

# Contrôle de la dose délivrée par imagerie TEP en hadronthérapie: Etude par simulation de différentes architectures TEP dédiées dans des conditions cliniques réalistes

C. Robert, N. Fourrier, P. Gueth, L. Grévilot,  
D. Sarrut, I. Buvat

robert@imnc.in2p3.fr



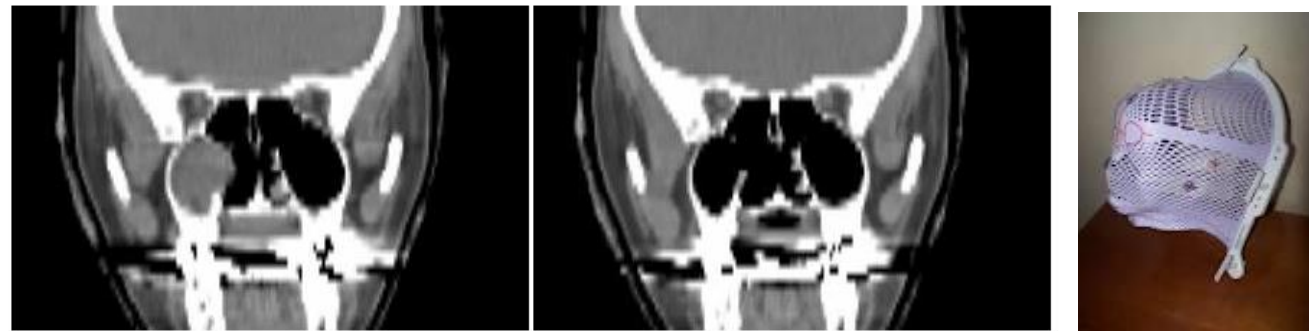
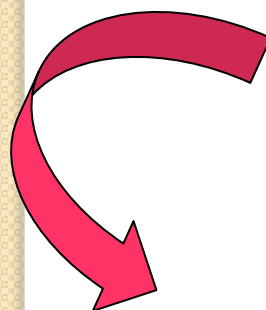
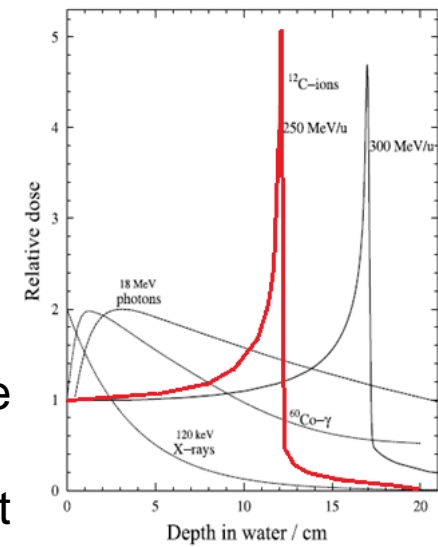
# Plan de la présentation

- 1) Introduction
- 2) Simulations GATE des architectures TEP dédiées
- 3) Méthodes and Résultats
  - A. Sensibilité de détection
  - B. Résolution spatiale
  - C. Simulations réalistes d'un plan de traitement prostate
- 4) Conclusions et perspectives

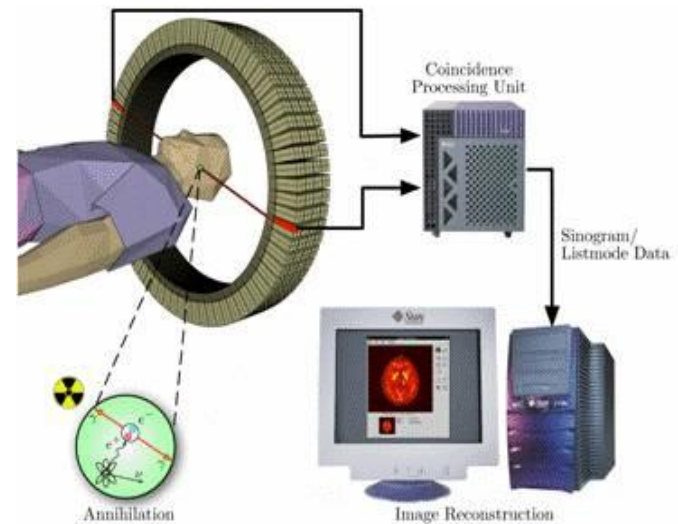
# Défis en hadronthérapie

Du fait du dépôt de dose localisé en hadronthérapie :

- ✓ **Un positionnement précis** du patient est crucial
- ✓ **Les modifications anatomiques** du patient en cours de traitement doivent être précisément identifiées
- ✓ **Les mouvements du patient et de ses organes** doivent être pris en considération dans le plan de traitement

