encodeur situé dans le moteur (lecture primaire) du moteur ainsi que par un potentiomètre encodeur (recopie secondaire). A titre d'exemple, l'étalonnage de chaque lame du MLC est réalisé à l'aide d'un laser optique permettant de corriger l'alignement des lames et leur position. Le réglage mécanique

permet de corriger la position de chaque chariot de lames avec trois paramètres (Figure 3 et Figure 4) : la symétrie via le paramètre CntrLnOfs, l'écartement entre les deux fronts de lames des deux chariots (« Leaf Gap Error ») et le parallélisme des deux bancs de lames (« Skew »).



Figure 3. Calibration du MLC : A) correction du parallélisme, B) ajustement de l'espace interlames, C) contrôle de la symétrie des chariots [4].

La vitesse maximale des lames est de 2,5 cm/s. La distance maximale de dépassement de l'axe est de 20 cm et la distance maximale entre deux lames adjacentes est de 14,85 cm. La distance minimale entre deux lames en mouvement doit être de 0,5 mm afin d'éviter une fatigue prématurée des moteurs par collision. La vitesse de rotation maximale du bras est de 4,8°/ s.

D'autres types de MLC sont commercialisés tel que le MLC 120 HD de Varian.

#### I.2.2. Le Truebeam

Le fonctionnement du Truebeam est régulé par un système de commande intégré qui commande numériquement toutes les fonctions de traitement et tous les organes de la machine. Le système fournit les données relatives au fonctionnement et à l'état de la machine, des rapports détaillés sur les verrouillages et les erreurs et la vérification automatisée du système au démarrage et en fin de journée. Le système de commande est divisé en nœuds, dont chacun est chargé de contrôler une partie de la machine. Le nœud superviseur envoie des signaux aux autres nœuds toutes les 10 ms et reçoit en retour des informations sur leur état. La rotation du bras est assurée par le nœud « déplacement », gérant les mouvements de la machine.

Le contrôleur étalonne et initialise tous les déplacements du MLC. Le sous-système de collimation gère les mouvements du MLC. Celui-ci est composé de deux bancs de lames mobiles en tungstène. Chaque banc est composé de 60 lames pour un champ de 40 cm x40 cm pour le MLC120 et de 22 cm x40 cm pour le MLC HD120. Chaque moteur de lame reçoit des commandes de déplacement toutes les 2,875 ms. La version MLC 120 a des lames de 5 mm sur 20 cm au centre du champ et des lames de 10 mm sur 10 cm à la périphérie du champ. La version HD 120 double la résolution avec des lames de 2,5 mm et 5 mm.



Figure 4: Schéma de la tête d'un accélérateur équipé d'un MLC type M120.

Paramètres technologiques		MLC 120, Millenium	MLC HD120, Millenium		
Nombre de lames		60 paires de lames			
Morphologie	Largeur	40 paires centrale (centre : 20 cm) de 5 mm 10+10 paires externes (extérieurs : 10+10 cm) de 10 mm	Paires 1 et 60 : 7,8 mm Paires 2 à 14 et 47 à 59 : 5,0 mm Toutes les autres : 2,5		
ues fames	Forme des côtés des lames	Avec « Tongue	and Groove »		
	Forme des extrémités des lames	Arrondie, rayon = 80 mm			
Présence de mâchoires		2 paires de mâchoires : ⊥ sens de déplacement des lames et // sens de déplacement des lames			
	Positions extrêmes / limites de déplacement	Position de rétractation extrême (à partir de l'isocentre) : 201 mm Position d'extension extrême (au-delà de l'isocentre) : -200 mm Distance minimale entre lames opposées : 0 mm Distance maximale entre lames adjacentes du même chariot : 150 mm			
	Inter-digitation	Oui			
Capacité de déplacement des lames	Indépendance lames et mâchoires	Oui + dépendance positionnement du chariot des lames et mâchoires // sens de déplacement des lames			
	Taille maximale du champ en VMAT	⊥ sens de déplacement des lames : 400 mm // sens de déplacement des lames : 150 mm			
	Vitesse de déplacement	Vitesse maximale de déplacement = 25 mm/s Chariot = 12 mm/s			
	Transmission moyenne lames	< 2,5%	< 2,0%		
Paramètres physiques*	Transmission interlames	< 4%	< 3,0%		
	Transmission collimateur	Lames + Mâchoires $\leq 0.5\%$			
	Pénombre	pour RX <10 MV: $\leq$ 7 mm			

\* données constructeur

Tableau 3 : Données dimensionnelles et dosimétriques des deux principaux MLC Varian Medical Systems [5].

#### II. CONTRÔLES RECOMMANDÉS

Les contrôles recommandés sont issus du retour d'expérience de certains services de physique médicale ainsi que de communications, publications et enseignements post-universitaires.

Dans un premier temps, les contrôles relatifs à chaque paramètre individuel sont présentés. Ensuite, des contrôles de synchronisation sont proposés. Enfin, certains aspects particuliers relatifs à la modélisation de la machine dans le TPS pour l'arcthérapie modulée sont abordés. Un tableau récapitulatif fixe le programme minimal des contrôles reprenant les tolérances et indiquant les fréquences.

#### Remarques :

- au préalable, il est nécessaire de connaître et de savoir réaliser l'ensemble des points de contrôle demandés dans les rapports n°20 et 26 de la SFPM, ainsi que le booklet ESTRO n°9 et le guide des bonnes pratiques n°24 de la commission hollandaise de dosimétrie [6, 7, 8, 9],
- ii) le choix des contrôles, leur mise en place ainsi que le choix des moyens de mesure (matériel et logiciels) restent sous la responsabilité de l'équipe de physique médicale de chaque établissement,
- Les noms des sociétés mentionnées dans ce rapport sont simplement donnés à titre d'exemple. Il en existe de nombreux autres dont Radiological Imaging Technology, Ashland, ...

#### II.1.Contrôles mécaniques

#### II.1.1. Contrôle du Bras

#### II.1.1.1. Exactitude de positionnement du bras

Le point 5.2.8 relatif aux échelles angulaires du collimateur et du bras de la décision ANSM du 27 juillet 2007 fixant les modalités du contrôle de qualité interne des installations de radiothérapie externe doit être conforme [10].

#### II.1.1.2. Vitesse du bras en rotation

<u>**Objectif :**</u> Pour une vitesse de consigne constante, ce contrôle a pour objectif de s'assurer que la vitesse de rotation du bras ne varie pas au cours de la rotation aussi bien dans les sens horaire et antihoraire [11]. Plusieurs vitesses jusqu'à  $V_{max}$  peuvent être choisies. Par exemple 1, 1.5, 2, 3 et 4.8°/s pour un accélérateur Trilogy.

Méthode : Ce contrôle peut être réalisé de plusieurs façons :

- Chronomètre,
- Matrice 3D positionnée sur la table de traitement ayant l'avantage d'une mesure directe à fréquence élevée permettant de disposer de la V<sub>instantanée</sub> en fonction de l'angle du bras (Figure 5).

Tolérance : $\pm 0,1^{\circ}/s$ Fréquence :Réception et annuelle



Figure 5. Mesures instantanées avec l'ArcCheck (société Sun Nuclear Corporation) pour différentes vitesses de consigne (en rouge) en fonction de l'angle de rotation du bras (sens antihoraire) sur un accélérateur de type Trilogy. Dans cet exemple, la vitesse de 1,5°/s a révélé après diagnostique un nécessaire réglage de la chaîne du bras.

#### II.1.2. Contrôle du collimateur

Les machines Elekta et Varian ont la capacité de rotation du collimateur pendant la délivrance VMAT mais pour l'instant les TPS n'ont pas implémenté ce degré de modulation. Lorsque cette option sera disponible, il est recommandé de contrôler l'exactitude de positionnement et la vitesse de rotation du collimateur.

#### II.1.3. Contrôles du collimateur multimâle

#### II.1.3.1. Exactitude de positionnement en mode statique

Le point 5.2.7 relatif à l'exactitude et répétabilité du positionnement des lames de la décision ANSM du 27 juillet 2007 fixant les modalités du contrôle de qualité interne des installations de radiothérapie externe doit être conforme [10].

#### II.1.3.2. Exactitude de positionnement en mode dynamique

L'exactitude de positionnement des lames dans tous les modes dynamiques utilisés doivent être contrôlés en fonction de la vitesse des lames pour la gamme de vitesses utilisées, des accélérations/décélérations et de la gravité.

## II.1.3.2.1. Exactitude de positionnement des lames à vitesse de translation constante (bras fixe)

**Objectif :** Contrôler la position et la largeur de fentes verticales créées par le déplacement dynamique du MLC dans un sens pour différents angles fixes du bras (fentes piquées ou « picket fence ») [12, 22].

<u>Méthode</u>: Ce contrôle consiste à réaliser 10 fentes espacées d'une distance connue (« picket fence »). Chacune des fentes a une largeur de 1 mm à l'isocentre (Figure 6). Le Tableau 4 indique les paramètres d'irradiation.





Figure 6. (a) « BeamEyeView » du champ d'irradiation avec imageur portal ; (b) analyse avec le logiciel Artiscan (Société Aquilab) et identification des lames critiques.

Angles de bras	Fixes : 0°, 90°, 180° et 270°				
Débit de dose	Variable : débit plus élevé quand lames immobiles et moins élevé quand lames mobiles (facteur 3 environ)				
Vitesse de déplacement des lames	Variable (fentes piquées) : $V_{max}$ ou 0 cm/s				
Espacement entre lames opposées	1 mm				
Distance inter-fentes	15 mm				
Nombre de fentes	10				

Tableau 4. Paramètres d'irradiation

L'analyse des acquisitions consiste pour chaque paire de lames à quantifier les écarts absolus des positions et largeurs théoriques à celles mesurées.

