

INTRODUCTION

En 2019, l'IRM linac *MRIdian* de *Viewray* a été installé au centre Georges-François Leclerc pour la radiothérapie guidée par IRM [1]. Cette machine permet le suivi en temps réel (*gating*) de la tumeur par l'acquisition continue d'images IRM et inclut un processus quotidien d'adaptation du plan de traitement. Grâce à ces nouveaux outils, un meilleur contrôle de la position de la tumeur et une meilleure épargne des organes à risque sont possibles. Par conséquent, les tumeurs digestives qui sont entourées d'organes très sensibles sont souvent traitées sur cette machine.

Beaucoup de ces tumeurs sont latéralisées notamment celles du foie. Néanmoins, du fait de la taille limitée du tunnel de l'IRM linac, le centrage des volumes cibles sur l'isocentre de la machine n'est pas toujours possible. Par conséquent, l'isocentre est souvent hors du volume cible [Fig. 1].

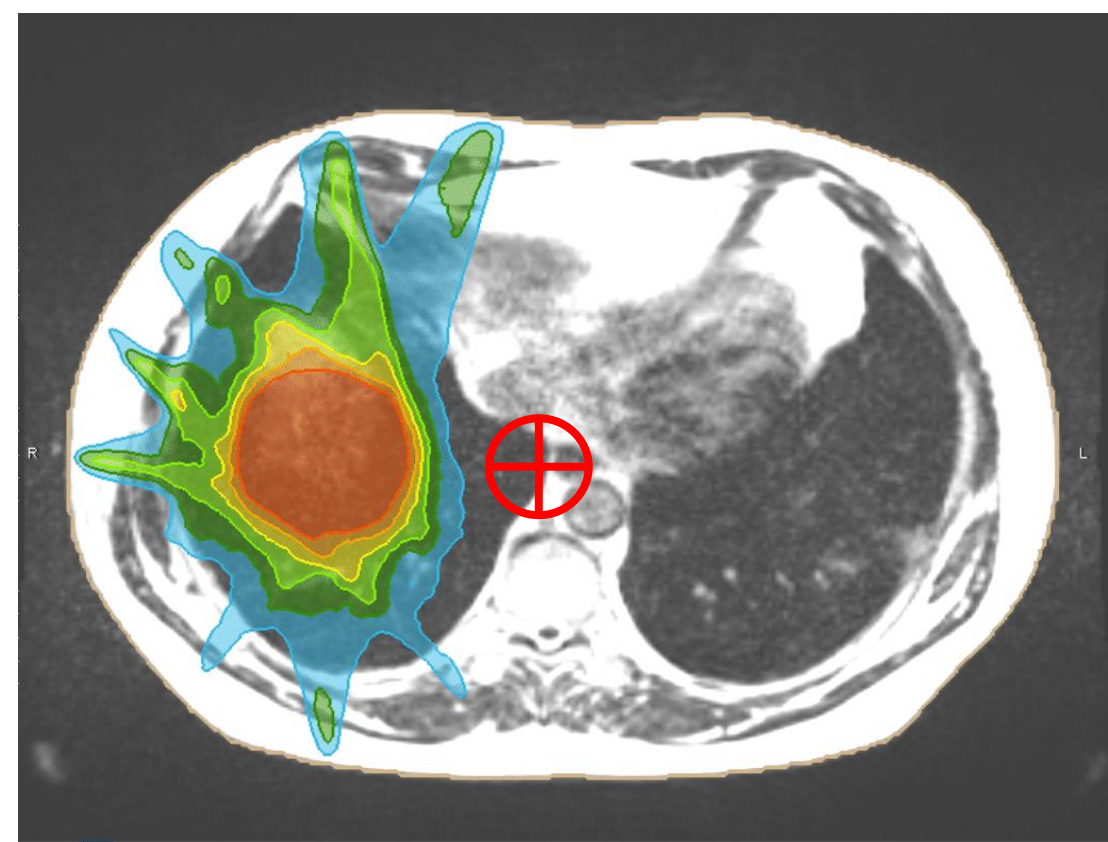


Fig. 1 : Tumeur latéralisée distante de l'isocentre de la machine

OBJECTIF

Sur le *MRIdian*, nos contrôles qualité patient (CQP) sont réalisés à l'aide de l'*ArcCHECK* (AC) de Sun Nuclear. Afin d'assurer son bon fonctionnement, le fabricant recommande de positionner l'AC de façon isocentrique. Dans cette position, l'AC a déjà été utilisé et validé sur cette installation [2].