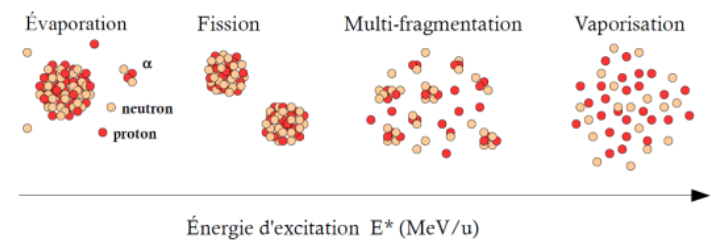
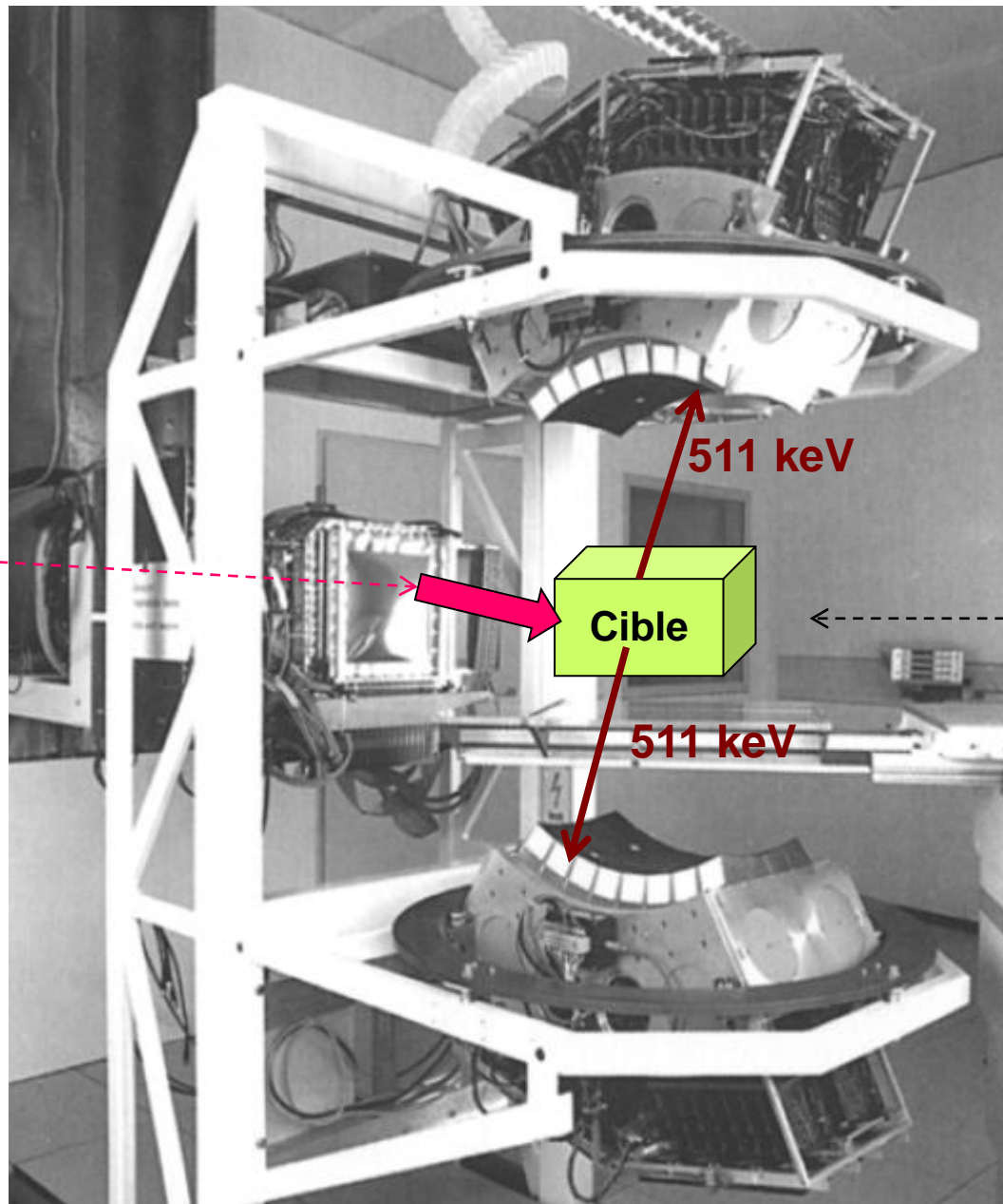


**Une solution: *utiliser l'imagerie TEP - en ligne - pour le contrôle de la dose délivrée***



# Contrôle du dépôt de dose - Principe

Faisceau d'ions  $^{12}\text{C}$  ou de protons



**Collisions nucléaires inélastiques**



**Production d'émetteurs  $\beta^+$  ( $^{11}\text{C}$ ,  $^{10}\text{C}$ ,  $^{15}\text{O}$ ...)**

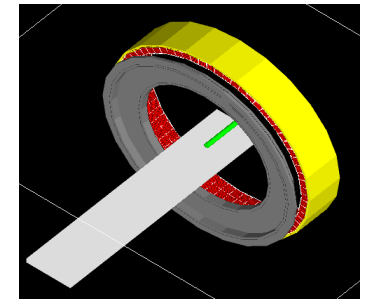
GSI Darmstadt (Germany)