Le groupe de travail souligne que les résultats sont dépendants des conditions d'acquisitions :

- prise en compte (ou pas) du jeu mécanique de l'imageur portal (Figure 7) ou film embarqué sur la tête de l'accélérateur,
- o influence (ou pas) de l'affaissement des bancs de lames avec la gravité (Figure 8) [13,14]



Figure 7. Exemple de jeu mécanique mesuré en mode « ciné » d'un imageur portal VMS de type IAS3/aSi 1000 avec le système « Exact Arm » (logiciel Qualimagiq, société Qualiformed).



Figure 8. Exemple de mesure de l'affaissement d'un banc de lames du MLC [13,14].

#### **Tolérances :**

- Si prise en compte du jeu mécanique de l'imageur\* :
  - Largeur :  $\pm 0,2$  mm,
  - Position :  $\pm 0,2$  mm,
- Si pas de correction du jeu mécanique de l'imageur :
  - Largeur :  $\pm 0.5$  mm,
  - Position :  $\pm 0.5$  mm.

Fréquence : Réception et mensuelle

\*<u>Remarque importante :</u> l'affaissement des bancs de lames est à évaluer par l'utilisateur. Il n'est pas pris en compte dans la définition de ces tolérances.

Paramètres					
Largeur	Tolérances (mm)	Position	Tolérances (mm)		
Varian	Aucune	Varian	± 0,20		
LoSasso et al. [15,16]	± 0,5	Van Esch et al. [18]	± 0,20		
		Agnew et al. [19]	± 0,25		
	± 1,0	Jorgensen et al. [20]	± 0,30		
Oliver et al. [17]		SFPM/SBPH [6]	± 0,50		
		ESTRO booklet n°9 [8]	± 0,50		
		AAPM TG142 [21]	± 1,00		

En complément, le Tableau 5 liste quelques tolérances indiquées par certains auteurs.

Tableau 5: Tolérances pour les contrôles d'exactitude de positionnement des lames.

## II.1.3.2.2. Exactitude de positionnement des lames à vitesse de translation constante (bras en rotation)

**Objectif :** Contrôler la position et la largeur de fentes verticales créées par le déplacement dynamique du MLC pour une rotation complète ou partielle du bras (Fentes piquées rotationnelles) [12, 31].

<u>Méthode</u>: Ce contrôle est identique au paragraphe II.1.3.2.1, à la différence près que le bras est en rotation à vitesse constante.

<u>Tolérances</u>: l'analyse des acquisitions ainsi que les tolérances sont identiques au contrôle II.2.2.1 <u>Fréquence</u>: Réception et mensuelle

# II.1.3.2.3. Exactitude de positionnement des lames à vitesse de translation constante (bras en rotation et 2 paires de lames avec erreurs systématiques)

**Objectif :** Contrôler la position et la largeur de fentes verticales créées par le déplacement dynamique du MLC avec introduction d'erreurs volontaires pour une rotation partielle du bras. [12,31]

<u>Méthode</u>: Ce contrôle est identique au paragraphe II.1.3.2.1, à la différence près que 2 erreurs volontaires sont introduites sur les paires de lames 30 et 35 :

- n°30 : position : décalage de 0,5 mm, largeur : aucune modification

- n°35 : position : aucune modification, largeur : élargissement de 0,5 mm

**Tolérances :** l'analyse des acquisitions ainsi que les tolérances sont identiques au contrôle II.2.2.1. Les erreurs sur les paires de lames 30 et 35 doivent être détectées. **Fréquence :** Réception et mensuelle

<u>Remarque :</u> Concernant les contrôles des paragraphes II.1.3.2.2 et 0, il est possible de superposer une acquisition à bras fixe à celle en rotation en élargissant une des deux acquisitions en Y.

Un décalage éventuel des fentes piquées serait lié à un affaissement des bancs de lames ou erreur de positionnement des lames en rotation).

#### II.1.3.2.4. Exemple de contrôles complémentaires de la vitesse des lames

Il s'agit de vérifier la stabilité de la vitesse des lames pour la gamme de vitesse utilisée, l'effet d'accélération et de décélération des lames ; tout cela en intégrant ou non l'effet de la gravité. Les tests sont inspirés de ceux établis par Chui *et al.* [22]. Un plan possédant un déplacement continu des lames dans un sens et avec une irradiation en continu a été généré. Les lames se déplacent par groupe et avec différentes vitesses, les vitesses sont choisies pour couvrir la gamme de vitesses utilisées en pratique. Pour tester l'effet de la décélération et de l'accélération des lames, un arrêt volontaire du faisceau est provoqué. L'analyse est effectuée en étudiant le profil dosimétrique du faisceau mesuré par un détecteur à forte résolution spatiale, ici un film placé à l'isocentre entre des plaques équivalentes eau. Le rapport entre dose mesurée sur l'axe et celle mesurée sur une zone d'analyse correspondant à 80 % de la demi-longueur est calculé. La tolérance que nous avons définie est fixée à 3 %. La fréquence établie pour ce contrôle est mensuelle pour la position du bras 0° et bimestrielle pour les positions à 90° et 270°.

Les écarts obtenus pour ce test étaient en moyenne de 1,56 % pour une vitesse de 0,06 cm/UM et de 1,36 % pour une vitesse de 0,18 cm/UM ( Figure 9).

> 0.18 cm/UM 0.05 cm/UM Dose (cGy 009 cm/UM 0.06 cm/UM -80,00 -60,00 -40,00 -20,00 20,00 40,00 60,00 80,00 0,00 Position (mm) Analyse des écarts de dose par rapport à la dose sur l'axe 0,36 cm/UM Zone d'analyse: 80% de la demi-longueur du champ Vitesse (cm/UM) 0,06 0,09 0,18 Moyenne des écarts -1,56% -2,07% -1,36% Ecart type 1,71 1,96 2,31 Sens de déplacement des lame

Figure 9: Profils et écarts de dose par rapport à la dose sur l'axe.

Plusieurs modèles de déplacement des lames ont été définis. Il s'agit de réaliser une fente glissante :

- avec un déplacement des lames en continu pour différents sens de déplacement et en réalisant des changements de sens et avec une irradiation en continu. Ces modèles miment un SW uniforme (
- Figure 10),
- avec un déplacement discontinu des lames et une irradiation en continu. Ce mode de déplacement est appelé « slide and shoot » (Figure 11),
- avec un déplacement des bancs de lames alternatif et une irradiation en continu. Ces modèles miment un SW asynchrone (Figure 12).



Figure 10: Contrôle du MLC en mode SW uniforme. A gauche : Déplacement des lames et délivrance des UM en fonction du temps. A droite : Image du film obtenu.



Figure 11: Contrôle du MLC en mode « slide and shoot ». A gauche : Déplacement des lames et délivrance des UM en fonction du temps. A droite : Image du film obtenu.



Figure 12: Contrôle du MLC en mode SW asynchrone. A gauche : Déplacement des lames et délivrance des UM en fonction du temps. A droite : Image du film obtenu.

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

Un exemple de résultat est détaillé Tableau 6 pour le mode « slide and shoot ».

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

Tableau 6: Résultat du contrôle du MLC en mode « slide and shoot ».

#### II.2.Contrôles dosimétriques

### II.2.1. Homogénéité et symétrie du faisceau (statique, en arc, en fonction du débit de dose)

**<u>Objectif</u>**: Contrôler que l'homogénéité et la symétrie restent bien dans la tolérance fixée aussi bien à bras fixe qu'en rotation.

<u>Méthode</u>: Les contrôles à bras fixe sont définis dans le point 5.3.2 de la décision ANSM du 27/07/2007 relative aux modalités de contrôle de qualité interne des installations de radiothérapie externe. [10]

Pour le contrôle en rotation, il est nécessaire de le faire dans les sens horaire et anti-horaire sur la plage des débits de dose utilisés (exemples : 200, 400 et 600 UM/min).

Ce contrôle en rotation peut être réalisé de plusieurs façons :

- Film embarqué sur la tête de l'accélérateur avec analyse différée,
- Matrice 2D embarquée ou matrice 3D positionnée sur la table de traitement. Elles présentent l'avantage d'une mesure directe à fréquence élevée permettant de connaître l'homogénéité et la symétrie en fonction de l'angle du bras ou du temps d'irradiation.

<u>Tolérance :</u> ± 3 %, <u>Fréquence :</u> Réception et annuelle.

#### II.2.2. Reproductibilité de la dose délivrée en fonction de la position angulaire du bras

**Objectif :** Contrôler la précision du déplacement dynamique du MLC pour différents angles fixes du bras (test de la fente glissante). [12,31]

<u>Méthode</u>: Ce contrôle consiste à réaliser un champ rectangulaire homogène via une fente glissante de 5 mm de large se déplaçant à vitesse constante (Figure 13).



Figure 13. « Beam-Eye-View » (a) du champ d'irradiation avec imageur portal (bras à 0°) (b) avec ROI associée (en vert).

L'analyse des acquisitions consiste pour chaque angle de bras, à :

- définir la même région d'intérêt (ROI),
- calculer l'intégrale du signal mesuré pour chaque angle de bras,
- calculer pour chaque angle de bras : l'écart relatif du signal par rapport au signal moyen tous bras confondus.

Le Tableau 7 indique les paramètres d'irradiation.

Angles de bras	Fixes : 0°, 90°, 180° et 270°
Débit de dose	Constant
Vitesse de déplacement des lames	Constante
Espacement entre lames opposées	5 mm

Tableau 7: Paramètres d'irradiation pour le test II.3.5.