Cependant, dans le contexte décrit en introduction, le décalage latéral de l'AC semble adapté afin de maximiser la détection de niveaux pertinents de dose.

Selon les angles d'irradiation, des facteurs de correction sont appliqués au signal mesuré avec l'AC. L'AC possède son propre algorithme de détection de l'angle d'irradiation. **La principale problématique en décalant latéralement l'AC est d'impacter la bonne détection des angles d'irradiation et de dégrader les résultats avec des facteurs de correction non adaptés.**

Cette étude a pour objectif d'investiguer, d'évaluer et de valider l'utilisation non-isocentrique et latéralisée de l'AC.

MÉTHODE

En première approche, les **tables des facteurs de correction angulaire** du logiciel SNC Patient software pilotant l'AC ont été investiguées. Ces facteurs sont appliqués à chaque résultat de mesure réalisée toutes les 0,05 s. Afin de quantifier l'impact d'une erreur de détection angulaire, les différences relatives sur les facteurs de correction ont été calculées pour des erreurs de détection de $\pm 5^\circ$ et $\pm 10^\circ$.

Dans un second temps, pour **deux plans de traitement hépatique** (centre du PTV décalé d'environ 6 cm de l'isocentre), nous avons réalisé les CQP pour des décalages de l'AC de 0, 2, 4, 6 cm [Fig.2]. Nous avons systématiquement analysé :

- Le taux de passage de l'indice gamma à 2%/2 mm avec un seuil d'inclusion de 10% de la dose maximale [3] ;
- Les angles d'irradiation détectés comparés à ceux planifiés ;
- Le nombre de diodes incluses dans l'analyse.

