

# Comparaison entre deux approches de dosimétrie personnalisée à l'échelle du voxel pour la radioembolisation à l'<sup>90</sup>Yttrium

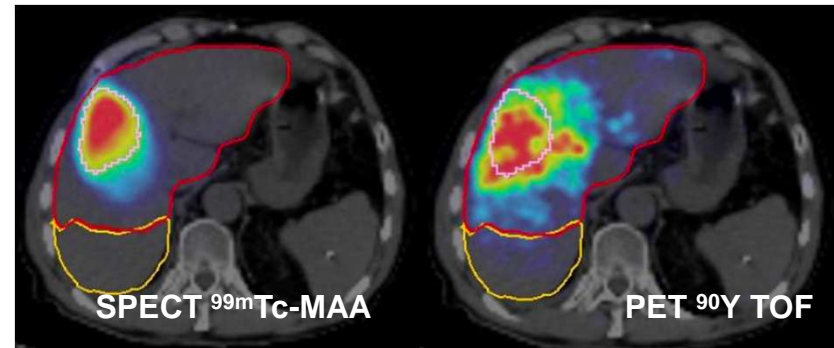
S. Gnesin<sup>1</sup>, J.-P. Laedermann<sup>1</sup>, L. Paterne<sup>1</sup>, F.O. Bochud<sup>1</sup>  
J.O. Prior<sup>2</sup>, F.R. Verdun<sup>1</sup>, S. Baechler<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Institute de radiophysique, CHUV, Lausanne, Suisse

<sup>2</sup>Service de médecine nucléaire et imagerie moléculaire, CHUV, Lausanne, Suisse

## Utilisation de l' $^{90}\text{Y}$ en Radiothérapie Interne Vectorisée

- Peptides (DOTATOC – DOTATATE; Tumeurs Neuroendocrines)
- Anticorps (Zevalin; lymphome NHL)
- **SIRT microsphères**  
(carcinomes et métastases hépatiques)



- Désintégration en  $^{90}\text{Zr}$  ( $T_{1/2} = 64 \text{ h}$ )
- Emission  $\beta^-$  à 99.983% ( $\rightarrow$  dépôt de dose)
- Production interne  $e^+/e^-$  : 32ppm

↓  
Imagerie PET  $^{90}\text{Y}$   
Post-traitement possible

↓  
Evaluation dosimétrique  
Post-traitement possible

## But de l'étude

Comparaison de deux approches dosimétriques voxelisées basées sur l'imagerie PET de l'<sup>90</sup>Y,

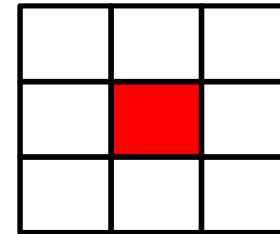
- 1) Dosimétrie basée sur la déposition locale de toute l'énergie dans le voxel
- 2) Dosimétrie basée sur un approche de convolution avec un noyau de dose.

# Dosimétrie Voxelisée PET <sup>90</sup>Y

## Comparaison de deux approches

1) **Déposition locale de l'énergie** dans le voxel même proportionnellement à l'activité mesurée

$$D_s = \tilde{A}_s \times S(s \leftarrow s)$$



2) **Convolution par un noyau de dose**

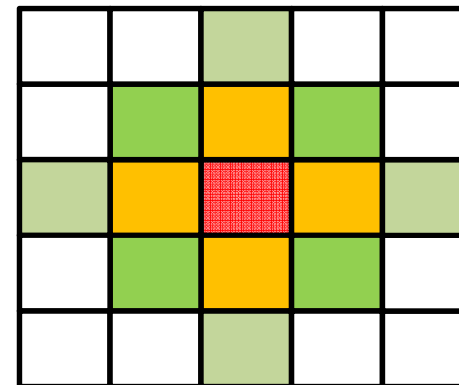
$$D_t = \sum_{s=0}^{N-1} \tilde{A}_s \times S(t \leftarrow s)$$

Noyau de dose  $S(t \leftarrow s)$

Simulation Monte Carlo:

