



ROYAUME DU MAROC  
UNIVERSITE SIDI MOHAMMED BEN ABDELLAH  
FACULTE DE MEDECINE ET DE PHARMACIE  
FES



# **ASSURANCE DE QUALITÉ DE LA RADIOTHÉRAPIE CONFORMATIONNELLE AVEC MODULATION D'INTENSITÉ DE LA TÊTE ET DU COU**

MEMOIRE PRESENTE PAR :  
Docteur KOUADIR ASMAA  
Née le 03 Avril 1974 à Casablanca

POUR L'OBTENTION DU DIPLOME DE SPECIALITE EN MEDECINE  
**OPTION : RADIOTHERAPIE**

Sous la direction de :  
**Professeur BOUHAFI TOURIA**

Session Mai 2017

## Remerciements

C'est avec un enthousiasme certain que je profite de ces quelques lignes pour rendre hommage aux personnes qui ont participé à leur manière à la réalisation de ce travail.

Je tiens à remercier mon rapporteur Professeur BOUHAFI Touria de m'avoir confiée cet intéressant sujet. Merci pour votre gentillesse, votre patience et vos précieux conseils. J'ai beaucoup apprécié travailler à vos côtés tant sur le plan scientifique que sur le plan humain. Je garde toujours beaucoup de plaisir à discuter avec vous et à bénéficier de vos conseils.

Je tiens à exprimer ma reconnaissance et ma gratitude au Professeur HASSOUNI Khalid pour toutes ses suggestions et contributions.

Je remercie chaleureusement Professeur EL MAZGHI Abderrahmane.

Votre culture scientifique, votre compétence et vos qualités humaines ont suscité en nous une grande admiration.

Veillez accepter, l'assurance de notre haute considération et notre profond respect

I. INTRODUCTION .....	4
II. GENERALITES .....	8
A. Etat de l'art sur la Radiothérapie Conformationnelle avec Modulation d'Intensité .	8
1. Domaines d'application de la RCMI.....	9
2. Modes de production de faisceaux modulés .....	13
3. Réalisation pratique de la modulation d'intensité par MLC.....	16
4. Les collimateurs multi-lames .....	18
5. Système de planification inverse .....	21
B. La Radiothérapie Coformationnelle avec Modulation d'Intensité pour les cancers de la tête et du cou .....	27
1. Sélection des indications.....	28
2. Surimpression intégrée .....	30
III. ASSURANCE DE QUALITE DE LA RCMI DE LA TETE ET DU COU.....	31
A. Définition des termes.....	31
1. Assurance Qualité.....	31
2. Contrôle Qualité .....	32
B. Les composantes d'AQ de la RCMI et recommandations .....	32
1. Contrôle de Qualité de l'accélérateur.....	32
2. Contrôle de Qualité des collimateurs multilames .....	36
3. Contrôle de Qualité du système de planification du traitement .....	54
4. Contrôle de Qualité du plan de traitement.....	56
5. Vérification du traitement .....	75
C. Expérience de notre service en AQ de la RCMI de la tête et du cou.....	79
CONCLUSION GENERALE.....	86
RESUME.....	88
BIBLIOGRAPHIE .....	90

## LA LISTE DES ABREVIATIONS

AQ	: Assurance de Qualité
CQ	: Contrôle de Qualité
DLS	: Dosimetric leaf separation
DRR	: Digitally Reconstructed Radiography
DSA	: Distance Source Axe
DTA	: Distance To Agreement
EPID	: Electronic Portal Imaging Device (système d'imagerie haute énergie)
GORTEC	: Groupe d'Oncologie Radiothérapie Tête Et Cou
HDV	: Histogramme Dose Volume
ICRU	: l'International Commission on Radiation Units and Measurements
IGRT	: Image Guided Radiation Therapy
IMAT	: Intensity Modulated Arc Therapy (arcthérapie avec modulation d'intensité)
IRM	: Imagerie par Résonance Magnétique
MLC	: Multi-Leaf Collimator (collimateur multi-lames)
NAT	: Normalized Agreement Test
OAR	: Organe A Risque
PTV	: Planning Treatment Volume
RCMI	: Radiothérapie Conformationnelle avec Modulation d'Intensité
RTC3D	: Radiothérapie Conformationnelle tri-Dimensionnelle
SPT	: Système de Planification des Traitements
UM	: Unité Moniteur
VMAT	: Volumetric Modulated Arc Therapy (arcthérapie volumique modulée)

## I. INTRODUCTION :

La radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité (RCMI) représente un progrès technologique par rapport à la radiothérapie conformationnelle classique. Elle permet de mieux adapter les distributions de dose aux divers volumes à irradier ou à protéger, notamment d'incurver les isodoses autour de volumes ou structures concaves (ou convexes). Pour les cancers situés dans la région de la tête et du cou notamment, la RCMI permet d'optimiser les distributions de dose dans le volume cible en respectant les contraintes liées à la présence des organes à risque spécifiques (OAR) : moelle et parotides en premier lieu, mais aussi articulations temporo mandibulaires et masséters, chiasma optique, tronc cérébral, sinus caverneux, hypophyse, lobes temporaux de l'encéphale, mandibule [1].

La RCMI a d'ores et déjà fait la preuve qu'elle pouvait réduire les séquelles salivaires de la radiothérapie dans les cancers de l'oropharynx sans compromettre le taux de contrôle local et de guérison. Développée depuis 1993 aux États-Unis, elle permet effectivement d'améliorer la relation dose/volume/fonction au niveau des glandes salivaires, en tentant de limiter les doses dans les parotides à 26 Gy ou au maximum 40 Gy. La diminution de la dose délivrée aux glandes salivaires est obtenue par modulation d'intensité en prenant le volume parotidien comme système de contrainte dans la planification inverse [2,3,4].

Par ailleurs, plusieurs études ont démontré que la RCMI permet, par une meilleure couverture du volume cible, une amélioration des résultats en terme de contrôle local dans le traitement des cancers du cavum en comparaison à une irradiation en mode conformationnel classique. Ce gain thérapeutique a été également associé à une meilleure protection des tissus sains [5,6].

Ainsi, ce type de traitement est fondé sur l'utilisation des techniques d'imagerie médicale numérique, de logiciels de dosimétrie puissants, et d'accessoires de contention sophistiqués.

Avant d'utiliser la RCMI pour un traitement des tumeurs de la tête et du cou, il est nécessaire d'établir un protocole comprenant les différentes phases du processus du traitement, c'est à dire l'acquisition de données anatomiques, la définition des faisceaux, le calcul et l'optimisation de la distribution de dose, l'exécution et le contrôle du traitement [7].

Schématiquement, à chaque phase du processus du traitement les étapes indispensables à suivre sont:

✓ acquisition des données anatomiques :

- système personnalisé de contention ;
- référentiel avec repères externes ;
- imagerie :
  - Ø coupes scanographiques fines (au moins 2,5 mm) et jointives ;
  - Ø fusion scanographie – IRM ;
- données anatomiques délinéées coupe par coupe ;
- volume cible fondé sur des marges explicites ;
- volume cible prévisionnel (PTV) : expansion tridimensionnelle automatique avec marges quantifiées pour la prise en compte des incertitudes ;

✓ définition des faisceaux :

- nombre de faisceaux élevé (> 4) ;
- incidence coplanaire et/ou non-coplanaire ;
- technique isocentrique, centrage automatique à l'isocentre;
- délimitation du faisceau par collimateur multilame (MLC) ;

✓ calcul de la dose :

- modèle de calcul tridimensionnel avec prise en compte d'hétérogénéités ;
- techniques d'optimisation sur la base de contraintes physiques ou radiobiologiques ;
- évaluation de plans : isodoses (plan quelconque), histogrammes dose-volume, indices de conformité ;

✓ exécution et contrôle de traitement :

- contrôle informatisé des paramètres ;
- contrôle de la reproductibilité du positionnement du patient ;
- vérification des distributions de dose et des unités moniteur (UM).

L'utilisation de la RCMI exige l'optimisation des différentes étapes élémentaires de chaque phase en associant matérielle de haut niveau technologique et procédures précises. Tous les moyens utilisés, c'est-à-dire les équipements, les matériels, les logiciels de calcul, nécessitent des vérifications rigoureuses selon des protocoles clairement établis, afin de s'assurer de la conformité entre l'irradiation prévue et le traitement réellement effectué [8].

L'assurance qualité (AQ) a pour objectif de vérifier les critères de qualité préalablement à la réalisation d'un acte et explorera, en radiothérapie, chaque étape depuis la production du faisceau d'irradiation jusqu'à la mise en place de la première séance de traitement. L'AQ concerne donc le matériel (débit et rayonnement émis par les appareils de traitement, justesse du système de planification de la dose) ainsi que la conformité des procédures de mise en traitement avec la prescription initiale. Le contrôle de qualité évaluera la reproductibilité quotidienne du traitement ainsi que le bon déroulement du traitement [7,8].

Le contrôle de qualité de la chaîne du traitement, accélérateur avec son collimateur multilame, le logiciel du séquenceur et le logiciel d'optimisation, élément par élément mais aussi de l'ensemble des éléments, est indispensable et préalable à toute autre vérification [8].

Le contrôle de qualité du collimateur multilame et de l'accélérateur est particulièrement important pour la RCMI puisqu'ils constituent les moyens de réalisation de la dernière phase du processus de traitement et ceux sur lesquels va reposer la qualité du traitement [7,8].

Notre travail a été de définir un programme complet d'assurance de qualité pour pouvoir utiliser la RCMI pour le traitement des localisations de Tête et Cou dans des conditions de confiance et de sécurité totales.

Dans l'optique de rendre le contrôle de qualité des faisceaux modulés rapide et précis, nous avons étudié l'utilisation d'un système d'imagerie portale électronique pour la dosimétrie des faisceaux. Ce système présente toutes les qualités requises pour être un moyen efficace de mesures de tels faisceaux.

## II. GENERALITES

### A. ETAT DE L'ART SUR LA RADIOTHERAPIE CONFORMATIONNELLE AVEC MODULATION D'INTENSITE:

La radiothérapie conformationnelle s'est développée grâce à l'arrivée d'une nouvelle technologie, le collimateur multilames (CML), en association avec l'utilisation des moyens modernes d'imagerie, le scanner et l'IRM en particulier, qui permettent de définir les limites du volume tumoral à irradier avec une très grande précision et d'obtenir une meilleure connaissance de l'anatomie du patient (organes à risques et tissus sains). Les progrès technologiques en informatique et des logiciels des systèmes de calcul de distribution de dose en association aux avancées technologiques des accélérateurs ont permis de passer de la radiothérapie conformationnelle 3D (RC3D) à la radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité (RCMI). La RCMI se distingue de la RC3D par la variation de l'intensité des faisceaux en cours d'irradiation. Elle permet d'améliorer l'adéquation de la distribution de dose par une adaptation à des volumes complexes et une homogénéité plus grande ou une inhomogénéité prédéfinie au niveau du volume cible. Le traitement par RCMI permet ainsi d'optimiser l'irradiation des tissus cancéreux pour augmenter le contrôle local de la tumeur, et également de diminuer l'irradiation des tissus sains voisins et donc de limiter la toxicité associée [9].

Schématiquement, la RCMI se différencie de la RC3D par l'étape de planification inverse et par les techniques d'irradiation. La méthodologie de planification inverse consiste à déterminer, à partir d'une distribution de dose prescrite, la forme des faisceaux modulés pour que la distribution de dose calculée soit la plus proche possible de la distribution de dose souhaitée. Dans un premier temps, des objectifs de dose pour le volume cible et des contraintes de dose pour

les organes critiques sont imposés. Dans un deuxième temps interviennent la définition et l'optimisation de la balistique. La RCMI est donc une radiothérapie conformationnelle 3D dans laquelle on module la fluence (quantité de photons par unité de surface) des faisceaux en cours de séance. En fonction du mode de distribution de la RCMI, on distingue, la radiothérapie avec modulation d'intensité statique ou segmentaire (RCMI statique), suivant le principe du "step-and-shoot", où l'émission de rayons X est interrompue pendant le déplacement des lames du CML et la modulation d'intensité dynamique (RCMI dynamique) où le faisceau est émis pendant le déplacement des lames, dont la vitesse définit les paramètres d'intensité [1,8].

#### 1. Domaines d'application de la RCMI:

##### a. Utilisation pour la compensation d'obliquité et d'hétérogénéité:

La première, et la plus simple, des modulations est l'utilisation de faisceaux avec filtres en coin qui permettront de compenser les perturbations de la distribution de dose dans le cas de surfaces d'entrée du faisceau obliques. Les compensateurs physiques parfois utilisés dans des traitements de la région du cou constituent un exemple de compensation à deux dimensions.

L'utilisation de faisceaux modulés en intensité pour obtenir une distribution de dose homogène dans les différents plans de calculs sera alors appelée compensation électronique. Kallman et al. ont eu l'idée d'utiliser le collimateur multilame pour créer des distributions de dose arbitraire notamment dans 1 'optique de compenser les obliquités de surface jusqu'alors corrigées par l'utilisation de compensateurs physiques. Geis et al. ont également étudié avec succès l'utilisation de faisceaux modulés à l'aide de collimateur multilame comme compensateur d'obliquité de surface [9,10].

b. Utilisation pour l'optimisation de la distribution de dose:

Dans les cas plus complexes qui nécessitent une protection d'un organe ou si l'on désire donner une dose plus élevée aux volumes cibles afin d'assurer une meilleure chance de guérison, la modulation d'intensité sera particulièrement bien adaptée de part sa capacité à produire des isodoses épousant au plus près les volumes cibles.

Les régions de la tête et du cou représentent des sites particulièrement attractifs pour la modulation d'intensité. Le mouvement des organes est pratiquement absent et seule l'incertitude de positionnement du patient est à prendre en compte. La proximité des volumes cibles aux organes critiques ou radiosensibles nécessite des gradients de dose élevés limitant l'irradiation des tissus environnants et offre la possibilité d'un gain thérapeutique. La protection même partielle des glandes salivaires majeures comme les parotides ou mineures situées dans la cavité buccale permet un gain tangible. La modulation d'intensité offre le potentiel d'augmenter le contrôle tumoral en réduisant la contrainte de dose à la tumeur limitée par les doses maximales autorisées aux organes critiques proximaux. De plus, la modulation d'intensité permet d'éliminer les faisceaux d'électrons spinaux couramment utilisés en irradiation conventionnelle [9].

De Neve et al. ont présenté une technique de modulation d'intensité sans planification inverse dans le cas d'irradiations des régions du bas du cou et des niveaux médiastinaux supérieurs permettant d'augmenter la dose (dose allant de 70 à 80Gy) sans dépasser les limites de dose aux structures à risques. Cette technique utilise une segmentation manuelle des faisceaux de manière standardisée potentiellement applicable à tous les patients. La segmentation se fait suivant la projection suivant l'axe du faisceau des volumes cibles et de la moelle et constitue un ensemble de 20 segments pour 8 orientations de bras et l'optimisation des

pondérations du poids de chaque segment est identique pour tout les patients. Cette technique, dite de «solution de classe», présente l'avantage ne pas nécessiter de système de planification inverse, en revanche elle ne permet pas de s'adapter à chaque patient [9,10].

Des travaux utilisant la planification inverse ont montré le gain substantiel dans la protection des organes à risques tout en maintenant voire en améliorant la couverture du volume cible pour différentes localisations : nasopharynx et cordes vocales, oropharynx, sinus maxillaire, parotides.

La xérostomie est 1 'effet à long terme le plus prévalent dans les irradiations de la sphère ORL et aussi le plus réducteur en qualité de vie. Dans le cas de traitements conventionnels ou conformationnels, il est difficile voire impossible de couvrir de manière satisfaisante le volume cible tout en épargnant les parotides. Ces dernières semblent présenter une dose seuil correspondant à une dose moyenne reçue supérieure à 26 Gy. Lee et al. ont montré le bénéfice clinique observé sur 67 patients avec une diminution nette des xérostomie observée à 24 mois. Un moyen supplémentaire de diminuer les doses aux organes à risque est de diminuer les marges d'expansion CTV-PTV en améliorant la qualité du positionnement [8,9].

La présence d'isodoses très irrégulières et ne débordant qu'au minimum des volumes cibles peut faire craindre une augmentation des rechutes loco-régionales pour les patients traités par modulation d'intensité mais Chao et al ont montré l'absence de rechute en bordure de volume mais plutôt à l'intérieur même des CTV au niveau des régions de cellules hypoxiques.

Le reproche régulièrement fait aux plans de traitement par modulation d'intensité est l'introduction d'une hétérogénéité de dose importante dans le volume cible. Vineberg et al ont montré qu'une protection acceptable des parotides pouvait être obtenue tout en cherchant à augmenter l'homogénéité de la dose dans le cas de

volumes cibles bilatéraux. Cependant la pratique clinique montre que les résultats obtenus seront souvent un compromis du fait du recouvrement des parotides et des volumes cibles. Les distributions de dose en radiothérapie avec modulation d'intensité peuvent se révéler significativement meilleures en terme de conformation de la dose dans le cas où l'irradiation du complément de dose est réalisée en même temps que l'irradiation de la maladie infra clinique ou des régions devant recevoir un premier niveau de dose comme les aires ganglionnaires par exemple. Deux stratégies peuvent être adoptées, la première consiste à garder un fractionnement classique sur les volumes devant recevoir la dose la plus élevée et à diminuer la dose par fraction sur les volumes du premier niveau de dose, c'est la technique du boost intégré («Simultaneous Integrated Boost», SIB). La seconde technique consiste à conserver un fractionnement classique sur les volumes du premier niveau de dose et à augmenter la dose par fraction sur les volumes devant recevoir une dose élevée, c'est la technique de radiothérapie modulée accélérée («Simultaneous Modulated Accelerated Radiation Therapy», SMART). Le calcul des doses par fraction et des doses totales est effectué sur la base des modèles radiobiologiques. Ces techniques présentent un double avantage : un meilleur contrôle de la distribution de dose et une diminution de la complexité de réalisation des traitements puisque les faisceaux sont identiques sur toute la durée du traitement. En revanche, ce type de stratégie de traitement doit être validé par des études cliniques en termes d'efficacité et de sécurité [9].