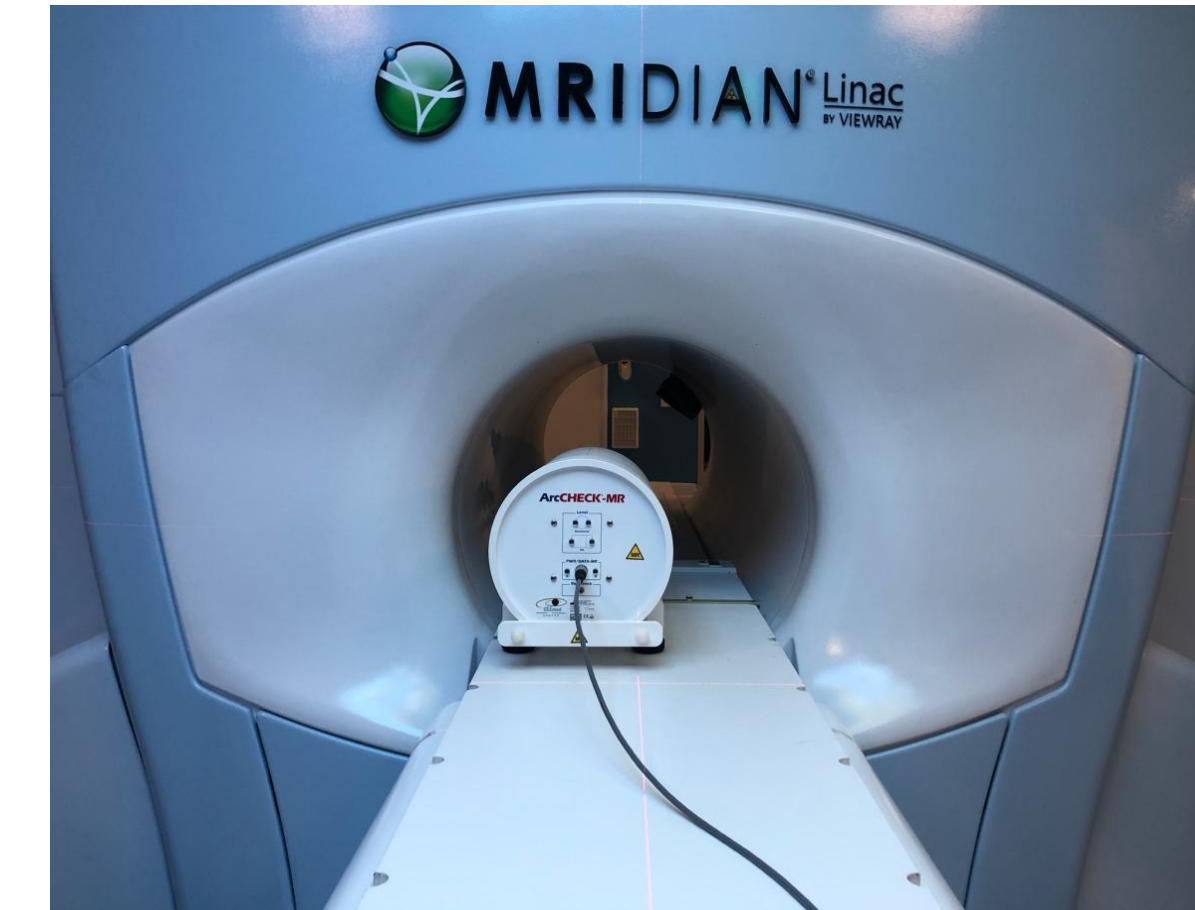


Fig. 2 : Positionnement latéral de l'AC dans le MRIdian de Viewray

RÉSULTATS

Facteur de correction angulaire

Sur la figure 3, pour différents niveaux d'erreur de détection angulaire, la différence relative sur le facteur de correction est tracée selon l'angle d'irradiation.

Pour une erreur de détection comprise entre $\pm 5^\circ$, la déviation maximale de correction est de l'ordre de 0,8% et est majoritairement inférieure à 0,5%.

Pour une erreur de détection comprise entre $\pm 10^\circ$, la déviation maximale de correction est de l'ordre de 1,6% et est majoritairement inférieure à 1,0%.