# Contrôle du dépôt de dose - Principe



Images tomodensitométriques du patient

Modélisation du faisceau de traitement



Modélisation du système de détection

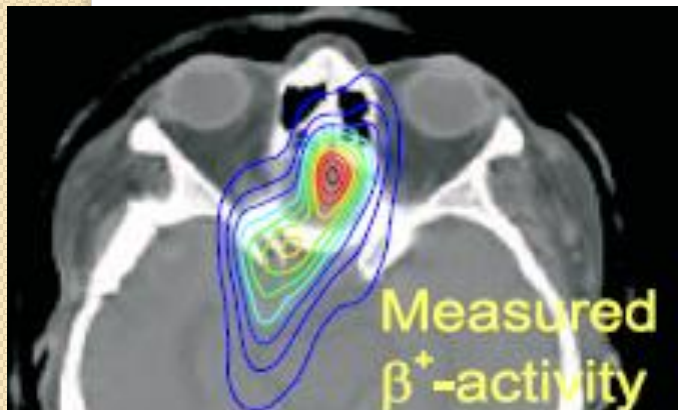
Modélisation du traitement in-vivo

Simulation analytique ou Monte-Carlo

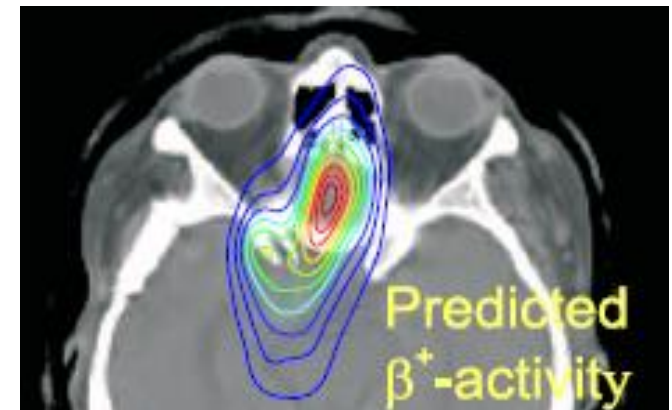


Activité  $\beta^+$  mesurée

Prédiction de l'activité  $\beta^+$



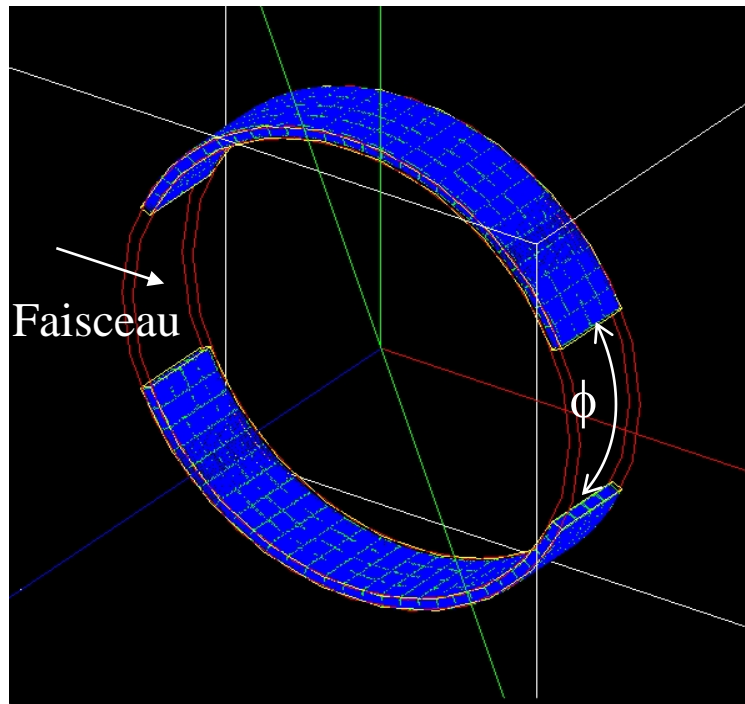
Comparaison



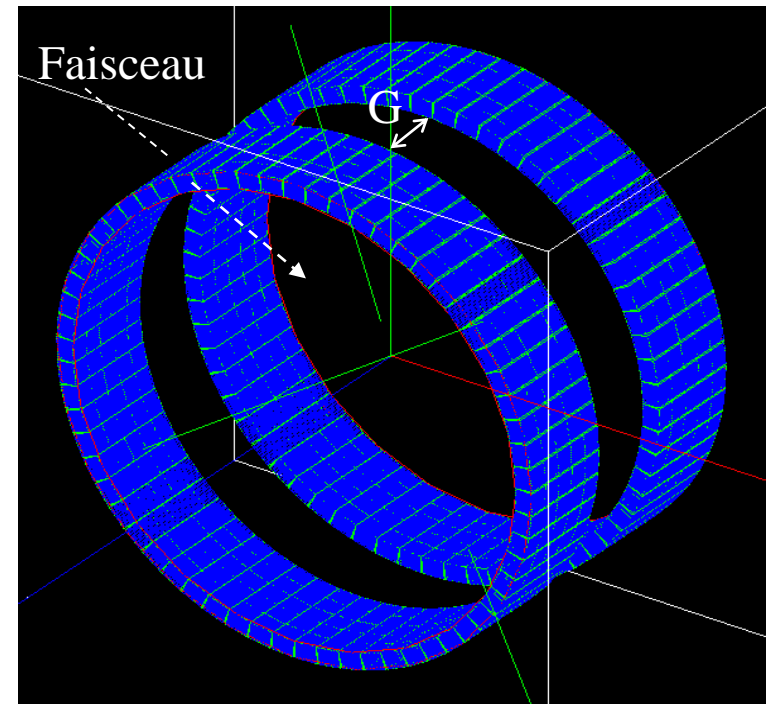


# Objectifs de l'étude

Caractérisation des performances de **2 systèmes TEP dédiés au contrôle de dose en hadronthérapie** dans des conditions cliniques réalistes



