

Optimisation du projecteur en reconstruction 3D TEP liste mode sur GPU

Julien Bert

Laboratoire du Traitement de l'Information Médicale (LaTIM)

INSERM U1101, CHRU Brest

Equipe Imagerie Multi-modalité quantitative pour le diagnostic et la thérapie

Dimitris Visvikis (DR2)

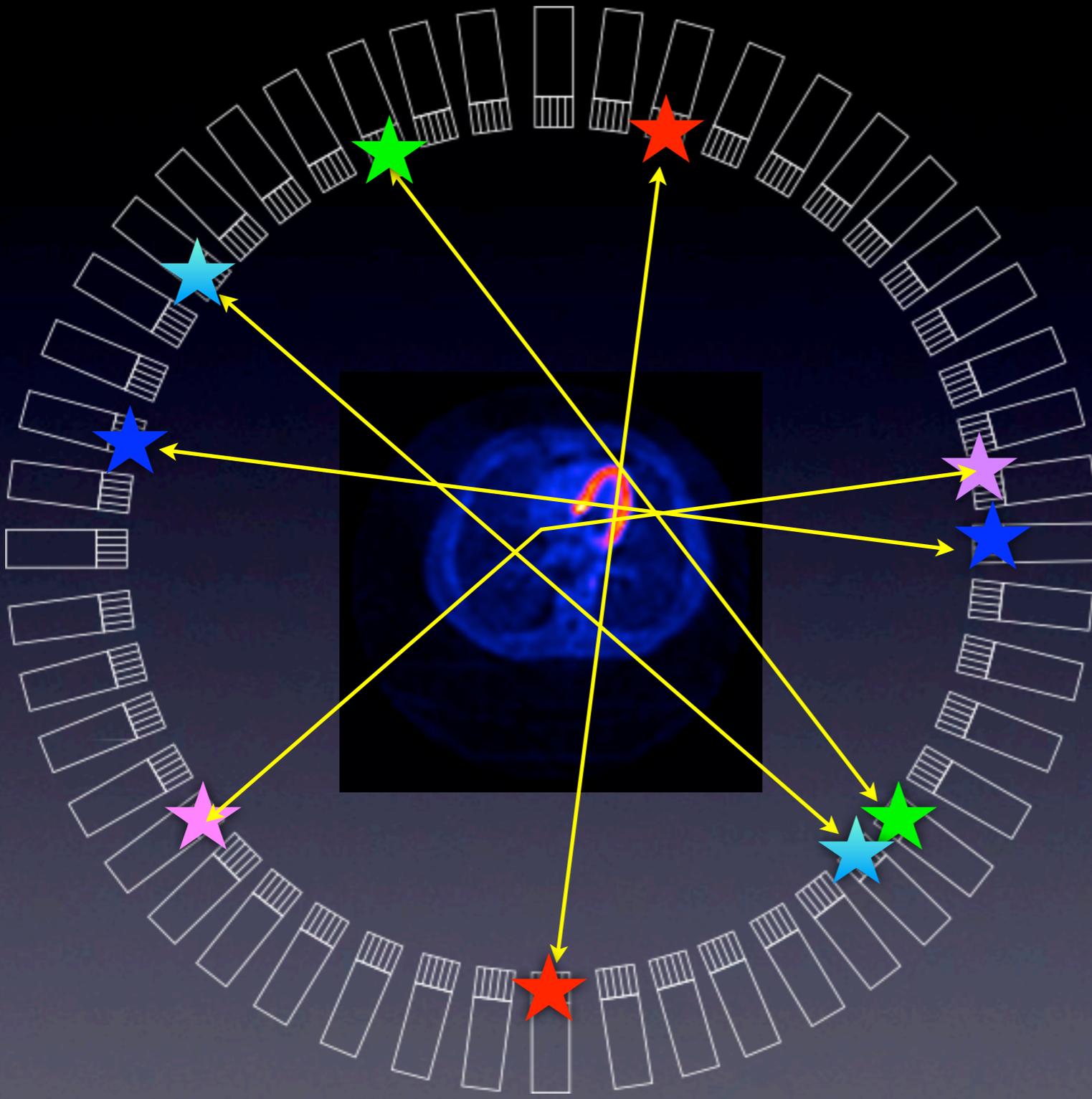
Groupe Reconstruction Tomographique et Simulation Monte Carlo

Julien Bert (IH)

Awen Autret (Doctorant)

Zakaria Bahi (Doctorant)

La reconstruction TEP liste mode



Liste mode

ID1	T1	E1	DOI1
ID2	T2	E2	DOI2
ID3	T3	E3	DOI3
ID4	T4	E4	DOI4
ID5	T5	E5	DOI5

...

Exploiter de l'informations supplémentaires

- meilleur échantillonnage
- correction des effets physiques
- correction des effets physiologiques

Reconstruction quantitative dans un contexte clinique

Contexte en TEP



Exemple - GE Healthcare



Discovery PET/CT 600



Reconstruction standard



IBM BladeCenter®

“Images disponibles avant que le patient n’ait quitté la table...”¹

Temps de calcul



Reconstruction quantitative

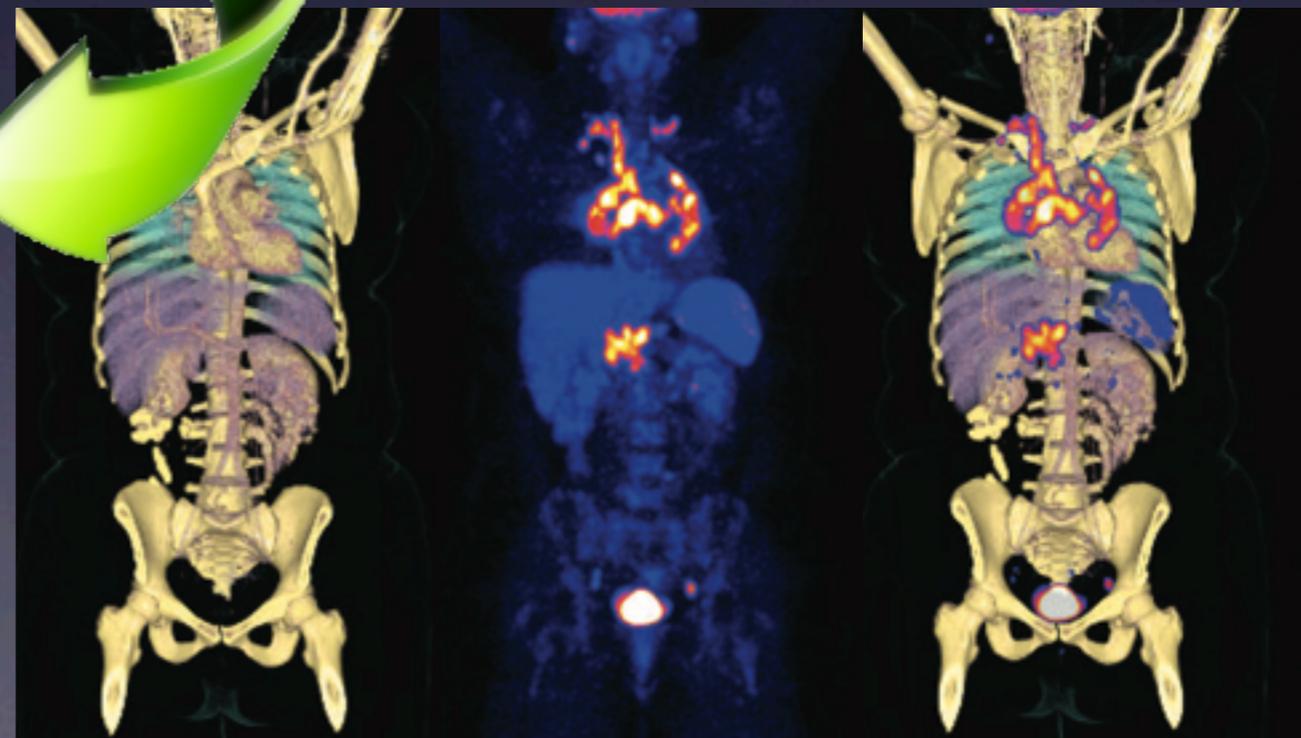
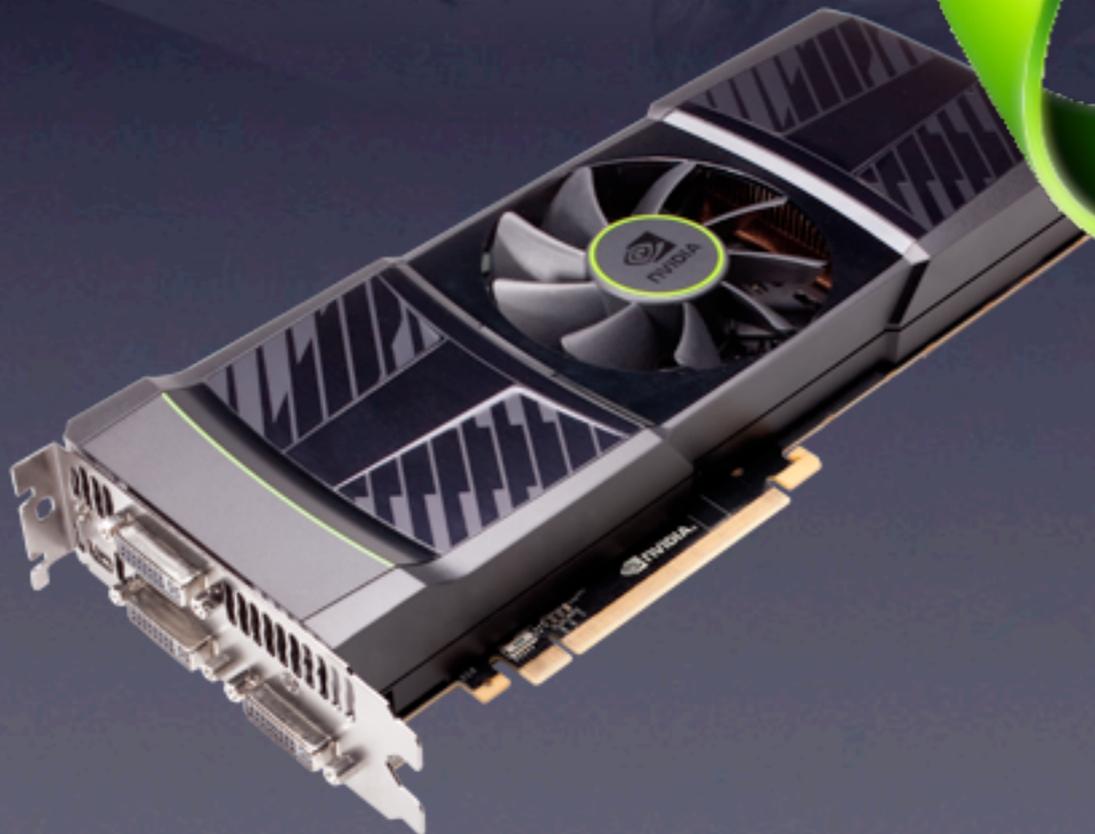
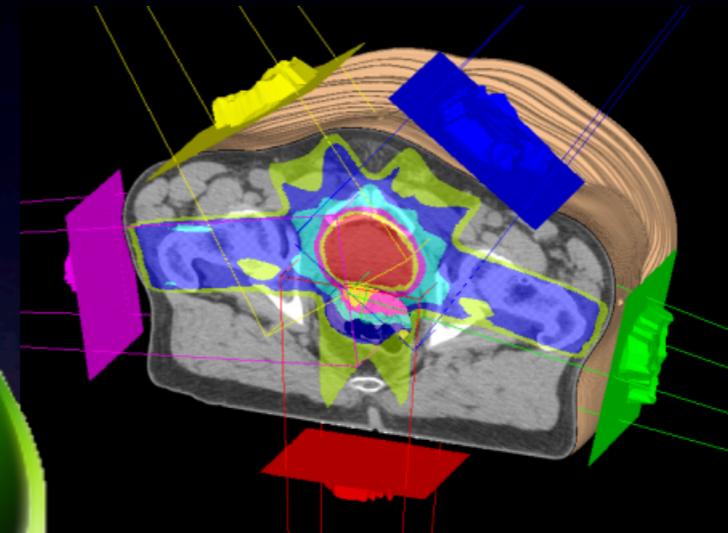