<u>Tolérance :</u> ± 2%	
<u>Fréquence :</u> Réception et mensuelle	

#### II.2.3. Impact dosimétrique des interruptions de faisceau en cours de traitement

**Objectif :** Contrôler que l'accélérateur est capable de délivrer l'arc souhaité malgré une interruption au cours de celui-ci. [23]

<u>Méthode</u>: L'interruption étant déclenchée au milieu de l'arc, deux mesures complémentaires sont à réaliser :

- Un contrôle dosimétrique avec mesure de charges,
- Un contrôle de la distribution de la dose.

Ces deux mesures sont comparées à l'arc sans interruption.

**Tolérances :** Par analyse par point de dose:  $\pm 0,5\%$ . Par analyse de l'indice gamma: taux d'indicegamma < 1 supérieur à 98% en global absolu 2%/2mm (région d'analyse : seuil de 5%),</td>**Fréquence :** Réception et annuelle.

#### II.2.4. Exactitude dosimétrique en rotation

**<u>Objectif</u>**: Contrôler que, quel que soit l'angle du bras, la délivrance du faisceau est stable autour de l'isocentre de rotation.

#### Méthode :

<u>Exemple de test</u>: Les mesures sont réalisées avec un film positionné transversalement et parallèlement (Figure 14 a) à l'axe du faisceau dans un fantôme sphérique ou cylindrique dont le centre est placé à l'isocentre (figure ci-dessous a). Le film est irradié à l'aide d'un arc complet présentant une fente statique de 2 cm de largeur à débit de dose fixe et pour chaque énergie à étudier. La symétrie de révolution en dose autour de l'isocentre est vérifiée en traçant une série de profils équidistribués passant par l'isocentre (Figure 14 b et c). L'analyse consiste à vérifier la symétrie de l'isodose 50 % autour de l'isocentre. Dans l'exemple présenté Figure 14 c, l'écart maximal mesuré est de 0,8 mm. *Figure 14* 



Figure 14: Contrôle de la précision dosimétrique en rotation mesurée dans un fantôme sphérique (a) à l'aide d'un film (b) sur lequel des séries de profils sont tracés (c).

#### **Tolérances :**

- Ecart maximal entre les valeurs maximales en amplitude : ± 3% (d=(max-min)/min) \* 100)

- Ecarts entre les largeurs à mi-hauteur du maximum : ± 1 mm

Fréquence : Réception et annuelle

#### II.3.Contrôles de synchronisation des paramètres variables

En VMAT, il est indispensable de vérifier la bonne synchronisation du déplacement des lames avec la délivrance de la dose et la rotation du bras car tout défaut de synchronisation peut générer une dose incorrecte. Il s'agit tout d'abord de vérifier la précision de positionnement des lames en rotation. Puis la constance du faisceau doit être vérifiée pour différentes combinaisons du débit de dose - vitesses du bras et pour différentes combinaisons vitesse de déplacement des lames - rotation du bras.

#### II.3.1. Synchronisation du débit de dose et de la vitesse de rotation du bras

**Objectif :** Contrôler l'asservissement du débit de dose et de la vitesse de rotation du bras pendant une rotation complète ou partielle du bras [12, 31].

<u>Méthode</u>: Ce test consiste à délivrer 7 fois un nombre d'UM identique en augmentant à chaque fois le secteur angulaire sur lequel celui-ci doit être délivré. Cela impose des variations de débit de dose et de vitesse de rotation du bras entre chaque irradiation.

A titre d'exemple, le

Tableau 8: Paramètres d'irradiation pour le test « Dose Rate Gantry Speed ».

indique les paramètres d'irradiation. La Figure 15 illustre la variation de certains paramètres à partir de l'étude des « log files ».

	Secteur 1	Secteur 2	Secteur 3	Secteur 4	Secteur 5	Secteur 6	Secteur 7
UM à délivrer	30.0	30.0	30.0	30.0	30.0	30.0	30.0
Débit (UM/min)	600	600	600	523.763	392.727	261.818	130.909
Segment d'arc (°)	13.2	14.7	16.5	20.6	27.5	41.2	82.4
UM/deg	2.273	2.045	1.818	1.455	1.091	0.727	0.364
Vitesse de bras °/s)	4.400	4.980	5.500	6.0	6.0	6.0	6.0

Tableau 8: Paramètres d'irradiation pour le test « Dose Rate Gantry Speed ».





Figure 15. Variations de certains paramètres en fonction du temps d'irradiation (ms) à partir (a) de l'étude des « log files » (LinacWatch, société Qualiformed) (b) de l'image portale (Artiscan, société Aquilab).

(a)
L'analyse des acquisitions consiste à :

- définir une région d'intérêt pour chaque secteur d'angle (Figure 16)
- calculer l'intégrale du signal mesuré dans chacune des régions,
- soustraire les signaux à un champ ouvert de la dimension du champ d'irradiation
- calculer pour chaque secteur d'angle : l'écart relatif de signal par rapport au signal moyen tous secteurs confondus,

<u>Tolérance :</u> ± 2%. <u>Fréquence :</u> Réception et mensuelle



Figure 16. Exemple de ROI (en vert) pour chaque segment d'arc.

### II.3.2. Synchronisation du déplacement des lames et du débit de dose

**Objectif :** Contrôler l'asservissement du débit de dose et de la vitesse de déplacement des lames du MLC à débit constant pendant une rotation complète ou partielle du bras [12, 31].

### <u>Méthode :</u>

Ce test consiste à délivrer 4 fois un nombre d'UM identique en faisant varier à chaque fois le secteur angulaire sur lequel celui-ci doit être délivré. Cela impose des variations de vitesse de déplacement des lames, de débit de dose et de vitesse de rotation du bras entre chaque irradiation. A titre d'exemple, le

indique les paramètres d'irradiation.

Tubleau 9.1 arametres à trradition du test « MEC speeu ».				
	Secteur 1	Secteur 2	Secteur 3	Secteur 4
UM à délivrer	30	30	30	30
Segment d'arc (°)	18°	12°	36°	72°
Vitesse de bras (°/s)	6	4	6	6
Durée secteur (s)	3	3	6	12
Débit (UM/min)	600	600	300	150
Déplacement total lames bancs A + B (cm)	6			
Vitesse déplacement lames (cm/s)	2	2	1	0.5

Tableau 9: Paramètres d'irradiation du test « MLC speed »



La Figure 17 illustre la variation de certains paramètres à partir de l'étude des « log files ».

Figure 17 .Variations de certains paramètres en fonction du temps d'irradiation (ms) à partir (a) de l'étude des « log files » (Linac Watch, Société Qualiformed) ;(b) de l'imageur portal (Artiscan, société Aquilab).

L'analyse des acquisitions consiste à :

- définir une région d'intérêt pour chaque secteur d'angle (Figure 18),
- calculer l'intégrale du signal mesuré dans chacune des régions,
- soustraire les signaux à un champ ouvert de la dimension du champ d'irradiation
- calculer pour chaque secteur d'angle : l'écart relatif de signal par rapport au signal moyen tous secteurs confondus.

Tolérance :	± 2%.
Fréquence :	Réception et mensuelle.



Figure 18. Exemple de ROI (en vert) pour chaque segment d'arc.

### II.3.3. Exemples de tests de synchronisation complémentaires

### II.3.3.1. Synchronisation du débit de dose, de la vitesse du bras et des lames

Les tests présentés ci-dessous sont réalisés avec un détecteur embarqué à l'accélérateur et possédant une forte résolution spatiale. Ici, un film est placé entre des plaques qui sont fixées à la tête de l'accélérateur. [24, 25] Il est nécessaire de vérifier la bonne stabilité du système de mesure sur l'ensemble de l'arc afin que les résultats mesurés ne soient pas entachés de la précision du système de mesure.

Le test de synchronisation débit de dose - vitesse du bras est réalisé en irradiant un même film avec un champ homogène délivré de façon statique (lames, bras et débit de dose fixes) puis avec une série de champs délivrant une même dose mais avec des débits de dose et des vitesses de rotation du bras variables.

Les combinaisons proposées sont présentées Figure 19. Les écarts entre le profil généré par la série de champ réalisés avec les différentes combinaisons et le profil de champ délivré de façon statique doivent rester inférieurs à 3 %.



Figure 19: Test de synchronisation débit de dose - vitesse du bras. A gauche : représentation de la série de champs délivrés avec des débits de dose et des vitesses de rotation du bras variables. A droite : profils de dose obtenus.

Le test de synchronisation vitesse lames - rotation bras sont réalisés en irradiant un même film avec un champ homogène délivré de façon statique (lames, bras et débit de dose fixes) puis avec une série de champs délivrant une même dose mais avec des vitesses de lames et des amplitudes de rotation du bras variables. Les combinaisons proposées sont présentées

Figure 20. Les écarts entre le profil généré par la série de champs réalisés avec les différentes combinaisons et le profil de champ délivré de façon statique doivent rester inférieurs à 3 %.



*Figure 20: Test de synchronisation vitesse lames - rotation bras. A gauche : représentation de la série de champs délivrés avec des vitesses de lames et des amplitudes de rotation du bras variables. A droite : profils de dose obtenus.* 

### II.3.3.2. Test du « Snooker Cue »

**Objectif :** S'assurer de la bonne synchronisation des 3 paramètres d'irradiation (bras, MLC, débit) par secteur d'angle d'environ 90° dans les sens horaire et antihoraire [26].

<u>Méthode</u>: Dans un premier temps, il faut fixer une baguette munie en partie distale d'une bille radiopaque de diamètre < 5 mm à l'extrémité de la table de traitement. La bille radio opaque est positionnée à l'isocentre de la machine. Il doit être possible de réaliser 2 arcs complets en sens horaire et antihoraire autour de cette bille avec le bras de l'imageur portal déplié.