**Architecture « double-têtes »**  
(Enghardt et al 1999)



**Architecture OpenPET**  
(Yamaya et al 2008)

Sensibilité de  
détection

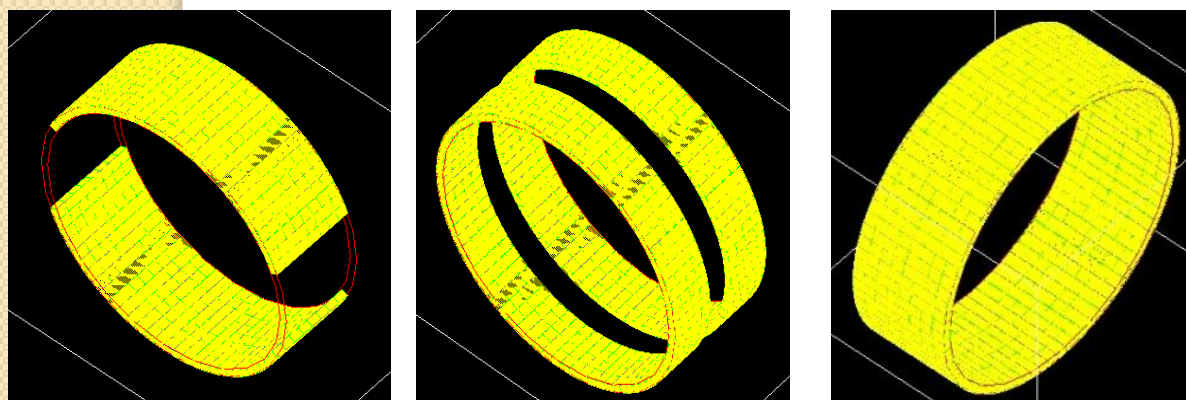
3 figures  
de mérite

Quantification d'un  
mauvais  
positionnement patient

Résolution spatiale

# Simulations GATE

- Version **GATE 6.1** basée sur **Geant4 9.4** (Jan *et al* 2011)
- **7 architectures TEP** simulées :
  - **3 TEP double-têtes**  
( $\phi = 14^\circ, 30^\circ$  and  $46^\circ$ )
  - **3 systèmes OpenPET**  
(G = 110, 120 and 160 mm)
  - **1 système conventionnel**  
(couronne complète)  $\equiv$  référence

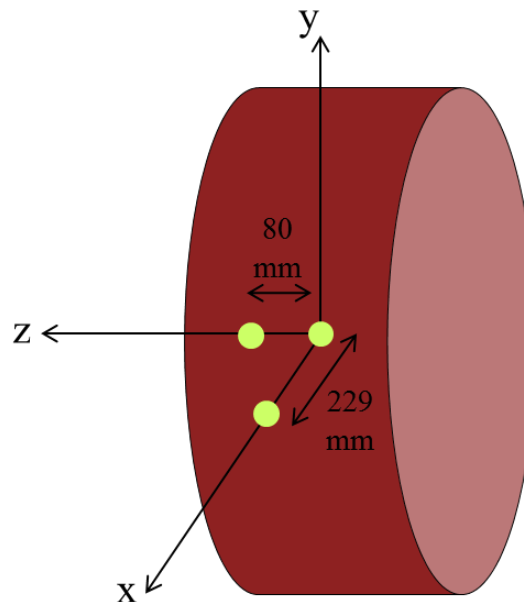


<b>Champ de vue</b>	
Diamètre (mm)	<b>916</b>
Dimension axiale (mm)	<b>320</b>
Nombre de couronnes	8
<b>Blocs</b>	
Nombre de blocs par couronne (couronne complète)	80
Dimension axiale (mm)	40
Dimension transaxiale (mm)	36.7
<b>Cristaux</b>	
Nombre de cristaux par bloc	72
Dimension axiale (mm)	5
Dimension transaxiale (mm)	4
Epaisseur (mm)	25
Matériau	<b>LSO</b>

- Modélisation réaliste de la **réponse du détecteur et du traitement électronique** (résolution en énergie, blurring spatial...)

# Sensibilité de détection - Méthode

- **Sensibilité de détection** =  $\frac{\text{Nombre de coïncidences détectées}}{\text{Nombre d'annihilations simulées}}$
- **Source ponctuelle placée dans l'air**  $\Rightarrow$  1 million de paires de photons d'énergie 511 keV émis à 180° simulées
- **3 positions:**
  - Source centrée dans le champ de vue
  - Source décalée de 22,9 cm dans la direction transaxiale
  - Source décalée de 8 cm dans la direction axiale