¹ GE (<http://www.gehealthcare.com>)

Graphics Processing Unit (GPU)



Battlefield 3 - Electronic Arts 2011



Avantages du GPU



2 cartes graphiques x2 GPUs¹



46 processeurs² de x6 coeurs (276 coeurs)



- Puissance de calcul importante
- Faible coût (1/20)
- Faible consommation énergétique (1/20)
- Faible encombrement
- Pas de maintenance
- Installation facile

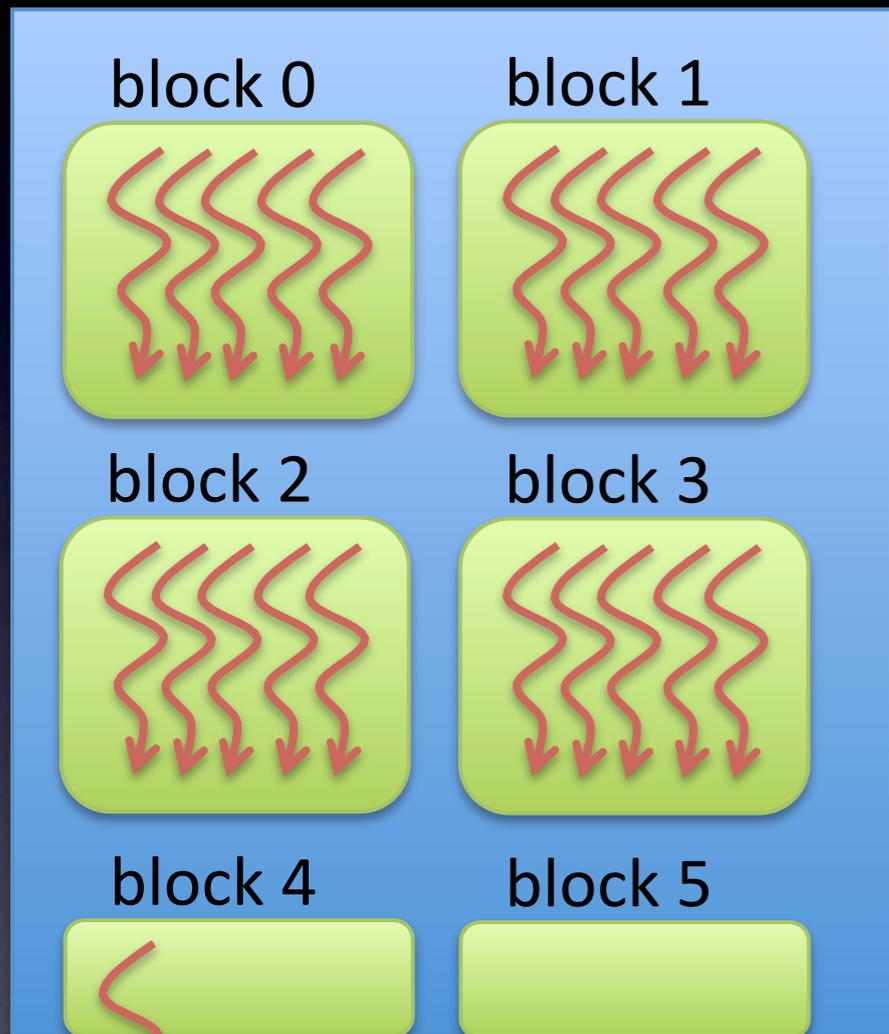
¹ NVIDIA GTX590

² Intel Core i7 980 x6 3.33 GHz

Architecture d'une carte graphique



Grille



Thread (unité de donnée)

Kernel



GPU



SM: streaming multiprocessors

SP: streaming processor

NVIDIA Fermi 16 SMs avec 32 SPs = 512 SPs

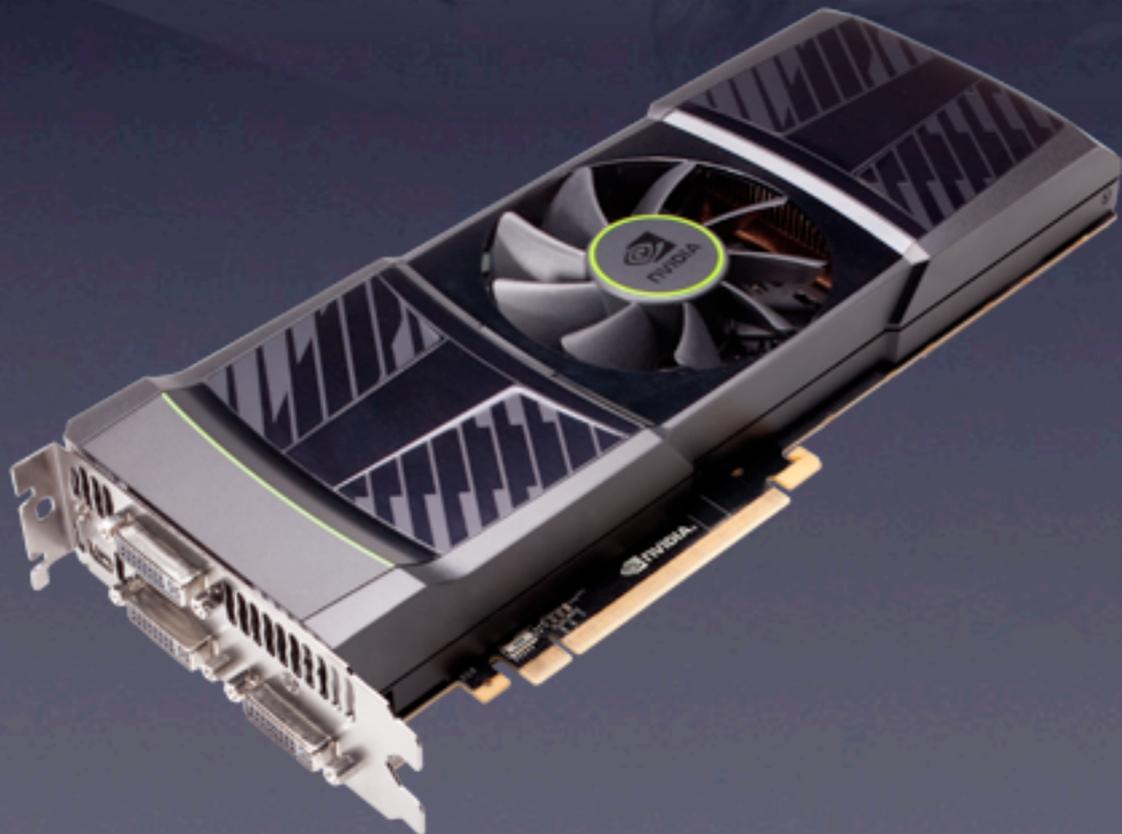
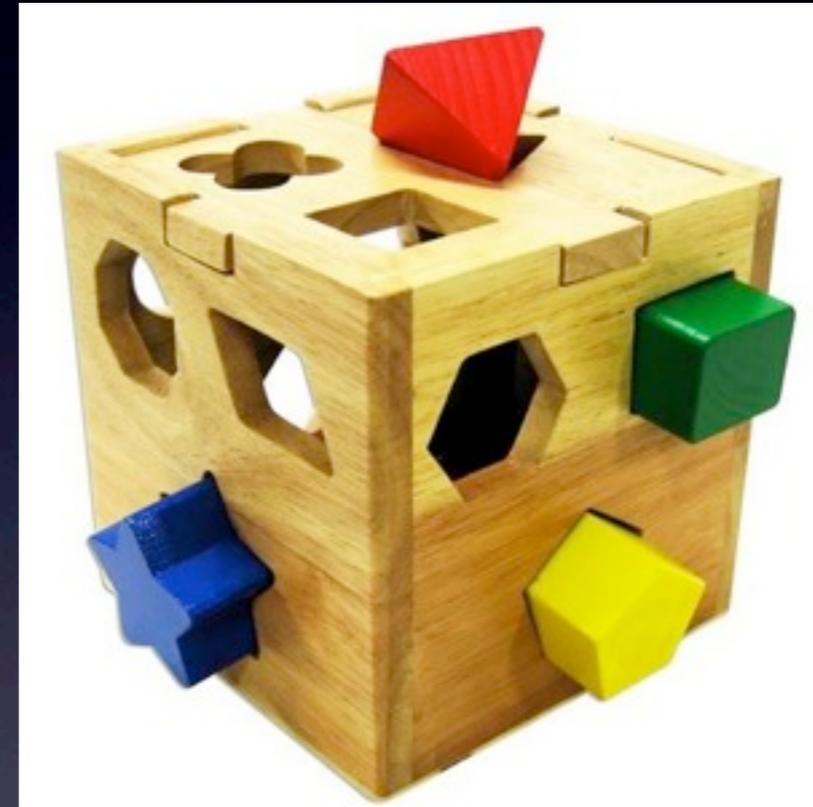
Inconvénients du GPU



Battlefield 3 - Electronic Arts 2011



Adapter à l'architecture !

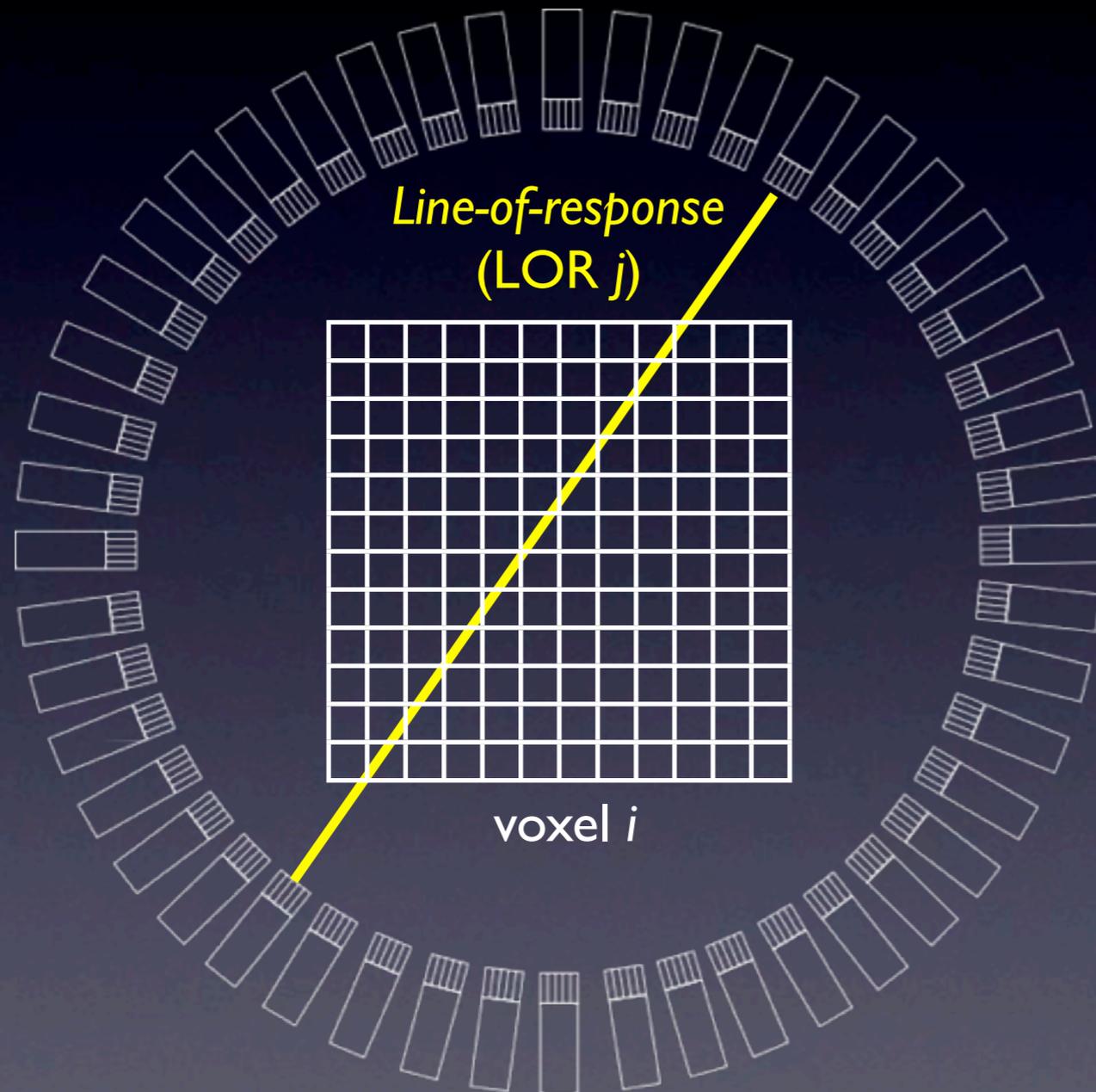


Proposer de nouveaux paradigmes

Reconstruction TEP sur GPU



Reconstruction itérative LM-OSEM [Reader 1998]



