

# Analyse de l'impact des filtres en coin sur la symétrie des profils de dose en radiothérapie externe

David LEMONNIER, Régine GSCHWIND, Mathilde DIOT-VASCHY, Florent TOCHET, Rémy LAURENT

## Contexte

En radiothérapie externe, certains intermédiaires permettent de moduler les rayonnements émanant du faisceau, tels que des caches (un collimateur multi lames ou MLC), des compensateurs, des bolus, ou encore des filtres. Par exemple, les filtres en coin modifient les isodoses du faisceau délivré en leur donnant une direction oblique par rapport à l'axe du faisceau. Sans l'utilisation de ces dispositifs, le profil de dose reste plat : la même dose est délivrée en tout point dans un plan perpendiculaire à l'axe du faisceau. Des écarts dans la symétrie des profils engendrent donc des modifications de la dose délivrée. Il est donc important de pouvoir relier les dissymétries aux différents paramètres d'irradiation (angle du filtre, taille du champ, profondeur). Comme peu de données existent dans la littérature, une étude a été réalisée avec des filtres en coin physique et dynamique pour relier la notion de symétrie à un angle de filtre de l'accélérateur.

## I Définition des filtres

On distingue deux grandes catégories de filtres : des filtres dits physiques et des filtres dynamiques. Un filtre physique est une épaisseur de matière (plomb ou acier généralement) qui est placée sur la trajectoire du faisceau afin de l'atténuer. Il existe, pour les accélérateurs utilisés au CHRU, 4 angles disponibles : 15°, 30°, 45° et 60°. Le filtre dynamique est quant à lui créé par un mouvement des mâchoires au cours de l'irradiation, d'où une modification de la dose dans le champ irradié. La gamme d'angles disponible est cependant plus large : 10°, 15°, 20°, 25°, 30°, 45° et 60°. Les filtres dynamiques présentent de nombreux avantages sur les filtres physiques (pas de diffusion, de durcissement du faisceau, de manipulation...), ce qui leur vaut une utilisation préférentielle lors des planifications de traitements.

Le paramètre régissant la distribution de dose avec l'utilisation d'un filtre est son angle. Cet angle est défini par le constructeur (Varian) dans la documentation des accélérateurs, mais est cependant différent pour un filtre

physique ou un filtre dynamique. Pour le filtre physique, Varian utilise la convention proposée par D.B. Hugues, C.J.Karzmark et R.M. Levy [1]. Pour les filtres dynamiques, la définition utilisée est celle qui est donnée par la Commission Electrotechnique Internationale [2].

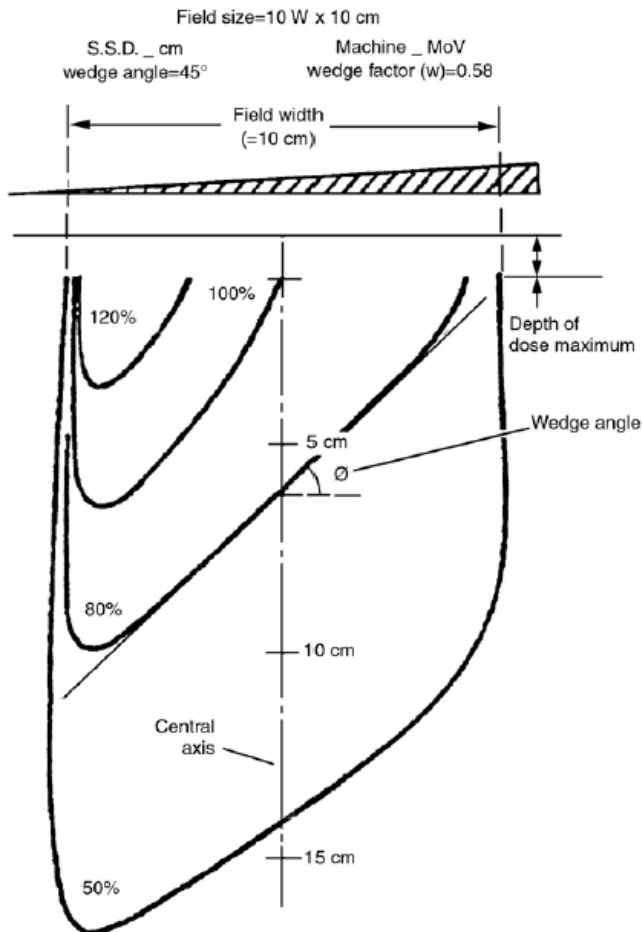


Figure 2 : Définition de l'angle d'un filtre physique [1]