# Sensibilité de détection - Résultats

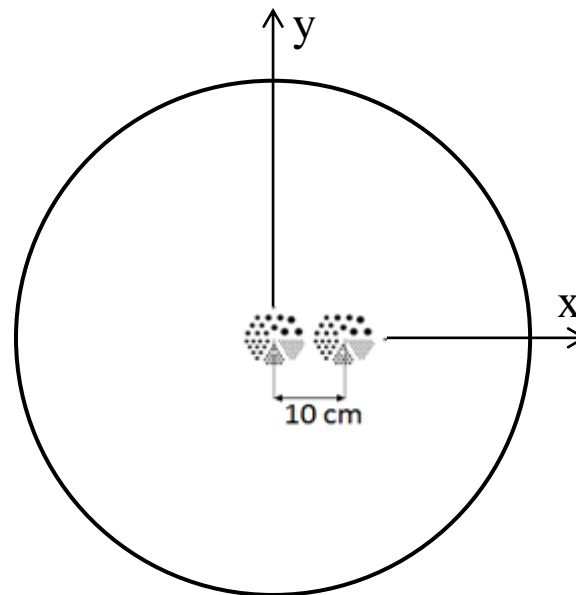
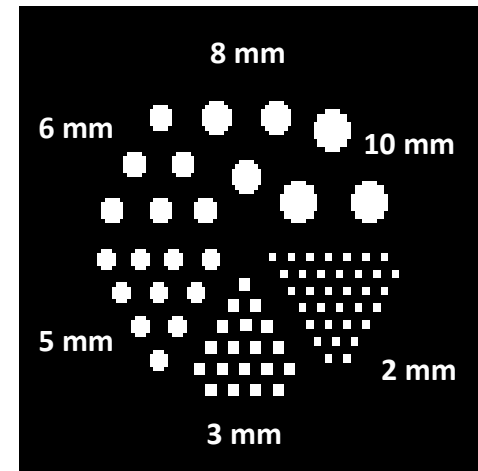
	TEP conventionnel (couronne complète)	TEP double-têtes			OpenPET		
		$\phi=14^\circ$	$\phi=30^\circ$	$\phi=46^\circ$	G=110 mm	G=120 mm	G=160 mm
<b>Centre</b>	19,1%	17,5 %	15,8 %	14,4 %	18,1%	17,9 %	17,5 %
<b>Décalage transaxial</b>	17,0%	14,8%	12,9%	10,8%	10,9%	10,4%	8,4%
<b>Décalage axial</b>	10,0%	9,0%	8,2%	7,5%	3,4%	2,8%	0,43%

**Sensibilités équivalentes pour tous les systèmes au centre du champ de vue**

**Meilleure uniformité de la sensibilité dans le champ de vue pour les systèmes double-têtes par rapport aux systèmes OpenPET**

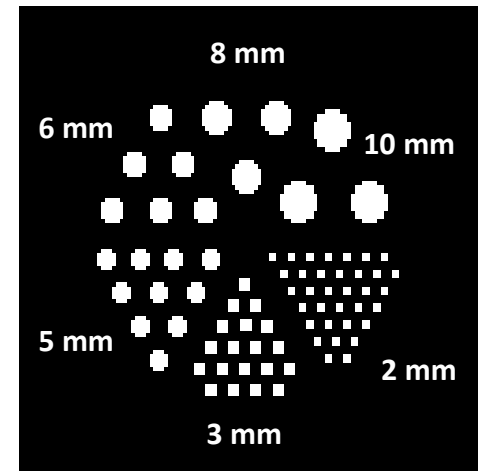
# Résolution spatiale - Méthode

- **Fantôme Derenzo** incluant des inserts de **2 mm à 10 mm** de diamètre
- **2 positions** :
  - Centre du champ de vue
  - Décalage de 100 mm dans la direction transaxiale
- **1 million de coïncidences** détectées quelle que soit la configuration TEP