Ensuite, cette bille est décalée de 5 cm vers la droite patient et abaissée de 10 cm en vertical.

Quatre secteurs d'angle d'environ 90° sont parcourus en sens horaire et antihoraire sur 360°. Exemples de secteurs en sens antihoraire : [179°-91°], [89°-1°], [359°-271°] et [269°-181°].

Chaque secteur d'angle comprend des acquisitions ponctuelles d'images portales. Lorsque la synchronisation est correcte, les images finales sont constituées de bandes délimitées par le MLC de 1 cm de large au centre desquelles doit être positionnée la bille (Figure 21).



Figure 21 : Images portales de deux secteurs d'angle du test « SnookerCue » : (a) bille radio opaque centrée sur chacune des fentes (b) décalage de la bille au niveau de la 3<sup>ème</sup> fente.

**Tolérance :** L'écart maximal entre le centre de la fente délimitée par les 2 bancs de lame et le centre de la bille est de 2 mm.

### II.4.Contrôles quotidiens de constance

Chaque utilisateur peut développer un contrôle spécifique VMAT, facile et rapide à réaliser, permettant de contrôler de façon globale la bonne délivrance de la dose. Ce test pourra être, en outre, utilisé lors de la recette après les maintenances ou après une panne nécessitant une intervention sur le MLC.

Trois méthodes peuvent être utilisées :

- <u>Méthode 1</u>: A partir de l'image TDM d'un fantôme, réaliser un plan de traitement pour un volume cible dans lequel sera inséré une chambre d'ionisation avec présence d'organes à risques. La délinéation des volumes ainsi que le choix des paramètres d'irradiation et d'optimisation doivent permettre de faire varier considérablement le débit, la vitesse de déplacement des lames ainsi que celle du bras. Par exemples, un angle de collimateur à 95° sollicite toutes les lames du MLC durant la rotation et un secteur d'évitement permet de faire varier le débit,
- <u>Méthode 2</u>: Sans passer par les étapes de contourage et d'optimisation, il est aussi possible de développer son propre RT Plan. Dans ce cas, l'utilisateur à plus de choix pour

définir précisément les vitesses de rotation du bras, de déplacement des lames et les modulations de débit au cours de la rotation. Cette méthode demande néanmoins une certaine connaissance de la manipulation des RT plans,

• <u>Méthode 3</u>: Faire des contrôles de constance sur des plans de traitement de patients représentatifs des localisations traitées sur l'accélérateur.

### **Tolérances :**

- par analyse de point de dose :  $\pm 2$  %,
  - par analyse du fichier log :
    - o 100% des écarts de positionnement des lames < à 2 mm,
    - 95 % des écarts de positionnement des lames ≤ à 1 mm. [27]

### II.4.1. Exemple de test n°1 : Fantôme « TomoPhant» (société Med-Cal Inc, USA)

La Figure 22 représente un fantôme cylindrique avec des volumes d'intérêt cylindriques (En rouge: volume cible, en rose : zone d'évitement complet pour calcul de l'atténuation du collimateur multilames, en jaune et en bleu : « organes à risque » permettant une variation de la rotation du bras et du débit de dose). Le volume cible est constitué d'une partie centrale homogène et d'un anneau entourant une partie de la zone d'évitement complet de façon à tester la valeur du DLG hors axe.



Figure 22. Fantôme cylindrique avec volumes d'intérêt cylindriques.

### II.4.2. <u>Exemple de test n°2</u>: Fantôme en plexiglas quasi-rectangulaire (boîte à « TOP »)

Il est fixable sur une barre d'indexation. Des rainures rouges permettent de le centrer à l'aide des lasers de positionnement (Figure 23 et Figure 24)



Figure 23: Boîte à « Top » rectangulaire.



Figure 24: Barre d'indexation avec picots rouges permettant de positionner la boîte à « TOP ».

Le volume cible est décentré de l'axe du faisceau et l'angle du collimateur est de 95° afin, respectivement, de faire varier débit de dose / vitesse de rotation du bras et de solliciter l'ensemble des lames du MLC (

Figure 25).

Un plan de côtes de ce fantôme « maison » pour insertion d'une chambre d'ionisation de type Farmer FC65 est fourni en annexe.



Figure 25: Paramètres de planification.

Le contrôle est réalisé en trois étapes :

- Etape 1 : Mesure du nombre de charges d'un champ carré de 10 cm  $\times$ 10 cm de 200 UM (M<sub>10x10</sub>) avec la chambre d'ionisation positionnée à l'axe du faisceau avec les lasers (afin de corriger la mesure de la variation de débit du faisceau du jour).
- Etape 2 : Translation latérale de la boîte pour positionner les rainures rouges sur l'axe du faisceau avec les lasers de positionnement. Mesure du nombre de charges de l'arc (M<sub>Arc</sub>).
- Etape 3 : Définition de l'écart (%) entre les mesures du jour et celles de référence (Equation 1). La tolérance étant de ± 2%.

$$Ecart(\%) = \left(1 - \frac{M_{Arc} \cdot M_{10x10R\acute{e}f}}{M_{ArcR\acute{e}f} \cdot M_{10x10}}\right) \cdot 100 \,(\acute{\mathrm{Eq1}})$$

### II.5. Transmission du bout des lames du MLC

### II.5.1. Généralités

La transmission partielle à travers le bout des lames du MLC est prise en compte dans le TPS par un paramètre appelé selon les TPS « Dosimetric Leaf Gap » (DLG), « Dosimetric Leaf Separation » (DLS), Leaf Tip Offset, etc. Dans la suite du rapport, nous emploierons le terme « DLG ».



Figure 26 :Délimitation du faisceau par le bord de la lame. Le champ lumineux est délimité par la ligne C. Le faisceau de traitement est délimité par l'isodose 50 % correspondant à la ligne B.

La valeur réelle du DLG est différente pour chaque point du milieu irradié en fonction de sa distance à l'axe du faisceau, référence prise pour le calcul initial du DLG. Ceci a été observé et quantifié aussi bien pour des techniques de modulation d'intensité dynamique que pour l'arcthérapie modulée (

Figure 27).



Figure 27 : Exemple de DLG optimaux pour des fentes de 1 et 5 cm en fonction de la distance au bord des lames [28].

### II.5.2. Exemples de contrôles du DLG

Prérequis : dans la partie suivante, il est considéré que le TPS a été modélisé pour l'arcthérapie modulée. Les tests décrits ci-après constituent un suivi des performances de la machine de traitement spécifique à la modulation d'intensité rotationnelle.

#### II.5.2.1. Test des fentes glissantes

Pour illustrer ce test, la méthode recommandée par la société Varian medical Systems est présentée. Les fichiers DICOM associés sont disponibles sur son site internet « *MyVarian* ». [29] Le principe consiste à tracer la fonction  $g(R'_g) = a \cdot R'_g + b$ , où :

- $R'_g$ : nombre de charges corrigées des fuites inter/intra lames du MLC pour 7 fentes glissantes de largeurs 2, 4, 6, 10, 14, 16 et 20 mm,
- a et b : coefficients de la régression linéaire,

Le DLG correspond à la valeur $g(R'_g) = 0$ , soit DLG =  $-\frac{b}{a}$ .

Un exemple de conditions expérimentales et les résultats associés pour un Truebeam avec MLC 120 sont indiqués *Figure 28*.

### Tolérance sur le DLG dans la cadre d'un contrôle périodique :

A déterminer après étude de répétabilité et de reproductibilité.

Fréquence : Mensuelle et en cas d'action corrective susceptible de modifier le DLG.



Figure 28 : Exemple de conditions expérimentales ainsi que les résultats associés dans le cadre de la mesure du DLG selon la méthode VMS.

### II.5.2.2. Test de la « chaise »

Le test de la chaise permet de suivre le DLG, caractéristique de la bonne performance du MLC. Ce test est réalisé bras à 0°. Ce test a été proposé par Van Esch *et al*.et a été utilisé par Chauvet *et al*. [4, 21]. Lors du réglage de la transmission (T) et du DLG, il permet de visualiser et de quantifier leurs effets respectifs par comparaison des distributions de dose calculée et mesurée. En général, une analyse par indice gamma (IG) via un détecteur 2D, et des mesures de dose ponctuelles, sont réalisées. La fluence théorique est uniforme (T = 0 ou 1). Elle a la forme d'une chaise. Selon la région étudiée les effets de la transmission, du DLG ou conjointement des deux sont mis en évidence. A titre d'exemple, la

Figure 29 présente en « BeamEyeView » (BEV) la forme de la fluence (mâchoires et lames du MLC type M120 superposées). La

Figure 30 détaille les 4 zones d'intérêt :

- Zone 1 : Zone de profils homogènes avec déplacement des lames à différentes vitesses (T et DLG),
- Zone 2 : Zone où les lames sont fixes durant l'irradiation (T uniquement),
- Zone 3 : Zone homogène permettant une mesure ponctuelle de dose absolue (T et DLG),
- Zone 4 : Zone où la transmission imposée est égale à 0. L'espacement entre chaque paire de lames est minimal et la vitesse des lames est maximale (DLG et T).



Figure 29: BEV de la fluence du test de la « chaise » a) sans représentation des lames b) avec représentation des lames

Figure 30: Zones d'intérêt du test de la « chaise ».

Paramètres d'analyse gamma suivants :

- Type d'analyse : Globale/Absolue,
- Tolérances Dose/DTA : 3%/3mm,
- Seuil d'analyse : 5%.