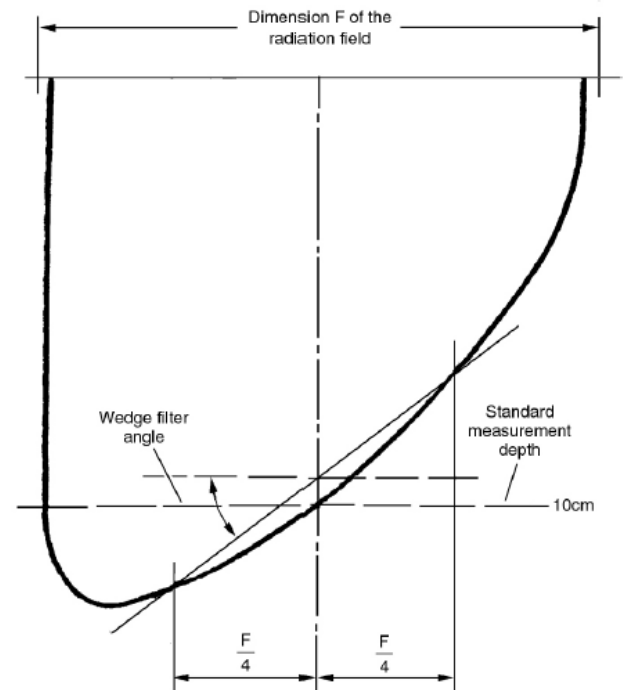


Figure 1 : Définition de l'angle d'un filtre dynamique [1]

L'angle d'un filtre physique est donc l'angle formé par l'axe du faisceau et l'isodose 80% (les isodoses sont normalisées à 100% sur l'axe central à la profondeur pour laquelle la dose est maximale pour un champ ouvert). Pour les filtres dynamiques, cet angle est défini à une profondeur de 10 cm, et est légèrement différent du à l'aspect « bombé » du profil de dose.

## II Notion de symétrie

Il existe de nombreuses définitions différentes de la symétrie. Lors des contrôles qualité au CHRU de Besançon, le protocole utilisé fait appel aux modalités de contrôle de l'AFSSAPS, en accord avec celles données par la Commission Electrotechnique Internationale, avec les définitions associées pour

chacun des paramètres (homogénéité, symétrie...). Ainsi, les valeurs de symétrie d'un profil de dose sont données par [3] :

$$\text{Symétrie} = \left( \frac{D(x)}{D(-x)}, \frac{D(-x)}{D(x)} \right)_{max} * 100$$

Le résultat est obtenu en pourcentage, et dans une région prédéfinie.

### III Matériel et Méthodes

Oncentra MasterPlan (OMP) est un système de planification de traitement pour la radiothérapie externe. Les modules incluent des algorithmes de calcul de dose pour les faisceaux de photons et d'électrons, des outils de définition des contours ainsi que de recalage et de fusion d'images 3D permettant de définir le volume cible et les organes à risque. Il est ainsi utilisé pour simuler des traitements classiques et en IMRT.

L'étude a été réalisée pour un faisceau de photons de 18 MV dans des conditions de référence (Distance Source Peau = 90 cm, profondeur de mesure de 10 cm), pour un nombre d'Unités Moniteur fixées à 200.

Les mesures ont été effectuées avec un accélérateur CLINAC 2100C de VARIAN à l'aide de deux outils : une cuve à eau et une matrice de détecteurs. Pour la matrice, il s'agit d'une grille de 27\*27 chambres plates 5\*5 mm<sup>2</sup> espacés de 1cm. La précision est moins importante que pour les mesures réalisées avec la cuve, mais plus rapides et permettent d'obtenir des valeurs dans un plan entier. Il s'agit, tout comme les plaques utilisées pour simuler une profondeur de mesure, d'outils de la gamme PTW. L'électromètre utilisé pour en extraire les mesures est un PTW Array Interface. Enfin, les données sont traitées à l'aide du logiciel PTW Multicheck.