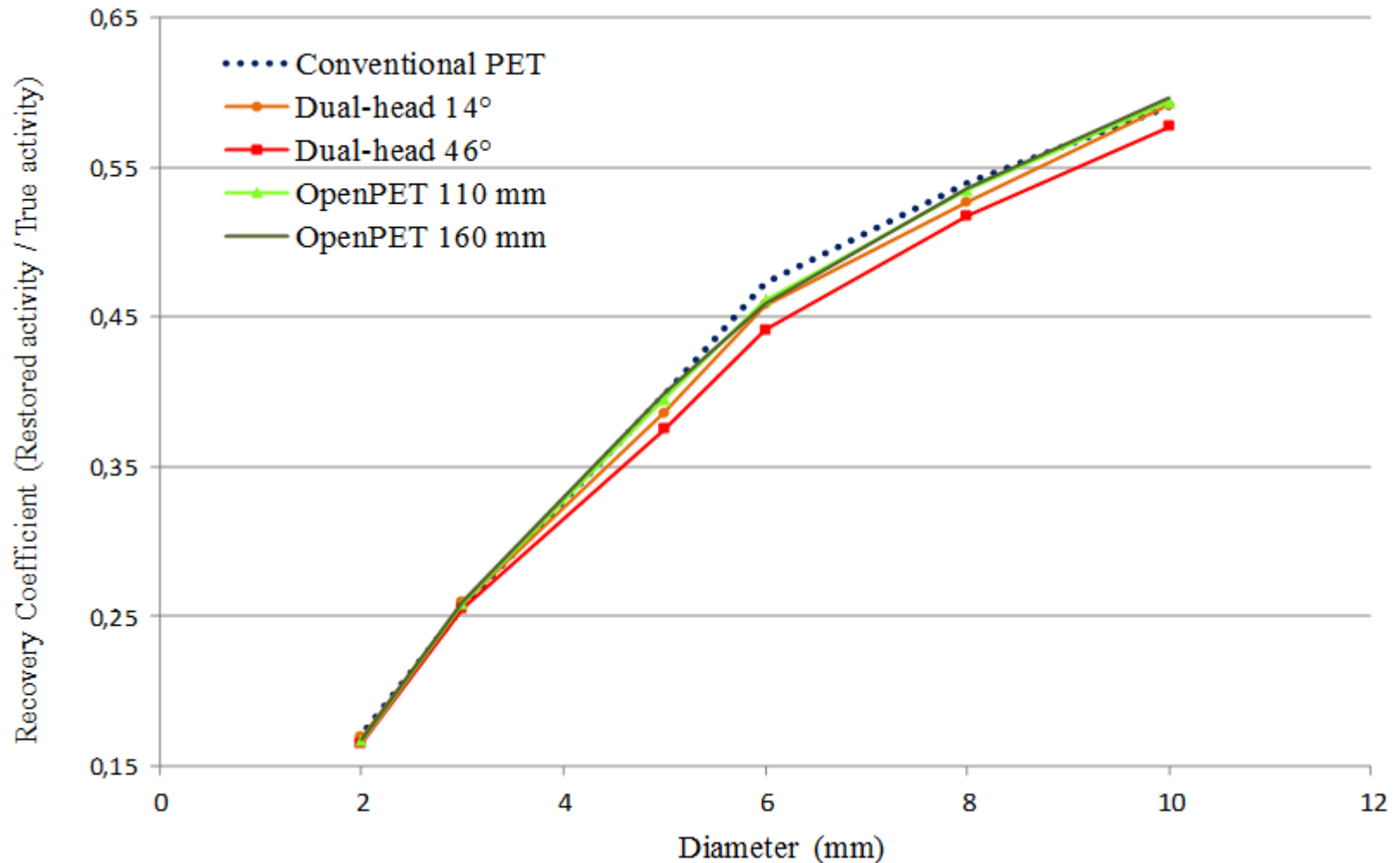
# Résolution spatiale - Méthode

- **Fantôme Derenzo** incluant des inserts de 2 mm à 10 mm de diamètre
- **2 positions** :
  - Centre du champ de vue
  - Décalage de 100 mm dans la direction transaxiale
- **1 million de coïncidences** détectées quelle que soit la configuration TEP
- Algorithme de reconstruction **OS-EM** dédié
  - 10 sous-ensembles
  - Correction d'atténuation
- **Courbes des coefficients de recouvrement en fonction du diamètre des inserts** tracées pour chaque architecture TEP



$$\text{RC (\%)} = \frac{\text{Activité mesurées sur les images reconstruites à l'intérieur des contours réels de l'insert}}{\text{Activité réelle dans l'insert}}$$



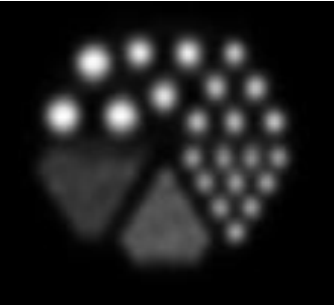


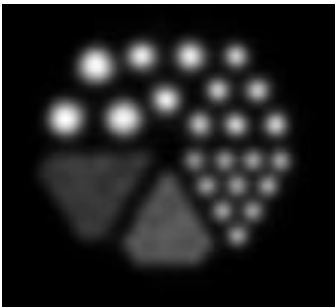
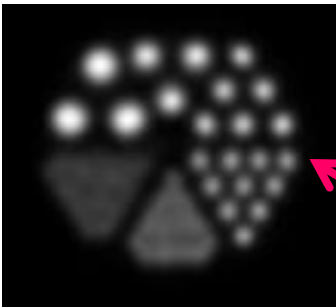
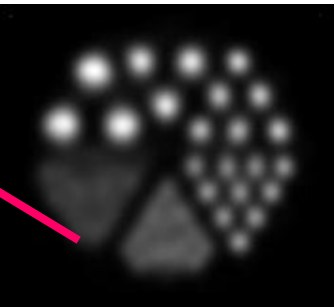
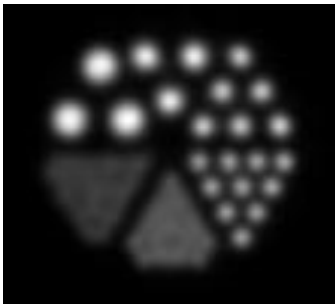
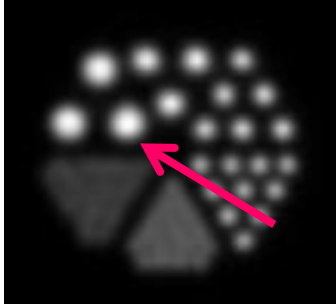
# Résolution spatiale - Résultats



*Valeurs des coefficients de recouvrement en fonction du diamètre des inserts (50 itérations). Le fantôme de Derenzo est placé au centre du champ de vue.*