<u>Remarque</u>: s'assurer du bon fonctionnement de l'imageur portal, si celui-ci est utilisé pour l'analyse

**Tolérances :** Par analyse de l'indice gamma, le taux de points de mesure ayant un IG < 1 doit être supérieur à 97 %. Par analyse par point de dose, l'écart en dose doit être inférieur à 1,5 % ou 2 cGy dans les zones de faibles doses (point 2 et 4 de la Figure 42).

**<u>Fréquence</u>** : Mensuelle et en cas d'action corrective susceptible de modifier le DLG.

### II.5.2.3. Champs carrés

Le test de la « chaise » est réalisé à partir de fluences théoriques uniformes. Il peut être intéressant de tester les paramètres (T, DLS) pour des champs uniformes (carrés par exemple) ayant des fluences (doses) croissantes dans la gamme des doses délivrées en RCMI statique. La

Figure *31* donne un exemple de 8 champs carrés avec différentes fluences à partir desquels des mesures ponctuelles dans des plaques équivalentes « eau » à 5 ou 10 cm de profondeur (DSP 100 cm par exemple) peuvent être réalisées.



Figure 31: Exemple de 8 champs carrés de fluences croissantes avec doses décroissantes allant de de 200 cGy (carré rouge) à 20 cGy (carré bleu en bas à droite)

**Tolérance :** Par analyse par point de dose, les écarts sont communément inférieurs à 1 %. Pour les champs carrés de faibles doses (< 30 cGy), cet écart peut augmenter jusqu'à 2-3 % en fonction du matériel de mesure utilisé.

Fréquence : Mensuelle et en cas d'action corrective susceptible de modifier le DLG.

### II.5.2.4. Exemple de validation d'un TPS et tests de recette et de constance

Une méthode de validation de TPS est proposée par Patrick Cadman [30] pour la validation du TPS Pinnacle. Cette approche peut être utilisée comme moyen de validation pour d'autres TPS et pour un suivi des performances de l'accélérateur. Elle est basée sur la génération de bandes homogènes permettant la vérification de la bonne mobilité du collimateur multilames. Ci-dessous sont présentées deux figures de l'article. La Figure 32 représente la comparaison entre calcul et mesures pour des bandelettes de doses identiques et homogènes de 2 cm et distantes de 2 cm. La Figure 33 représente la comparaison entre le calcul et les mesures pour une série de bandelettes de doses homogènes et croissantes par segments de taille 1 cm x 10 cm.



Figure 32 : Profils mesurés pour un champ de 10 cm x 20 cm définissant une série de bandes homogènes de largeur 2cm et espacées de 2 cm (figure 3 de l'article).



Figure 33 : Profils mesurés pour des doses croissantes en mode step and shoot par paliers correspondant à des champs de 1cm x 10 cm et pour deux valeurs de transmission : 0,023 (a) et 0,018 (b) (figure 4 de l'article).

### III. <u>PROPOSITION DE PROGRAMME MINIMAL DE CONTROLE QUALITÉ</u> <u>PÉRIODIQUE ET TOLERANCES ASSOCIEÉS</u>

Le tableau 10 indique les tolérances et périodicités des contrôles recommandés avec indication des paragraphes concernés du rapport.

Paramètres contrôlés	Tolérances	Périodicité		
Contrôles mécaniques				
Exactitude de positionnement du bras (ANSM 5.2.8) (II.1.1.1)	$\pm 1^{\circ/s}$	Mensuelle		
Vitesse moyenne du bras en rotation (II.1.1.2)	$\pm 0,1^{\circ}/s$	Réception et annuelle		
	Contrôles du MLC			
Exactitude de positionnement en mode statique (ANSM 5.2.7) (II.2.1)	± 1 mm	Mensuelle Bras 0° et (90° / 270°) en alternance		
Exactitude de positionnement des lames à vitesse de translation constante : bras fixe (II.2.2.1)	Si prise en compte du jeu mécanique <u>de l'imageur :</u>	Réception et mensuelle		
Exactitude de positionnement des lames à vitesse de translation constante : bras en rotation (II.2.2.2)	<ul> <li>Position : ± 0,2 mm,</li> <li>Si pas de correction du jeu mécanique <u>de l'imageur:</u></li> </ul>	Réception et mensuelle		
Exactitude de positionnement des lames à vitesse de translation constante : bras en rotation et 2 paires de lames avec erreurs systématiques (II.2.2.3)	<ul> <li>Largeur : ± 0,5 mm,</li> <li>Position : ± 0,5 mm.</li> <li>Les lames avec erreurs intentionnelles doivent être visibles</li> </ul>	Réception et mensuelle		
Contrôles dosimétriques	I			
Homogénéité et symétrie du faisceau (statique, en arc, en fonction du débit de dose) (II.3.1)	± 3 %	Réception et annuelle		
Reproductibilité de la dose délivrée en fonction de la position angulaire du bras (II.3.2)	± 2 %	Réception et annuelle		
Impact dosimétrique des interruptions de faisceau en cours de traitement (II.3.3)	Point de dose : $\pm$ 0,5 % Taux IG < 1 : > 98 % en $\gamma$ global dose absolue 2%/2mm (seuil : 5%)	Réception et annuelle		
Exactitude dosimétrique en rotation (II.3.4)	<ul> <li>Ecart maximal entre les valeurs maximales en amplitude : ± 3% (d=(max-min)/min) x 100)</li> <li>Ecarts entre les largeurs à mi-hauteur du maximum : ± 1 mm</li> </ul>	Réception et annuelle		
Contrôles de synchronisation				
Synchronisation débit de dose et vitesse de rotation du bras (II.4.1)	± 2 %	Réception et mensuelle		

Tableau 10 récapitulatif des contrôles recommandés

Synchronisation du déplacement des lames et du débit de dose (II.4.2)	± 2 %	Réception et mensuelle			
Suivi du DLG	Suivi du DLG				
Contrôle de la constance du DLG (II.6.2.1)	A définir par l'utilisateur	Réception, mensuelle, après intervention sur le MLC			
Contrôle quotidien de constance					
	<ul> <li>par analyse de point de dose :± 2 %,</li> <li>par analyse du fichier log : <ul> <li>100% des écarts de positionnement des lames </li> <li>à 2 mm,</li> <li>95 % des écarts de positionnement des lames ≤</li> <li>à 1 mm. [27]</li> </ul> </li> </ul>	Quotidien			

### IV. **BIBLIOGRAPHIE**

- [1] Bedford JL et al., Commissioning of volumetric modulated arctherapy (VMAT). Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 2009 Feb 1;73(2):537-45. doi: 10.1016/j.ijrobp.2008.08.055.
- [2] Kaurin DG et al., VMAT testing for an Elekta accelerator. J ApplClinMed Phys 2012; 13: 3725.
- [3] Wang J et al., IdenticalQuality Assurance forVolumetricModulatedArcTherapy in Elekta and Varian Machines. Technol. Cancer Res. Treat. 2015 Aug;14(4):483-90.
- [4] Chauvet I et al., The sliding slit test for dynamic IMRT: a useful tool for adjustment of MLC related parameters. Phys. Med. Biol. 50 : 563-80 (2005).
- [5] Manuel du système et de maintenance MLC Millenium, août 2014, (https://varian.force.com).
- [6] Contrôle de qualité des collimateurs mutilâmes. Rapport SFPM/SBPH n°20 (2003).
- [7] Contrôles de qualité en RCMI. Rapport SFPM n°26 (2010).
- [8] Guidelines for the verification of IMRT. ESTRO Booklet n°9 (2008).
- [9] Code of Practice for the Quality Assurance and Control for Volumetric Modulated Arc Therapy. Report 24 of the Netherlands Commission on Radiation Dosimetry; February 2015 (http://radiationdosimetry.org).

- [10] Décision du 27 juillet 2007 modifiant la décision du 2 mars 2004 fixant les modalités du contrôle de qualité externe des installations de radiothérapie externe.
- [11] Barnes MP et al., VMAT linear accelerator commissioning and quality assurance: dose control and gantry speed tests, J. Appl. Clin. Med. Phys. 8;17(3):6067 (2016).
- [12] RapidArc QA Test procedures and files for Truebeam/Clinac, avril 2015, (https://varian.force.com).
- [13] Rowshanfarzad P et al., Investigation of the sag in linac secondary collimator and MLC carriage during arc deliveries. Phys Med Biol. 57:N209-N224 (2012).
- [14] Rowshanfarzad P et al., An EPID-based method for comprehensive verification of gantry, EPID and the MLC carriage positional accuracy in Varian linacs during arc treatments. RadiatOncol. 9 : 249 (2014).
- [15] LoSasso T et al., Physical and dosimetric aspects of a multileaf collimation system used in the dynamic mode for implementing intensity modulated radiotherapy. Med Phys. 25(10):1919-27 (1998).
- [16] LoSasso T et al., Comprehensive quality assurance for the delivery of intensity modulated radiotherapy with a multileaf collimator used in the dynamic mode. Med Phys. 28(11):2209-19 (2001).
- [17] Oliver M et al., Clinical significance of multi-leaf collimator positional errors for volumetric modulated arc therapy.RadiotherOncol. 97:554-560 (2010).
- [18] Van Esch A et al., Acceptance tests and QC procedures for the clinical implementation of intensity modulated radiotherapy (IMRT) using inverse planning and the sliding window technique: experience from five radiotherapy departments. Radiother.Oncol. 65: 53-70 (2002).
- [19] Agnew A et al., Monitoring daily MLC positionnal errors using trajectory log files and EPID measurements for IMRT and VMAT deliveries. Phys. Med. Biol. 59(9) : N49-N63 (2014).
- [20] Jørgensen MK et al., Tolerance levels of EPID-based quality control for modulated arc therapy. Med Phys. 38(3) : 1425-34 (2011).
- [21] Klein EE et al., Task Group 142 report : quality assurance of medical accelerators. Med. Phys. 36(9) : 4197-212 (2009).
- [22] Chui CS et al., Testing of dynamic multileaf collimation. *Med Phys* 1996; 23: 635-641.