## 2. Modes de production de faisceaux modulés :

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

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

### a. Les compensateurs physiques :

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

La production des compensateurs individuels pour chaque champ peut être un processus laborieux et le temps de traitement total est augmenté de part la diminution du débit liée à la présence du matériau atténuateur [11].

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

### b. Modulation d'intensité par modification automatique du champ par MLC:

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

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

c. Arc thérapie à intensité modulée:

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

Dans le cas d'IMAT (Intensity Modulated Arc Therapy), un arc est défini par deux positions extrêmes entre lesquelles le faisceau est présent tout au long de la séquence, la position des lames pouvant être modifiée tous les cinq degrés. Lorsque plusieurs arcs de traitement sont nécessaires pour délivrer la dose prescrite, cette technique peut allonger de façon non négligeable la durée des séances [12].

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

d. Tomothérapie hélicoïdale:

Le principe consiste en un accélérateur linéaire d'électrons compact (énergie nominale de 6 MV) et d'une série de détecteurs pour la scanographie de haute énergie (MVCT) montés en opposition sur un bras en anneau qui tourne autour du patient. Cette configuration permet la réalisation à la fois des traitements mais aussi d'une imagerie scanner MV. Le faisceau produit par l'accélérateur linéaire d'électrons est collimaté en faisceau étroit par un système de mâchoires. L'intensité du faisceau est ensuite modulée par un collimateur multilames pneumatique binaire composé de 64 lames en quinconce (dimension à l'isocentre 0.625cm). Cette

modulation est réalisée en faisant varier la fraction du temps d'ouverture de chacune des lames [13].

La modulation varie avec l'angle du bras selon 51 projections par révolution, soit une projection tous les 7°. Le bras tourne à vitesse constante avec une période de rotation allant de 15 à 60 secondes [14].

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

Le système de Tomothérapie hélicoïdale a été conçu et développé par le groupe de recherche dirigé par R. Mackie et P. Reckwerdt, University of Wisconsin, Etats-Unis [15].

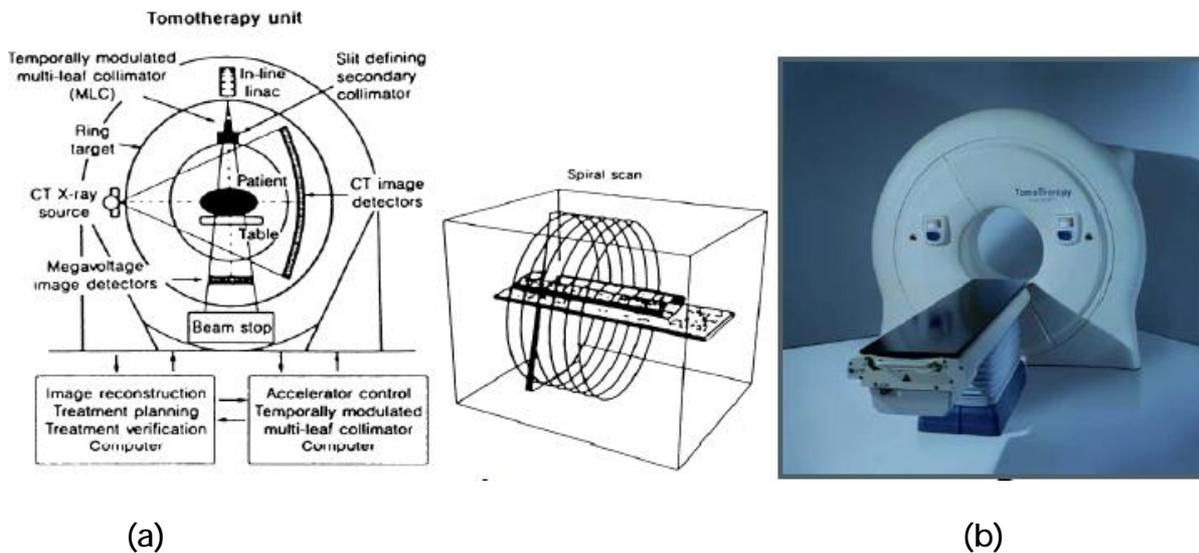


Figure montrant : (a) Schéma de principe de l'appareil de tomothérapie hélicoïdale avec un système tomodensitométrie intégré. (b) Photographie de l'appareil TomoTherapy Hi-Art System™.

### 3. Réalisation pratique de la modulation d'intensité par MLC :

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

#### a. Mode statique :

Il s'agit de la superposition de champs de formes complexes avec déplacement discontinu des lames et arrêt d'irradiation du faisceau entre deux mouvements des lames (mode segmentaire statique) [9,10].

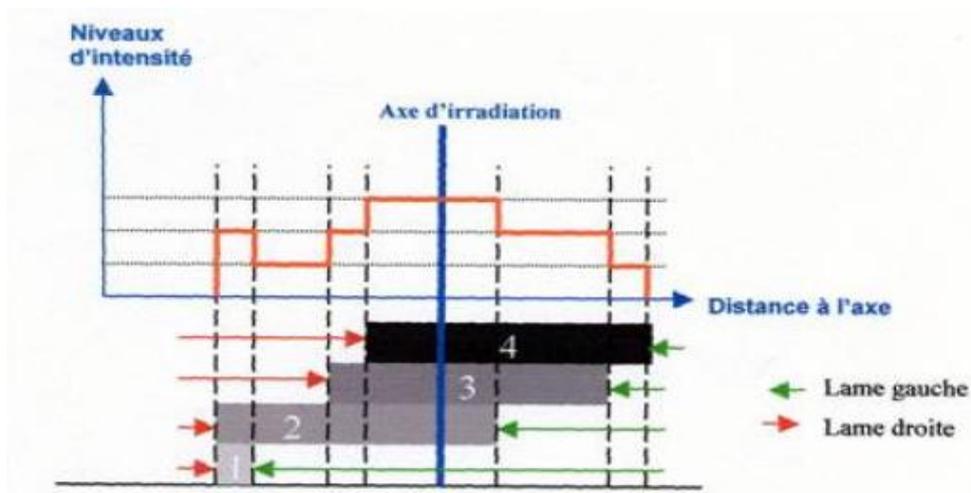
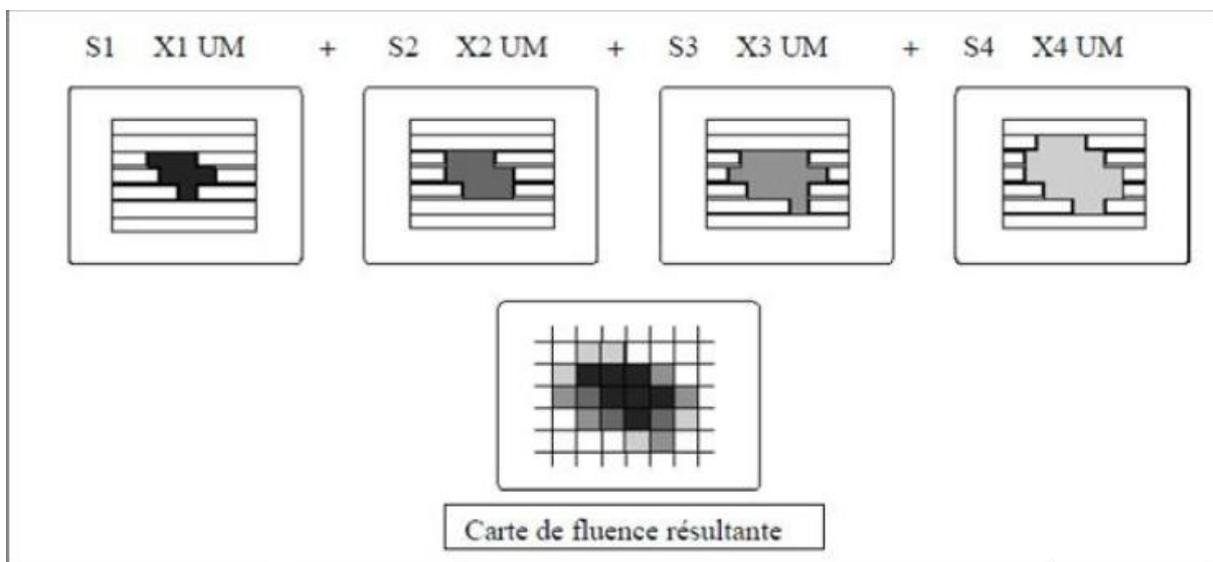


Figure montrant le principe d'obtention de la modulation d'intensité en mode statique, superposition de quatre segments générant quatre niveaux d'intensité.

**b. Mode dynamique :**

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

Les lames se déplacent dans la même direction. Le traitement débute avec toutes les lames positionnées sur un même côté du champ à réaliser (par exemple à gauche). Ensuite, les lames de droite s'ouvrent à une vitesse variable en fonction de leur position par rapport à l'axe. Leurs opposées (celles de gauche) se déplacent dans le même temps à vitesse variable pour refermer le faisceau [9].

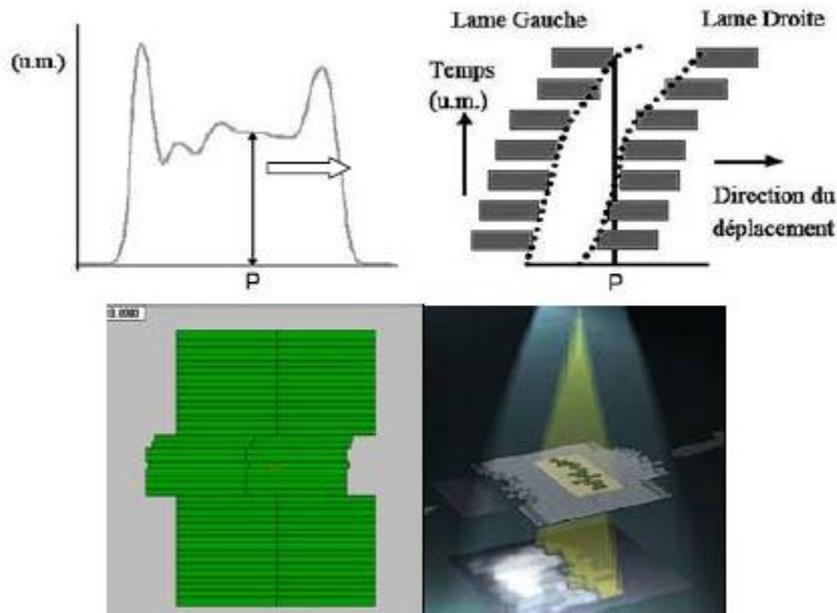


Figure montrant le principe d'obtention de la modulation d'intensité en mode dynamique

#### 4. Les collimateurs multilames :

Les problèmes physiques générés par les contraintes mécaniques et géométriques des MLC sont gérés de façon diverse et plus ou moins effective dans les systèmes de planification commercialisés actuellement. Généralement, ils sont compensés par l'introduction de paramètres dosimétriques supplémentaires [8,9,10].

##### 1. Transmission :

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

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

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

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

Certains systèmes de calcul utilisent deux valeurs de transmission : la transmission principale et un décalage dosimétrique (transmission additionnelle) lié à la forme arrondie des lames de certains collimateurs qui permet d'ajuster les distributions de dose calculée et mesurée. D'autres ne considèrent qu'une valeur de transmission par énergie. Dans ce cas, il convient de déterminer une valeur moyenne de cette transmission dans les conditions de référence [16].

##### 2. Focalisation :

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

De plus, l'arrondi du front des lames de certains MLC augmente la transmission en bord de celles-ci et la pénombre. Ce phénomène, d'incidence faible pour des champs statiques, devient non négligeable pour des irradiations dynamiques car son effet se répartit sur toute la largeur du champ irradié [9].

### 3. Profil latéral des lames :

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

La synchronisation des lames réduit l'amplitude de cet effet mais au détriment de la qualité de la modulation [9,10].

### 4. Précision de la position des lames :

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

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

Une erreur de 1mm sur une fenêtre de 1cm peut conduire à une variation de dose de 10% [9].

### 5. Vitesse de déplacement des lames :

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

Par contre en mode dynamique, une vitesse de lame stable conduira à un profil d'intensité uniforme alors qu'une variation de la vitesse des lames au cours de l'irradiation introduira des fluctuations au niveau des profils [17].

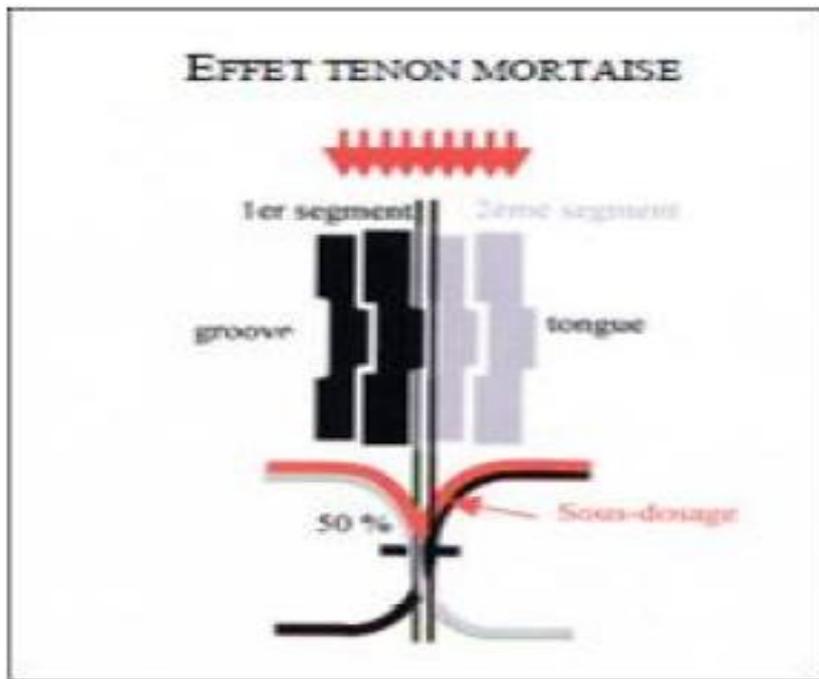


Figure montrant la schématisation de l'effet tenon-mortaise en mode statique.

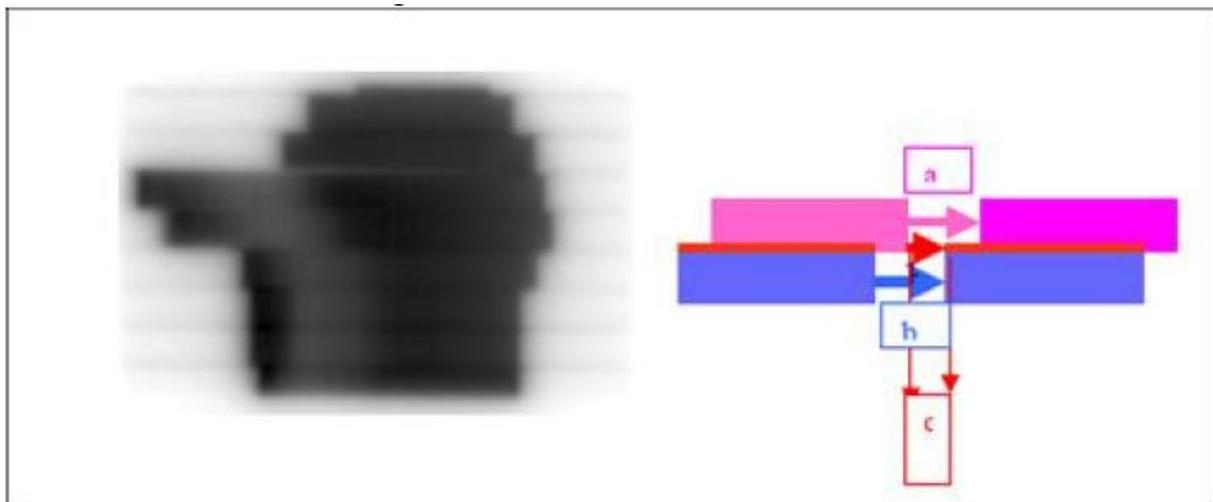


Figure montrant l'effet tenon mortaise en mode dynamique non synchronisé.

## 5. Système de planification inverse :

### 1. Configuration du système :

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

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

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

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

L'acquisition des données dosimétriques telles que:

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

Demande une grande précision et un équipement adapté, compte tenu de la spécificité des mesures [8,9,10,17].

### 2. Système de planification inverse :

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

Quelque soit le mode de production de la modulation d'intensité, la planification inverse permet de calculer la fluence théorique des faisceaux qui est convertie en position de lames par le séquenceur, logiciel spécifique permettant de programmer le mouvement des lames [17].