**Meilleure restauration du contraste des inserts pour les systèmes OpenPET que pour les systèmes double-têtes**

# Résolution spatiale - Résultats

	TEP conventionnel (couronne complète)	TEP double-têtes		OpenPET	
		$\phi = 14^\circ$	$\phi = 46^\circ$	G = 110 mm	G = 160 mm
Centre (Somme des coupes)					
Décalage transaxial (Somme des coupes)					

Excepté pour la configuration  $\phi = 46^\circ$ , la position du fantôme dans le champ de vue influe peu sur la résolution spatiale

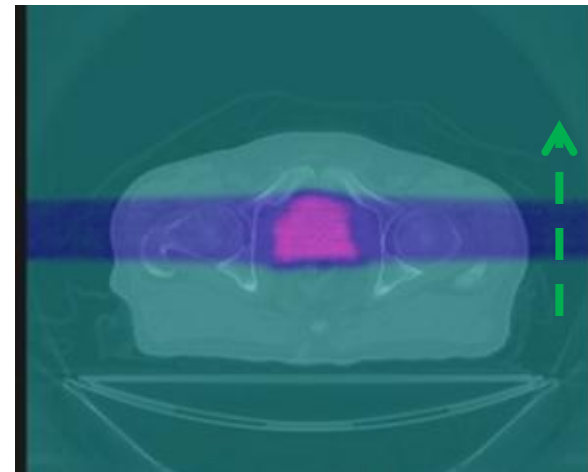
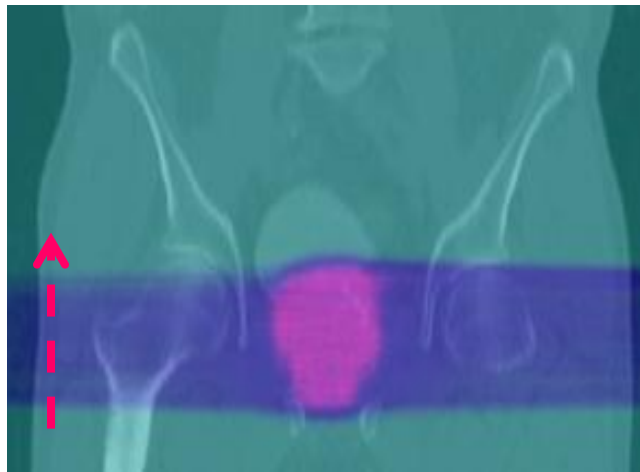
Contrairement à la configuration  $\phi = 46^\circ$ , pas d'artefacts de reconstruction sur les images reconstruites OpenPET



# Plan de traitement prostate - Méthode

- **Tumeur prostatique traitée par faisceaux de protons** (Grévillet *et al* 2012)
  - 2 champs latéraux opposés
  - **2 Gy** délivrés au PTV (Planning Target Volume)
  - **3642 faisceaux** d'énergies comprises entre 147 MeV et 187 MeV
- Déplacements de **5 et 10 mm** successivement introduits selon les axes **postérieur-antérieur** et **inférieur-supérieur** pour reproduire de mauvais positionnements patient

Déplacements - axe  
inférieur-supérieur

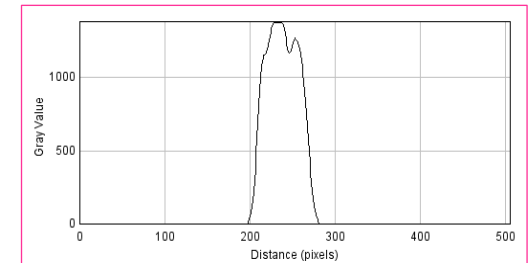
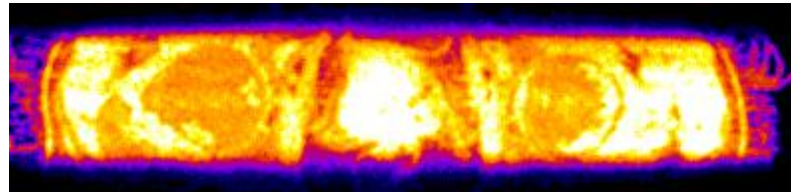


Déplacements - axe  
Postérieur-Antérieur

- **Pas de wash-out (clairance biologique)** modélisé
- Simulation d'acquisitions TEP réalisées **directement après la fin de la séance de traitement (acquisitions de 300 s)**