System Matrix (SM)

La probabilité de détection d'une émission dans le voxel i par la LOR j

Inexploitable sur GPU
(accès mémoire)

Décomposition de la SM [Qi 1998]

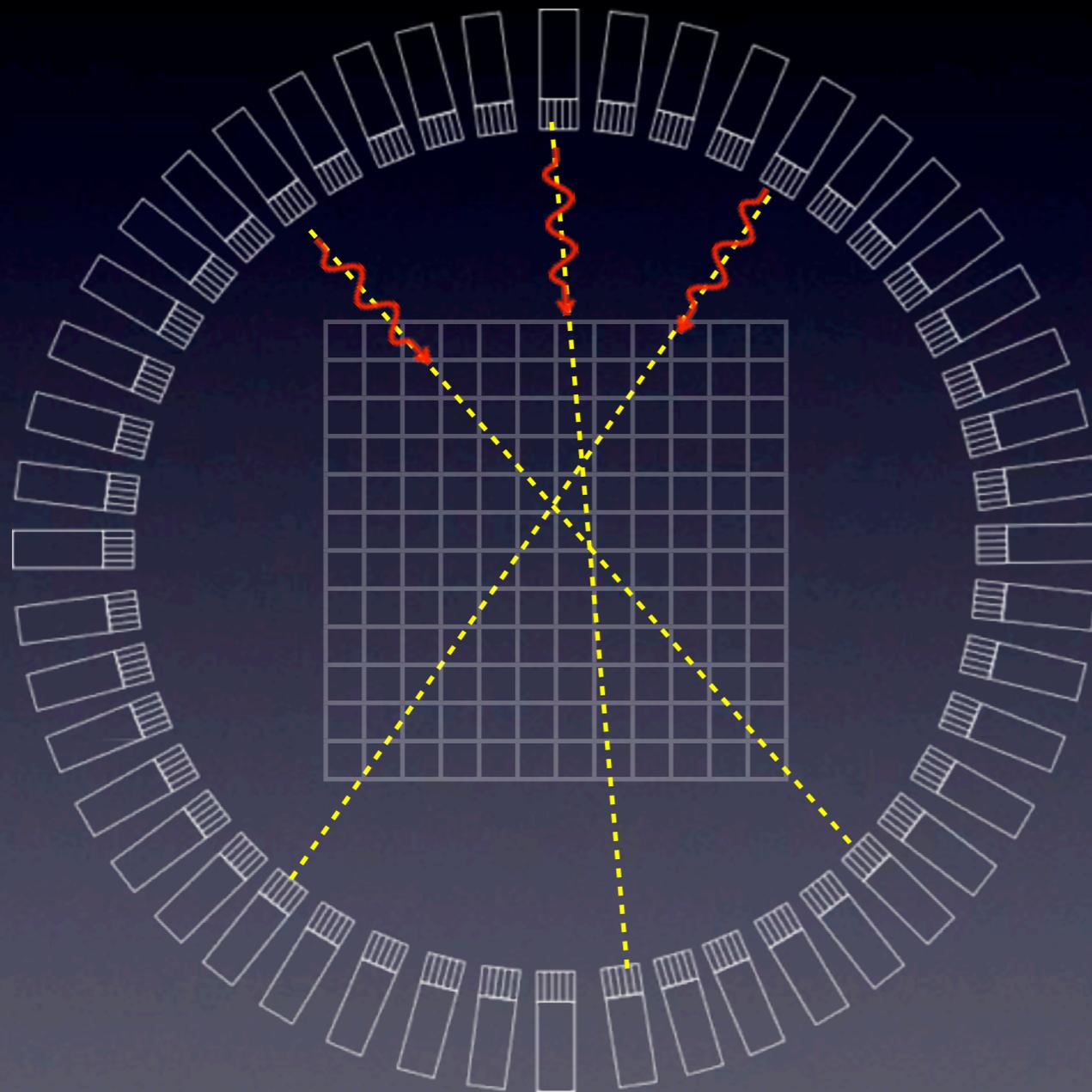
$$\mathbb{R}^{M \times N} \quad \mathbb{R}^{N \times N} \quad \mathbb{R}^{N \times N}$$
$$SM = \underbrace{\mathcal{P}}_{\text{Scanner}} + \underbrace{\mathcal{M}_{po} + \mathcal{M}_{pi}}_{\text{Patient physio+physique}}$$

Calculer la LOR à la volée par un projecteur

Reconstruction TEP sur GPU

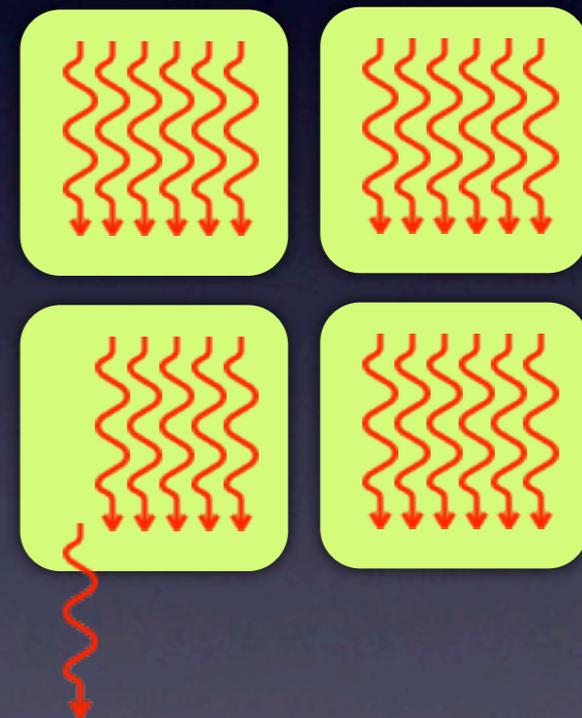


Reconstruction itérative LM-OSEM [Reader 1998]



Paradigme
1 thread = 1 LOR

GPU

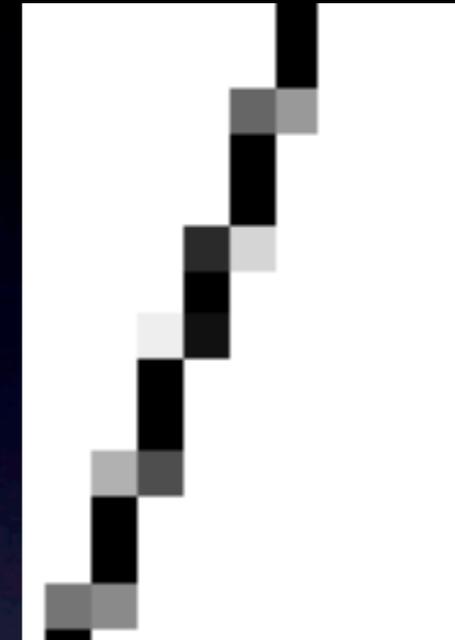
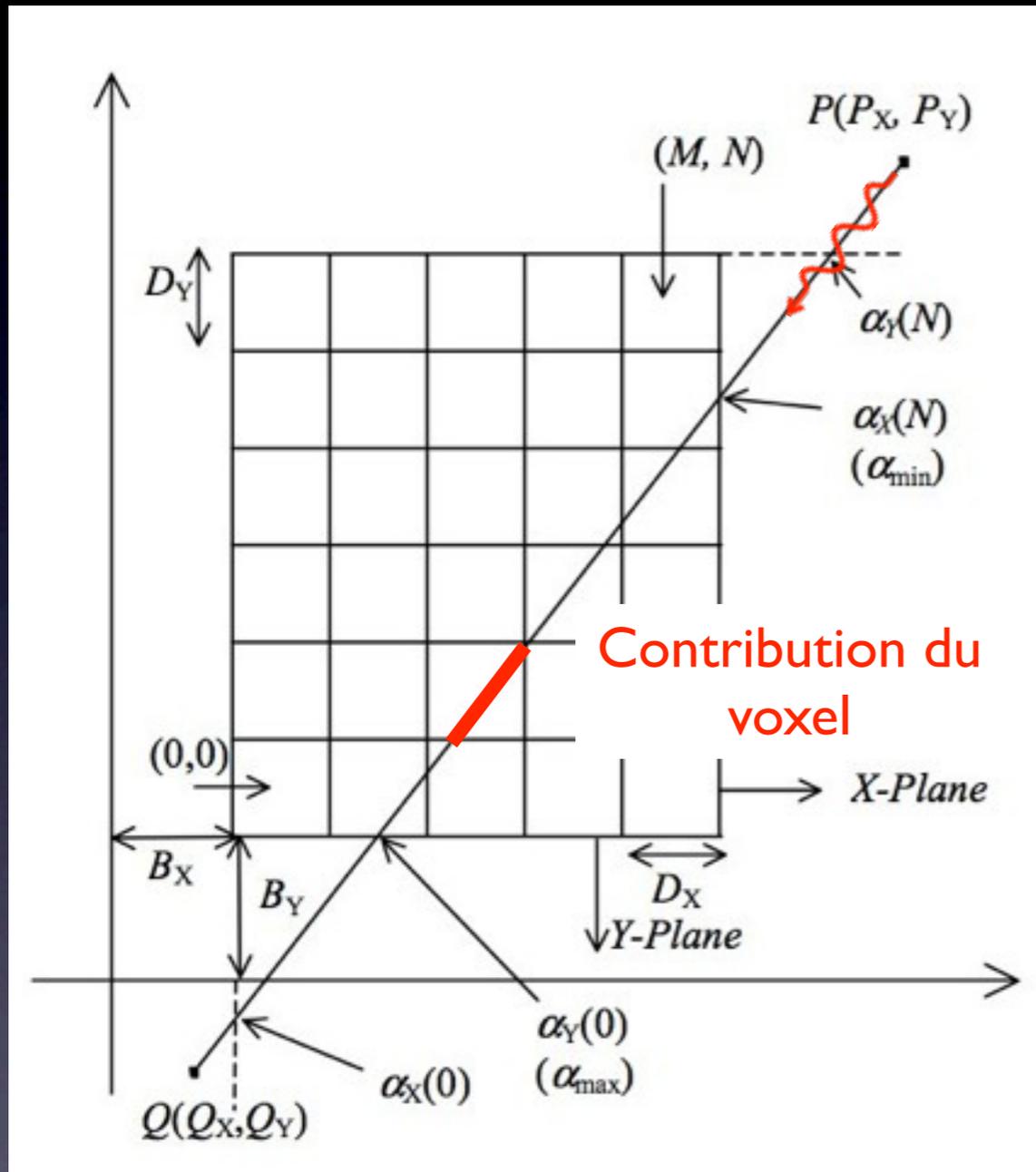


Projecteur

Projecteur en reconstruction TEP



Algorithme de Siddon [Siddon 1985, Zao2002]