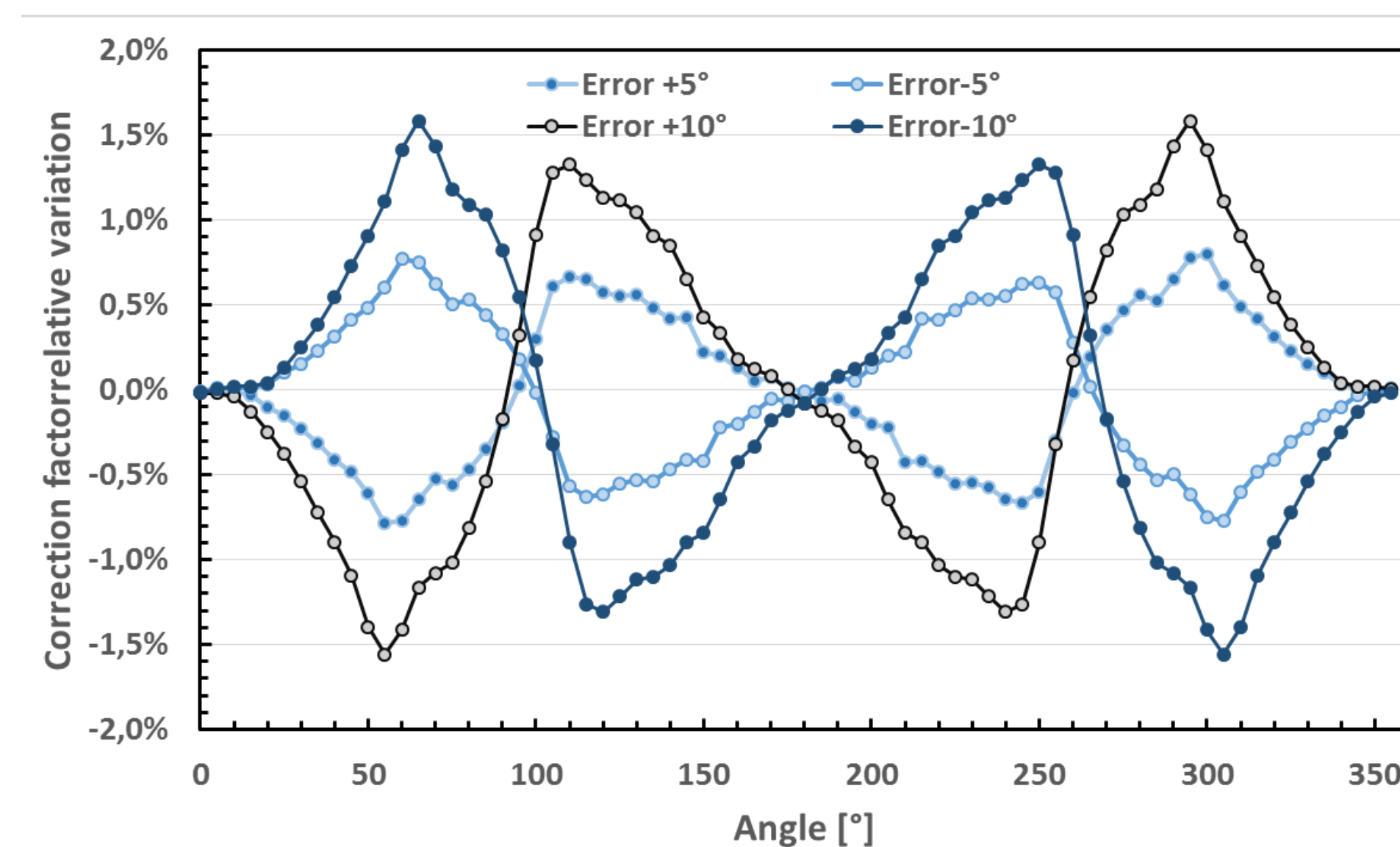


Fig. 3 : Erreur relative induite sur le facteur de correction pour une erreur angulaire de $\pm 5^\circ$ et de $\pm 10^\circ$

La différence sur la correction angulaire induite par les erreurs présentées semble relativement limitée ($< 1\%$).

Si les erreurs de détection angulaire sont contenues dans les valeurs présentées, l'impact sur les résultats des CQP dépendront principalement de la quantité d'erreurs relevée durant l'irradiation.

Evaluation Clinique : focus sur les plans de traitement hépatique

La figure 4 est une illustration de la différence de distribution de dose entre une position non-isocentrique et isocentrique de l'AC pour le même plan de traitement de foie.

La distribution de dose a été calculée avec le TPS dédié de *Viewray* pour de l'*IMRT step-and-shoot*.

décalage AC [cm]	2%/2 mm Global	2%/2 mm Local
0	98,0%	93,7%
2	97,3%	95,1%
4	95,7%	93,2%
6	97,2%	94,4%

Fig. 5 : Taux de passe de l'indice gamma selon le décalage latéral de l'AC

Pour chaque mesure réalisée à une fréquence de 20 Hz avec l'AC, l'angle détecté a été comparé à celui planifié. **Quel que soit le décalage, aucune erreur supérieure à $\pm 5^\circ$ n'a été observée.** Des erreurs systématiques autour de $\pm 1^\circ$ sont souvent détectées dues aux incertitudes de montage et de l'algorithme de détection. Cette observation explique l'absence d'influence du décalage sur les résultats des CQP.

En parallèle, **le décalage de l'AC a mis en évidence une augmentation logique du nombre de diodes incluses dans l'analyse indice gamma.** La figure 6 illustre cette observation particulièrement avec une augmentation de ce nombre de +80% entre une position centrée et décalée de 6 cm. L'inclusion d'un plus grand nombre de diodes rend le CQP plus cohérent et pertinent pour le contrôle de chaque faisceau. La figure 4 illustre également cette amélioration.