# Plan de traitement prostate - Résultats

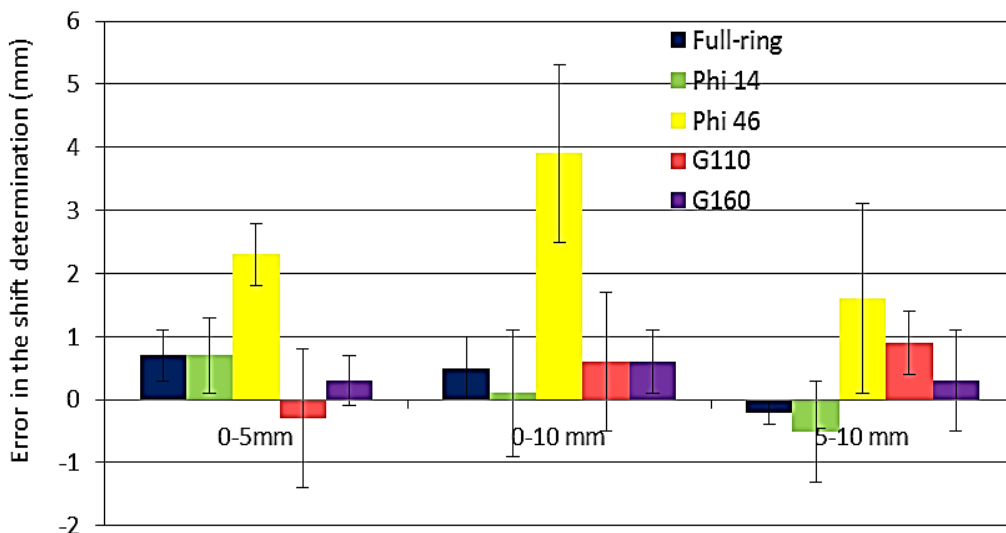
**Coupe du volume  
3D utilisé en entrée  
des simulations  
TEP**



	TEP conventionnel (couronne complète)	$\phi = 14^\circ$	G = 110 mm
Images reconstruites (20 itérations)			
Profils			

# Plan de traitement prostate - Résultats

**Erreurs sur la quantification des décalages déterminées à partir de profils d'activité tracés sur les images reconstruites**

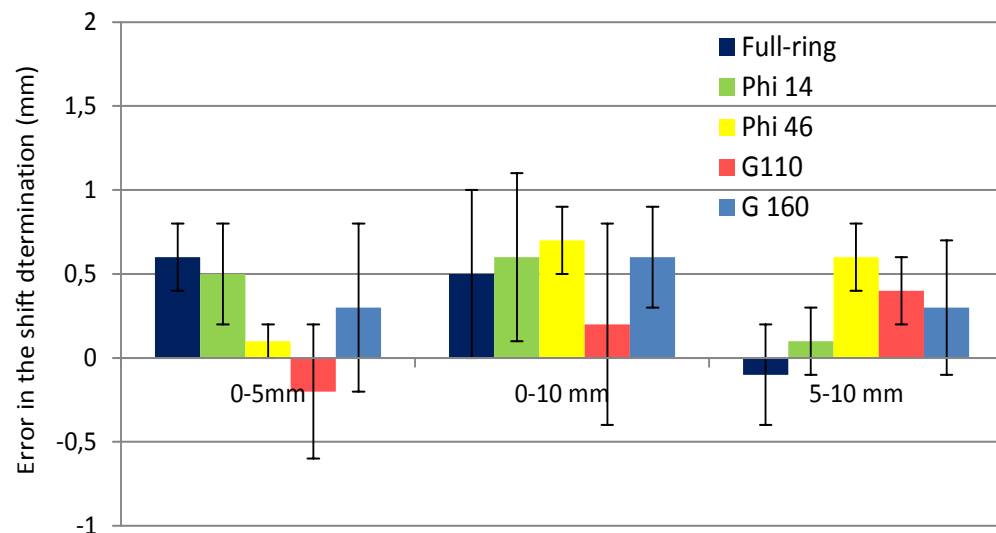


**Déplacements selon l'axe Postérieur-Antérieur**

**Erreurs < 1 mm pour tous les systèmes, excepté le système double-tête  $\phi = 46^\circ$**

**Déplacements selon l'axe Inférieur-Supérieur**

**Erreurs < 1 mm quelle que soit la configuration**



# Conclusions et perspectives

- Simulation, pour la première fois sous GATE, d'un plan de traitement protons réaliste associé à des imageurs TEP dédiés (systèmes double-têtes et OpenPET )
- 3 figures de mérite comparées :

		Sensibilité de détection	Résolution spatiale	Capacité à quantifier avec précision un mauvais positionnement du patient
Systèmes double-têtes	$\phi = 14^\circ$	✓	✓	✓
	$\phi = 46^\circ$	✓	✗	✗
Systèmes OpenPET	G = 110 mm	✗	✓	✓
	G = 160 mm	✗	✓	✓

**Efficacités de détection plus uniformes pour les systèmes double-tête au sein du champ de vue**

**Pas d'artefacts de reconstruction sur les images reconstruites OpenPET**

**Erreurs > 1 mm pour le système double-tête  $\phi = 46^\circ$  selon l'axe postérieur-antérieur**

# Conclusions et perspectives

- Simulation, pour la première fois sous GATE, d'un plan de traitement protons réaliste associé à des imageurs TEP dédiés (systèmes double-têtes et OpenPET )
- 3 figures de mérite comparées :

		Sensibilité de détection	Résolution spatiale	Capacité à quantifier avec précision un mauvais positionnement du patient
Systèmes double-têtes	$\phi = 14^\circ$	✓	✓	✓
	$\phi = 46^\circ$	✓	✗	✗
Systèmes OpenPET	G = 110 mm	✗	✓	✓
	G = 160 mm	✗	✓	✓

- Introduction d'un modèle de **wash-out** dans les simulations GATE
- Etude de l'impact des **statistiques de comptage** (i.e. durée d'acquisition, durée entre la fin du traitement et le début de l'acquisition TEP) sur la précision de la quantification des mauvais positionnements patient