Sections efficaces Penelope sur GEANT-4 (ver. 4.9.6)  
cut de  $10^{-8}$  cm

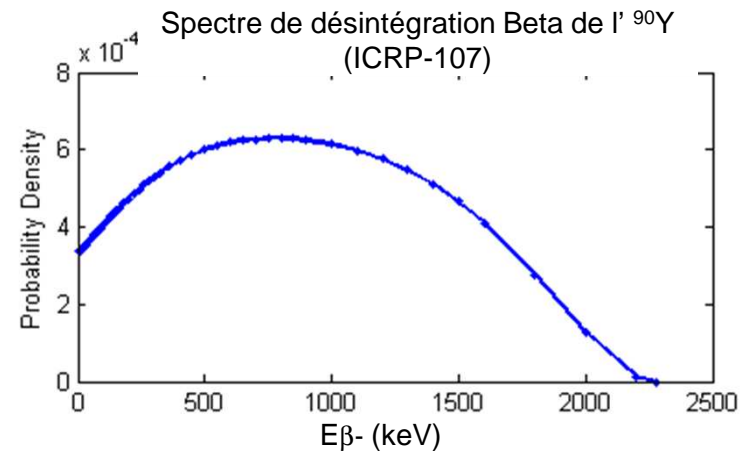
Nombre de dés. =  $10^9$  histoires (100 processeurs → temps de calcul ~h )



# Le noyau de convolution $S(t \leftarrow s)$

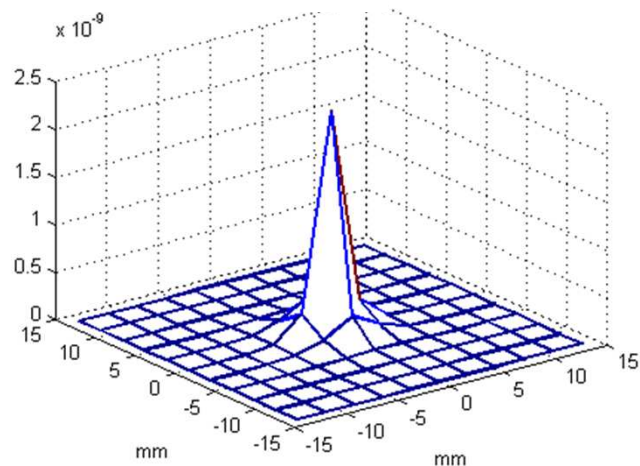
$t$  : voxel cible (target)  
 $s$  : voxel source

$S(t \leftarrow s)$  [Gy/dés.]: dose absorbée dans le voxel  $t$  (par unité de désintégration) due à l'activité présente dans le voxel  $s$



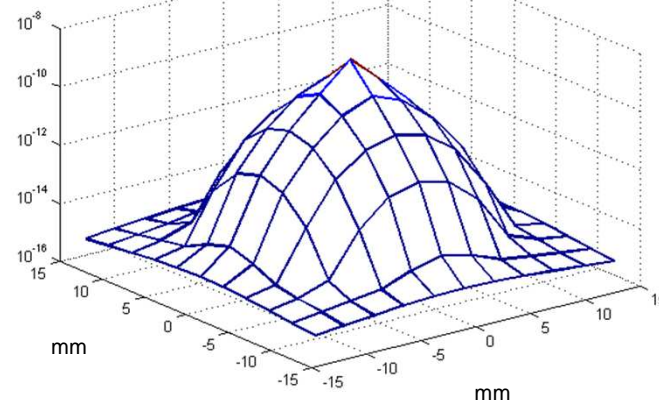
$E_{\text{moy},\beta^-} = 0.93 \text{ MeV} \rightarrow R_{\text{moy}} = 2.5 \text{ mm}$   
 $E_{\text{max},\beta^-} = 2.23 \text{ MeV} \rightarrow R_{\text{max}} = 11 \text{ mm}$

Noyau de convolution (Gy/dés)



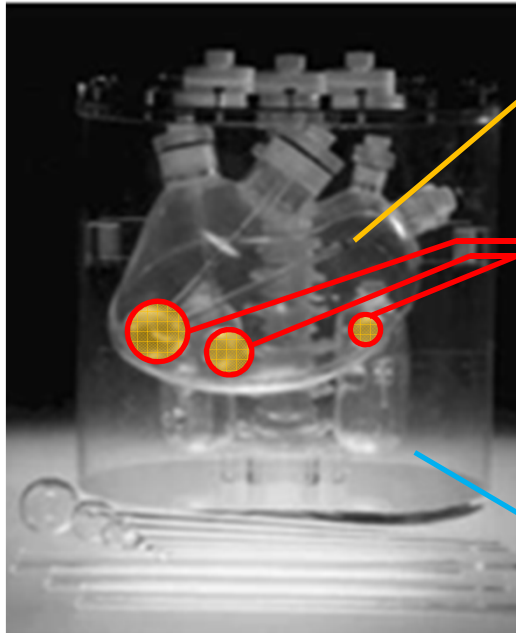
Noyau de convolution (Gy/dés)