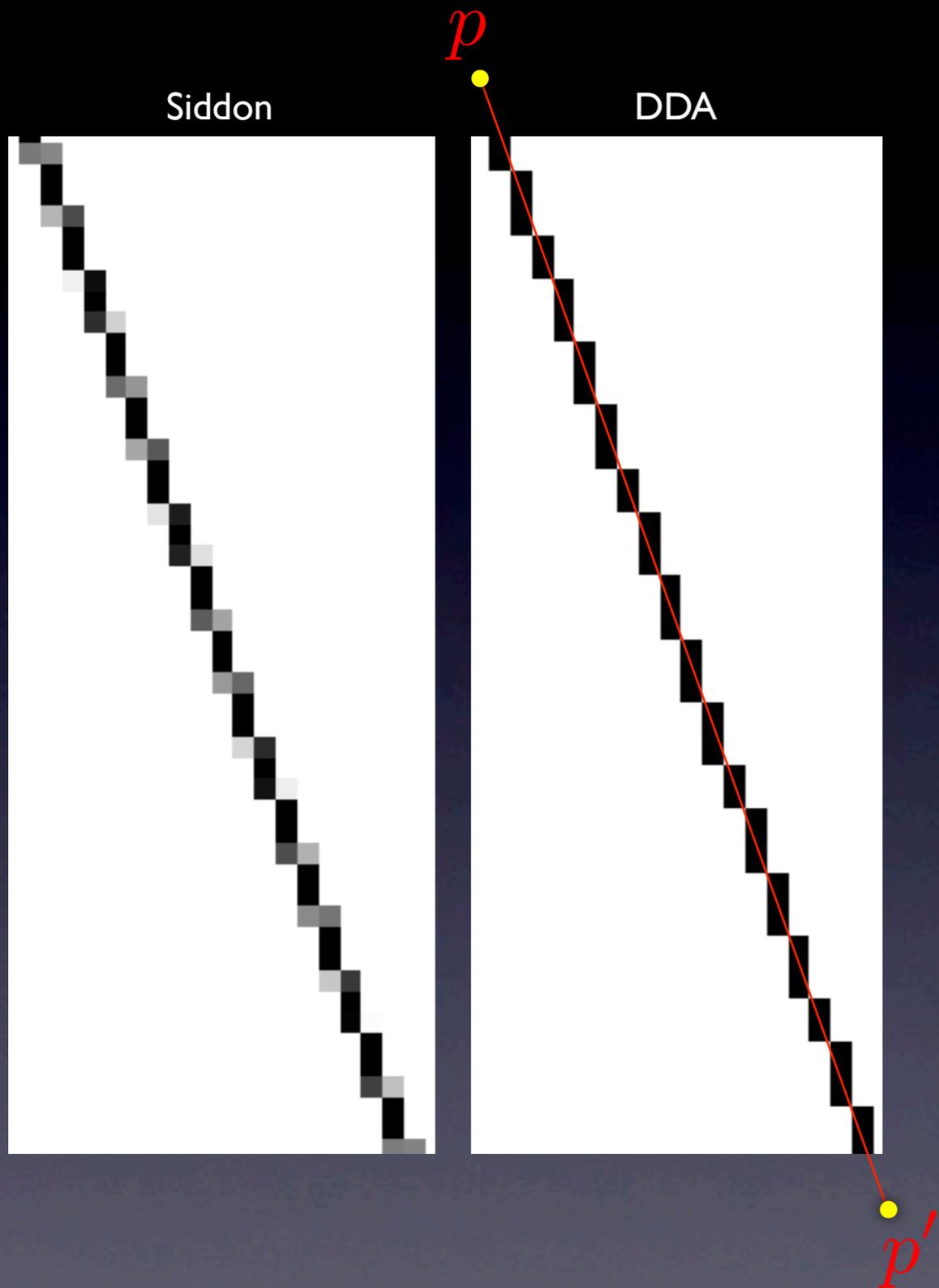


Implémentation GPU :

- pas la plus adaptée
- branchement conditionnel (divergence)
- mémoriser les intersections (mémoire)

Un algorithme plus simple ?

Projecteur en reconstruction TEP



Digital Differential Analyzer [Mayorov 1964]

```
1: procedure 3D-DDA( $\lambda, p, p'$ )
2:    $\Delta_x \leftarrow p'_x - p_x$ 
3:    $\Delta_y \leftarrow p'_y - p_y$ 
4:    $\Delta_z \leftarrow p'_z - p_z$ 
5:    $l \leftarrow \max\{|\Delta_x|, |\Delta_y|, |\Delta_z|\}$ 
6:    $\delta_x \leftarrow \Delta_x/l$ 
7:    $\delta_y \leftarrow \Delta_y/l$ 
8:    $\delta_z \leftarrow \Delta_z/l$ 
9:   for  $n \leftarrow 0, l$  do
10:     $\lambda(\lfloor p_x \rfloor, \lfloor p_y \rfloor, \lfloor p_z \rfloor) \leftarrow 1$ 
11:     $p_x \leftarrow p_x + \delta_x$ 
12:     $p_y \leftarrow p_y + \delta_y$ 
13:     $p_z \leftarrow p_z + \delta_z$ 
14:  end for
15: end procedure
```

GPU Fixed point

$$X = \lfloor x \cdot 2^n \rfloor$$

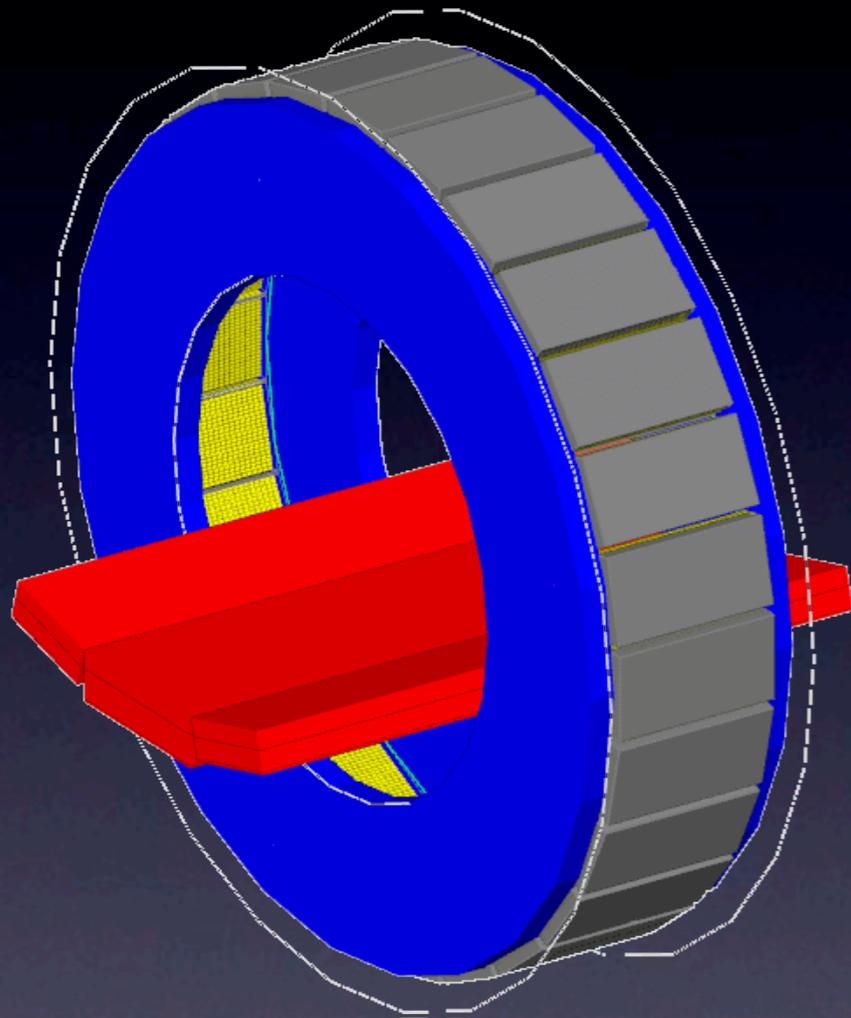
$X \gg n$

opération sans alignement

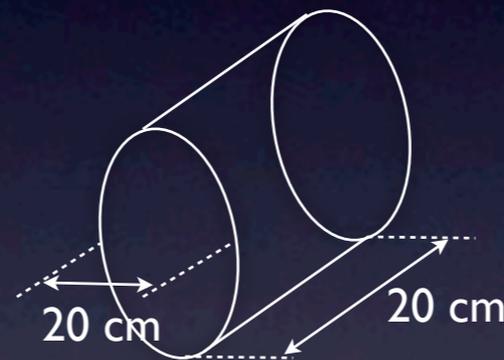
Quel impact sur la reconstruction ?

Simulation Monte-Carlo

- GATE [Jan2011]
- scanner TEP Philips GEMINI [Lamare2006]



Cylindre rempli d'eau + ^{18}F (5,3 kBq/cc)



1. Liste mode de $25 \cdot 10^6$ coïncidences
2. Liste mode de $25 \cdot 10^6$ coïncidences

Mire de Foucault rempli d'eau + ^{18}F (40 kBq/cc)



10 mm

1 mm

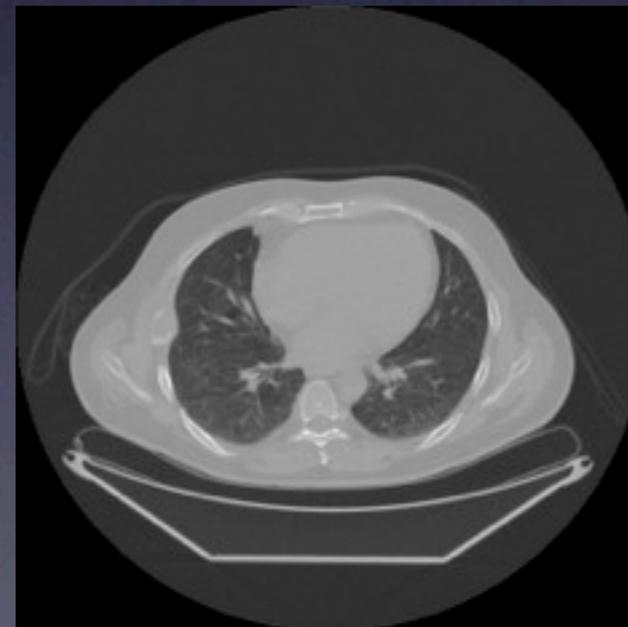
3. Liste mode de $50 \cdot 10^6$ coïncidences



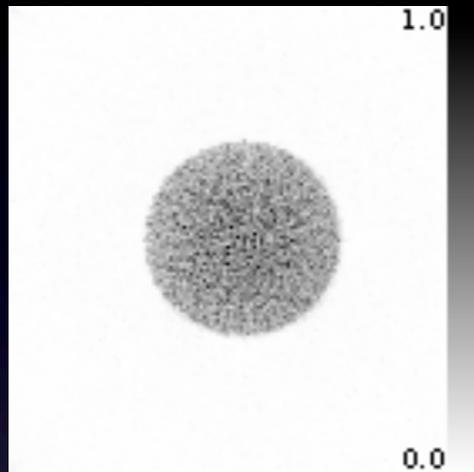
Acquisition de données cliniques

- TEP/CT GE Discovery DSTE
- étude ^{18}F -FDG
- patient avec cancer du poumon
- liste mode de $50 \cdot 10^6$ coïncidences
- image CT

Liste mode +



Données simulées du cylindre

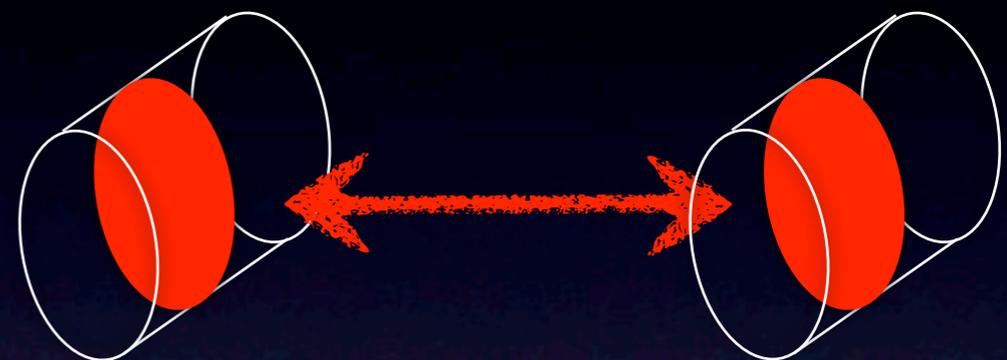


Reconstruction :

- 3D LM-OSEM
- 141x141x45 voxels
- 4x4x4 mm³
- chaque fichiers LMI et LM2
- Siddon CPU, DDA CPU et DDA GPU

Mesure du *Signal-to-Noise Ratio* (SNR) [Lodge2010]