Après cette étape, on dispose donc d'une fluence délivrable, tenant compte des caractéristiques mécaniques et dosimétriques du MLC et d'un fichier contenant les différentes positions de lames utilisable par l'ordinateur contrôlant leur déplacement au poste de traitement. Le module de planimétrie se décompose donc en 3 parties :

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

a. L'optimisation :

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

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

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

Avec : n, nombre de volumes cibles et d'organes à risques,

d, dose calculée au volume considéré,

p, dose prescrite au volume considéré.

i, indice du voxel

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

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

La plupart des algorithmes d'optimisation en fluence sont basés sur la méthode du gradient : méthode itérative permettant de converger rapidement vers une solution. Cette méthode risque de trouver un minimum local mais est largement satisfaisante dans ce cas. Les algorithmes optimisant en sus le nombre et/ou l'angulation des faisceaux utilisent plutôt la méthode du recuit simulé. Cette méthode cherche la solution optimale de manière aléatoire, évitant ainsi les minima locaux [10,17].

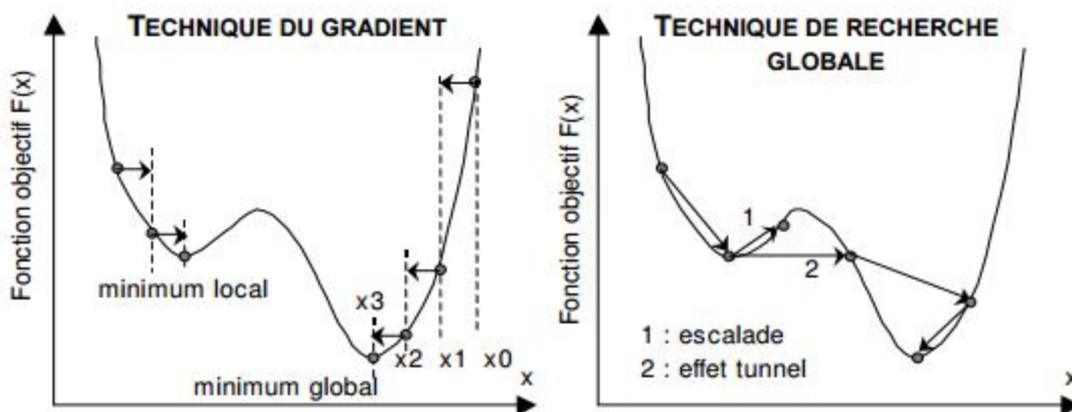


Figure montrant le principe des algorithmes d'optimisation par la technique du gradient (à gauche) et par la technique du recuit simulé (à droite).  $x$  est la variable à optimiser pour obtenir le minimum de la fonction objectif  $F(x)$ . En fonction du point de départ de l'optimisation, la technique de gradient peut conduire à un minimum local qui ne correspond pas au plan optimal. Les techniques globales permettent de pouvoir sortir d'un minimum local par effet tunnel ou par escalade.

b. La segmentation ou séquençement :

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

L'algorithme séquenceur peut être divisé en 2 parties :

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

En mode statique, la distribution de fluence calculée, distribution continue, est discrétisée en niveaux d'intensité dont le nombre peut être défini par l'utilisateur. Différents types de séquenceur existent. Certains séquenceurs déterminent la forme des segments permettant d'obtenir un compromis entre la minimisation des effets de juxtaposition de segments (effet tenon mortaise et jonction de segment) et le temps de traitement [9,10,17].

Selon les systèmes, les différents paramètres accessibles sont :

- nombre de niveaux d'intensité : plus ce nombre sera petit et plus le spectre de fluence discontinu obtenu sera éloigné du spectre de fluence calculé. Le nombre de segments défini sera plus petit mais associé à un plus grand nombre d'UM par segment.
- nombre de segments : en supprimant les segments délivrant un faible nombre d'UM, le temps d'irradiation sera réduit mais la distribution de fluence sera plus éloignée de celle calculée et le nombre d'UM par segment pourra être augmenté.
- taille des segments : suppression des segments dont la surface est inférieure à une valeur donnée. Cette valeur permet aussi de réduire le nombre de segments et donc le temps total d'irradiation.

- effet tenon mortaise : cette option permet d'éviter que la disposition des lames entraînent des effets tenon mortaise. orifice unique : le logiciel limite le nombre d'ouverture pour un segment à une seule.

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

Le calcul doit prendre en compte : les caractéristiques mécaniques du MLC (vitesse, inter digitation des lames), les caractéristiques dosimétriques (transmission des lames, l'effet dosimétrique du bout arrondi des lames), la vitesse maximale des lames et le débit nominal maximal [10,17].

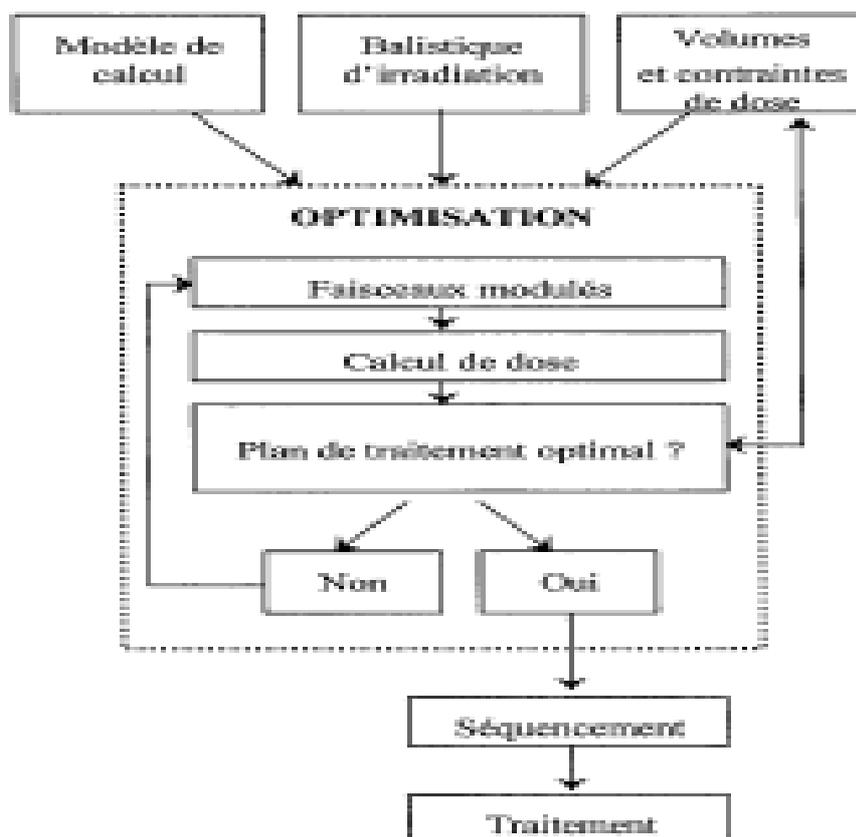
c. Calcul de dose :

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

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

Pour le calcul de dose final, il est recommandé d'utiliser les algorithmes tels que la convolution/superposition ou Monte Carlo qui permettent une meilleure prise en compte du diffusé latéral [17,18].

### Planification inverse



Etapes principales de la planification de plans de traitements pour la modulation d'intensité (planification inverse)

## B. LA RADIOTHERAPIE AVEC MODULATION D'INTENSITE POUR LES CANCERS DE LA TETE ET DU COU :

La plus fréquente et sérieuse complication à long terme de la radiothérapie des cancers de la tête et du cou est indiscutablement la xérostomie. Les avantages dosimétriques de la radiothérapie avec modulation d'intensité permettent d'obtenir une épargne significative de l'irradiation des glandes salivaires.

La mise en place de cette technique en pratique courante nécessite dans un premier temps de sélectionner avec rigueur les indications des patients relevant de cette approche. Elle impose d'appréhender au préalable tous les concepts cliniques, chirurgicaux, d'imageries classiques et fonctionnelles, pour définir le volume tumoral et les extensions potentielles de la tumeur. Cette démarche doit bien évidemment concerner l'extension ganglionnaire et ses risques spécifiques en fonction de la localisation du primitif. Elle requiert enfin une approche de la définition des organes à risque basée sur leur structure fonctionnelle et précisées par le rapport de l'International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU) [19,20].

Ces éléments sont à la base d'une prescription datée et signée de l'oncologue radiothérapeute définissant les doses limites intervenant dans les contraintes de la dosimétrie inverse. À l'issue de cette étape médicale de préparation, le traitement des données et la préparation dosimétrique par l'équipe de physique requièrent les logiciels de dosimétrie inverse. La validation du plan de traitement par l'oncologue radiothérapeute est un compromis entre la nécessité de délivrer une dose optimale au sein du volume tumoral et le respect des contraintes de dose aux organes à risque. Elle précède la validation dans le cadre des programmes d'assurance de qualité de l'ensemble de la planification thérapeutique. Cette démarche dosimétrique vise à contrôler que la dose calculée sera bien celle délivrée dans les conditions d'utilisation de l'accélérateur linéaire [20].

## 1- Sélection des indications:

La mise en place de cette technique s'intéresse en premier chef au traitement des tumeurs des sinus de la face et du nasopharynx. Elle concerne ensuite le concept de protection des tissus sains et essentiellement des glandes salivaires. Elle s'adresse à la radiothérapie postopératoire, dominée par la difficulté de délivrer des chimioradiothérapies dans un tissu fragilisé par la chirurgie en raison de la toxicité, notamment muqueuse et cutanée, majeure. Dans les perspectives de développement de la technique, indication émergente ou bénéficiant de cette nouvelle technologie, le traitement des récurrences locales, la possibilité de proposer des études d'escalade de dose et enfin l'extension de ces indications de chimioradiothérapies chez les patients âgés viennent radicalement modifier nos habitudes dans la prise en charge des cancers de la tête et du cou [20,21].

### a- Radiothérapie des sinus de la face et du nasopharynx:

La problématique de la prise en charge des tumeurs du nasopharynx s'apparente à celle des tumeurs des sinus de la face par la nécessité de préserver des organes sensibles tels que les structures oculaires et auditives, une grande quantité de muqueuse, les glandes salivaires et l'articulation temporo-mandibulaire. La proximité de la partie haute de la moelle et du tronc cérébral illustre le compromis difficile entre tolérance des tissus sains et contrôle local dépendant de la dose délivrée à la tumeur. L'étude de phase II du Radiation Therapy Oncology Group (RTOG) 0225 publié par Lee et al. a clairement montré que la mise en place de cette technique, avec ou sans chimiothérapie, dans le traitement des tumeurs du nasopharynx était possible dans un contexte multicentrique avec un taux de contrôle locorégional de 90 %. Parmi les 68 patients analysés dans l'étude, une mucite aiguë de grade 4 a été enregistrée dans 4,4 % des cas. Seuls 3 % des patients ont décrit une xérostomie de grade 3 permettant de valider, dans un contexte

multicentrique mais contrôlé, les publications princeps du Memorial Sloan Kettering Cancer Center. L'analyse des sites d'échecs cliniques chez les patients traités pour un cancer du nasopharynx par irradiation avec modulation d'intensité a été conduite par une équipe de Hong Kong, reprenant pour 193 patients l'iconographie des récidives locales avec fusion des images dosimétriques initiales. Seize échecs locaux et neuf rechutes ganglionnaires régionales ont été enregistrés, ce qui permettait de conclure que la radiothérapie avec modulation d'intensité procurait un excellent contrôle locorégional. L'échec à distance restait le problème majeur de la prise en charge de cette maladie [21].

La thématique de la prise en charge des cancers des sinus de la face est différente. Elle concerne moins les aires ganglionnaires de drainage, peu souvent concernées dans la définition des volumes cibles, que la préservation des structures oculaires, rendant nécessaire d'optimiser la distribution de dose. Il a été démontré par l'équipe de Leuven dans une série rétrospective de patients recevant une radiothérapie par modulation d'intensité postopératoire de 66 à 66Gy comparée à une radiothérapie conformationnelle une meilleure survie sans récurrence chez les patients ayant reçu une RCMI de 66 à 66Gy après la chirurgie, par rapport à des patients irradiés sans modulation d'intensité (60 % contre 72 % ;  $p = 0,02$ ). Aucune toxicité de grade 3-4 n'a été rapportée chez les patients bénéficiant de cette technique. La mise à jour de la série princeps de Ghent, publiée par Madani et al. , a confirmé ces chiffres en insistant notamment sur le fait qu'aucun patient parmi les 84 analysés avec un recul de 40 mois n'a été atteint de cécité. Seul un patient a été atteint d'une sténose du canal lacrymal. Une ostéoradionécrose de la mandibule et une nécrose cérébrale ont été décrites chez un des cinq patients ayant été traités par réirradiation [22].

b- Préservation salivaire:

La complication indésirable à long terme la plus fréquente et la plus invalidante de l'irradiation des cancers de la tête et du cou est la xérostomie. Elle affecte l'alimentation, la déglutition et les fonctions d'élocution. Elle augmente les risques de surinfection locale et les problèmes dentaires. Elle contribue à altérer le goût et à dégrader tous les indicateurs de qualité de vie du patient. Les avantages dosimétriques de la radiothérapie par modulation d'intensité permettent de prévenir cette complication majeure. L'évaluation de la qualité de vie doit être considérée comme un objectif majeur de l'irradiation cervicofaciale. Elle est retenue comme le critère principal d'évaluation d'une intervention thérapeutique le plus important après la survie globale selon les critères de l'American Society of Clinical Oncology (ASCO). Il faut également souligner que dans cet objectif d'épargne des glandes salivaires, il n'est pas négligeable de considérer l'effet protecteur vis-à-vis des muqueuses saines, intégrées comme organe à risque inclus dans les contraintes du système de dosimétrie inverse et contribuant à favoriser la tolérance des traitements [23,24,25].

2- Surimpression intégrée:

La radiothérapie avec modulation d'intensité offre un potentiel nouveau d'escalade de dose pour les cancers de la tête et du cou. Elle permet d'augmenter la dose maximale délivrée au volume cible en maintenant la dose aux organes critiques à un niveau connu acceptable. Dans une stratégie de complément d'irradiation intégré (« integrated boost »), le volume tumoral macroscopique et le volume cible anatomoclinique, peuvent être irradiés simultanément à des niveaux de dose différents grâce à la RCMI. En respectant les doses de tolérance aux organes critiques et les critères d'homogénéité de la distribution de la dose, la dose maximale délivrée aux volumes cibles cliniques peut varier jusqu'à plus de 86 Gy. Les avantages de l'utilisation de cette stratégie sont multiples. Il a été démontré que la distribution de dose peut être optimisée par ce concept [20,26].

### III. ASSURANCE DE QUALITE DE LA RCMI DE LA TETE ET DU COU

#### A. Définition des termes :

La mise en œuvre de toute nouvelle technique de traitement doit s'accompagner d'une réflexion sur les moyens et les méthodes nécessaires permettant, dans un premier temps d'assurer une installation et une mise en route de cette technique dans des conditions suffisantes de sécurité, et dans un second temps de garantir un bon fonctionnement de ce même matériel en routine. Cette obligation est édictée par la législation dans le texte de la directive européenne EURATOM 97/43 par la définition même de l'assurance de qualité et du contrôle de qualité associé [9].

#### 1. Assurance de Qualité :

Ensemble des opérations ou procédures prévus et systématiques nécessaires pour garantir, avec un niveau de confiance satisfaisant, qu'une installation, un système, une pièce d'équipement fonctionnera de manière satisfaisante conformément à des normes convenues.

En radiothérapie, ces procédures ont deux différents buts :

- Spécification d'équipement
- Spécification de patient
- L'assurance qualité (AQ) de la RCMI se compose de quatre tâches principales
- Mise en service et contrôle des systèmes de planification et de livraison du traitement
- AQ de routine des systèmes de livraison du traitement (quotidien, mensuel, Annuel).
- Validation de plan de traitement spécifique au patient : assurer un traitement précis et sûr au patient
- AQ en temps réel de l'administration du traitement au patient.

## 2. Contrôle de Qualité :

Fait partie de l'assurance de qualité. Correspond à l'ensemble des opérations (programmation, coordination, mise en œuvre) destinées à maintenir ou à améliorer la qualité. Il englobe la surveillance, l'évaluation et le maintien aux niveaux requis de toutes les caractéristiques d'exploitation des équipements qui peuvent être définies, mesurées et contrôlées.

## B. Les composantes d'AQ de la RCMI et Recommandations :

### 1. Contrôle de Qualité de l'accélérateur :

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

Il convient donc de connaître :

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

En cas d'arrêt de l'irradiation volontaire ou involontaire, le débit nominal, l'homogénéité et la symétrie du faisceau doivent être instantanément retrouvés quel que soit le système d'arrêt (grille (Varian), déphasage (Siemens) et arrêt du faisceau (Elekta)) [9,10 ,17].