- [23] Heo T et al., The effect of beam interruption during VMAT delivery on the delivered dose distribution. Phys. Med. 31(3) :297-300 (2015).
- [24] Lafond C et al., Contrôle qualité en RCMI rotationnelle CQ machine et patient. 51<sup>ème</sup> journées scientifiques de physique médicale (2012). Consultable sur : (http://www.canalc2.tv/).
- [25] La RCMI sur les accélérateurs linéaires d'électrons : des faisceaux statiques à l'arcthérapie. Enseignement Post-Universitaire ; Rennes (France) (2014).
- [26] Van Esch A et al., Implementing RapidArc into clinical routine : A comprehensive program from machine QA to TPS Validation and patient QA. Med. Phys. 38(9):5146–5166 (2011).
- [27] Kerns et al., A multi-institution evaluation of MLC log files and performance in IMRT delivery. Rad. Oncol. (9) :176 (2014).
- [28] Szpala S et al., On using the dosimetric leaf gap to model the rounded leaf ends in VMAT/RapidArc plans. J ApplClin Med Phys. 15(12):67-84 (2014).
- [29] Dosimetric leaf gap measurement, Eclipse 10 inverse planning administration and physics, rev. 6.1.1, pp. 604-607 (2011).
- [30] Cadman P. et al., Validation of physics improvements for IMRT with a commercial treatment-planning system, J. Appl. Clin. Med. Phys., vol. 6, number 2, 2005 pp. 74-86).
- [31] Elekta. Doc ID : 1510266 01. Customer Acceptance Test for VMAT with Agility (2015).

## PARTIE III

# Les contrôles prétraitements

I.	L'INDICE (	GAMMA	
I.1.	Principe		88
I.2.	Limites		89
I.3.	Perspectives		90
II.	LES FICHI	ERS « logs »	90
II.1.	Elekta		90
II.2.	Varian		90
II.3.	Applications	·	91
II.4.	Solutions log	gicielles existantes	92
III.	OUVERTU	RE VERS UNE OPTIMISATION DE CONTROLES	
	PRÉT	RAITEMENT	93
III.1.	Les contrôle	s prétraitement	93
III.2.	Discussion s	ur l'optimisation des contrôles prétraitement	94
III.2.1.	Notion de so	lution de classe	94
III.2.2.	Optimisation	۱	95
IV.	BIBLIOGR	APHIE	96

Nous recommandons de vérifier les faisceaux ou arcs de traitement prévus en dosimétrie avant de les utiliser pour le traitement du patient. L'évaluation du contrôle prétraitement reste une étape difficile. Les critères courants sont bien définis mais les conditions aux limites ne sont pas toujours bien maitrisées. Nous présentons dans ce qui suit la solution standard adoptée par la communauté internationale, puis l'étude des limites et enfin une solution complémentaire d'aide à l'analyse d'un résultat hors tolérance avec l'utilisation des fichiers d'enregistrement des paramètres de la machine lors des traitements (appelé fichiers *logs* dans la suite du document).

### I. <u>L'INDICE GAMMA</u>

#### I.1. Principe

L'objectif de l'évaluation est la comparaison d'une distribution de dose calculée avec la distribution de dose délivrée par le même faisceau et mesurée sur l'appareil de traitement. La méthode la plus simple reste la comparaison des doses calculées et mesurées en chaque point. Cette méthode est pertinente lorsque les gradients de dose sont faibles, mais devient limitée dans les zones de fort gradient. En effet lorsque le gradient de dose est important un faible écart de distance peut conduire à une différence de dose importante mais peu significative pour le traitement. Le concept de DTA (distance to agreement) a été développé pour l'évaluation des plans de traitement dans les zones de fort gradient. Il est basé sur l'écart en distance entre deux distributions de dose. Le DTA est très sensible dans les zones de faible gradient mais peu sensible aux fortes différences de dose dans les zones de fort gradient pour lesquelles les différences spatiales entre les distributions de dose sont faibles.

L'indice gamma permet une analyse quantitative et simultanée des écarts de dose et de distance entre deux distributions de dose. Il a été publié par Low en 1998 [1], et de nombreux articles ont repris ces caractéristiques pour améliorer son interprétation par l'apport d'approches nouvelles. L'indice gamma, noté  $\gamma$ , mesure la distance la plus courte entre un point r<sub>c</sub> de référence recevant la dose normalisée D<sub>c</sub>, et la distribution de dose normalisée représentée par les points r<sub>m</sub> [2], recevant la dose D<sub>m</sub>.

$$\gamma = \sqrt{\frac{|r_c - r_m|^2}{\Delta d^2} + \frac{[D_c(r_c) - D_m(r_m)]^2}{\Delta D^2}}$$

 $\Delta d$  et  $\Delta D$  sont respectivement les critères de différence de distance et de dose seuils appliqués lors de la comparaison entre distribution de dose calculée  $D_c$  et mesurée  $D_m$ . L'indice  $\gamma$  doit être inférieur à 1 pour respecter le critère d'un résultat satisfaisant et le critère d'acceptabilité est déterminé par le pourcentage de points dont l'indice  $\gamma$  est inférieur à 1.

L'évaluation peut être définie par  $\gamma$  global ou local. Dans la normalisation globale le calcul du pourcentage d'erreur utilise la dose maximale du plan au dénominateur. Dans la normalisation locale le calcul du pourcentage d'erreur est basé sur la dose du plan correspondant au point mesuré, au dénominateur. La méthode locale est plus sensible aux écarts par rapport à la dose du plan. Elle est particulièrement recommandée dans les cas où des écarts sur les faibles doses peuvent avoir un effet sur les organes à risque [3].

Lorsque c'est possible on peut effectuer l'analyse par  $\gamma$  3D. Dans ce cas l'équation définissant l'indice  $\gamma$  est complétée par un terme décrivant une direction d'analyse supplémentaire. Cette direction supplémentaire permet de mieux prendre en compte les incertitudes de

repositionnement du détecteur. Elle est cependant controversée car elle affecte la sensibilité de l'indice  $\gamma$  [4].

### I.2. Limites

L'objectif d'une évaluation est la détection d'écarts cliniquement significatifs. Elle doit guider l'utilisateur dans le diagnostic d'un défaut de l'appareil de traitement ou d'une incapacité à produire la modulation prévue par le calcul. Les études menées pour établir une corrélation entre l'indice  $\gamma$  et un défaut machine ou logiciel n'ont pas toujours conduit à un résultat quantifiable de façon simple.

Les seuils et critères d'acceptabilité sont déterminés en fonction de la précision et de la reproductibilité du système de mesure. Ils sont aussi déterminés en fonction de l'utilisation prévue et des incertitudes de la chaine d'évaluation : positionnement du détecteur, bruit de fond du détecteur, limites du modèle de calcul et technique de comparaison avec le plan mesuré. La sensibilité et la détectabilité de l'indice gamma ne sont pas homogènes dans une région d'intérêt définie par le plan de coupe perpendiculaire à l'axe du faisceau analysé.



Figure 1. Etude de la réponse de l'indice  $\gamma[5]$ 

La Figure 1 représente l'étude de la réponse de l'indice  $\gamma$ , pour un champ 10 cm ×10 cm, une distribution de dose de référence de gradient 12%/mm, une modification de dose d'un facteur mulitplicatif 0,012 sur le cadrant 2 conduisant à un écart de dose de 3% à 2,5 mm de l'axe du faisceau, un décalage spatial de la distribution de dose d'un facteur 0,12 sur le cadrant 3 conduisant à un offset de 3 mm à 2,5 mm de l'axe du faisceau, et un décalage simultané de 3% de dose et de 3 mm sur le cadrant 4 [4]

Le bruit affecte le résultat de l'indice  $\gamma$  selon qu'il est plus important dans la distribution de dose de référence ou non. Il peut être la cause de faux positifs ou de faux négatifs, s'il est plus important dans la distribution de dose calculée ou dans la distribution de dose mesurée.

Ces limites nous conduisent à recommander d'effectuer une étude statistique ou une étude bibliographique pour déterminer les critères d'acceptabilités propres à une technique, à une localisation clinique ou à un système de mesure. On peut définir ainsi le critère  $\gamma$  comme contenu à 95% dans l'intervalle de confiance de 1,96 écart-type [6]. L'approche statistique permet de garantir la sécurité et le suivi de la chaine de calcul et de mesure par la détermination de l'indice  $\gamma$ . Nous recommandons, pour une de ne pas dépasser le critère de 4%/3mm ; le critère standard est 3% /3mm avec un seuil de 5 cGy sur l'analyse de la distribution de dose. On peut aussi prendre un seuillage en pourcentage, 10 ou 20%, suivant les possibilités du logiciel utilisé. La résolution du système de mesure doit être au maximum égale au tiers du critère DTA, c'est-à-

dire que pour un critère de 3 mm il est nécessaire d'avoir une résolution de 1 mm, parfois par interpolation lorsque c'est nécessaire (cas des matrices de détecteurs).

### I.3. Perspectives :

Deux approches récentes démontrent la pertinence d'une utilisation de l'évaluation gamma en découpant le faisceau en éléments de sensibilité et détectabilité différentes.

