

## COMPARAISON ENTRE DEUX APPROCHES DE DOSIMETRIE PERSONNALISEE A L'ECHELLE DU VOXEL POUR LA RADIOEMBOLISATION A L'YTTRIUM-90

Silvano GNESIN<sup>1</sup>, Jean-Pascal LEADERMANN<sup>1</sup>, Loïc PATERNE<sup>1</sup>,  
François O. BOCHUD<sup>1</sup>, John O. PRIOR<sup>2</sup>, Francis R. VERDUN<sup>1</sup>, Sébastien BAECHLER<sup>1</sup>

<sup>1</sup>INSTITUTE DE RADIOPHYSIQUE, CHUV, LAUSANNE, SUISSE  
<sup>2</sup>SERVICE DE MEDECINE NUCLEAIRE ET IMAGERIE MOLECULAIRE, CHUV,  
LAUSANNE, SUISSE

Mail : Silvano.gnesin@chuv.ch

**But de l'étude** : La radioembolisation par microsphères marquées à l'Yttrium-90 (<sup>90</sup>Y) est un traitement prometteur pour les tumeurs hépatiques non opérables. Une évaluation dosimétrique peut être réalisée à partir des images PET post-thérapeutiques afin de prédire la réponse tumorale et les éventuels effets toxiques. Le but de cette étude est de comparer deux approches dosimétriques voxelisées basées sur l'imagerie PET de l'<sup>90</sup>Y, l'une basée sur la déposition locale de toute l'énergie dans le voxel, et l'autre basée sur la convolution d'un noyau de dose.

**Matériels and méthodes** : Le formalisme des deux approches dosimétriques est le suivant :

- 1- *Approche par déposition locale* :  $D_s = \tilde{A}_s \times S(s \leftarrow s)$ , où  $\tilde{A}_s$  est l'activité cumulée dans le voxel source  $s$  mesurée par l'imagerie PET et  $S(s \leftarrow s)$  est la dose absorbée dans le voxel  $s$  par unité de désintégration dans ce même voxel  $s$ .
- 2- *Approche par convolution* :  $D_t = \sum_{s=0}^{N-1} \tilde{A}_s \times S(t \leftarrow s)$ , où  $S(t \leftarrow s)$  représente un noyau de déposition d'énergie spécifique défini comme étant la dose absorbée dans le voxel  $t$  par unité de désintégration dans le voxel  $s$  calculés par simulation Monte Carlo avec une résolution compatible à celles des voxels des images PET. Pour le calcul des valeurs  $S$ , une méthode de réduction de variance profitant de la géométrie sphérique du problème a été implémentée dans Geant4.

Nous avons utilisé un fantôme abdominal contenant de l'<sup>90</sup>Y à raison de 1 MBq/ml dans le foie et 5 MBq/ml dans 3 lésions sphériques de diamètres 20, 30 et 40 mm. Ceci définit la distribution de référence de l'activité. En y appliquant le noyau de convolution  $S$ , on obtient la distribution de référence de la dose. L'activité a ensuite été estimée sur la base d'une acquisition PET/CT et la dose calculée en appliquant les deux approches ci-dessus.

**Résultats** : Les distributions de dose à l'échelle du voxel calculées à partir des acquisitions PET/CT ont été comparées à la distribution de dose de référence en déterminant le rapport des doses moyennes dans le foie et dans chaque lésion. Les rapports obtenus sont 0.56, 0.62 et 0.74 selon l'approche par déposition locale et 0.50, 0.58 et 0.69 selon l'approche par convolution, pour les lésions de 20, 30 et 40 mm, respectivement. On constate que la dose moyenne obtenue pour l'approche par convolution est plus éloignée de la référence. Dans le foie, en excluant les lésions, les DVHs montrent que le volume recevant plus de 50 Gy est de 5% pour la référence, 20% pour celle calculée par convolution et 30% pour celle calculée par déposition locale.

**Conclusion** : Paradoxalement, l'approche par convolution est moins précise pour estimer la dose absorbée aux lésions à partir des images PET post-thérapeutiques de l'<sup>90</sup>Y. En effet, en raison des effets de volume partiel liés à la faible résolution spatiale des images PET, la méthode simple basée sur la déposition locale de toute l'énergie dans le voxel est plus adéquate.