Pour le même projecteur



Reconstruction 1

Reconstruction 2

$$m_j = (v1_j + v2_j) / 2$$

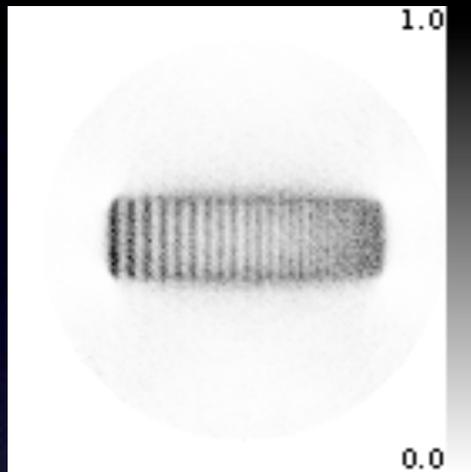
$$d_j = v1_j - v2_j$$

$$a_i = \text{mean}(m)$$

$$dsd_i = \text{std}(d)$$

$$SNR = \frac{\sqrt{2}}{S} \sum_i^S \frac{a_i}{dsd_i}$$

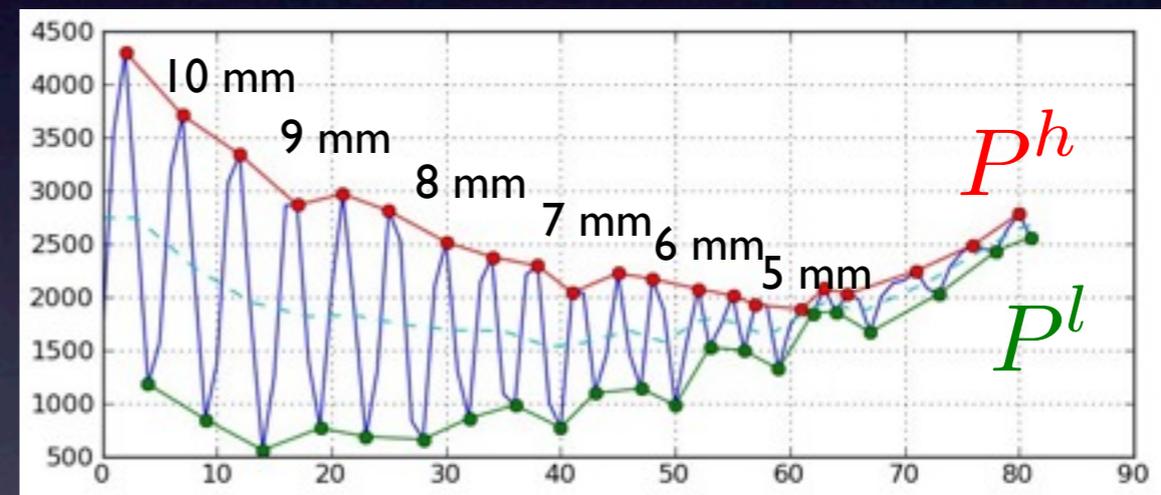
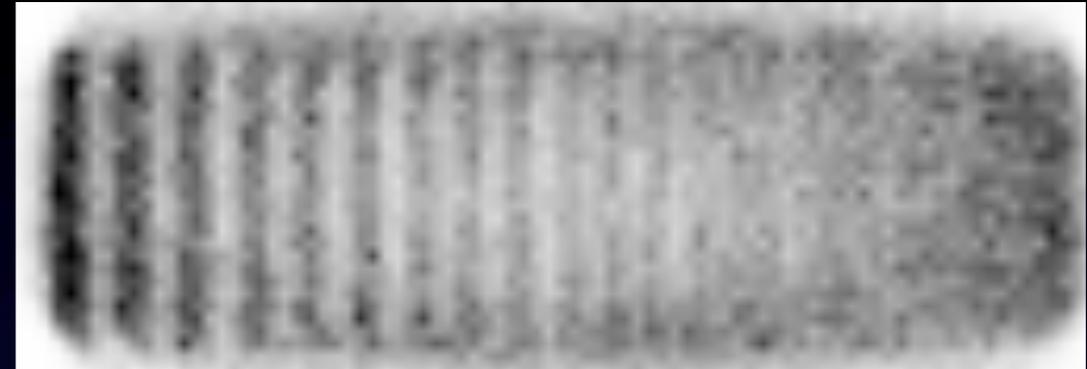
Données simulées de la **mire de Foucault**



Reconstruction :

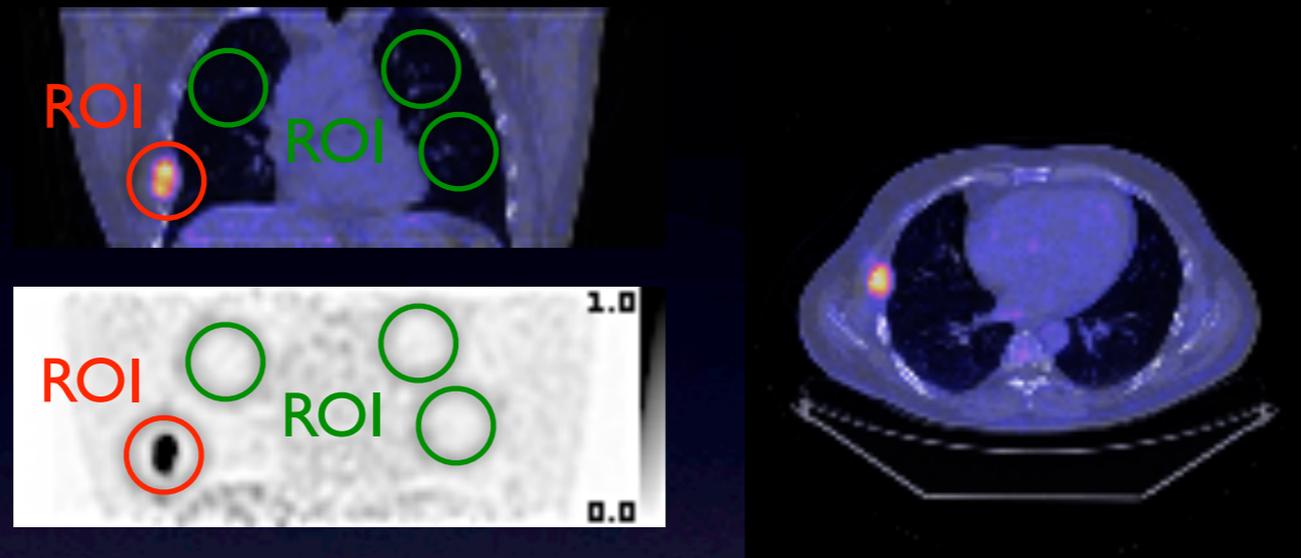
- 3D LM-OSEM
- 141x141x45 voxels
- 4x4x4 mm³
- Siddon CPU, DDA CPU et DDA GPU

Mesure du **Contrast Transfer Function (CTF)**



$$CTF_f = \frac{P_f^h - P_f^l}{P_f^h + P_f^l}$$

Mesures cliniques



r_h ROI tumeur (hot)

r_b ROI poumon (background)

Reconstruction :

- 3D LM-OSEM avec correction d'atténuation (CT)
- 127x127x47 voxels
- 4x4x4 mm³
- Siddon CPU, DDA CPU et DDA GPU

Contrast Recovery Coefficient (CRC)

$$CRC = \frac{\overline{r_h} - \overline{r_b}}{\overline{r_b}}$$

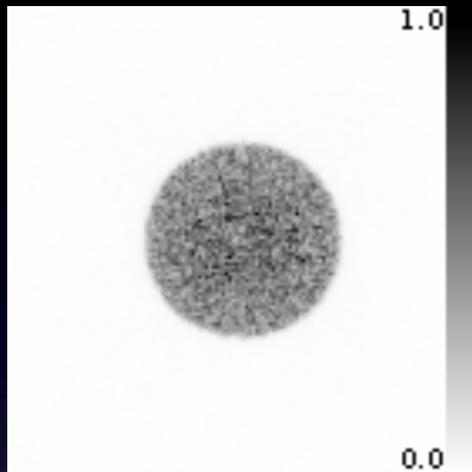
Bruit (noise-SD)