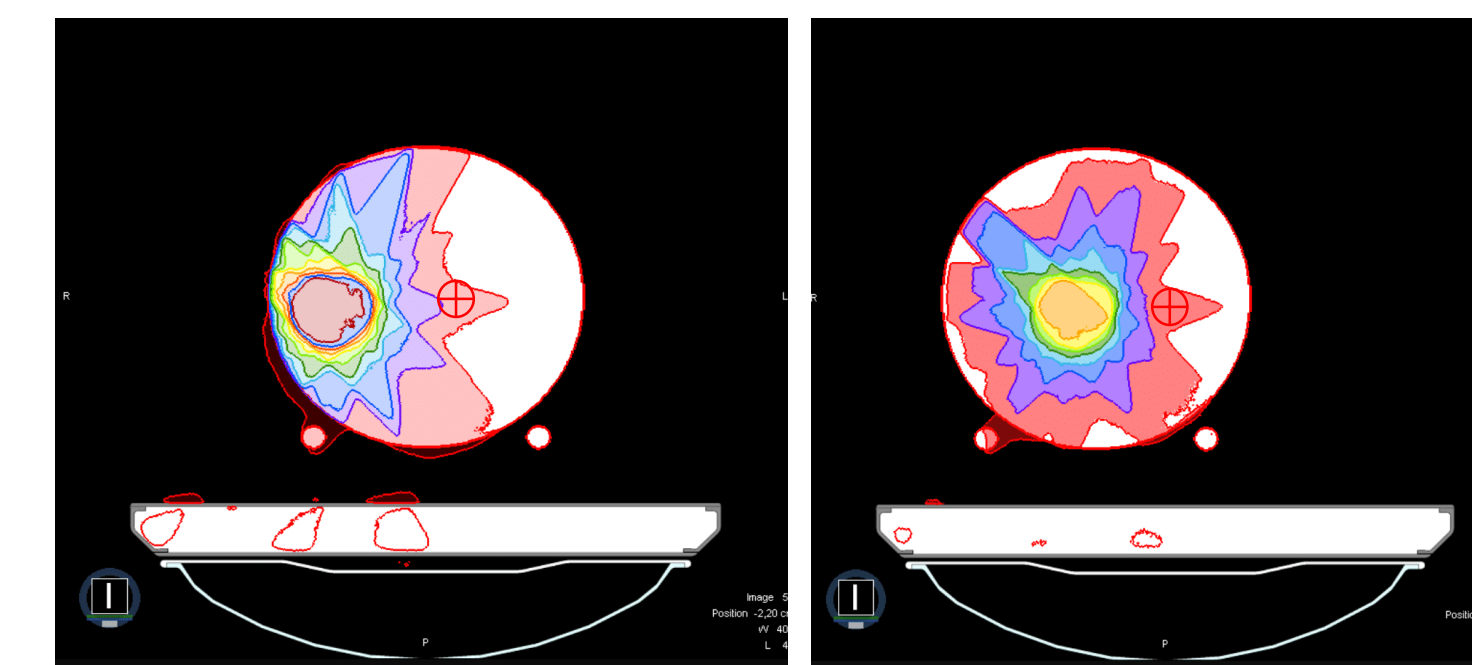


Fig. 4 : Configuration des CQP avec l'AC sans décalage (gauche) et avec décalage de 6 cm (droite)

La figure 5 est le tableau des taux de passage de l'indice gamma selon le décalage latéral de l'AC. L'analyse réalisée avec les critères 2%/2 mm montre toujours des hauts taux de passage.

Le décalage latéral ne change pas significativement les résultats des CQP.