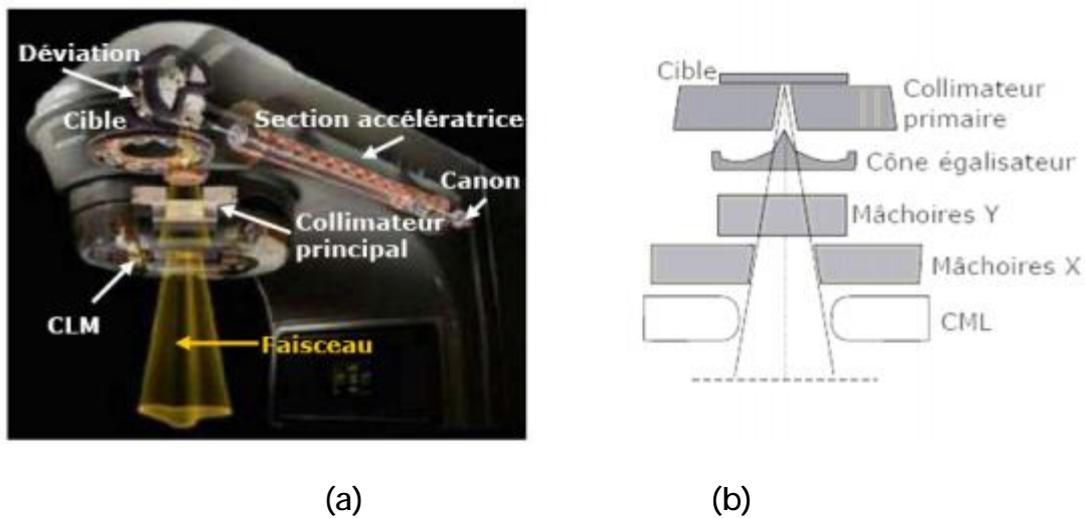


Figure montrant: (a) Principe de fonctionnement d'un accélérateur linéaire (Clinac 23EX) et (b) Représentation schématique de la conception de la tête de l'accélérateur où l'on observe que pour le constructeur Varian Medical Systems, le collimateur multilame est un élément additionnel placé sous les mâchoires principales.

a) Linéarité de la chambre moniteur :

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

Ø Procédure :

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

Les mesures sont réalisées dans un fantôme, dans des conditions de référence sur l'axe du faisceau, bras à 0°, DSA 100cm, champ 10x10cm<sup>2</sup>, profondeur de référence. La référence M100 est obtenue pour 100UM.

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

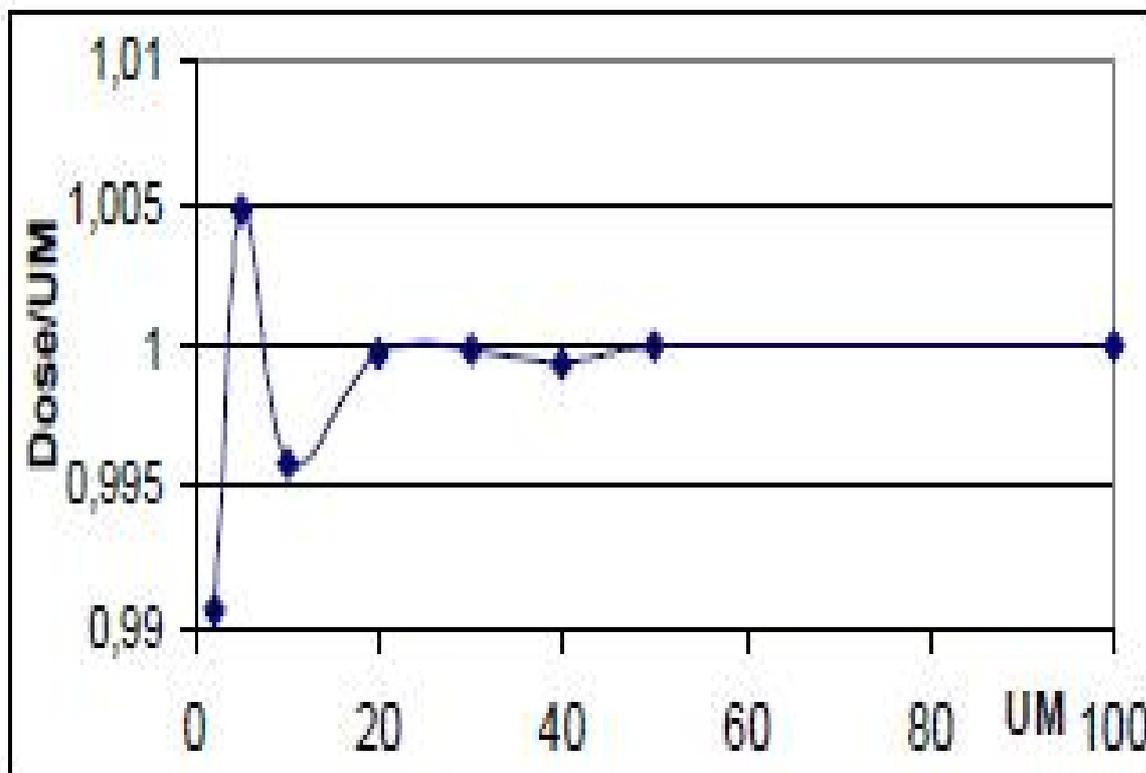


Figure montrant la Linéarité de la chambre moniteur : exemple de variations du débit en fonction du nombre d'UM.

Ø Fréquence: Semestriel

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

Ø Tolérance:

Les constructeurs donnent des tolérances sur la variation du débit de dose de  $\pm 3\%$  pour 1 UM et  $\pm 1$  à  $2\%$  à partir de 2 UM. Ce paramètre est réglable sur chaque machine et une variation voisine de  $1\%$  peut être obtenue même à partir de la première UM chez certains constructeurs [9,10].

b) Symétrie et homogénéité :

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

Ø Procédure :

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

Ø Fréquence et tolérance :

Il est recommandé d'appliquer les mêmes règles que pour les champs classiques [17].

## 2. Contrôle de Qualité des collimateurs multilames :

### a. Calibration absolue des lames :

Cette calibration n'est pas spécifique à la RCMI mais les critères d'acceptabilité sont plus rigides de par l'influence de la superposition de segments de petites dimensions [9].

Ø Méthode Varian :

#### Objectif:

Déterminer la position absolue de chaque banc de lames ainsi que l'écart entre les lames opposées. Vérifier le parallélisme et la symétrie des bancs de lames par rapport à l'axe.

#### Procédure:

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

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

Cette procédure nécessite la présence du constructeur.

#### Fréquence:

Avant la mise en oeuvre de la modulation d'intensité afin d'obtenir les valeurs de référence. Après chaque intervention sur le MLC.

Sinon annuelle.

#### Tolérance:

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

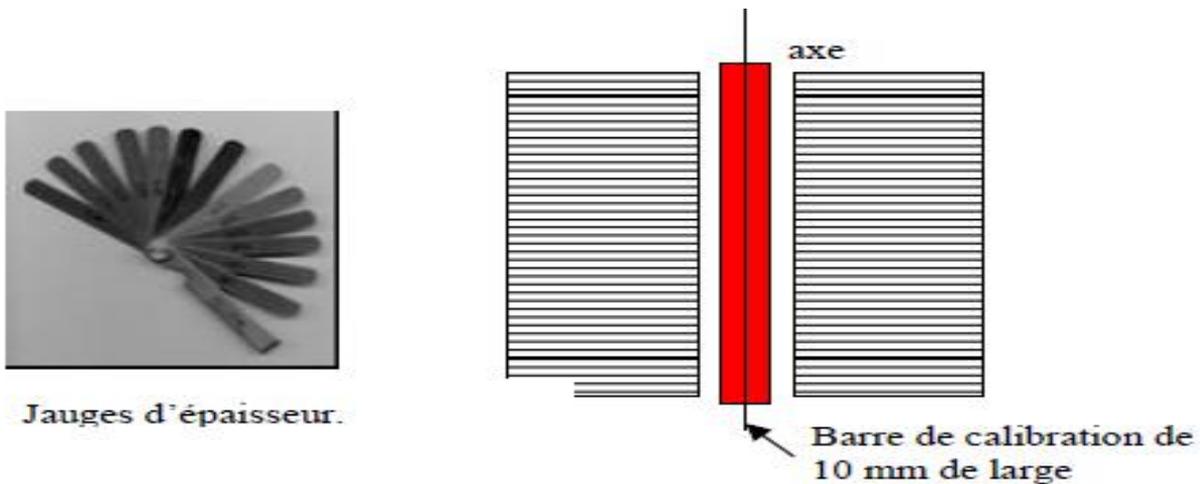


Figure montrant la Procédure de calibration des lames, méthode Varian.

Ø Méthode Elekta :

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

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

Fréquence:

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

Sinon annuelle.

Tolérance:

$\pm 0.2\text{mm}$

a. Mode statique :

Ø Alignement et positionnement des lames :

*Test qualitatif :*

Objectif:

Vérifier l'alignement des bancs de lames.

Procédure:

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

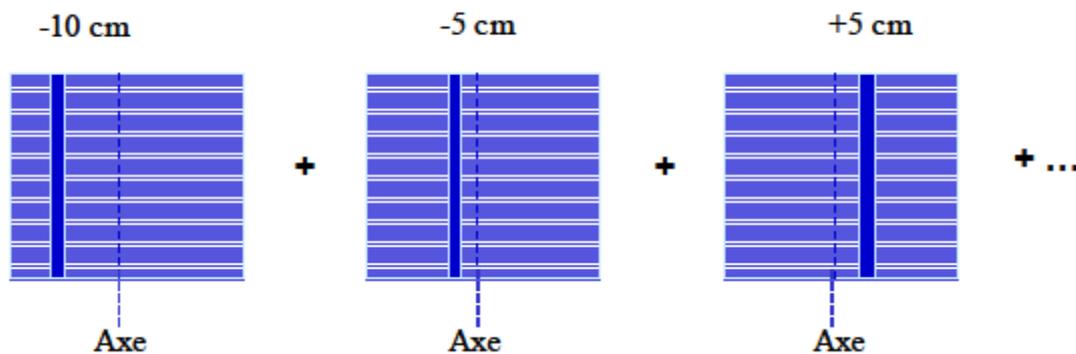


Figure montrant la Procédure du test qualitatif d'alignement et de positionnement des lames.

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

Fréquence :

Hebdomadaire, après toute intervention sur le MLC.

Action :

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

*Test quantitatif :*

Objectif :

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

Procédure :

On irradie des bandes de 3cm de largeur à différentes positions par rapport à l'axe du champ. On utilise pour cela un fantôme équivalent eau. Le bras de l'accélérateur linéaire d'électrons est à 0° ainsi que le collimateur. Le film est positionné à la profondeur de référence (DSA=100cm). Le film est analysé à l'aide d'un photo-densitomètre par comparaison des profils mesurés avec les profils théoriques pour chaque paire de lames.

Fréquence :

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

Tolérance :

± 1mm en statique.

Ø Comparaison position réelle / position demandée du banc de lames :

Objectif:

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

Procédure:

On utilise pour cela un fantôme équivalent eau. Le bras de l'accélérateur linéaire d'électrons est à 0° ainsi que le collimateur. Le film est positionné à la profondeur de référence (DSA=100cm). On irradie un film par deux hémi champs jointifs suivant un axe perpendiculaire aux lames. Ce test permet de visualiser un défaut de banc de lames.

Fréquence:

Hebdomadaire.

Tolérance:

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

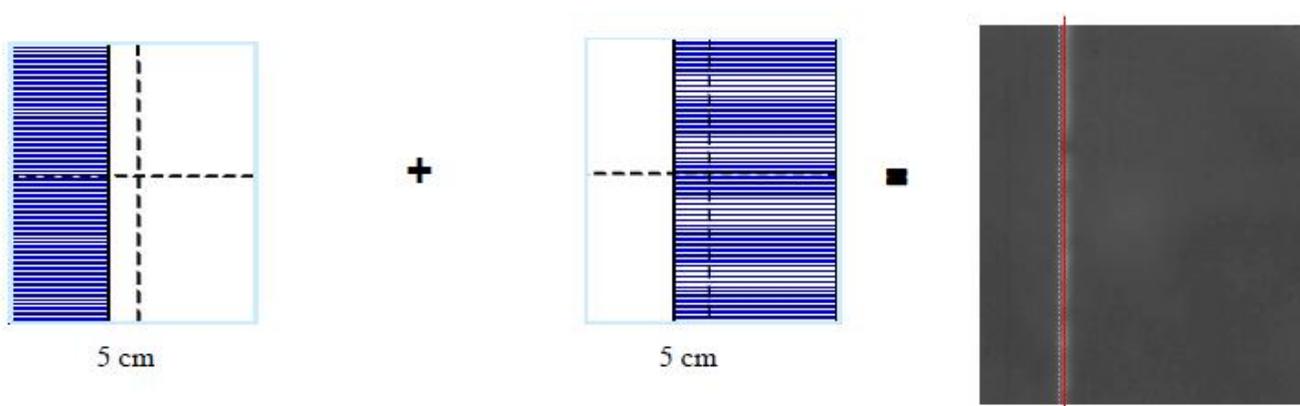


Figure montrant la Comparaison position réelle/position demandée des lames:  
procédure et film résultant avec la ligne de jonction.

## Ø Récapitulatif des contrôles en mode statique:

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

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

b. Mode dynamique :

Ø Vérification du positionnement des lames : Test du « Garden Fence » :

Objectif:

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

Procédure:

Déplacement d'une fenêtre de 1mm à vitesse constante et s'arrêtant tous les 2cm. Taille du champ 10x40cm<sup>2</sup>.

Ainsi, un film placé perpendiculairement à l'axe dans le plan de l'isocentre est irradié, l'image attendue est une succession de bandes rectilignes régulièrement espacées. Cela permet une représentation du mouvement des lames en fonction de la dose délivrée [9,27].

Sensibilité du test:

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

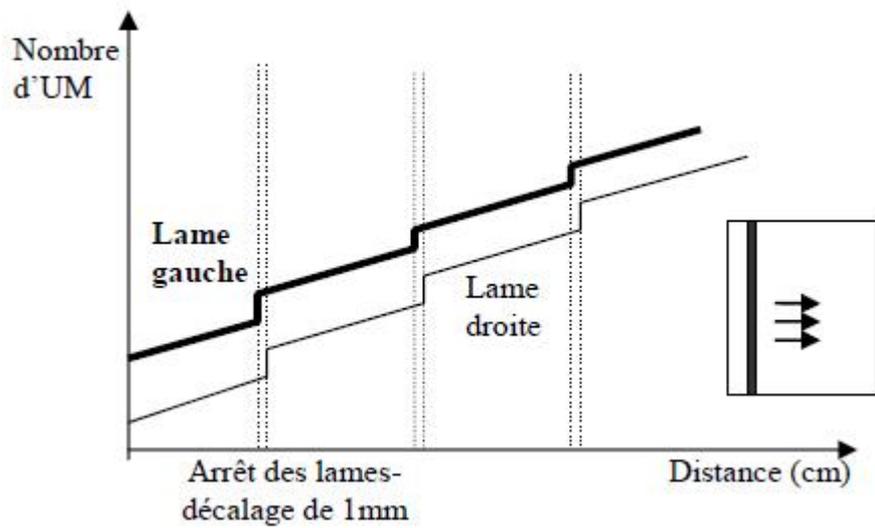
Fréquence:

Hebdomadaire bras à 0°.

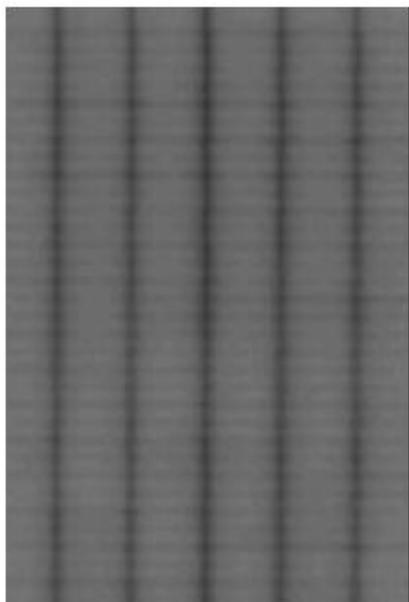
Il est recommandé de vérifier les autres positions cardinales par permutation circulaire.

Tolérance:

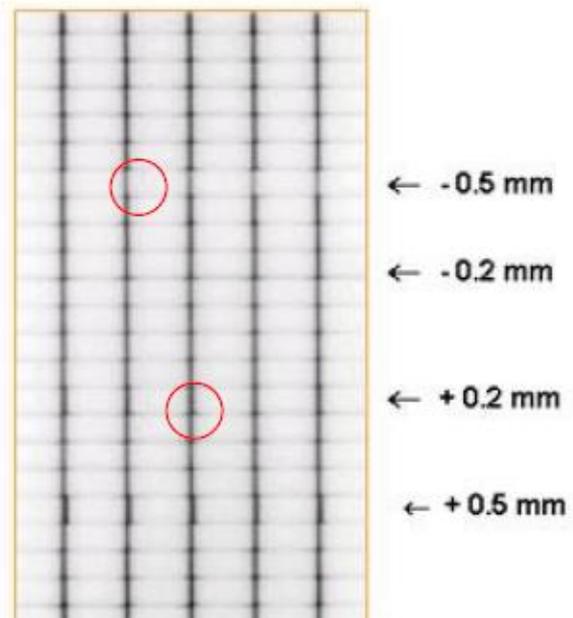
±0,2mm.



(a)



(b)



(c)

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

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

Objectif:

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

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

Procédure:

- Détermination initiale de la courbe de sensibilité :

Mesure de la dose, bras à 0°, en faisant varier la largeur d'une fenêtre glissante (par exemple de 2 à 7 mm) à vitesse constante (même nombre d'Unités Moniteur) couvrant un champ de 10x10cm<sup>2</sup>. La chambre d'ionisation (de petite dimension) est placée dans l'air au centre de ce champ à l'isocentre ou dans un dispositif fixé à la base du collimateur (bloc Top). Les mesures sont normalisées par rapport à la dose mesurée dans les mêmes conditions géométriques pour un champ 10x10cm<sup>2</sup> statique, après avoir retranché la transmission à travers les lames pleines [9,17].