$$noise_{SD} = \frac{\sigma_{r_b}}{\overline{r_b}}$$

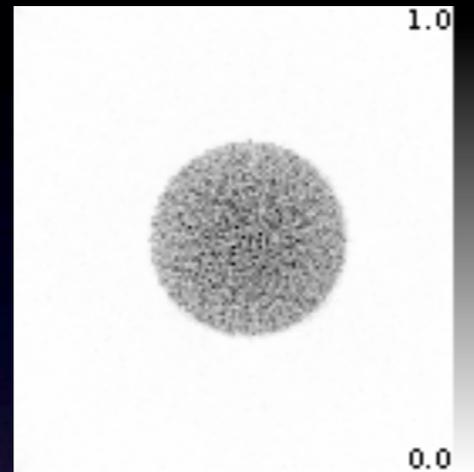
Résultats des projecteurs



Données simulées du **cylindre**

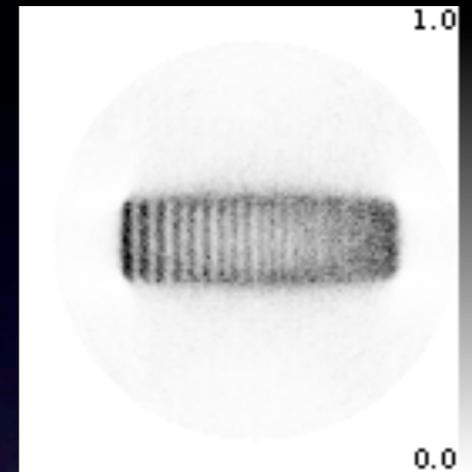


Siddon CPU

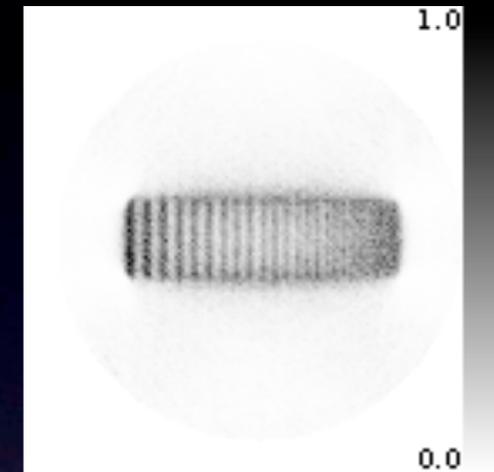


DDA GPU

Données simulées de la mire de **Foucault**



Siddon CPU



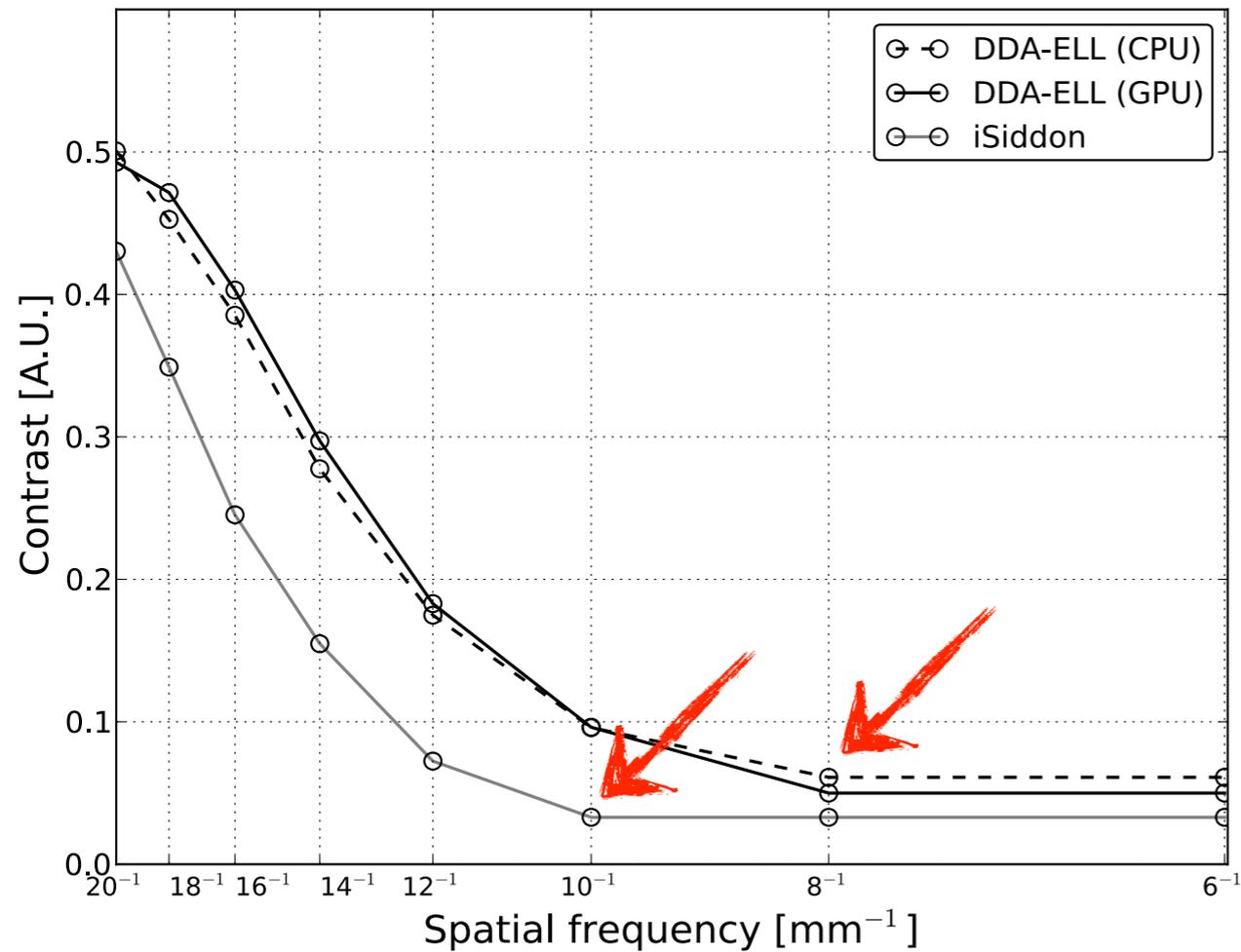
DDA GPU

TABLE I
MEASURES ON SIMULATED DATA RECONSTRUCTION

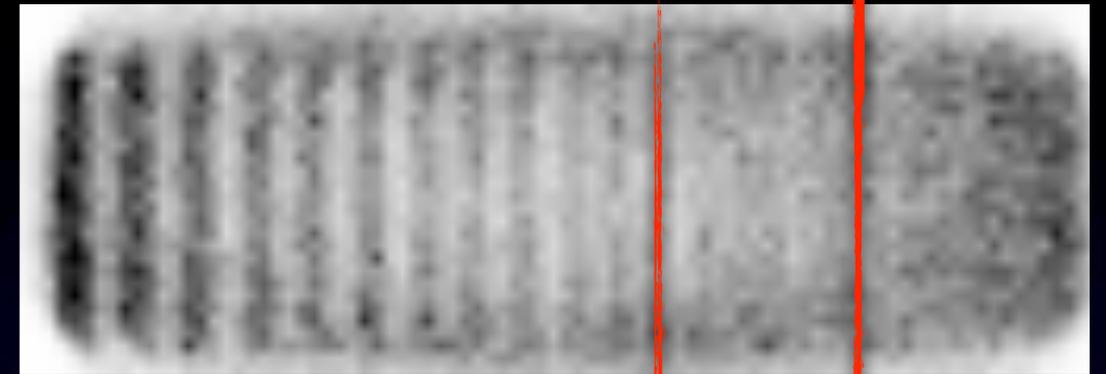
Reconstruction	SNR	Contrast
CPU iSiddon	10.94	0.297
CPU DDA-ELL	10.57	0.471
GPU DDA-ELL	10.42	0.466

Values are given for a spatial frequency of $14^{-1}mm^{-1}$ with no filtering.

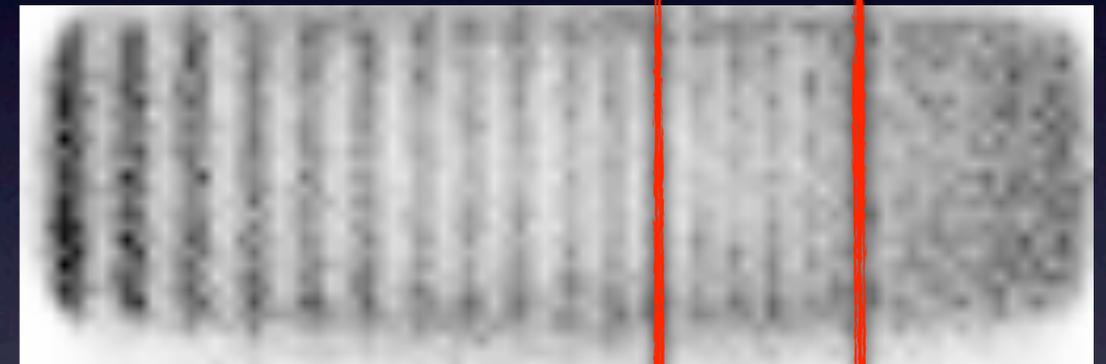
Résultats des projecteurs



Siddon CPU



DDA GPU



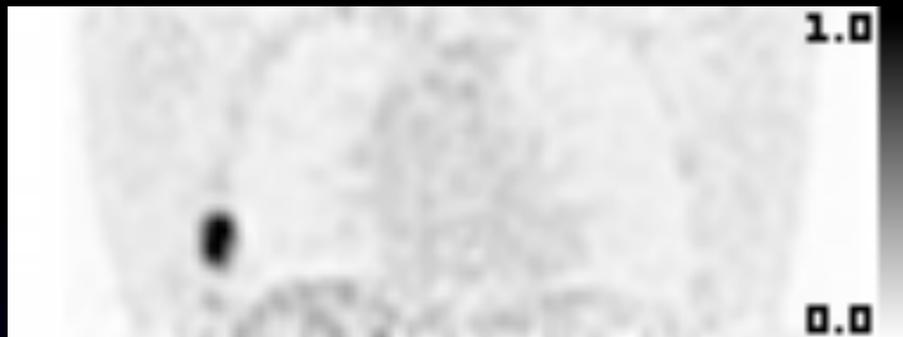
Données simulées :

- SNR équivalent
- contraste légèrement supérieur pour DDA
- meilleure résolution

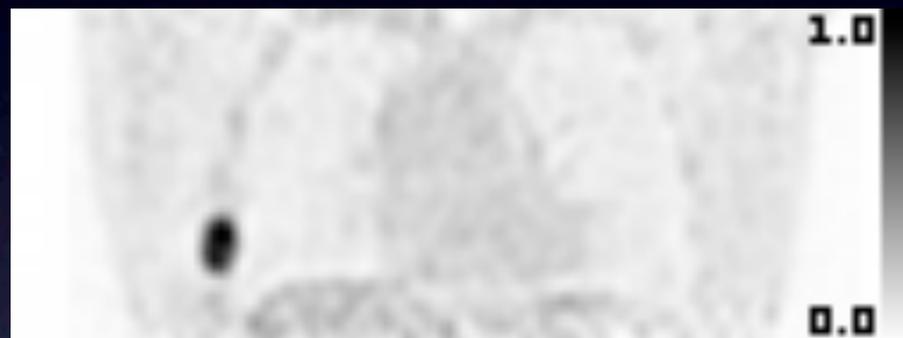
Résultats des projecteurs



Données cliniques



Siddon CPU



DDA GPU

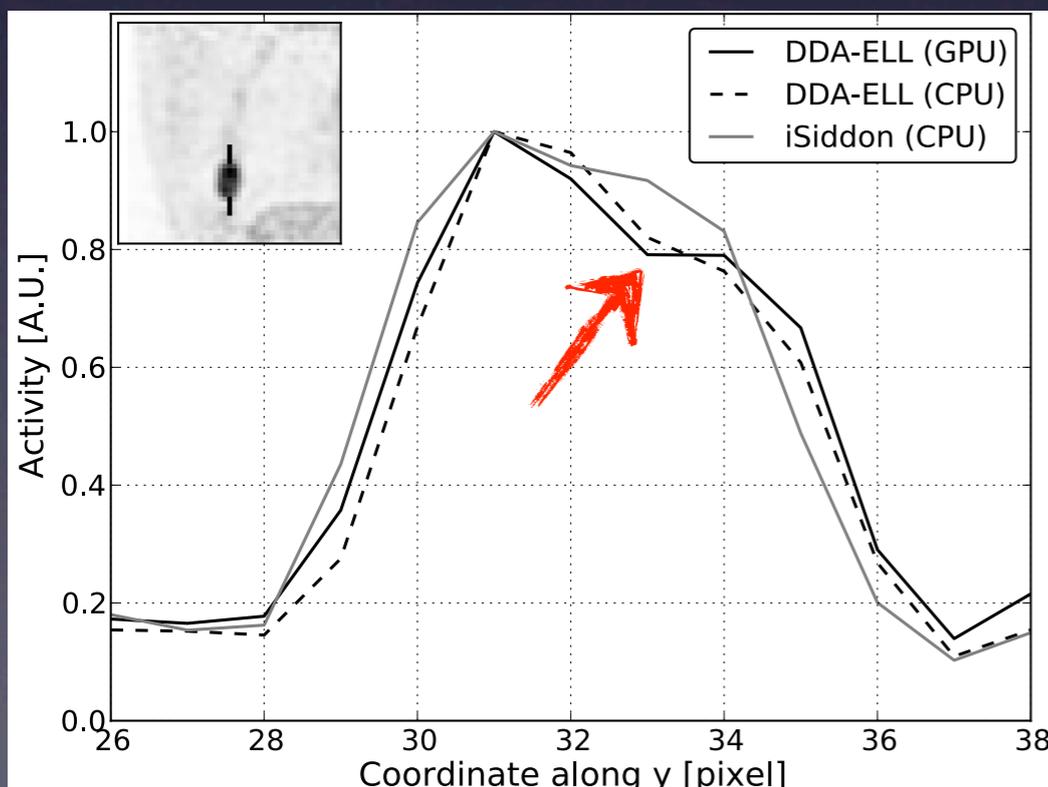


TABLE III
MEASURES ON CLINICAL RECONSTRUCTION

Reconstruction	Noise _{SD}	CRC
1. CPU iSiddon	0.143	0.864
2. CPU DDA-ELL	0.158	0.858
3. GPU DDA-ELL	0.151	0.862

TABLE II
RECONSTRUCTION RUNNING TIME ON CLINICAL DATA

Reconstruction	Running time [s]	Speedup ref is 1.
1. CPU iSiddon	3124	×1
2. CPU DDA-ELL	288	×10.8
3. GPU DDA-ELL	22.5	×138.8

par itération

Données cliniques :

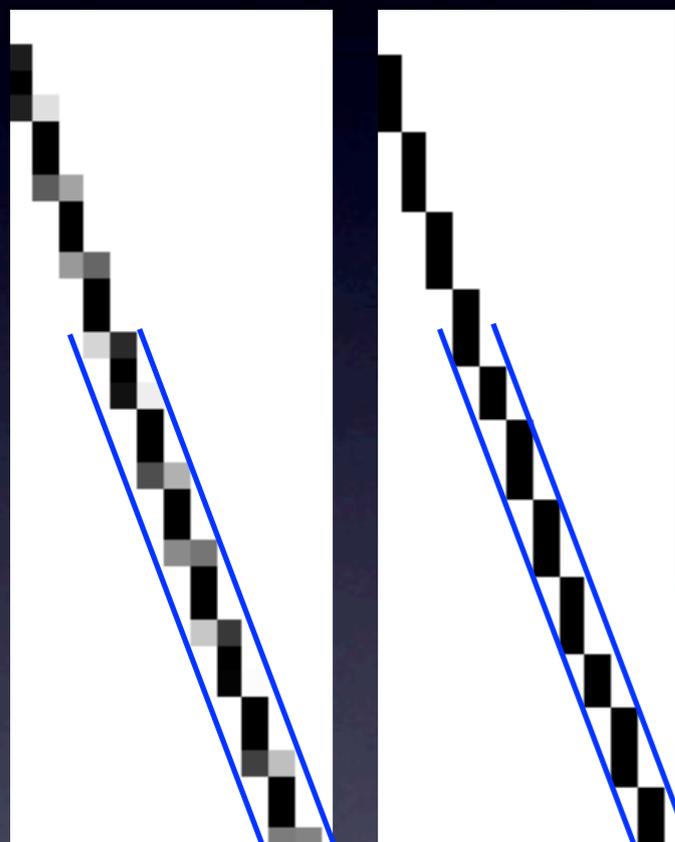
- bruit SD équivalent
- contraste équivalent
- temps de reconstruction plus rapide
- résolution ?