A l'exception des chambres d'ionisation, l'ensemble du matériel est de la gamme PTW : la cuve à eau est le modèle PM3 Phantom Tank, l'électromètre est un PTW Tandem, et l'appareil de contrôle de la position de la chambre est un TBA Control Unit. Deux chambres d'ionisation sont utilisées : la première sert à la mesure et la seconde chambre, de référence, est utilisée pour détecter les variations de débit en sortie d'accélérateur. Toutes deux sont des chambres 0,3cc Semiflex.

L'influence de la taille du champ, de la profondeur de mesure et le choix des accessoires (filtres physiques ou dynamiques) ont été analysées. Les résultats expérimentaux ont été complétés par des simulations réalisées sur OMP pour un fantôme d'eau de dimensions 50x50x50 cm<sup>3</sup>.

## IV Résultats

Dans un premier temps, on cherche à connaître l'évolution de la symétrie du profil de dose avec l'angle du filtre. Des séries de mesures sont donc effectuées pour la gamme des filtres physiques et dynamiques disponibles. Ensuite, nous avons cherché à relier mathématiquement ces points de mesure. Pour cela, le logiciel Matlab a été utilisé et a permis de faire une modélisation des résultats mesurés à l'aide d'une équation mathématique.

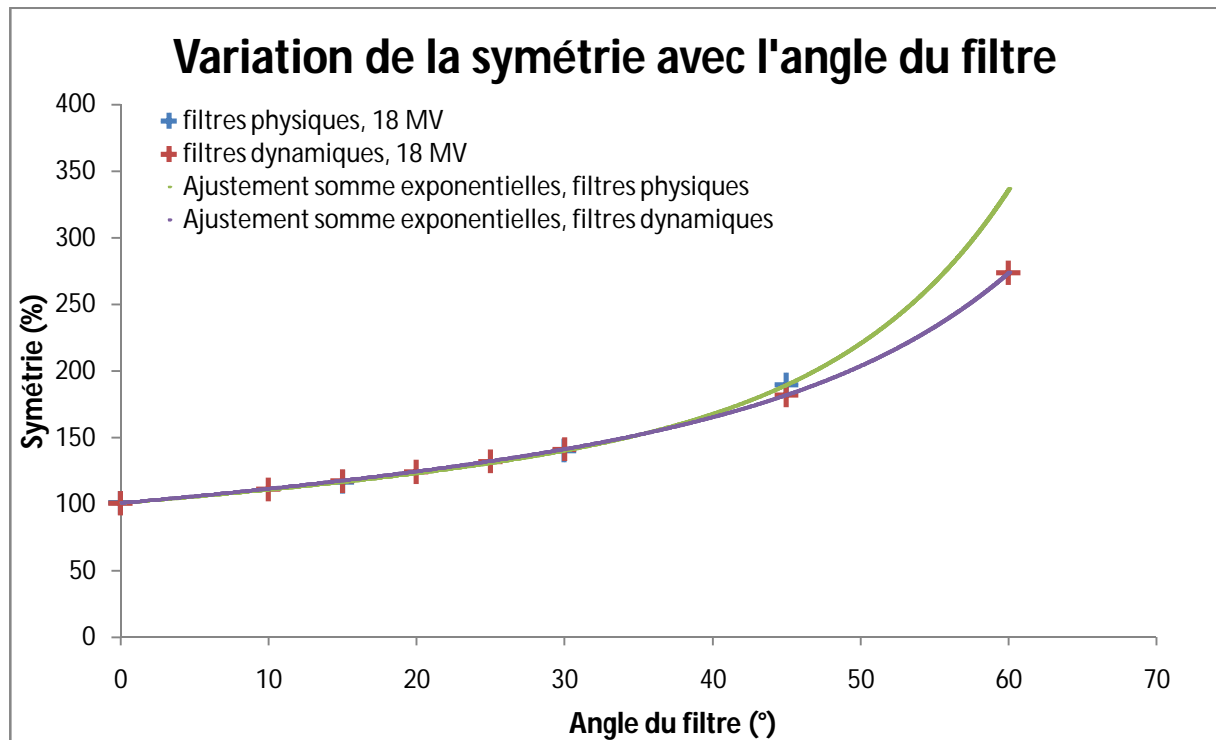


Figure 3: Ajustement des valeurs de symétrie mesurées (filtres physiques et filtres dynamiques) avec une somme de deux fonctions exponentielles