La courbe donnant la dose normalisée en fonction de la largeur de la fenêtre et la droite de régression linéaire associée est établie :  $(D_{fente-transmission})/D_{10x10cm^2} = a \times fente + b$ . Cette droite permet d'établir une relation entre les écarts de doses mesurées quotidiennement et les erreurs de positionnement des lames [17].

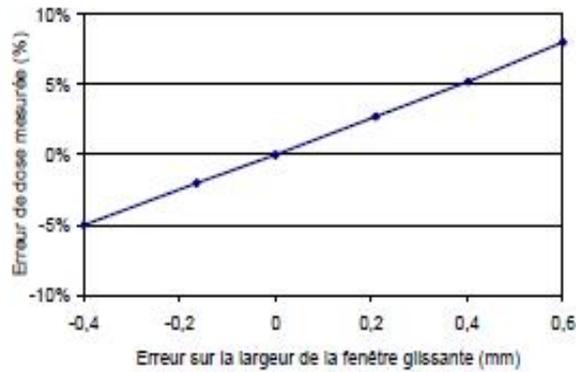


Figure montrant la droite de régression représentant l'influence de l'erreur de positionnement des lames pour une fente de 5mm se déplaçant à vitesse constante normalisée par rapport à un champ ouvert de 10x10cm<sup>2</sup>.

- Vérification quotidienne.

Mesure de la dose correspondant au déplacement, à vitesse constante, d'une fenêtre glissante de 4 à 5mm couvrant un champ de 10x10cm<sup>2</sup> dans les conditions expérimentales décrites précédemment.

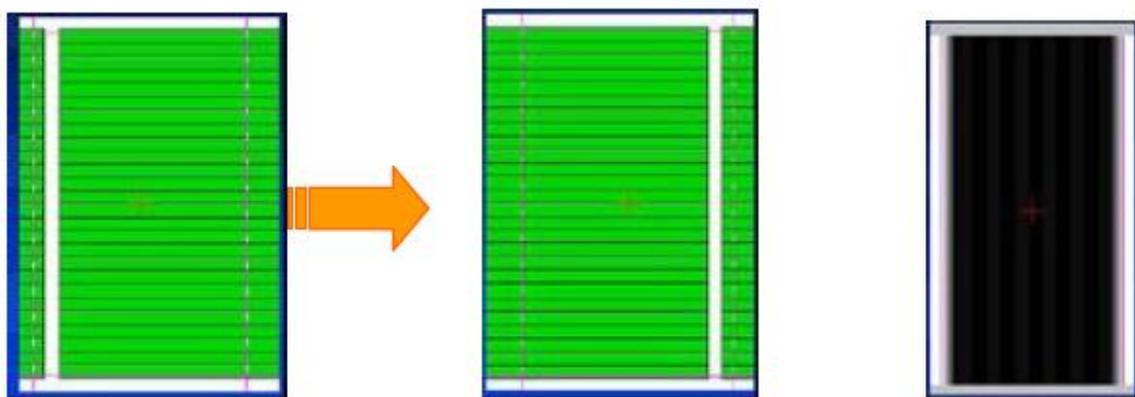


Figure montrant la Procédure et le résultat du test de la fenêtre glissante.

La lecture de la chambre d'ionisation au centre doit être proportionnelle au nombre d'UM.

Le film (Figure ci-dessus) montre l'uniformité de dose.

Sensibilité du test:

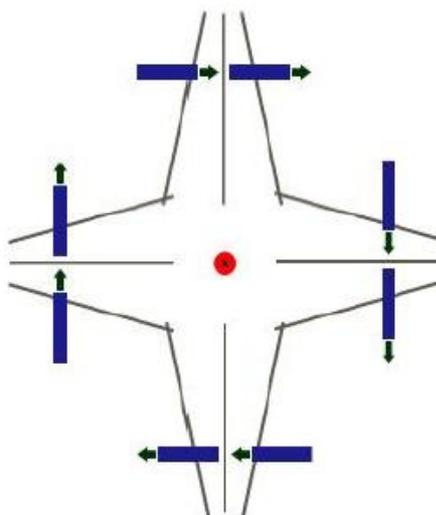
La sensibilité de ce test est fonction :

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

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

Test de gravité:

Evaluation de l'influence de la gravité sur le positionnement des lames et des chariots



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

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

Fréquence:

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

Tolérance:

$\pm 0.2\text{mm}$  quelle que soit la position du bras.

Ø Vérification de la stabilité de la vitesse des lames :

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

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

L'instabilité de la vitesse des lames peut également traduire une fatigue des moteurs pouvant conduire à une panne [9,10].

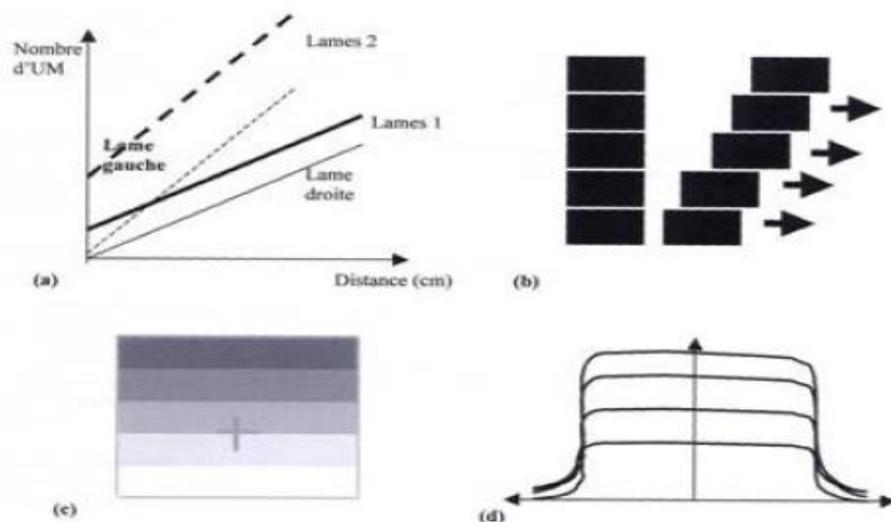


Figure montrant la Vérification de la stabilité de la vitesse des lames (a) représentation des trajectoires de 2 paires de lames, (b) position de départ des lames, (c) film obtenu sur lequel différents niveaux de dose sont visibles, (d) profils de dose obtenus pour chaque vitesse.

Le contrôleur du MLC vérifie en « permanence » la cohérence entre la position effective des lames et la position attendue déterminée par le séquenceur dans la limite des tolérances fixées par l'utilisateur (0,1 à 0,5cm). Le maintien de ces tolérances est obtenu par ajustement de la vitesse. Lorsque la vitesse maximale réalisable est atteinte, c'est le débit de dose qui est ajusté. Cet ajustement peut aller jusqu'à l'interruption totale du faisceau dans l'attente d'un positionnement correct des lames conduisant à un fonctionnement instable de la machine. Pour éviter ce fonctionnement en dent de scie, il est nécessaire de s'assurer que la vitesse maximale des lames n'est atteinte que peu souvent [17].

Procédure:

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

1- Ouverture du collimateur  $10 \times L \text{ cm}^2$  (L = Longueur maximum du champ déterminé par le MLC).

2- Acquisition du profil en champ fixe selon la largeur du champ.

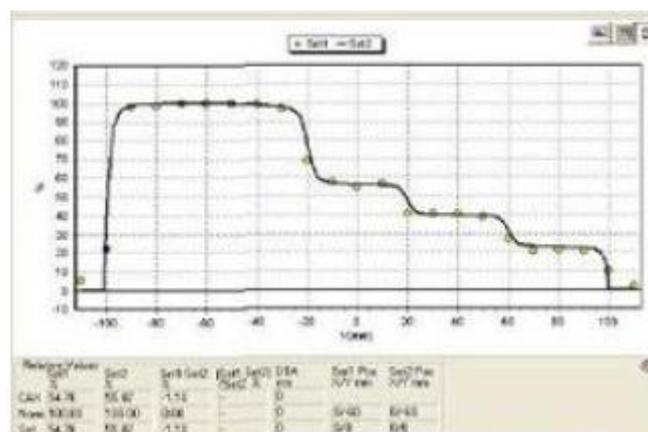
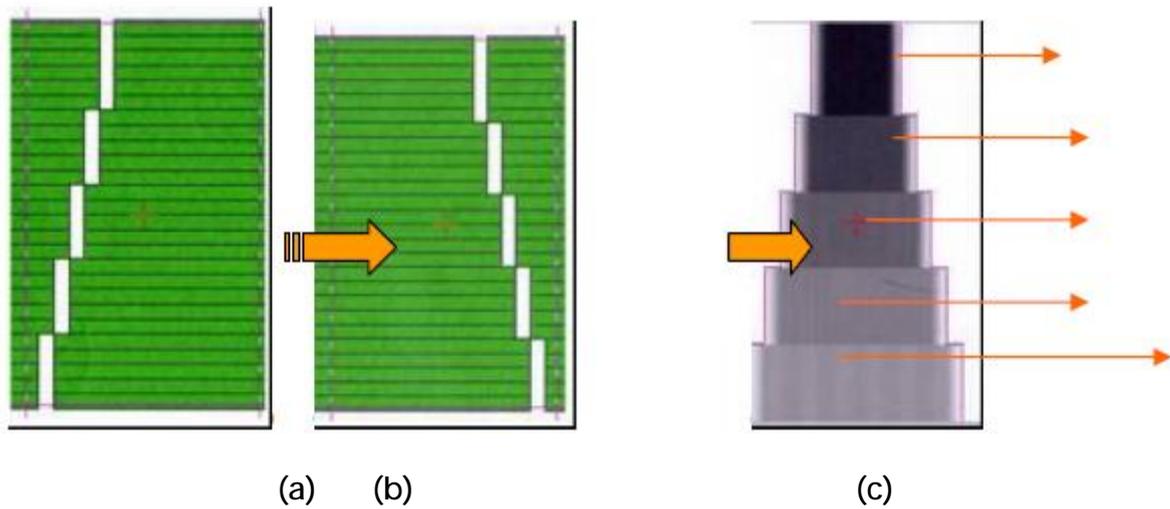
3- Déplacement de fenêtres de largeurs constantes et différentes d'une paire de lames à l'autre.

4- Acquisition des profils dans le sens de déplacement des lames.

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

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

Afin s'assurer de l'absence d'effets liés à l'accélération et à la décélération des lames, des arrêts peuvent être programmés pendant la séquence [9,17].



(d)

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

Sur la figure ci-dessus, l'amplitude des profils (d) est proportionnelle à la vitesse de déplacement.

Fréquence:

A la recette.

Après chaque intervention sur le contrôleur du MLC.

Annuel pour déceler une fatigue des moteurs.

Tolérance:

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

Ø Transmission des lames :

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

Certains systèmes de calcul utilisent deux valeurs de transmission : la transmission principale et un décalage dosimétrique (transmission additionnelle) lié à la forme arrondie des lames de certains collimateurs qui permet d'ajuster les distributions de dose calculée et mesurée. D'autres ne considèrent qu'une valeur de transmission par énergie. Dans ce cas, il convient de déterminer une valeur moyenne de cette transmission dans les conditions de référence [9,10,17].

Ø Transmission principale:

Procédure:

La mesure de la transmission des lames est effectuée en réalisant le rapport des lectures obtenues, à la profondeur de référence pour un champ  $10 \times 10 \text{cm}^2$  ouvert et pour un champ pour lequel les lames sont entièrement fermées avec une ouverture de collimateur principal de  $10 \times 10 \text{cm}^2$ . Les mesures peuvent être réalisées à l'aide d'une chambre d'ionisation et/ou d'un film placé perpendiculairement à l'axe d'irradiation.

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

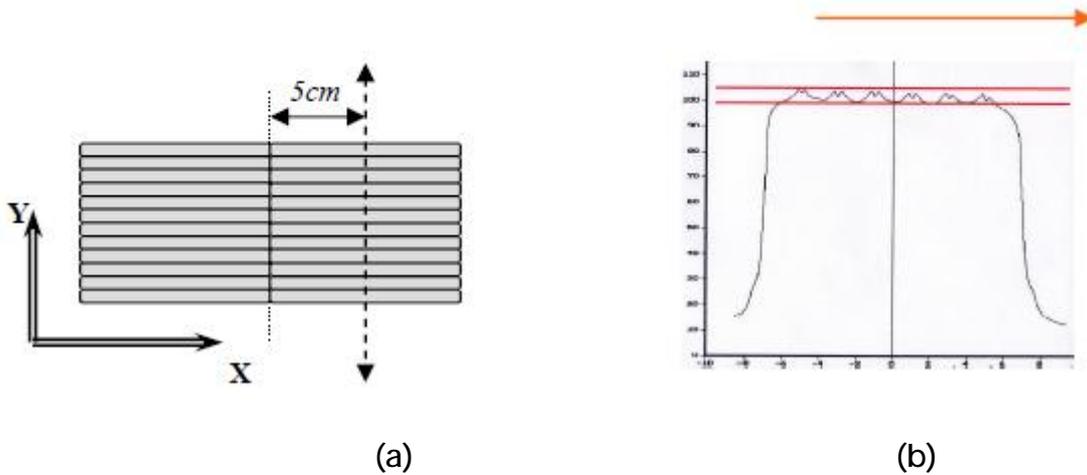


Figure montrant la Détermination de la transmission des lames, (a) procédure ; (b) analyse.

Le positionnement de la chambre d'ionisation :

- dans un sens perpendiculaire aux lames permet d'intégrer la fuite inter-lames dans le facteur de transmission (selon la largeur des lames dans le plan de l'isocentre et le volume de mesure de la chambre).
- dans le sens des lames entre 2 lames puis légèrement décalé de la moitié de l'épaisseur d'une lame permet de différencier la transmission intrinsèque de la fuite inter-lames [17].

Fréquence:

A la recette de l'appareil.

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

Annuelle pour vérifier la valeur du SPT.

Tolérance:

Doit rester dans les spécifications du constructeur

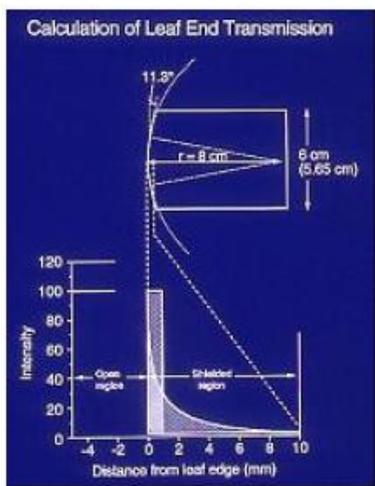
ü Décalage dosimétrique (Transmission additionnelle):

Objectif:

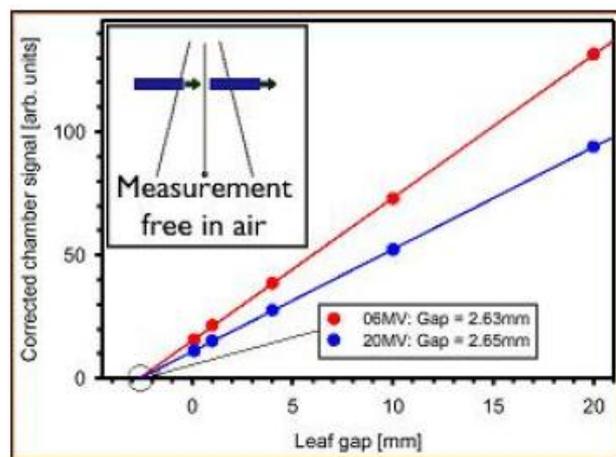
Compenser l'élargissement du champ irradié provenant de la transmission partielle à travers le bout arrondi des lames du MLC [28].

Procédure:

Plusieurs irradiations sont effectuées à l'aide de fenêtres glissantes de tailles différentes. La dose est mesurée à l'isocentre (dans l'air ou dans un fantôme). La valeur du DLS (dosimetric leaf separation ou élargissement dosimétrique) est obtenue par extrapolation pour une dose nulle de la courbe représentant la dose mesurée sans la transmission en fonction de la largeur de la fenêtre. Cette valeur est négative car il faut fermer les lames pour compenser ce phénomène de transmission du bout des lames [9,10,17,28].



(a)



(b)

Figure montrant le Décalage dosimétrique : (a) définition, (b) mesures réalisées pour différentes tailles de fenêtres glissantes et extrapolées pour une dose nulle.

Fréquence:

Après toute intervention sur le MLC. Il peut être intéressant de le réaliser mensuellement pour avoir un suivi de l'évolution de ce paramètre majeur.

Ø Vérification du contrôleur du MLC:

Les mouvements des lames sont gérés par le contrôleur du MLC à partir du fichier provenant du séquenceur. Pour un même fichier de mouvement de lames, si on modifie le nombre total d'UM ou le débit nominal, le contrôleur ajuste la vitesse des lames et/ou le débit instantané. Il est donc nécessaire de contrôler la linéarité de la dose mesurée en fonction du nombre d'UM demandé pour une même irradiation dynamique et de s'assurer que cette dose soit indépendante du débit [28].

Procédure:

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

Fréquence:

A la mise en place de la RCMI.

Lors du changement de version du contrôleur.

### 3. Contrôle de Qualité du système de planification du traitement:

#### a- Tests spécifiques à la RCMI:

Des tests spécifiques à la RCMI adaptés à la fois au SPT et au MLC permettent d'évaluer la prise en compte des paramètres critiques tels que la dosimétrie des petits champs, la pénombre, la transmission du MLC.