Modèle des projecteurs

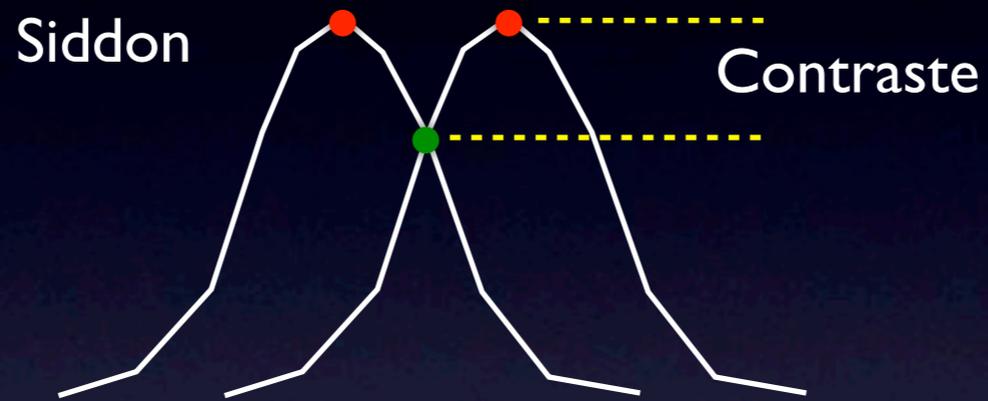


Siddon

DDA



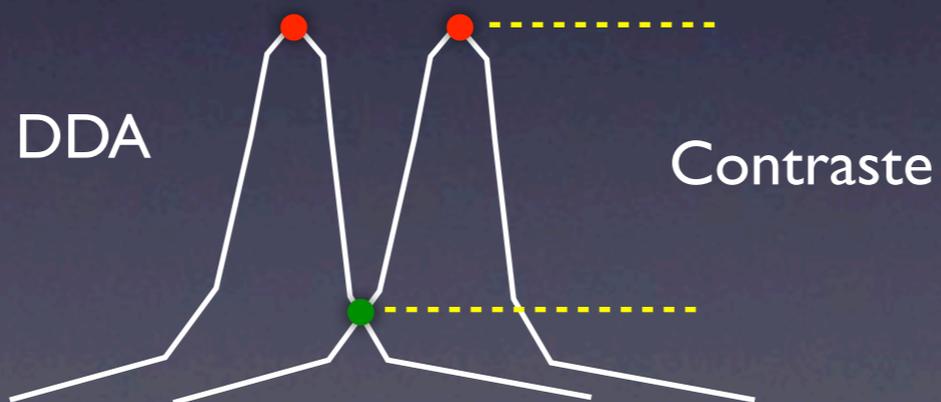
Reconstruction
sources ponctuelles



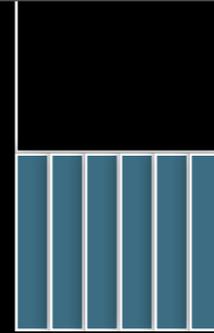
Point Spread Function (PSF)

Projecteur
modèle de dégradation du
système d'imagerie

Reconstruction
sources ponctuelles



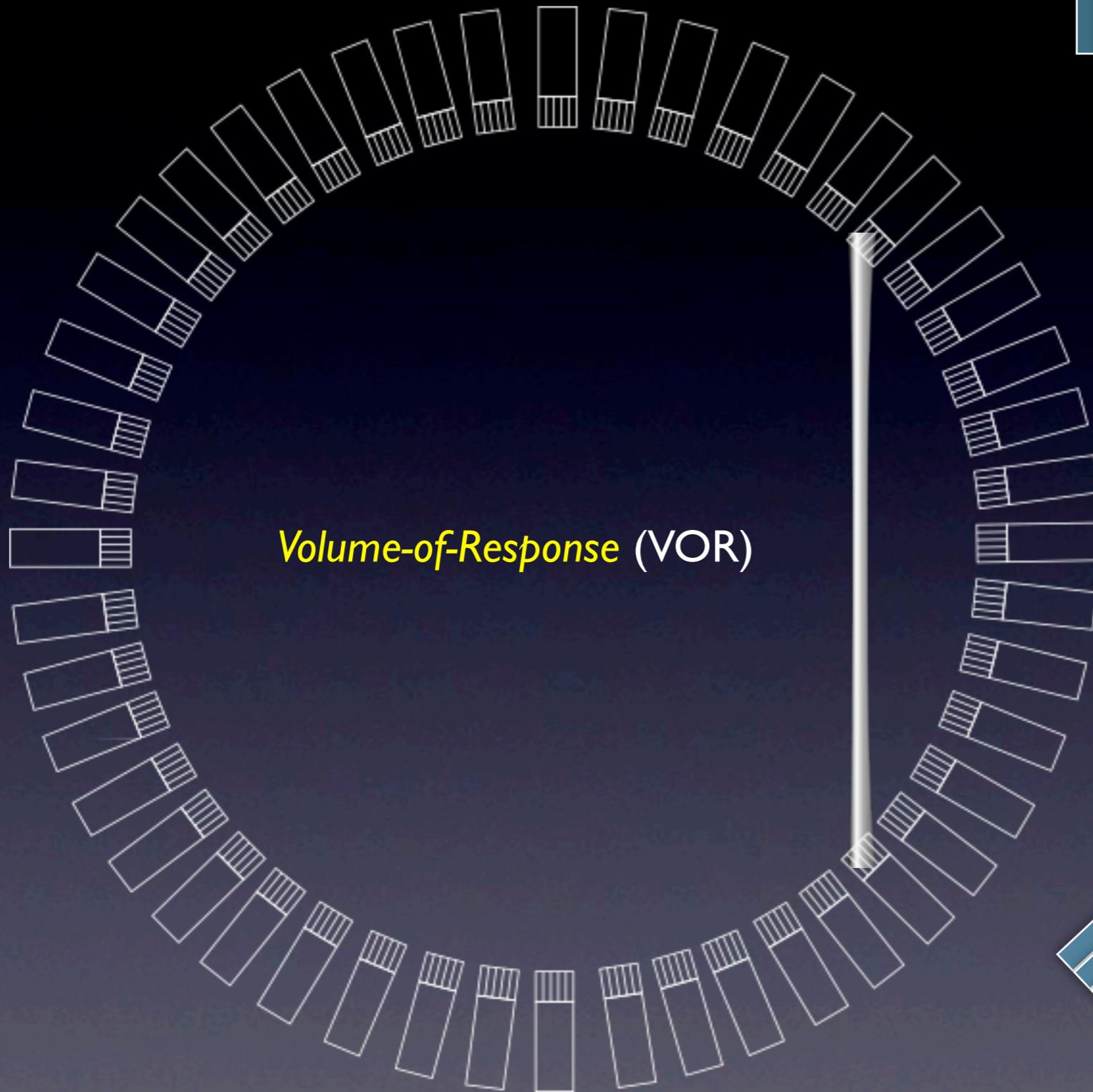
Volume de réponse en TEP



Effet géométrique

- cristaux de forme rectangulaire
- scanner cylindrique

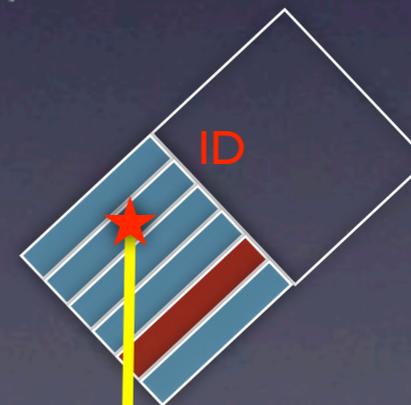
La forme du VOR varie dans le champ de vue