La première est une découpe de la région d'intérêt en zones de gradients proches [7]. L'approche développée dans cette étude est basée sur les secteurs d'intérêt suivant : hautes doses jusqu'à 90% de la dose maximale, hauts gradients pour les variations de dose de 90% à 50% et plus de 3% de variation de dose par millimètre, doses intermédiaires pour les points recevant entre 50% et 20% de la dose maximale, faibles gradients pour les points recevant entre 20% et 10% de la dose maximale.

La deuxième est une découpe de l'analyse sur la base d'un facteur temps, ajouté au concept combiné de différence de dose et de DTA [8]. L'ajout du facteur temps répond aux contraintes du mode dynamique et permet, dans une approche rotationnelle, d'accéder à des informations sur la rotation de la source. Elle permet de séparer l'arc en éléments de contraintes mécaniques différents, et donne accès à un diagnostic nouveau.

### II. <u>LES FICHIERS « logs »</u>

L'évaluation peut être complétée par l'analyse de fichiers *logs*. Ces fichiers contiennent certain nombre de paramètres (positions des lames du MLC, position du statif, ...) enregistrés lors de d'irradiation d'un faisceau ou d'un arc modulé. Ces informations sont récupérées à une fréquence variable selon les constructeurs. L'analyse de ces fichiers par des logiciels dédiés ouvre de nombreuses perspectives en terme de contrôle qualité et contrôle prêt traitement.

### II.1. Elekta

Il est possible de visualiser les fichiers *logs* (Deliver Parameters Log File) à partir de la version Integrity<sup>™</sup> 3.2 et le MLC Agility.

Les valeurs des paramètres géométriques (position du bras, du collimateur, des mâchoires, des lames et la table) et dosimétriques (énergie, UM délivrés) sont enregistrées au cours du traitement dynamique toutes les 40 ms. Ces fichiers log sont sauvegardés 8 jours et sont analysables par l'utilisateur en format « .csv » ou « .xml » à partir d'une plateforme internet.

### II.2. Varian

Les fichiers *logs* des « Clinacs » appelés aussi « Dynalogs » permettent d'obtenir certaines informations du traitement dont les angles réels de bras et de collimateur, la position des mâchoires et des lames et la conformité du collimateur mutilames. Les valeurs de ces paramètres sont enregistrées au cours du traitement dynamique toutes les 50 ms. Les fichiers *logs* peuvent être analysés pour chaque faisceau de traitement. Ils sont sous le format «. dlg » et peuvent être exploités avec l'application « Dynalog File Viewer »

Les fichiers *log*s du Truebeam appelés aussi « Trajectory Logs » permettent en complément de connaitre par exemples les positions et rotations (socle, « pitch » et « roll ») de la table de

traitement et les unités moniteur. Le fichier de données est au format « .bin ». Les données sont enregistrées toutes les 20 ms. La taille d'un fichier est typiquement de 6 MB par minute. Jusqu'à 20 minutes de traitement par arc sont enregistrées.

### II.3. Applications

Les logs files peuvent notamment être utilisés dans les cas suivants [9,10] :

- Contrôle du transfert correct des paramètres mécaniques et dosimétriques de traitement du RT Plan vers l'accélérateur,
- Comparaison de cartes de fluence entre celle fournie par le RT Plan et celle fournie par le log file,
- Contrôle de constance du fichier log « Log File » d'un plan de contrôle quotidien,
- Contrôle prétraitement (J<sub>0</sub>),
- Contrôle de chaque séance et suivi des performances de l'accélérateur sur l'ensemble du traitement avec comparaison possible au J<sub>0</sub>,
- Maintenance conditionnelle :
  - o Changement des moteurs des lames du MLC,
  - Nécessité d'intervention sur la chaîne du bras de l'accélérateur (tension, graissage) un exemple est illustré sur la Figure 2
- Maintenance curative :
  - o Aide au diagnostic lors de pannes,
  - Echange d'informations avec le service biomédical,
- Reconstitution ponctuelle d'une séance de traitement inachevée (panne, interruption de traitement) dans le TPS et comparaison des HDV avec la dosimétrie planifiée

### **Point d'attention :**

Les données fournies par les logs files supposent qu'au préalable tous les sous-systèmes de l'accélérateur aient été correctement réglés et qu'ils fonctionnent normalement.

Par exemple pour le MLC, le banc de lame est correctement aligné et chacune des lames est fonctionnelle (lames, moteurs...).

En effet, Neal et al. [11] ont mis en évidence un dysfonctionnement d'une lame d'un MLC par imagerie portale alors que le fichier log ne le détectait pas [12].

Une solution est d'intégrer aux contrôles quotidiens, un test de type « Picket-Fence » (bras à 0°) avec l'imageur portal. [9,10,12]



Figure 2. Suivi quotidien d'un arc avec représentation de la vitesse du bras (courbe bleue) et écart prescrit-réalisé (courbe noire) dans différentes conditions :(a) vitesse du bras en conditions normales de fonctionnement, (b) en conditions dégradées et (c) en condition normale de fonctionnement après intervention sur la chaîne du bras de l'accélérateur (tension, graissage) (Logiciel LinacWatch, société Qualiformed).

### II.4. Solutions logicielles existantes

En dehors d'applications logicielles développées localement par certains services de physique médicale et par les constructeurs eux-mêmes, des solutions logicielles permettant d'exploiter ces fichiers existent :

- Qualiformed (LinacWatch),
- Mobius Medical Systems (MobiusFX),
- Sun Nuclear Corporation (PerFRACTION<sup>TM</sup>)
- RadCalc (LifeLine Software)...

### III. OUVERTURE VERS UNE OPTIMISATION DE CONTROLES PRÉTRAITEMENT

### III.1. Les contrôles pré traitement

Les contrôles prétraitement s'effectuent par une délivrance du traitement en l'absence du patient. Ces contrôles sont importants comme tests « end-to-end » du système de planification de traitement (TPS) et doivent être adaptés à chaque situation clinique car les paramètres d'optimisation et les contraintes sur l'appareil de traitement seront différents pour chaque localisation, chaque type de volume cible et chaque mode de prescription.

Lorsque le TPS est validé dans tous ces modes d'utilisation, le contrôle prétraitement fait partie des contrôles machine. Il permet de vérifier le comportement de l'appareil de traitement et sa capacité à réaliser ce qui est prévu par la planification dosimétrique. Nous recommandons particulièrement ce type de contrôle d'un point de vue général. Il est important de vérifier la bonne réalisation des plans de traitement complexe dans le temps car l'accélérateur peut subir des dérives non constatées par les contrôles de qualité classiques.

A l'heure de la rédaction de ce rapport, quelques publications internationales récentes abordent la place des contrôles prétraitements par modulation d'intensité dans le champ des contrôles de qualité.

La « *Canadian Organization of Medical Physics* » (COMP) et la « *Canadian Partnership for Quality Radiotherapy* » (CPQR) ont récemment publié un ensemble de guides relatifs aux contrôles de qualité dans les centres de radiothérapie. Nous en citerons deux :

Le premier fournit des recommandations techniques générales que doivent suivre les centres de radiothérapie [13]. Le deuxième est focalisé sur **les critères d'acceptabilité** associés aux différents moyens de mesure dont dispose le physicien médical pour les mesures absolues et relatives. Il est aussi rappelé les tests à mettre en œuvre avant leur utilisation, de façon à sécuriser les analyses effectuées sur la base des mesures. Il s'agit des tests de reproductibilité, répétabilité, linéarité, dépendance à l'énergie du faisceau et au débit, etc... permettant de définir les limites d'utilisation d'un appareil de mesure dans le contexte d'utilisation prévu [14].

Deux rapports de la « *Netherlands Commission on Radiation Dosimetry* » traitent respectivement de l'utilisation d'**études statistiques par classe** (une solution de classe pour une indication en plus des choix techniques ou technologiques comprend la pratique médicale de prescription, la définition des volumes anatomiques, les objectifs de dose....) [15] et de la réalisation d'audits dosimétriques inter- centres [16].

Miften *et al.* [17] abordent la problématique de l'utilisation d'indices composites comme l'indice  $\gamma$ . Ils fournissent une revue de la littérature sur les différentes méthodes de mesure. Ils émettent des recommandations basées sur l'utilisation de la **maîtrise statistique des procédés (MSP)** avec les notions d'« **action limits** » et de « **tolerance limits** ». Ces deux seuils sont destinés à personnaliser l'approche du centre dans l'analyse des contrôles prétraitements, permettant également un contrôle des appareils de traitement en conditions cliniques d'utilisation. L'obtention d'une gaussienne autour de la valeur de référence est la condition pour définir des

valeurs seuils utilisables ensuite pour l'analyse. Ces valeurs sont influencées par le matériel de mesure, la technique de traitement, l'appareil de traitement, la localisation, etc... Elles ont une signification clinique dans les traitements effectuées car elles représentent une alerte dans la mauvaise délivrance d'un traitement. Pour ne pas dénaturer les propos des auteurs, leurs définitions sont fournies en anglais ci-après :

- "Action limits should set a minimum level of process performance such that IMRT QA measurements outside the action limits could result in a negative clinical impact for the patient,
- Tolerance limits refer to the range within which the IMRT QA process is considered to be unchanging. An out-of-control process serves as a warning that the process might be changing.
- If an IMRT QA measurement is outside the tolerance limits but within action limits, it is left up to the medical physicist to determine whether or not action should be taken."

Le lecteur est invité à s'y référer lors de la définition d'un programme de contrôles de qualité pour les techniques avec modulation d'intensité (choix des moyens de mesure, méthode de définition des « action limits » et « tolerance limits »).