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

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

Certains SPT mettent à disposition des formes de base. Lorsque ces fichiers de fluence simple ne sont pas disponibles, l'utilisateur peut les générer en appliquant le processus de dosimétrie inverse à des volumes cibles de forme complexe dans un fantôme [29].

Divers exemples sont présents dans la littérature [29,30]. Cette liste n'est pas exhaustive et chacun peut créer des tests adaptés à sa pratique. Nous présenterons dans le paragraphe suivant à titre d'exemple le test de la chaise,

#### b- Exemple en mode dynamique : Test de la chaise:

Pour la RCMI en mode dynamique, le but de ce test est de comparer les distributions de dose calculées par le SPT dans un plan frontal (à la profondeur du volume chaise) aux distributions de dose mesurées par film, ceci afin de vérifier l'adéquation des calculs et des mesures et de valider la configuration des paramètres saisis dans le SPT, tels que la transmission, le DLS. Des mesures de dose absolue par chambre d'ionisation sont également réalisables [30].

### Ø Méthode:

On définit un volume cible en forme de chaise dans un fantôme parallélépipédique. Il s'agit d'un volume en forme de chaise d'un cm d'épaisseur situé parallèlement à la surface à 5cm de profondeur. Les dimensions du faisceau sont suffisantes pour couvrir ce volume: 12x20cm<sup>2</sup>.

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

On réalise une comparaison des profils de doses calculés et mesurés dans un plan frontal (éventuellement à différentes profondeurs: 3, 5 et 10cm) suivant les axes A, B, C.

La calibration en dose est réalisée soit par un film soit par une mesure d'ionisation.

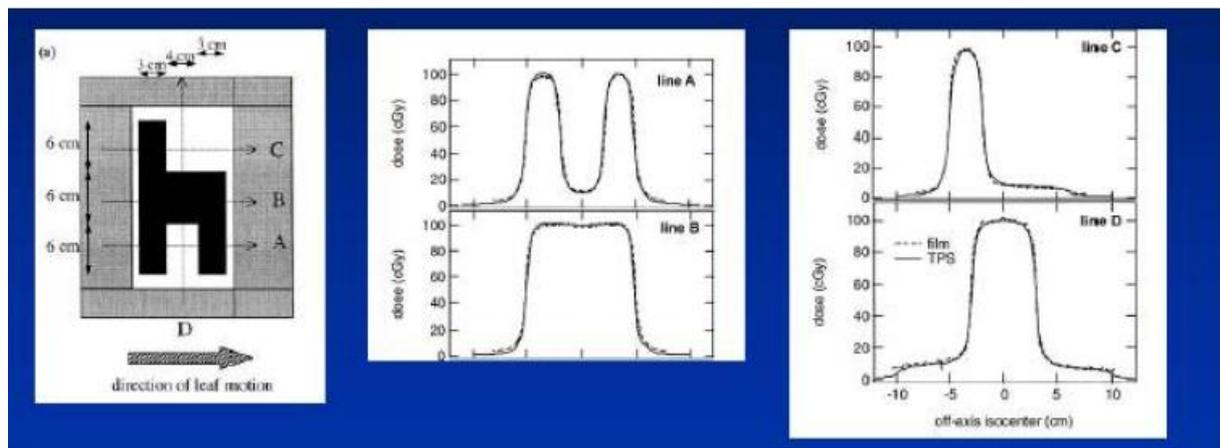


Figure montrant le Test de la chaise - Principe des mesures [30].

### Ø Résultats:

- Le profil A correspond, entre les pieds de la chaise, au déplacement des lames fermées à vitesse maximale. Dans cet espace la fluence est nulle et la dose délivrée n'est due qu'à la transmission, au DLS et à l'intervalle de sécurité séparant 2

lames opposées en mouvement «dynamic minimum leaf gap». Ce profil permet d'apprécier la précision sur l'évaluation du DLS.

- Le profil B, correspond à un mouvement de lames uniforme et à une distribution de dose homogène. Il permet de réaliser avec précision des mesures de dose par chambre d'ionisation.

- Le profil C permet de vérifier le mouvement uniforme des lames au niveau du dossier de la chaise puis, après immobilisation de ces dernières, de mesurer la dose due à la transmission.

#### 4. Contrôle de Qualité du plan de traitement:

##### a- Objectif:

L'objectif est de vérifier la capacité de la chaîne de traitement dans son ensemble à délivrer la dose planifiée pour le patient. Ces contrôles peuvent être effectués, en mode absolu et/ou relatif [7,8].

Deux moyens de mesures sont possibles :

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

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

Ø Méthode globale:

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

Ø Méthode faisceau par faisceau:

Cette solution permet de contrôler individuellement chaque faisceau, recalculé pour une position du bras de l'accélérateur linéaire d'électrons de 0°. Elle met en évidence les écarts observés entre les distributions de dose planifiées et mesurées pour chaque faisceau [31].

b- Matériels et solutions logicielles nécessaires:

Ø Le fantôme:

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

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

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

Il est bien sûr possible d'utiliser des fantômes plus complexes comme les fantômes hétérogènes et/ou de type anthropomorphe. La prise en compte des hétérogénéités par le logiciel de calcul doit avoir été préalablement vérifiée [7,8,9].

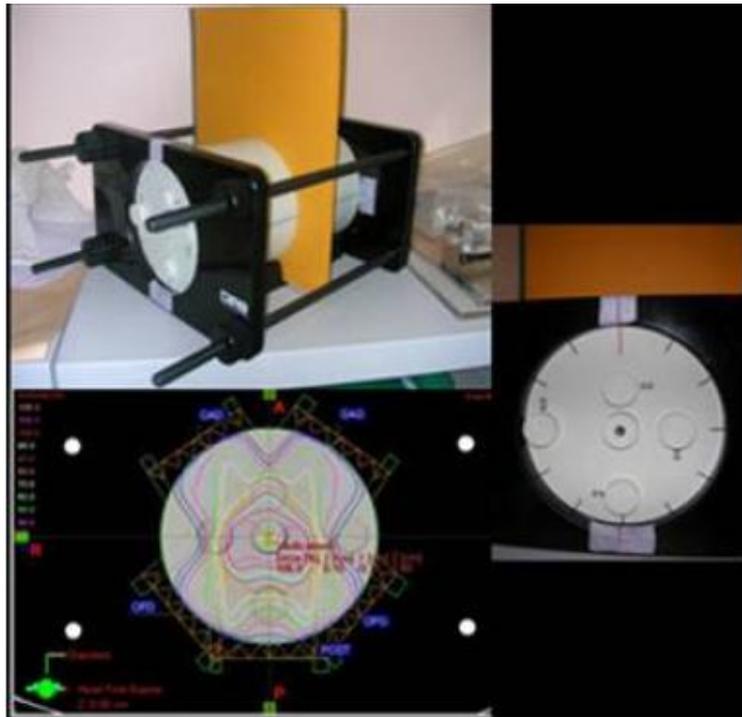


Figure montrant un exemple de fantôme « ORL » utilisé lors d'un contrôle de qualité des plans de traitement

Ø Les détecteurs:

ü La chaîne de mesure d'ionisation:

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

La problématique étant similaire à celle rencontrée en stéréotaxie intracrânienne, les mêmes recommandations s'appliquent à la RCMI. En mode statique, des dimensions inférieures ou égales au tiers du diamètre du faisceau sont généralement recommandées. On retiendra donc l'utilisation d'une détecteur de volume sensible inférieur ou égal à  $0.125\text{cm}^3$  afin d'améliorer la résolution en minimisant l'effet d'intégration de la dose dans le volume du détecteur. Pour les détecteurs de très faibles volumes (de type Pin Point, diamant), leur faible sensibilité peut être une limitation dans l'approche faisceau par faisceau et dans les zones de faibles doses. Le positionnement doit donc faire l'objet d'une grande rigueur [7,8,9,17].

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

Le tableau ci-dessous rassemble les caractéristiques des différents détecteurs utilisables dans des faisceaux de petites dimensions.

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

Tableau montrant les caractéristiques de différents détecteurs.



Figure montrant les différents détecteurs.

ü Les détecteurs 2D:

Différents types de détecteurs permettent de contrôler la distribution de dose dans un plan : les films radiographiques, les matrices de diodes ou de chambres d'ionisation, les détecteurs des systèmes d'imagerie portale (matrice de chambres, scintillateurs, silicium amorphe, ...) [17].

 *Les films argentiques:*

Présentés sous pochette, ce sont les moyens de mesure les plus répandus pour obtenir la distribution de dose dans un plan. Ils fournissent une grande quantité d'informations et la résolution spatiale de la mesure est déterminée principalement par le procédé de numérisation.

Leur utilisation pour la mesure de dose absolue nécessite un protocole rigoureux d'étalonnage et une vérification de la constance de la chaîne de développement. Le choix du film dépend du seuil de détection, de la valeur de saturation, et la variation de la réponse en fonction de l'énergie (fonction de la concentration de grains de bromure d'argent). Pour un contrôle global du traitement, les films KODAK EDR2 qui ne saturent que vers 700 cGy seront les plus adaptés [8,9,17].

 *Les films chromiques:*

Ces types de films (ISP technology) se composent d'une dispersion monomérique microcristalline mince déposée sur une base de film polyester. Le monomère, sensible aux radiations ionisantes, déclenche, lors d'une irradiation, une réaction de photo-polymérisation. Le film est translucide avant irradiation et vire progressivement au bleu lors d'une exposition aux rayonnements. Cette coloration est d'autant plus intense que la dose d'irradiation est grande et ne nécessite aucun développement chimique ou amplification. Le processus de polymérisation continue après l'irradiation entraînant une augmentation de la densité optique. L'arrêt de la polymérisation est atteint après une durée qui dépend du type de film utilisé (24h pour le type MD55 et 5h pour le type EBT).

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

La qualité des résultats peut dépendre du processus de lecture (type de scanner, orientation du film) et du protocole d'analyse (correction de non uniformité individuelle) et doit être évaluée à la mise en place de la technique [8,17].

✚ *Les matrices de diodes ou de chambres d'ionisation:*

Les matrices de chambres d'ionisation (PTW, Wellhofer) ou de diodes (Sun Nuclear) permettent d'obtenir une cartographie de la dose délivrée. Elles permettent de mesurer une distribution de dose bidimensionnelle relative ou absolue à condition d'avoir réalisé un étalonnage préalable. Leur résolution spatiale est inférieure à celle des films mais l'exploitation des résultats est instantanée [17].

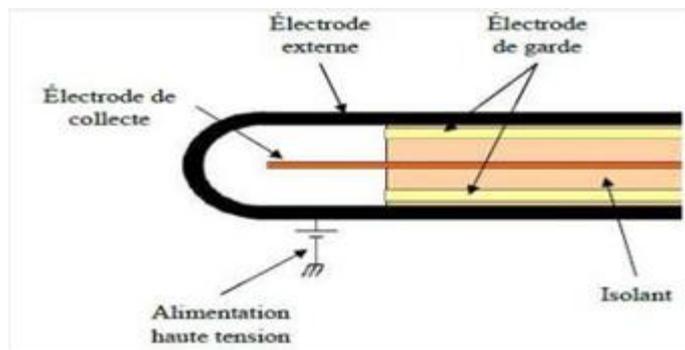
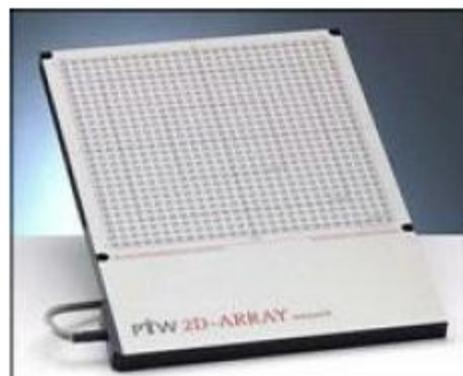


Figure montrant le schéma d'une chambre d'ionisation



(a)



(b)

Figure montrant des exemples de détecteurs 2D ; (a) Mapcheck2 (Sun Nuclear), (b) 2D Array (PTW),

### *L'imagerie numérique:*

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

Elle ne permet l'acquisition d'une image que dans un plan perpendiculaire à l'axe du faisceau, seuls les contrôles faisceaux par faisceaux pouvaient être effectués. Des développements récents de modules informatiques peuvent permettre l'acquisition d'une image intégrée, qui peut aller jusqu'au contrôle de l'arcthérapie dynamique [17,32].

Ainsi, certains points sont à prendre en compte:

- La fréquence d'acquisition:

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

- Les corrections à apporter à l'image brute:

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

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

- Le contrôle de certains artefacts:

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

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

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

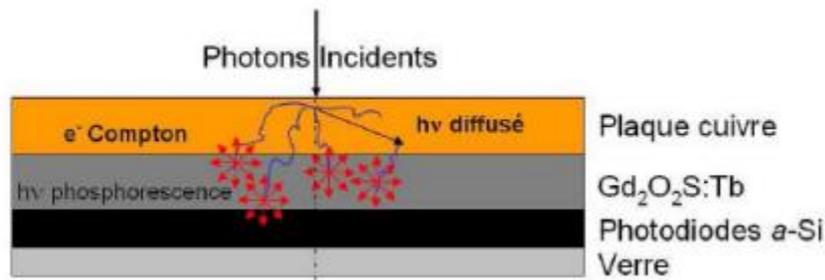


Figure montrant une coupe transverse d'un EPID au silicium amorphe. Les différentes couches sont visibles : une couche de métal de 1 mm (généralement du cuivre), une couche scintillante de phosphore (0,48 mm) et la matrice de photodiodes au silicium amorphe qui collecte la lumière [32].

Ø Les logiciels de comparaison de distribution de dose:

Différents logiciels sont commercialisés, ils sont utilisés pour comparer les distributions calculées et mesurées et nécessitent plusieurs étapes:

ü L'échantillonnage:

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

ü Le recalage:

La précision de cette analyse est fortement dépendante du procédé de recalage des deux matrices.

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

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

Le recalage automatique, basé sur la superposition des isodoses peut éventuellement occulter une erreur systématique de décalage géométrique du champ [8,32].

ü La normalisation:

En RCMI, l'objectif étant de mettre en évidence des différences de dose en tout point de la distribution, aucun point ne peut être privilégié par rapport à un autre. Il est recommandé de travailler en dose absolue. En conséquence, le logiciel doit

disposer d'un mode sans normalisation et de plusieurs modes de normalisation (en un point ou sur la moyenne définie sur plusieurs points, en dose...) [32].

Ø Les indices d'évaluation:

Plusieurs indices d'évaluation sont disponibles:

- Différence de Dose : cet indice évalue quantitativement la différence de dose observée dans un pixel donné entre la dose calculée et la dose mesurée. Son utilisation est adaptée dans les régions de faibles gradients de dose.
- Distance To Agreement (DTA) : cet indice évalue quantitativement la distance minimale entre un pixel donné dans la matrice mesurée et le pixel de même dose dans la matrice calculée. Il est plus adapté dans les régions de forts gradients de dose.
- Gamma Index : Cet outil combine les deux indices précédents: différence de dose et DTA. Il donne une image représentant les écarts physiques entre les distributions de dose calculées et mesurées. Des logiciels permettent de calculer cet indice d'évaluation en 1D, 2D et 3D. Les points qui ne passent aucun des 2 critères sont identifiés sur une cartographie composite.
- Le NAT et le NAT index introduisent une notion de radiobiologie [17,32].

### ✚ Le gamma Index:

L'index  $\gamma$  est défini par:

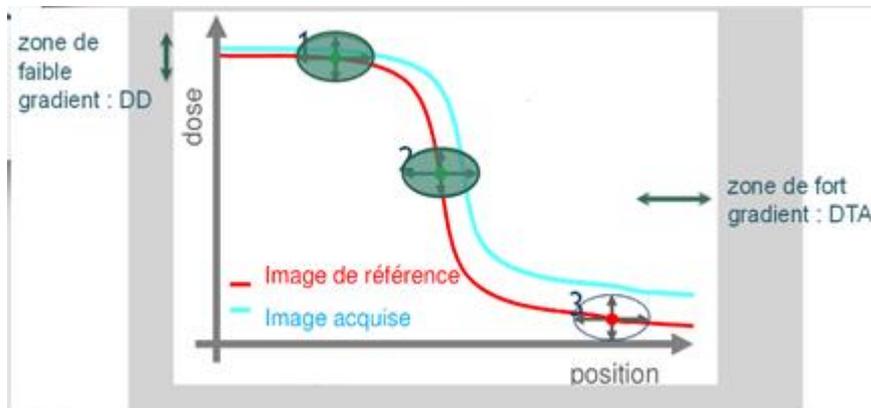
$$\gamma = \min \sqrt{\frac{\Delta D^2}{\sqrt{D_{max}^2}} + \frac{\Delta r^2}{DTA^2}} \quad \text{avec} \begin{cases} \Delta r = |r_r - r_c|, \\ \Delta D = D_c(r_c) - D_r(r_r) \end{cases}$$

$\Delta r$  est la distance entre le point de référence  $r_r$  et le point à évaluer  $r_c$

$\Delta D$  est la différence entre la dose au point  $r_r$  et celle au point  $r_c$

$\Delta D_{max}$  est le critère de tolérance pour la dose (%)

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



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

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

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

Figure: Principe de la fonction  $\gamma$ .

Si  $\gamma > 1$ , la correspondance entre le point à évaluer et celui de référence est en dehors du critère de tolérance ; Si  $\gamma < 1$ , la correspondance entre le point à évaluer et celui de référence est dans le critère de tolérance [9,17,32].