Log Z-scale



Dimensions des voxels PET:  $2.73 \times 2.73 \times 3.27 \text{ mm}$

## Acquisition PET 90Y, Fantôme abdomen - foie



Volume foie principal 1.8L  
Activité volumique:  $A_{fr} = 1 \text{ MBq/mL}$

Trois lésions sphériques  
De 20, 30 et 40 mm de diamètre respectivement

Activité volumique:  $A_l = 5 \text{ MBq/mL}$

Rapport  $A_l/A_{fr} = 5:1$

Cavité abdominale restante remplie par de l'eau  
sans aucune activité volumique:

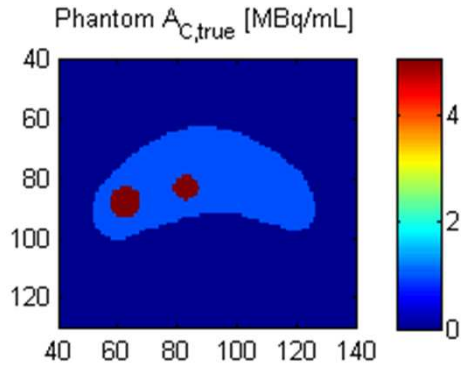
Activités volumiques et rapport d'activité sont représentatives de situations clinique en SIRT  $^{90}\text{Y}$   
(ex. foie de 2L injecté avec une activité totale de 2GBq)

**Acquisition PET/CT** (GE Discovery 690 LYSO – TOF)

- 30 min acquisition par position (2x positions)
- Parametres de reconstructions: OSEM-3D, 2 IT x 16 subsets

# Quantification/comparaison des deux approches

Distribution d'activité 3D connue dans le fantôme [MBq/mL]



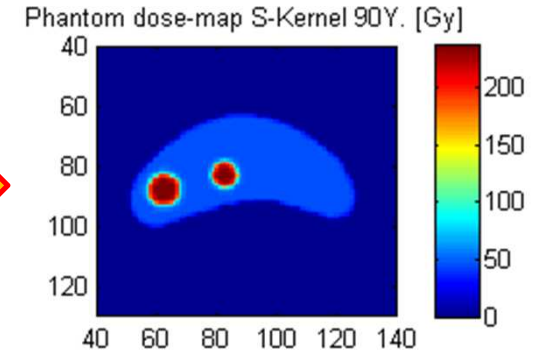
$\tau$   
voxel size

Mappe 3D en  $N_{des}/\text{voxel}$

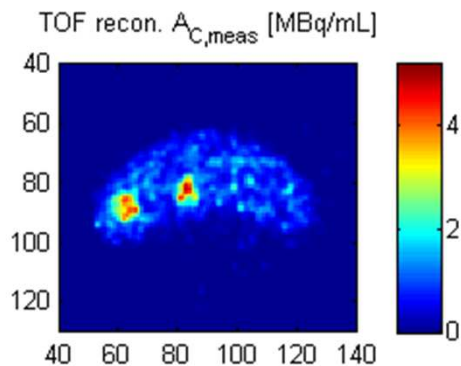
Convolution

$\otimes S(t \leftarrow s)$

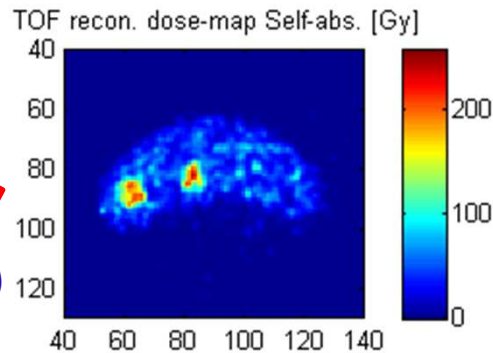
Cartographie 3D de la **dose de référence**