La même procédure a été réalisée avec les données issues du système de planification de traitement Oncentra MasterPlan.

Il s'est avéré que les ajustements pour les filtres physiques étaient légèrement différents de ceux observés pour les filtres dynamiques. Les différents ajustements ont donc été réalisés et comparés pour les filtres physiques et pour les filtres dynamiques.

Quelques paramètres calculés par le logiciel permettent d'évaluer leur qualité, dont le SSE (Sum of Squares due to Error). Il s'agit d'une valeur qui est calculée comme étant la somme des carrés des écarts entre les valeurs mesurées et celles obtenues par le fit. Une valeur proche de 0 implique une meilleure qualité du fit. On remarquera donc une excellente correspondance des

ajustements concernant une somme de deux fonctions exponentielles, ainsi que pour les polynômes de troisième degré. Si les équations sont différentes, la forme de la fonction reste identique pour l'évolution de la symétrie avec l'angle du filtre pour des filtres physiques ou dynamiques. Ces équations pourront permettre, à partir d'une asymétrie observée, de la relier à un angle de filtre équivalent.

La dépendance de la symétrie des profils de dose avec la profondeur de mesure et la taille de champ a également été étudiée à l'aide de simulations avec OMP.

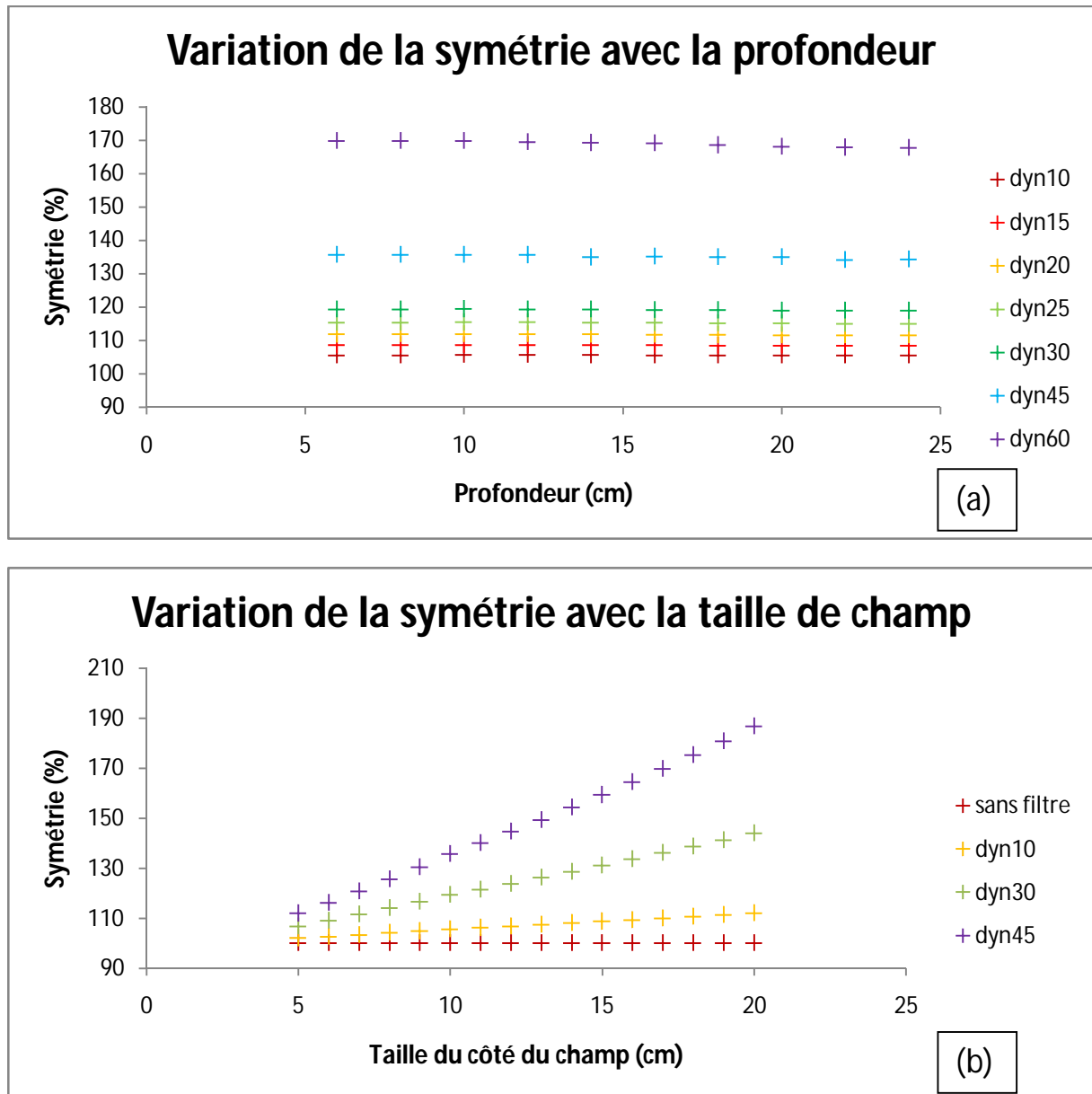


Figure 4 : Influence de la profondeur de mesure (a) et de la taille de champ (b) sur la symétrie des profils de dose

La symétrie varie linéairement avec la taille du champ, et n'est pas influencée par la profondeur de mesure, pour tous les filtres utilisés.

Dans un deuxième temps, nous nous sommes intéressés à l'addition de deux filtres en série, le premier symbolisant l'asymétrie voulue, et le second un éventuel filtre présent pour un traitement. L'angle correspondant obtenu n'est pas une somme des angles des deux filtres appliqués. Des mesures ont été effectuées avec des filtres dynamiques de 10° et 15° combinés avec les filtres physiques à disposition :