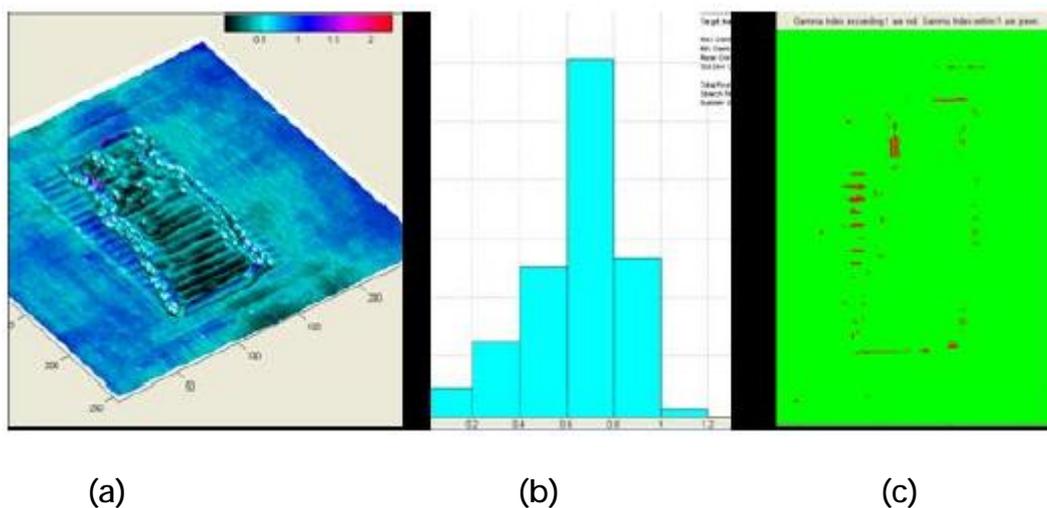


Figure montrant les Diverses représentations de la fonction  $\gamma$  : a) représentation 2D de la fonction  $\gamma$ , b) histogramme c) gamma index : les points apparaissant en rouge correspondent à  $\gamma > 1$ .

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

Il y a lieu d'apprécier localement ses propres résultats et de vérifier que la résolution du détecteur utilisé est compatible avec les critères d'acceptabilité. Le tableau ci-dessous recense les tolérances généralement admises [30,32].

Tableau montrant des Exemples de tolérance en fonction de la relation dose-gradient

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

### 🚧 Le NAT (Normalized Agreement Test)

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

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

L'amplitude de ce paramètre est proportionnelle à l'effet produit sur le patient par la différence de doses entre les deux distributions dans un volume d'intérêt (par exemple le PTV ou un volume correspondant à un certain % de dose) [17,32].

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

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

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

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

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

### 🚧 Le NAT index:

Le NAT index se fonde sur l'image calculée des valeurs de NAT dérivées de la comparaison des doses calculées et mesurées dans chaque pixel. Il représente la moyenne des déviations par rapport à  $\Delta D_{max}$  et  $\Delta d_{max}$  résumant la qualité de la comparaison entre les deux distributions de dose.

Sa définition est :  $NAT\ Index = [Moy(NAT\ values) / Moy(matrice\ D_{scale})] \times 100$ .

c- Mesure de la dose absolue ponctuelle:

*Objectif:* Vérifier la conformité entre la dose calculée et la dose délivrée dans un fantôme par les faisceaux modulés en intensité en un ou plusieurs points représentatifs [30,32].

Ø Méthode globale:

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

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

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

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

Fréquence:

Avant le début de chaque nouveau traitement.

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

Tolérance:

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

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

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

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

Par exemple, dans le cas d'un écart de dose cumulée globale satisfaisant et d'un écart sur un faisceau particulier supérieur à 5%, il conviendra d'analyser la raison de cet écart sur le faisceau incriminé (zone de gradient, de pénombre) [8,9,10,32].

Ø Méthode faisceau par faisceau:

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

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

Il est à noter cependant que la somme des écarts n'est pas nécessairement représentative de l'écart global [32].

Fréquence:

Avant le début de chaque nouveau traitement.

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

Tolérance:

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

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

d- Contrôle de la distribution de dose:

Objectif :

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

Procédure:

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

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

Comparaison mesures-calculs:

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

Le choix de la procédure dépend de ce que l'on veut mettre en évidence et de l'utilisation que l'on veut en faire. Le tableau ci-dessous résume les principaux outils actuellement disponibles, leurs usages et leurs limites [10,17,32].

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

Principaux outils permettant de comparer les distributions de dose calculées et mesurées [33].

Ø Méthode globale:

Fréquence:

Avant le début de chaque nouveau traitement,

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

Tolérance:

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

Ø Méthode faisceau par faisceau:

Fréquence:

Avant le début de chaque nouveau traitement,

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

Tolérance:

Ecart de  $\pm 3\%$  sur la dose et une DTA de 3mm que l'on peut utiliser pour le calcul du  $\gamma$  index défini précédemment [32,33].

e- Calcul indépendant du nombre d'unités moniteur

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

Différents logiciels proposent des modules spécifiques aux calculs d'unités moniteurs pour la RCMI.

La mise en œuvre d'un logiciel indépendant de calcul d'unités moniteurs nécessite une phase préalable d'acceptance exhaustive [30].

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

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

Fréquence:

Avant le début de chaque nouveau traitement.

Tolérance:

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

## 5. Vérification du traitement:

La vérification du traitement est particulièrement importante en RCMI. Elle concerne toutes les étapes, de la préparation du traitement à sa réalisation. Dans toutes ces étapes, la vérification de la position du patient est un point essentiel et récurrent qui est à vérifier avant et pendant le traitement [9,30,32].

### a- Vérification pré-traitement:

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

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

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

L'étendue de l'exploration, centrée sur le repère initial, doit couvrir largement la hauteur du volume à irradier et permettre éventuellement la mise en place de faisceaux non coplanaires. L'espacement des coupes doit être choisi de façon à obtenir des DRRs de qualité. Un espacement maximal de 0.3cm entre les coupes scanner est recommandé [9,10,17].

### b- Repositionnement du patient pendant le traitement:

La procédure standard, la plus simple, consiste à positionner le patient sur la table de traitement au moyen d'un système laser et de vérifier ce repositionnement en faisant le repérage des structures osseuses sur les images portales orthogonales (de face et de profil). Pour les volumes non mobiles, ce repérage permet d'évaluer le déplacement du barycentre du volume cible. Pour les volumes mobiles, il est nécessaire de compléter les images portales par l'utilisation de marqueurs implantés ou de disposer de moyens de reconstitution tridimensionnelle des volumes :

appareil à ultra-sons, imagerie embarquée (kV ou MV) sur l'accélérateur linéaire d'électrons, ce qui correspond à une approche 3D du positionnement [9,17].

Ø Approche 2D:

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

Les logiciels de comparaison automatique proposent un calcul des décalages à partir des structures contourées.

Le système ne permet pas de corriger les erreurs de contourage, néanmoins dans certaines conditions, si l'EPID est de haute qualité, il permet de mesurer et corriger les mouvements de certains organes, tels que la prostate, en utilisant de petits marqueurs implantés visibles sur les images portales [32].

Fréquence:

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

Il est de la responsabilité de chaque équipe d'adapter la périodicité de ces contrôles aux diverses localisations mais la fréquence minimale préconisée est hebdomadaire [9,32].

Ø Approche 3D:

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

Le recalage d'une imagerie 3D acquise avant la séance de traitement (MV ou kV) (radiothérapie guidée par l'image [IGRT]) avec le scanner de planification permet

une mise en place précise du patient à chaque séance, en tenant compte des changements anatomiques en ayant une indication des décalages en 3D [17,32].

Ø Vérification du traitement : contrôle du séquençage des lames:

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

Ø Mesure in vivo:

Le but des mesures in vivo est de s'assurer que le traitement délivré correspond à celui prescrit. La principale difficulté de ces mesures est de localiser le mieux possible le détecteur pour connaître la dose délivrée car le point de mesure peut être dans une zone de fort gradient ou de faible dose. En modulation d'intensité, les points d'entrée-sortie sur l'axe des faisceaux généralement utilisés en radiothérapie conformationnelle ne sont pas adaptés [32].

✚ Utilisation de l'EPID pour la dosimétrie in vivo:

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

Cela peut se faire suivant deux approches :

- La prédiction de l'image portale en dose derrière le patient,
- Une rétroprojection de la mesure de l'EPID en dose dans le patient qui permet une comparaison directe de la dose mesurée avec la dose calculée par le SPT [17,32].

✚ Exploitation des fichiers log:

La planification inverse permet de calculer la fluence théorique des faisceaux qui est convertie en position de lames par le séquenceur, un logiciel spécifique permettant de programmer et de contrôler le mouvement des lames. Après cette

étape, on dispose donc d'une fluence réelle, tenant compte des caractéristiques mécaniques et dosimétriques du MLC et d'un fichier contenant les différentes positions de lames utilisables par l'ordinateur qui contrôle leur déplacement, il s'agit du fichier de contrôle du MLC [32].

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

Ces fichiers log, réinjectés dans le système de planification de traitement permettent de calculer la distribution de dose effectivement délivrée pendant chaque séance. Les écarts observés restent de faible amplitude, les écarts majeurs de positionnement étant compensés par l'ajustement en temps réel du débit de dose [10,32].

## C. EXPERIENCE DE NOTRE SERVICE EN MATIERE D'AO DE LA RCMI:

### VERIFICATION EN PRE TRAITEMENT DE LA DOSIMETRIE PAR IMAGERIE PORTALE ELECTRONIQUE EPID :

#### 1. INTRODUCTION :

La radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité (RCMI) se révèle être une technique permettant d'obtenir un haut degré de conformation au niveau du volume cible tout en préservant davantage les organes à risque. Cependant, une des limites de cette technique est le temps nécessaire à la mise en œuvre du traitement, notamment celui nécessaire aux contrôles de qualité précédant le premier traitement [32].

Dans l'optique de rendre le contrôle de qualité des faisceaux modulés rapide et précis, nous avons étudié l'utilisation d'un système d'imagerie portale électronique pour la dosimétrie des faisceaux. Ce système présente toutes les qualités requises pour être un moyen efficace de mesures de tels faisceaux.

#### 2. MATERIELS ET METHODES :

##### A. Conception de l'étude :

C'est une étude prospective évaluant tous les contrôles de qualité de 150 plans (1646 faisceaux) du traitement de la RCMI délivrés dans notre service entre Janvier 2016 et Octobre 2016.

##### B. Installations expérimentales et logiciels :

Cette méthodologie de contrôle de qualité nécessite d'une part, un système d'imagerie portale électronique EPID au Silicium amorphe permettant d'acquérir une image en dose et, d'autre part un algorithme de prédiction d'image portale en dose ; module implémenté sur notre système de planification des doses (TPS) Eclipse V10 (Varian).

### C. Procédure d'AQ par dosimétrie portale:

Nous avons effectué le contrôle de qualité par dosimétrie portal pour chaque plan de traitement comme suit:

-Tout d'abord, la prédiction d'image portale en dose (PIPD) est calculée en superposant les champs de traitement des patients sur la géométrie de l'imageur portal à la distance source-à-image désignée en utilisant le système de planification de traitement Eclipse (Varian Medical Systems). La prédiction de dose portale distincte est calculée pour chaque champ en utilisant l'angle portal planifié, la rotation du collimateur, la taille du champ, le débit de la dose et le nombre d'unités de surveillance (MU) comme étant utilisées pour délivrer des rayonnements les patients.

- Deuxièmement, une vérification de sortie est effectuée et les champs d'AQ sont ensuite remis. Pour obtenir les résultats les plus précis, la réalisation d'un contrôle de sortie est recommandée avant d'effectuer l'AQ de la RCMI. La réponse EPID mesurée a été convertie automatiquement en unités d'étalonnage par référence à la table d'étalonnage spécifique pour l'accélérateur linéaire, le débit de dose et l'énergie utilisée dans le traitement.

- Enfin, la réponse de l'EPID est comparée à la prédiction d'image portale en dose (PIPD) en utilisant le logiciel d'analyse inclus dans le système de dosimétrie portale.

### 3. RESULTATS:

Pour évaluer les résultats de l'AQ de la RCMI par dosimétrie portale, nous avons utilisé les valeurs de l'indice gamma qui sont calculées pour les champs irradiés sur toute la zone active de l'imageur portal. Deux paramètres dosimétriques, une différence de dose et une distance-to-agreement ou distance tolérée (DTA), sont fréquemment utilisés pour évaluer la concordance entre les champs IMRT planifiés et livrés. Une différence de dose de 3% et un DTA de 3 mm dans les champs IMRT planifiés et livrés constituent une concordance acceptable entre les deux types de champs. L'indice gamma ( $\gamma$ ) prend également en compte à la fois la différence de dose et le DTA. Un  $\gamma$  de 1,0 ou moins indique qu'un point particulier se situe dans la différence de dose de 3% et des critères DTA de 3 mm et, par conséquent, est un résultat acceptable. Ainsi, nous avons évalué gamma maximal ( $\gamma_{\max}$ ), gamma moyen ( $\gamma_{\text{moy}}$ ) pour le critère  $\Delta D = 3\%$ ,  $DTA=3\text{mm}$ , et le pourcentage de la zone de champ avec une valeur gamma inférieure à 1,0 ( $\gamma\% < 1$ ).

Pour chaque champ, le nombre des MU, le type de champ et le site de traitement ont été documentés.

Les résultats sont présentés dans le tableau suivant:

Tableau montrant les variations moyennes et standard des paramètres de l'accord pour tous les champs étudiés

	$\gamma_{\max}$	$\gamma_{\text{moy}}$	$\gamma\% < 1$	MU
Tous les champs (n= 1646)	2.4 ± 0.8	0.33 ± 0.13	98.3±1.6	129 ± 64
Champs divisés (n= 1284)	2.6 ± 0.8	0.34 ± 0.14	99.2±0.6	122 ± 40
Champs non divisés (n= 362)	2.3 ± 0.7	0.32 ± 0.13	98.0±1.3	133 ± 74
Tête et cou (n= 1464)	2.7 ± 0.8	0.34 ± 0.12	99.5±0.4	127 ± 48
Autres localisations (n=182)	2.3 ± 0.8	0.36 ± 0.09	98.8±1.1	94 ± 25

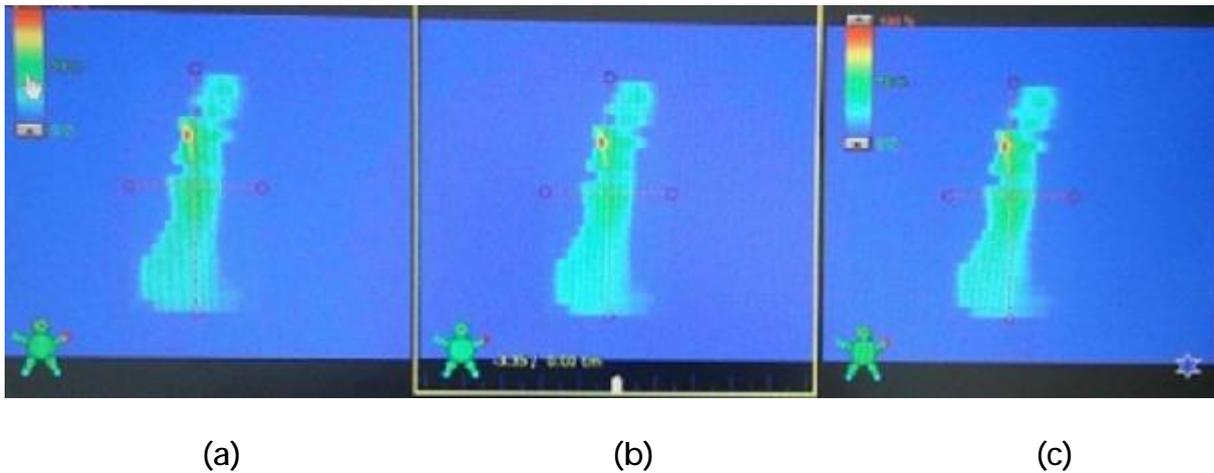


Figure montrant l'évaluation gamma de la dosimétrie portale traduisant un bon accord entre la dose mesurée et la PIPD calculée. (a) la Dose prédite. (b) les Doses superposées. (c) la Dose portale.

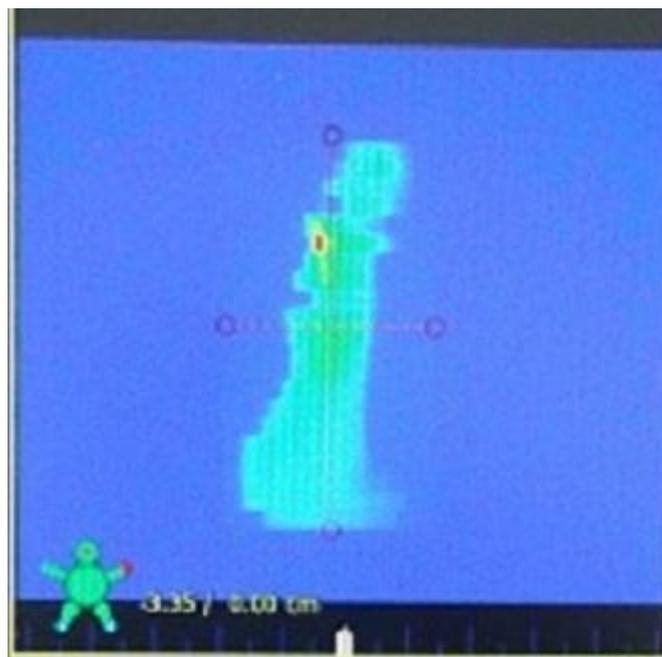


Figure montrant la Carte gamma : A noter que la grande partie du champ a des valeurs gamma inférieures ou égales à 1,0 (vert). La petite zone dans le quadrant supérieur gauche du champ avec des valeurs gamma supérieures à 1,0 (orange) correspond à une région à forte gradient de dose.