### III.2. Discussion sur l'optimisation des contrôles prétraitement

Avec l'essor des techniques modulées l'optimisation des contrôles prétraitement devient un enjeu majeur. L'objectif de l'optimisation de ces contrôles est de préserver le temps disponible pour le traitement des patients sur les accélérateurs tout en garantissant la qualité des plans délivrés.

D'autres méthodes permettant de garder un contrôle sur la délivrance des traitements devraient être associées à cette phase d'optimisations telles que par exemple la dosimétrie in vivo ou plus particulièrement de transit, l'analyse systématique des fichiers *Logs*, ...

La dosimétrie de transit in vivo est très sensible parce qu'elle intègre les variations anatomiques et de positionnement du patient. Elle nécessite au préalable une étude de détectabilité et de sensibilité afin de pouvoir interpréter ses résultats.

### III.2.1. Notion de solution de classe

Définir une solution de classe pour chaque indication (site tumoral) consiste à définir de façon précise un ensemble de paramètres physiques et dosimétriques utilisés lors de la planification et lors de la délivrance du plan. Ceci permettant ensuite de considérer que tous les plans appartenant à une même classe sont « homogènes » ou du moins très similaires.

Les différents paramètres fixés pour une même solution de classe peuvent être les suivant (la liste n'est pas exhaustive) :

• La dose par séance délivrée

- Les objectifs et les contraintes dosimétriques
- Les structures d'aide à l'optimisation
- La balistique de traitement (angle du collimateur, angle de départ et d'arrivé du statif)
- Nombre de point de contrôle
- Le débit de dose maximal
- La vitesse maximale des lames
- La Vitesse maximale du statif
- Un nombre d'UM maximal fixé,

L'analyse statistique des résultats des contrôles prétraitement d'une même solution de classe devrait permettre de passer plus facilement à l'étape d'optimisation de ces contrôles.

### **III.2.2.** Optimisation

Pour chaque solution de classe l'institution réalise des contrôles patients précliniques en combinant des mesures 3D, 2D, 1D pour un nombre N de patient, N étant statistiquement significatif (en cohérence avec la pratique du centre).

Une évaluation statistique des résultats de ces N contrôles précliniques doit être réalisée afin d'évaluer la qualité de la solution.

Si l'évaluation des résultats est jugée comme satisfaisante, alors il peut être envisagé de réduire le nombre de contrôles pré traitement pour cette solution de classe, en fonction de la probabilité d'occurrence d'une anomalie détectée. Ceci reste de la responsabilité de l'équipe de physique médicale du centre.

Le nombre N de patients doit être statistiquement significatif ; bien entendu il faut faire la différence entre une institution qui a une expérience de la modulation d'intensité et qui met en place une nouvelle solution de classe de celle qui débute la technique, dans ce cas le nombre N de patient doit être adapté tout en restant statistiquement acceptable. De même, un centre ayant une forte expérience de la modulation d'intensité mais qui développerait une nouvelle solution de classe plus complexe (modulation plus élevée) doit adapter le nombre N de contrôles prétraitement à réaliser avant d'envisager leur réduction.

Dans tous les cas un contrôle régulier de toutes les solutions de classes par accélérateur doit être réalisé.

### IV. **BIBLIOGRAPHIE**

- [1] Low, D. A. et al "A technique for the quantitative evaluation of dose distributions", Med Phys. 25(5), 656-660 (1998)
- [2] Ju, T.et al, "Geometric interpretation of the dose distribution comparison technique: Interpolation-free calculation." Med Phys. 35(3), 879-887 (2008).
- [3] Bresciani S et al, Tomotherapy treatment plan quality assurance: the impact of applied criteria on passing rate in gamma index method. Med Phys. 40(12), 121711 (2013).
- [4] Pulliam KB et al, A six-year review of more than 13,000 patient-specific IMRT QA results from 13 different treatment sites.J Appl Clin Med Phys.15 (5) 4935 (2014)
- [5] Low, D. A.et al, Evaluation of the gamma dose distribution comparison method, Med Phys. 30(9), 2455-2463 (2003).
- [6] Ezzell GA et al., Report from AAPM Task Group 119 : IMRT commissioning, Med Phys. 36(11), 5359-5373 (2009).
- [7] Stojadinovic, S.et al, "Breaking bad IMRT QA practice." Journal of Applied Clinical Medical Physics, 16(3), 154-165 (2015).
- [8] Podesta, M. et al "A novel time dependent gamma evaluation function for dynamic 2D and 3D dose distributions." Phys. Med. Biol., 59 (20), 5973–5985 (2014).
- [9] Agnew et al., Correlation of phantom-based and log file patient-specific QA with complexity scores for VMAT. J Appl Clini Med Phys. 15(6), 204-216 (2014).
- [10] Childress et al., Parallel/Opposed: IMRT QA using treatment log files is superior to conventional measurement-based method. J Appl Clini Med Phys., 16(1), 4-7 (2015).
- [11] Neal et al., A clinically observed discrepancy between image-based and log-based MLC positions. Medical Physics, 43(6), 2933-2935 (2016).
- [12] Agnew et al., Monitoring daily MLC positional errors using trajectory log files and EPID measurements for IMRT and VMAT deliveries. Phys. Med. Biol., 59, N49-N63 (2014).
- [13] Malkoske et al., COMP report: CPQR technical quality control guidelines for radiation treatment centers, J Appl Clin Med Phys, 19:2:44-47 (2018).
- [14] G. Lagmago Kamta, COMP report: CPQR technical quality control guidelines for major dosimetry equipment, J Appl Clin Med Phys, 19:2:18-25 (2018).
- [15] Netherlands Commission on Radiation Dosimetry, Report 24 : Code of Practice for the Quality Assurance and Control for Volumetric Modulated Arc Therapy, 2015.

- [16] Netherlands Commission on Radiation Dosimetry, Report 28: National Audit of Quality Assurance for Intensity Modulated Radiotherapy and Volumetric Modulated Arc Therapy, 2018.
- [17] Miften et al., Tolerance limits and methodologies for IMRT measurement-based verification QA: Recommendations of AAPM Task Group No. 218, Med. Phys. 45(4) 2018.

### **RAPPORTS SFPM PRECEDEMMENT PARUS**

Titre	Sous-titre	Numéro	Date	Domaine	Disponibilité
Quality control of electrons accelerators for medical use		1A	1989	RT	OUI
Choix et évaluation des systèmes informatiques en radiothérapie		2	1989	RT	NON
Evaluation des performances et contrôle de qualité des scanneurs		3	1990	RA	OUI
Recommandations pour un programme d'assurance de qualité en radiothérapie externe	Réunion commune SFPM/SFRO	4	1992	RT	NON
Intercomparaison dosimétrique en curiethérapie		5	1991	RT	NON
Quality control of asymetric fields on medical electron accelerators		6A	1993	RT	OUI
Contrôle de qualité des champs asymétriques pour les accélérateurs d'électrons à usage médical		6	1992	RT	OUI
Evaluation des performances et contrôle de qualité des caméras à scintillations.	1ère partie - mode planaire	7	1992	MN	OUI
Guide pratique de maitrise de la qualité en radiodiagnostic conventionnel	Commission \Imagerie\""	8	1993	RA	NON
Etalonnage et contrôle de qualité des activimètres		10	1995	MN	OUI
Contrôle de qualité en curiethérapie par Iridium 192 à haut débit de dose		11	1995	RT	OUI
Evaluation des performances et contrôle de qualité des caméras à scintillations.	2ème partie - mode tomographique	12	1996	MN	OUI
Evaluation des performances des systèmes d'imagerie de contrôle		13	1996	RT	OUI
Evaluation des performances et contrôle de qualité des caméras à scintillations.	3ème partie - mode corps entier	14	1997	MN	OUI
Le rôle et les besoins en radiophysiciens dans le service de médecine nucléaire		15	1998	MN	OUI
Contention et repositionnement Etat de l'art en 1999		16	1999	RT	OUI
Guide pour la mise en oeuvre en radiothérapie externe de l'assurance qualité par mesures in vivo par dosimètres thermoluminescents et semi-conducteurs		18	2000	RT	OUI
Dosimétrie des explorations diagnostiques en médecine nucléaire		19	2001	MN	OUI
Contrôle de qualité des collimateurs multilames		20	2003	RT	OUI
Dosimétrie des explorations diagnostiques en radiologie		21		RA	OUI
Le rôle et les besoins en radiophysiciens dans le service de médecine nucléaire	mise à jour du rapport n°15	22	2006	MN	OUI
Contrôle de qualité spécifique en IRM : développement et réalisation d'un objet-test multimodal		23	2007	IRM	OUI
Contrôle de qualité et mesure des performances en tomographie d'émission de positons		24	2008	MN	OUI
Contrôle de qualité d'une installation de simulation virtuelle		25	2009	RT	OUI
Contrôle de qualité en radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité		26	2010	RT	OUI
Recommandations pour la mise en service et l'utilisation d'un TPS	mise à jour des rapports n°7, 12, 14	27	2010	RT	OUI
Contrôle de qualité et mesure des performances des gammas caméras		28	2012	MN	OUI
Radiothérapie guidée par l'image. Contrôle de qualité des équipements à ravons X (IGRT)		29	2014	RT	OUI
Dosimétrie des explorations diagnostiques en radiologie	mise à jour du rapport n° 21	30	2015	RA	OUI
Rôle et responsabilités du PM dans la validation des traitements oncologiques en radiothérapie interne		31	2015	MN	OUI
vectorisée		27	2017	DA	0.11
Dosimétrie des explorations diagnostiques en Médecine		32	2017	ĸА	001
Nucléaire Assurance qualité en radiothérapie par modulation		33	2017		001
d'intensité rotationnelle		34	2018	RT	OUI