<sup>90</sup>Y PET TOF  
Acquisition + reconstruction  
Fantôme abdomen-foie



$S(s \leftarrow s)$

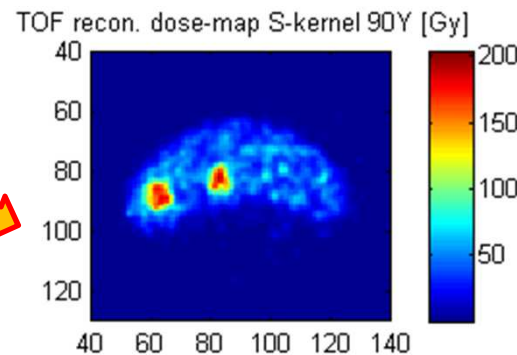


mes

réf.

**Mesure** de l'activité volumique moyenne dans les volumes cible (lésions sphériques) et **comparaison** avec les valeurs de référence

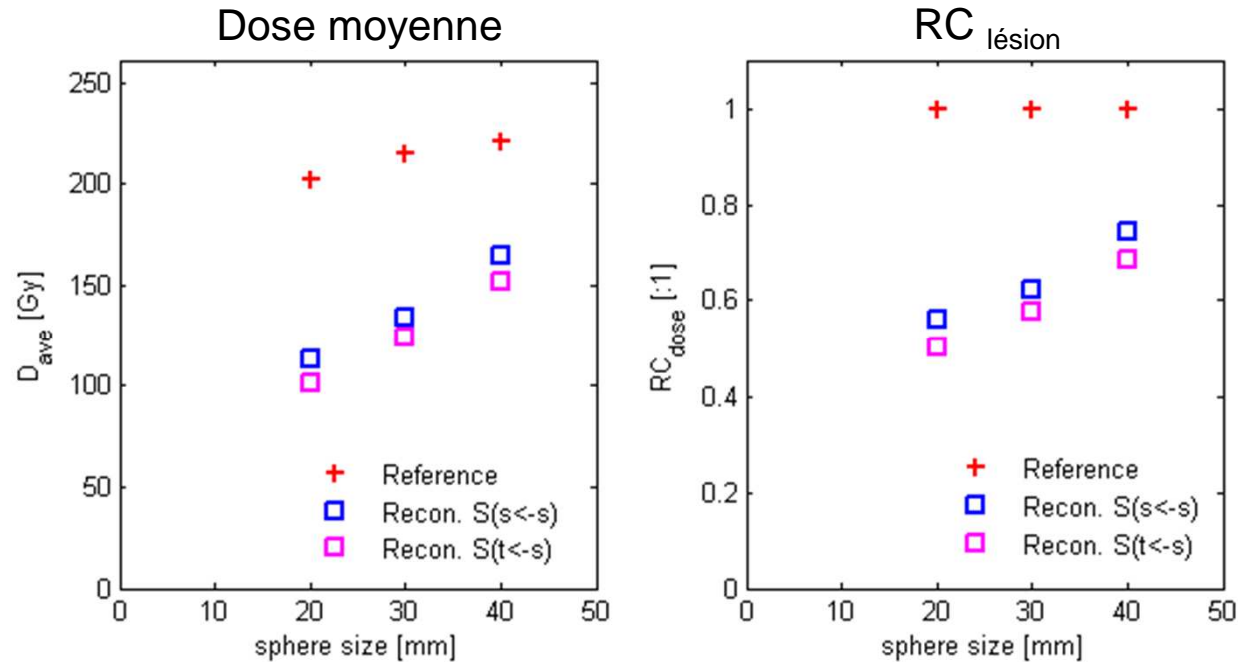
$\otimes S(t \leftarrow s)$



mes

$$RC_{\text{lésion}} = A_{\text{mes}} / A_{\text{réf}}$$

# Coefficients de recouvrement en dose ( $RC_{\text{lésion}}$ )



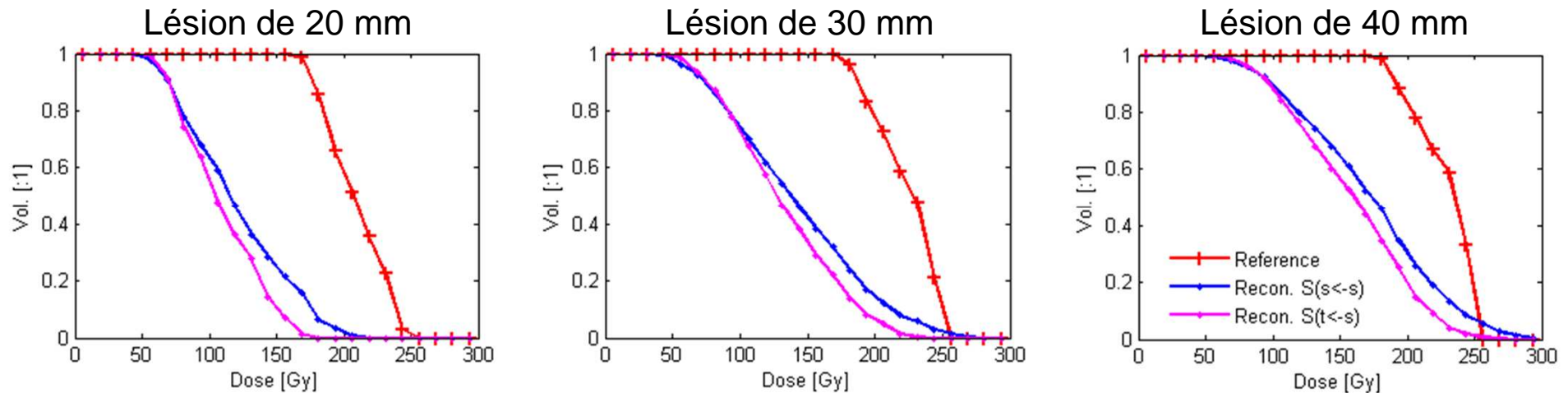
## Coefficients de recouvrement en dose

Lesion (TOF)	20 mm	30 mm	40 mm
RC S(s←s)	0.56	0.62	0.74
RC S(t←s)	0.5	0.58	0.69

La dose moyenne obtenue avec l'approche par convolution est plus éloignée de la référence

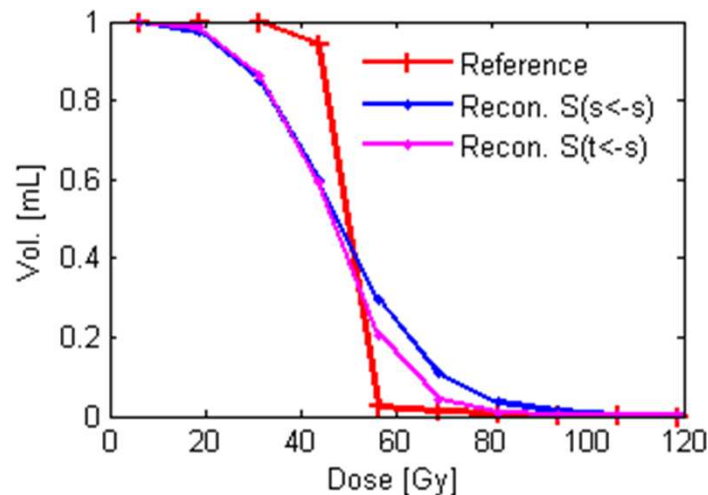


## Histogrammes Dose-Volume (DVH) dans les lésions



## Histogrammes Dose-Volume (DVH) dans le volume non tumoral

DVH dans le Volume du foie non tumoral



La fraction du volume où la dose est supérieure à 50 Gy est de:

- 5% pour la référence,
- 20% pour celui calculé par convolution
- 30% pour celui calculé par déposition locale.

# Conclusions

- **Cause:** résolution spatiale limitée des images PET elles-mêmes et discrétisation (matrice de reconstruction) → Effet de volume partiel
  
- **Conséquence:** la méthode simple basée sur la déposition locale de toute l'énergie dans le voxel ( $S(s \leftarrow s)$ ) est:
  - **Plus simple**
  - **Plus rapide**
  - **Plus appropriée à la dosimétrie des lésions tumorales**
  
- La quantification du volume non-tumoral excédant une certaine dose est plus précise en utilisant l'approche par convolution (bruit dans l'image)

**Remarque:** Etude effectuée sur fantôme statique

Réalité clinique, mouvement respiratoire → la répartition de l'activité mesurée entre les voxels voisins augmente et doit être prise en compte (gating respiratoire).



**Merci pour votre attention**