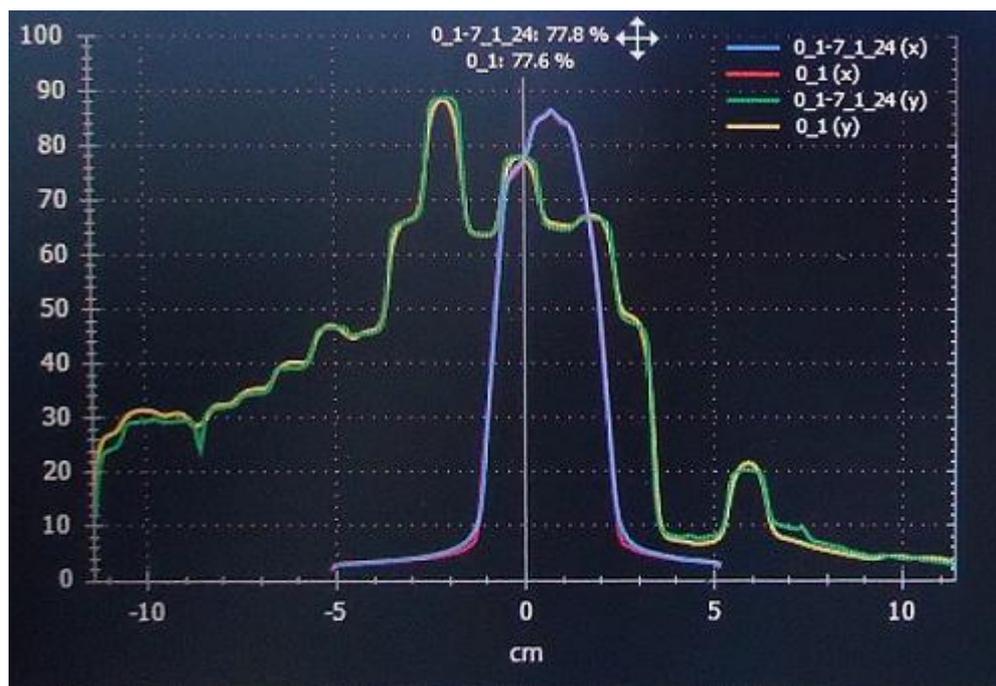


Figure montrant les profils le long des axes (x, y) du collimateur traduisant un bon accord entre la dose mesurée et la PIPD calculée (superposition des courbes).

#### 4. DISCUSSION :

Le système portal EPID est un détecteur plan, fixé à l'accélérateur linéaire, qui génère une image numérique du champ d'irradiation et offre une carte de dose bidimensionnelle. Utilisé initialement à la vérification du positionnement du patient par rapport aux champs d'irradiation, actuellement il sert au contrôle dosimétrique et permet d'obtenir une information sur la distribution de dose [32].

Le contrôle dosimétrique par EPID correspond à une comparaison de la dose prédite (calculée) et la dose irradiée sur le portal EPID. Sur le TPS Eclipse se fait la réalisation d'un plan QA EPID à partir du plan de traitement sur le TPS Eclipse de Varian, virtuellement, alors qu'à la salle de traitement le système portal est déplié à une distance de 105 cm de la tête de l'accélérateur, puisque sur le TPS Eclipse, le calcul est effectué à une distance de 105 cm [32,34].

En IMRT statique, l'acquisition s'effectue faisceau par faisceau dans un plan obligatoirement perpendiculaire au faisceau. A l'issue de l'irradiation, la dose obtenue sur le système portal avec le ou les faisceaux de traitement planifié(s) est calculé.

La comparaison consiste en la mise en coïncidence de la matrice de dose calculée (image prédite) et mesurée (image portale). Ainsi, L'analyse est directement effectuée sur l'ordinateur après l'irradiation. Elle consiste en la vérification de la dose du ou des faisceaux de traitement, à l'aide d'un logiciel qui permet de comparer la dose calculée en dosimétrie et la dose effective lors du contrôle [34].

En règle générale le gamma index est déterminé à  $\pm 3\%$  de tolérance de dose ( $\Delta D$  max) sur  $\pm 3$  mm de distance ( $\Delta r$  max). La tolérance de dose peut varier jusqu'à  $\pm 4$  à  $5\%$  de la dose calculée. Selon la zone de gradient du point de mesure, ou de la localisation, la tolérance peut même aller jusqu'à  $\pm 10\%$  de la dose calculée.

La tolérance est fixée en fonction des résultats et du détecteur, mais également en fonction de l'expérience acquise sur le système. En effet, il est

possible de modifier les tolérances et d'alléger les contrôles (ex : suppression de la mesure de la dose en un point) une fois que l'équipe familiarisée à la technique [32,34].

Néanmoins, le contrôle EPID, bien qu'il soit pratique et rapide à réaliser, et qu'il offre une cartographie de la distribution de dose, il ne peut constituer en aucun cas une garantie absolue à lui seul. Il ne fournit pas d'informations sur la dose absolue mais une unité CU (Unité d'étalonnage) qui correspond à l'unité caractéristique de l'intensité du signal reçu par un pixel en un point. Même s'il ne fournit pas d'information directe sur la dose, ce contrôle permet d'apprécier la répartition spatiale de la distribution de dose du plan de traitement. Cette cartographie de flux d'intensité de rayonnement renseigne aisément via l'usage de l'index gamma en cas de discordance entre la matrice de dose mesurée et calculée. L'index gamma permet d'interpréter la différence tant en terme de notion spatial « r » ou de différence d'intensité du signal « $f\hat{A}$ » ( $r_m, r_c$ ). La tolérance est fixée à 3% de variation de dose sur une distance de 3 millimètres, dans notre service. Bien entendu, ces valeurs ne sont en aucun cas fixes et invariables. D'autre part, contrairement au contrôle dosimétrique par fantôme, le contrôle par EPID ne fournit pas d'information sur la dose absolue sur une coupe frontale à l'isocentre [35].

## 5. CONCLUSION:

L'EPID s'est avéré être un outil indispensable à la vérification des plans de traitement en radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité (RCMI).

Cette méthodologie de contrôle par dosimétrie portale a été mise en place afin de réduire le temps des contrôles et pouvoir ainsi réaliser un plus grand nombre de mises en traitement. Nous avons donc évalué et validé cette méthode au sein du service pour les traitements des cancers de la tête et du cou.

# CONCLUSION

## GENERALE:

Par rapport à la radiothérapie conventionnelle, la planification du traitement pour la technique de la RCMI moderne est beaucoup plus complexe, dans laquelle une longue liste de paramètres de faisceau est optimisée. En même temps, les livraisons de machines sont également plus difficiles. Dans la RCMI, puisque le gradient de dose peut être important près des OAR, la précision de la position des lames MLC est cruciale. En effet, des erreurs potentielles dans la RCMI peuvent se produire à la fois dans le stade de calcul de dose dans le TPS ainsi que dans l'étape de livraison du faisceau. Compte tenu des conséquences graves causées par ces erreurs, une procédure d'AQ est nécessaire avant la première fraction de traitement pour la sécurité des patients afin de s'assurer que la dose prévue est administrée aux patients. C'est ce qu'on appelle une AQ de plan spécifique au patient. D'autre part, le contrôle de qualité du collimateur multilame et de l'accélérateur s'avère particulièrement important pour la RCMI puisqu'ils constituent les moyens de réalisation de la dernière phase du processus de traitement.

# RESUME

Le développement de la Radiothérapie Conformationnelle 3D avec Modulation d'Intensité (RCMI) représente une avancée significative par rapport à la Radiothérapie Conformationnelle 3D (RTC3D) classique car elle permet de délivrer la dose prescrite à la tumeur de façon sélective, en protégeant les organes sensibles situés à proximité, ce qui diminue considérablement les risques d'effets secondaires.

Les cancers de la tête et du cou représentent des localisations tumorales très attractives pour la radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité (RCMI) du fait de la complexité des structures anatomiques (nasopharynx, ethmoïde) et/ou de la proximité des organes très sensibles (moelle épinière, tronc cérébral, yeux et nerfs optiques, glandes parotides). En outre, la mobilité réduite des structures internes dans cette région anatomique facilite la mise en œuvre d'une telle technique.

La mise en œuvre de cette technique complexe de traitement nécessite un protocole d'assurance de qualité (AQ) rigoureux suivant des procédures strictes de façon à contrôler la sécurité et la précision des traitements appliqués aux patients. La vérification dosimétrique des plans de traitement, le contrôle de la reproductibilité de la position du patient et l'utilisation d'un système de contrôle et d'enregistrement des paramètres constituent les parties principales de ce protocole.

Depuis le mois de Janvier 2016, le service de Radiothérapie de CHU HASSAN II adopte cette nouvelle technique dans le traitement des cancers de la tête et du cou. Jusqu'au fin Octobre 2016 environ 150 patients ont été traités par RCMI, dont 126 ont une localisation ORL.

Le but de ce travail est de présenter les différentes composantes du protocole d'AQ de la RCMI ainsi que les recommandations qui les concernent et d'essayer d'analyser un processus d'AQ appliqué dans notre service en vue d'évaluer et d'améliorer l'utilisation de cette technique récemment adoptée.

# BIBLIOGRAPHIE

1. Chao KS, Deasy JO, Markman J, Haynie J, Perez CA, Purdy JA, et al. A prospective study of salivary function sparing in patients with head and neck cancers receiving intensity modulated or three-dimensional radiation therapy: initial results. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2001; 49(4):907–16.
2. Chao KS, Majhail N, Huang CJ, Simpson JR, Perez CA, Haughley B, et al. Intensity-modulated radiation therapy reduces late salivary toxicity without compromising tumor control in patients with oropharyngeal carcinoma: a comparison with conventional techniques. *Radiother Oncol* 2001;61(3):275–80.
3. Chao KS. Protection of salivary function by intensity modulated radiation therapy in patients with head and neck cancer. *Semin Radiat Oncol* 2002;12(1 Suppl 1):20–5.
4. Eisbruch A. Intensity-Modulated Radiotherapy of Head-and-Neck cancer: encouraging early results. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2002; 53(1):1–3.
5. Hunt MA, Zelefsky MJ, Wolden S, Chu CS, LoSasso T, Rosengweij K. Treatment planning and delivery of intensity modulated radiation therapy for primary nasopharynx cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2001;49(3):623–32.
6. Wolden SL, Zelefsky MJ, Hunt MA, Rosengweij KE, Chong IM, Krauss DH, et al. Failure of a 3D conformal boost to improve radiotherapy for nasopharyngeal carcinoma. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2001;49(5):1229–34.
7. Marcié S, Aletti P, Lefkopoulos D, Tomsej M, et la participation de physiciens. Programme commun d'assurance de qualité de la radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité (RCMI) des cancers de la tête et du cou. *Cancer/Radiothérapie*. 2003;7:172–178

8. Zefkili S, Tomsej M, Aletti P, Bidault F, Bridier A, Marchesi V, Marcié S. Recommandations pour un protocole d'assurance de qualité de la radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité des cancers de la tête et du cou. *Cancer/Radiothérapie* 2004;8:364-379
9. Marchesi V. (2003) La problématique et l'évolution du contrôle de qualité pour la mise en œuvre de la radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité, Thèse de doctorat de l'INPL, 1-189
10. Fleur Kubs. Apport de la modulation d'intensité et de l'optimisation pour délivrer une dose adaptée aux hétérogénéités biologiques. Traitement du signal et de l'image. Institut National Polytechnique de Lorraine - INPL, 2007.
11. El Balaa H., Foulquier JN., Lefkopoulos D. et al. Validation dosimétrique des compensateurs physiques pour leur utilisation clinique en radiothérapie conformationnelle. *Cancer/Radiothérapie*. 2004;8[5]:305-14, 2004.
12. Crooks S., Wu X., Takita C. et al. Aperture modulated arc therapy. *PMB*, 2003;48:1333-44.
13. Balog J., Olivera G., Kapatoes J. Clinical helical tomotherapy commissioning dosimetry. *Medical Physics*. 2003;30:3097-106.
14. Tomsej M. Le système de tomothérapie hélicoïdale pour la radiothérapie modulée en intensité et guidée par l'image : développements récents et applications cliniques. *Cancer Radiothérapie*. 2006;10(2);p288-95.
15. Mackie T, Holmes T, Swerdloff S et al. Tomotherapy: a new concept for the delivery of dynamic conformal radiotherapy. *Medical Physics*. 1993;20:1709-19.
16. Van Esch A., Bohsung J., Sorvari P. et al. Acceptance tests and quality control procedures for the clinical implementation of IMRT using inverse planning and the sliding window technique : experience from five radiotherapy departments. *Radiotherapy and Oncology*. 2002;65(1):53-70.

17. Gerard K. Optimisation automatique des incidents des faisceaux par l'algorithme de simplexe et optimisation des contrôles qualité par la maîtrise statistique des processus (MSP) en radiothérapie conformationnelle par modulation d'intensité (RCMI). Institut National Polytechnique de Lorraine - INPL, 2008.
18. Siebers J, Keall P, Kim J et al. A method for photon beam Monte Carlo multileaf collimator particle transport. *PMB*. 2002;47:3225-49.
19. Maingon P, Mammar V, Peignaux K, Truc G, Barillot I. Les contraintes aux organes à risque en radiothérapie par modulation d'intensité des cancers ORL. *Cancer Radiother* 2004;8:234-47.
20. Maingon P, Créhange G, Chamois J, Khoury C, Truc G. Radiothérapie avec modulation d'intensité pour les cancers de la tête et du cou : le standard. *Cancer/Radiothérapie*. 2011;15:473-476
21. Ng WT, Lee MC, Hung WM, Choi CW, Lee KC, Chan OS, et al. Clinical outcomes and patterns of failure after intensity modulated radiotherapy for nasopharyngeal carcinoma. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2011;79:420-8.
22. Madani I, Bonte K, Vakaet L, Boterberg T, De NW. Intensity modulated radiotherapy for sinonasal tumors: Ghent University Hospital update. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2009;73:424-32.
23. Vergeer MR, Doornaert PA, Rietveld DH, Leemans CR, Slotman BJ, Langendijk JA. Intensity-modulated radiotherapy reduces radiation-induced morbidity and improves health-related quality of life: results of a nonrandomized prospective study using a standardized follow-up program. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2009;74:1-8.
24. Impact of intensity-modulated radiotherapy on health-related quality of life for head and neck cancer patients: matched-pair comparison with conventional radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2007;67:1309-17.

25. Sanguineti G, Endres EJ, Gunn BG, Parker B. Is there a "mucosa-sparing" benefit of IMRT for head-and-neck cancer? *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2006;66: 931-8.
26. Mohan R, Wu Q, Manning M, Schmidt-Ullrich R. Radiobiological considerations in the design of fractionation strategies for intensity-modulated radiation therapy of head and neck cancers. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2000;46:619-30.
27. Chang J, Obcemea CH, Sillanpaa J, Mechalakos J, Burman C. Use of EPID for leaf position accuracy QA of dynamic multi-leaf collimator (DMLC) treatment. *Medical Physics*. 2004;31(7):2091-6.
28. Chauvet I., Petitfils A., Lehobey C. et al. The sliding slit test for dynamic IMRT : a useful tool for adjustment of MLC related parameters. *PMB*. 2005;50(4):563-80.
29. Ezzell G., Galvin J., Low D. et al. Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT : report of the IMRT subcommittee of the AAPM radiation therapy committee. *Medical Physics*. 2003;30(8):2089-2115.
30. ESTRO. Guidelines for the verification of IMRT, booklet 9. 2008
31. LoSasso T, Chui CS, Ling CC. Comprehensive quality assurance for the delivery of intensity modulated radiotherapy with a multileaf collimator used in the dynamic mode. *Medical Physics*. 2001;28(11):2209-19.
32. Berger L. Utilisation d'un système d'imagerie portale électronique avec détecteur au silicium amorphe pour vérifier la dose reçue par les patients en radiothérapie. Thèse de doctorat de Université Toulouse III – Paul Sabatier 2006

33. Marcié S, Charpiot E, Bensadoun RJ et al. In vivo measurements with MOSFET detectors in oropharynx and nasopharynx intensity modulated radiation therapy. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 2005;61(5):1603-6.
34. Zhang M, Qin S, Chen T, Kim S, Jabbour S, Haffty B, Yue NJ. A clinical objective IMRT QA method based on portal dosimetry and electronic portal imager device (EPID) measurement. *Technol Cancer Res Treat.* 2013;12(2):145-50. doi: 10.7785/tcrt.2012.500314. Epub 2012 Dec 26.
35. Varatharaj C, Moretti E, Ravikumar M, Malisan MR, Supe SS, and Padovani R. Implementation and validation of a commercial portal dosimetry software for intensity-modulated radiation therapy pre-treatment verification. *J Med Phys.* 2010; 35(4):189-196. doi:10.4103/0971-6203.71758