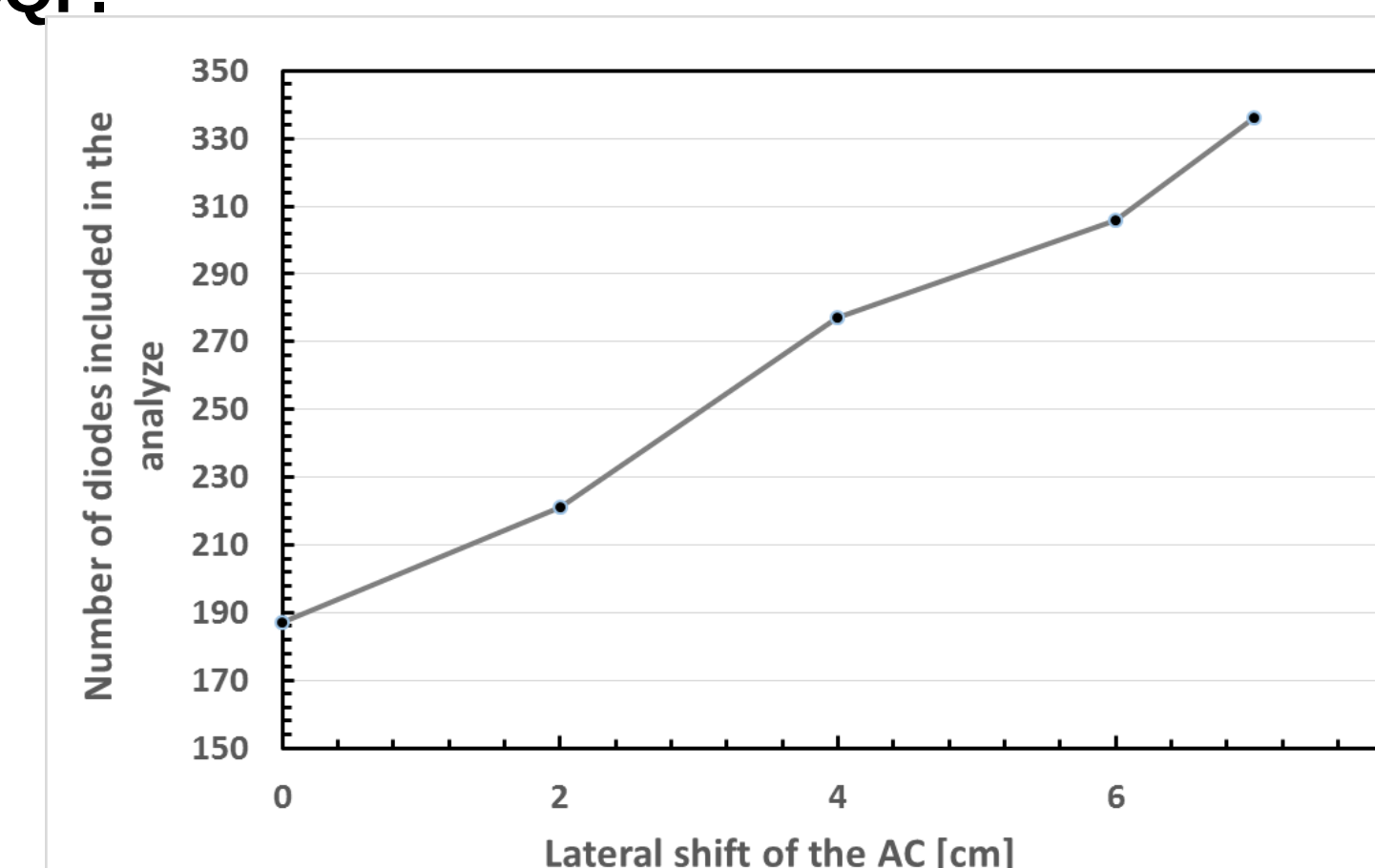


Fig. 6 : Number of diodes included in the analysis according to the lateral shift of the AC

CONCLUSION

Cette étude est une première étape satisfaisante pour la validation d'une utilisation décalée de l'AC pour les CQP d'une tumeur latéralisée distante de l'isocentre sur le *MRIdian* de *Viewray*.

La détection de l'angle d'irradiation a été étudiée selon le décalage introduit. Même pour un décalage relativement important de l'AC, les erreurs de détection restent limitées en nombre de mesures et en amplitude d'erreur.

Par conséquent, aucune dégradation significative sur le taux de passage de l'indice gamma n'a été observée. Pour des critères de 2%/2 mm, le taux de passage reste supérieur à 93,2% et 95,7%, respectivement, pour le gamma index local et global.

En parallèle, une augmentation significative de la proportion des 1386 diodes de l'AC incluses dans l'analyse a été observée. Jusqu'à 80% de diodes supplémentaires ont été ajoutées dans l'analyse rendant le CQP plus cohérent et représentatif du traitement.

Ce travail doit être continué pour plus de plans de traitement afin de valider complètement cette utilisation.

En plus, il serait intéressant d'investiguer l'utilisation latérale de l'AC sur d'autres installations de radiothérapie construite avec un tunnel.

RÉFÉRENCES

[1] Klüter S, Technical design and concept of a 0.35 T MR-Linac. *Clin and Tran Rad Onc* 2019;18:98-101

[2] Harold Li H et al. Patient-Specific Quality Assurance for the Delivery of 60Co Intensity Modulated Radiation Therapy Subject to a 0.35T Lateral Magnetic Field. *Int J Rad Onc Biol Phys* 2015; 91: 65-72

[3] Spezi E et Geraint Lewis D, Gamma histograms for radiotherapy plan. *Rad and Onc* 2006;79:224-230

CONTACT

Igor BESSIERES, *PhD*, Medical Physicist, ibessieres@cgfl.fr