Angle filtre physique (°)	filtre dynamique, 10°		filtre dynamique, 15°	
	définition filtre physique (°)	définition filtre dynamique (°)	définition filtre physique (°)	définition filtre dynamique (°)
-15	-5,33	-5,12	0,37	0,48
15	21,63	21,37	25,84	25,55
30	32,55	33,80	36,16	36,59
45	49,73	48,31	51,58	50,31

Tableau 1: Angle « équivalent » de combinaisons de filtres, pour la définition d'un filtre physique et celle d'un filtre dynamique

Cependant, la présence de filtres dynamiques dans la procédure des mesures ne permet pas de tracer des rendements en profondeur ou des profils à l'aide d'une cuve à eau. La solution qui a été utilisée est donc la multiplication de profils à l'aide d'une matrice de détecteurs pour différentes profondeurs de mesure, ce qui permet de tracer les isodoses qui nous serviront à la détermination de l'angle obtenu.

On constate que l'angle « équivalent » résultant de la combinaison de deux filtres n'est pas la somme des angles des filtres utilisés séparément. Par ailleurs, l'écart par rapport à cette somme croît avec l'angle du filtre physique utilisé.

## Conclusion

Les résultats obtenus dans des conditions de référence ont quantifié les défauts de symétrie en sortie de faisceau. Ils ont notamment permis de définir un filtre « équivalent » à partir de la combinaison d'une asymétrie et d'un filtre en coin. Ces premiers résultats doivent être complétés par une évaluation dosimétrique.

[1]: Hugues DB, Karznarj CJ, Levy RM, Conventions for Wedge Filter Specifications, British Journal of Radiology, 1972, 45 :868

Varian C-Series CLINAC, Enhanced Dynamic Wedge Implementation Guide

[2]: IEC 976, Medical electron accelerators – functional performance characteristics

[3]: IEC 977, Medical electron accelerators – functional performance characteristics