Diffusion intra et inter-cristal

Différents types d'étalement du VOR

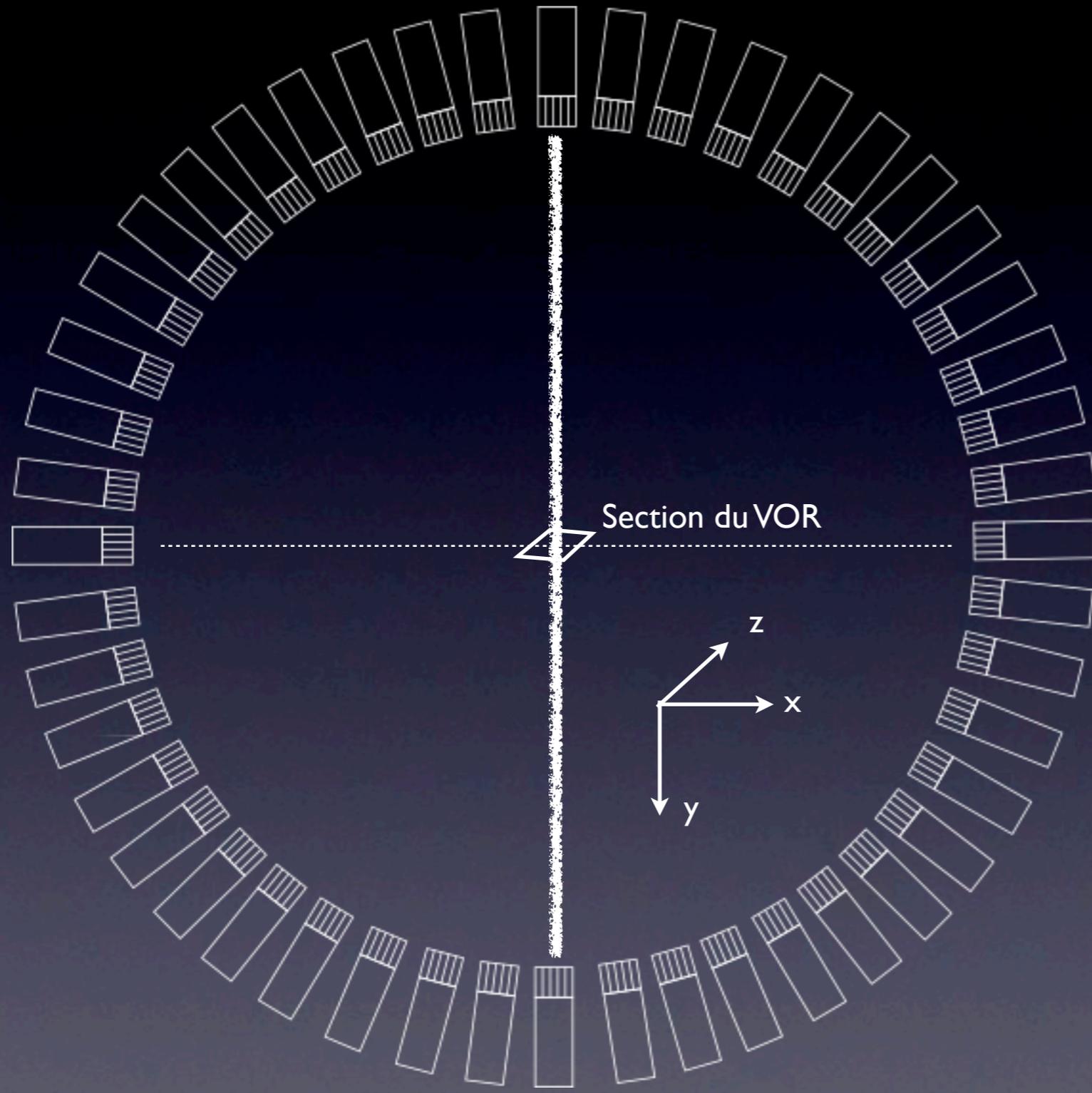
Photon gamma



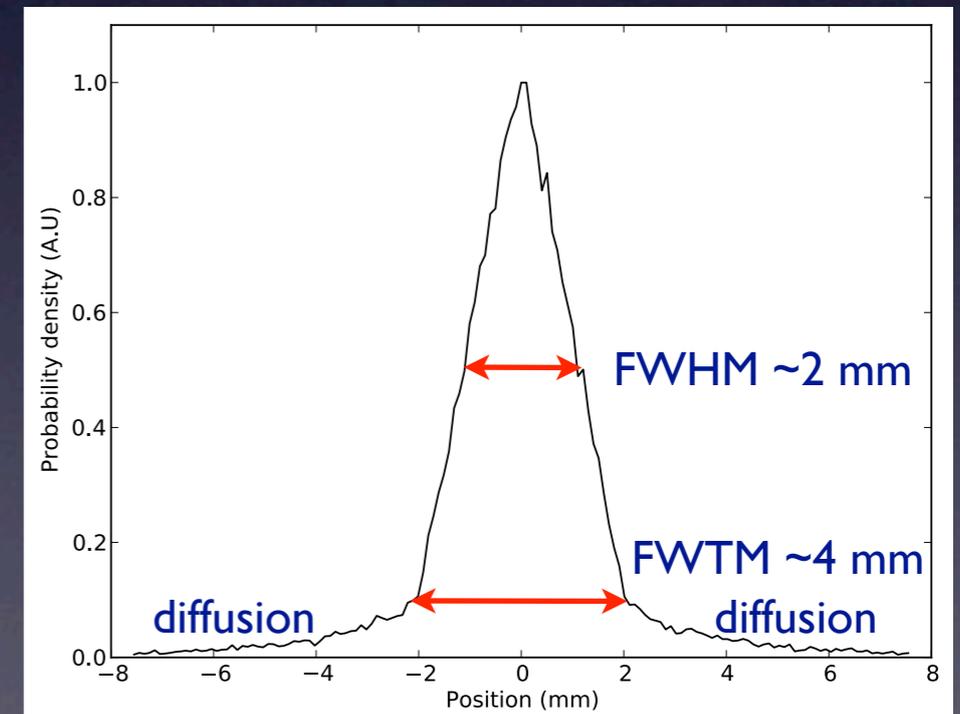
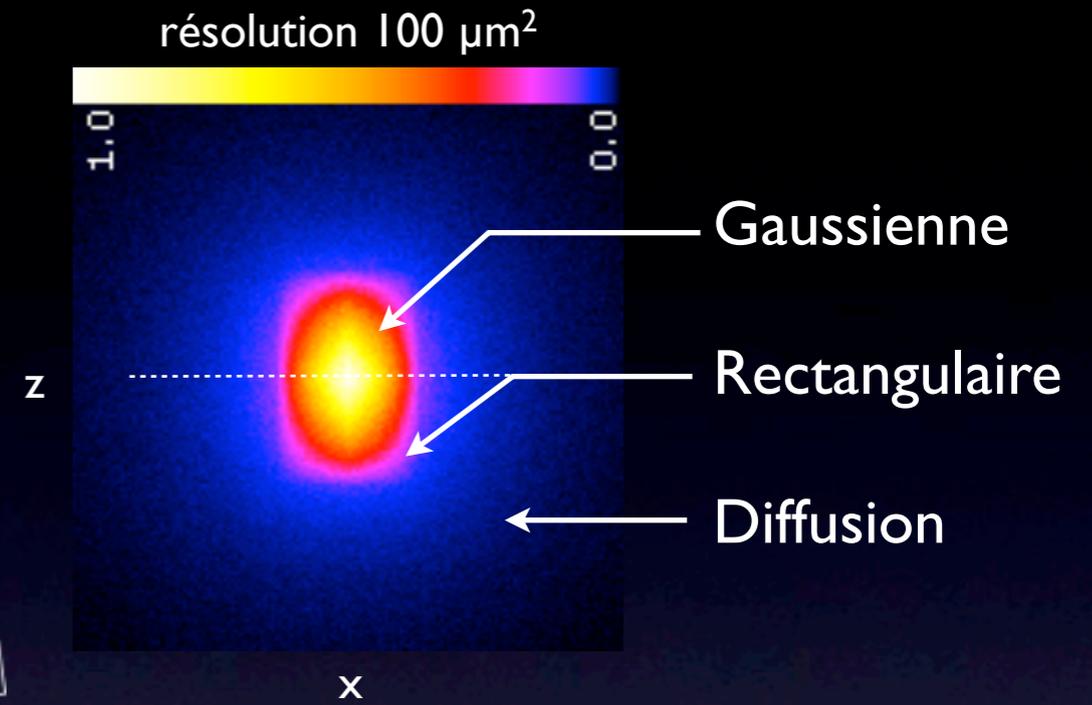
Pénétration inter-cristal
Asymétrie du VOR

Photon gamma

Volume de réponse en TEP

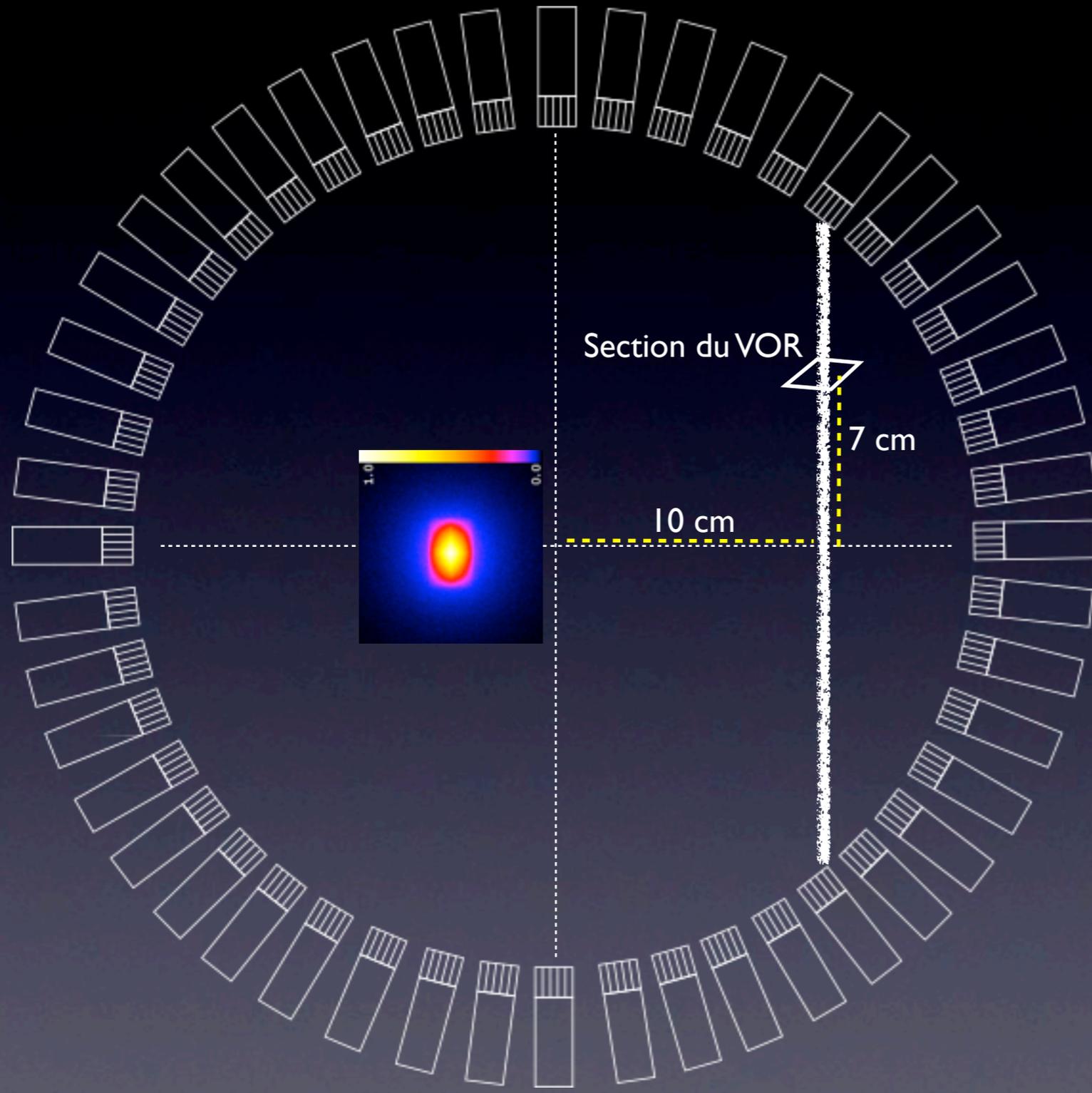


PET Philips GEMINI

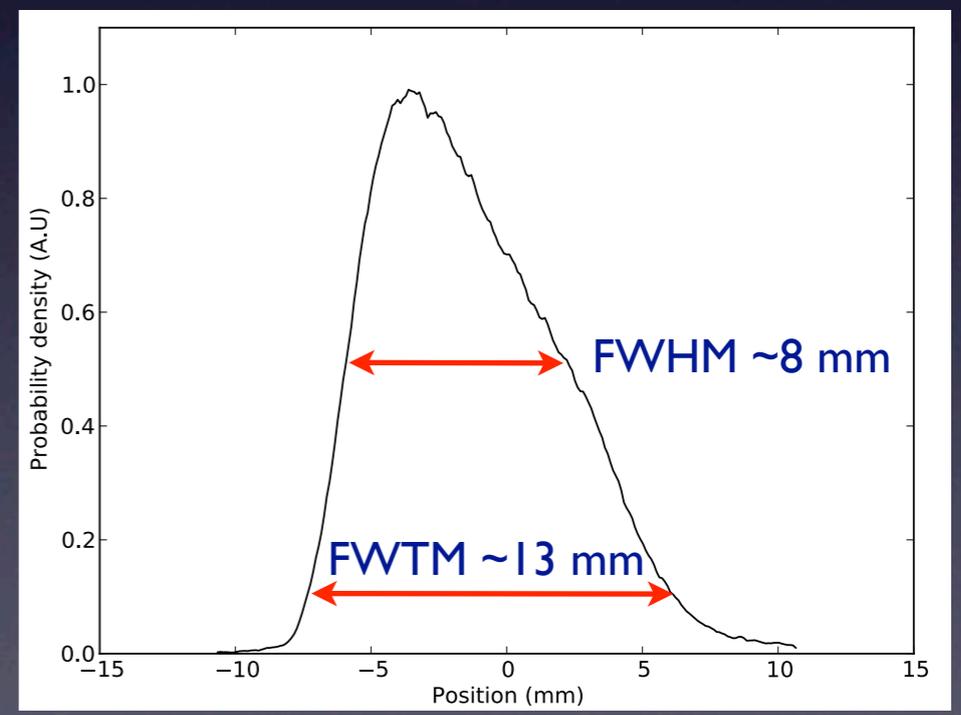
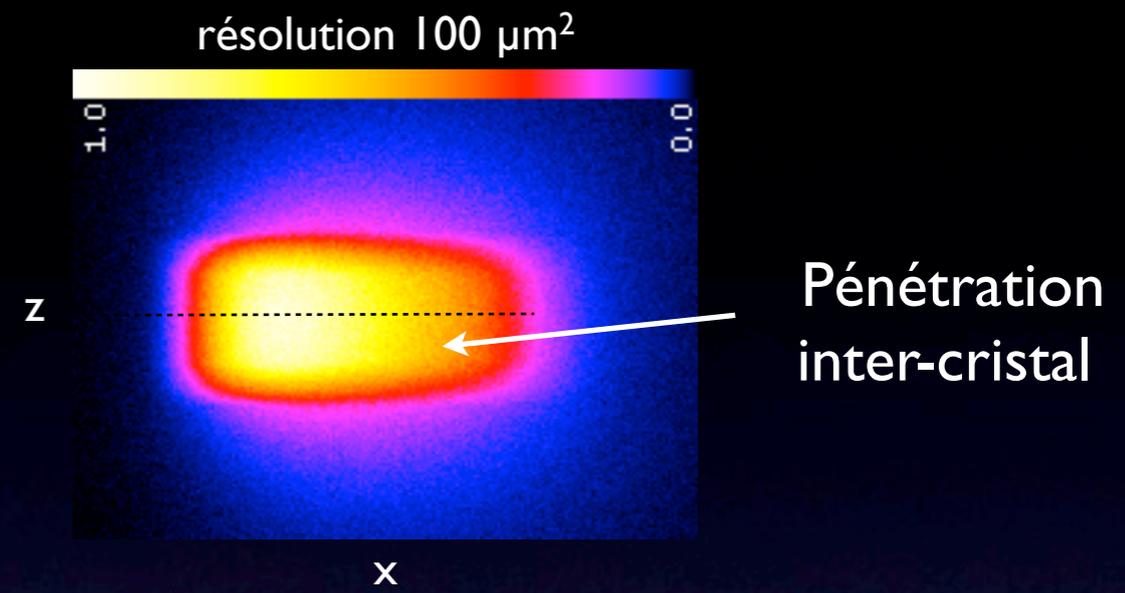


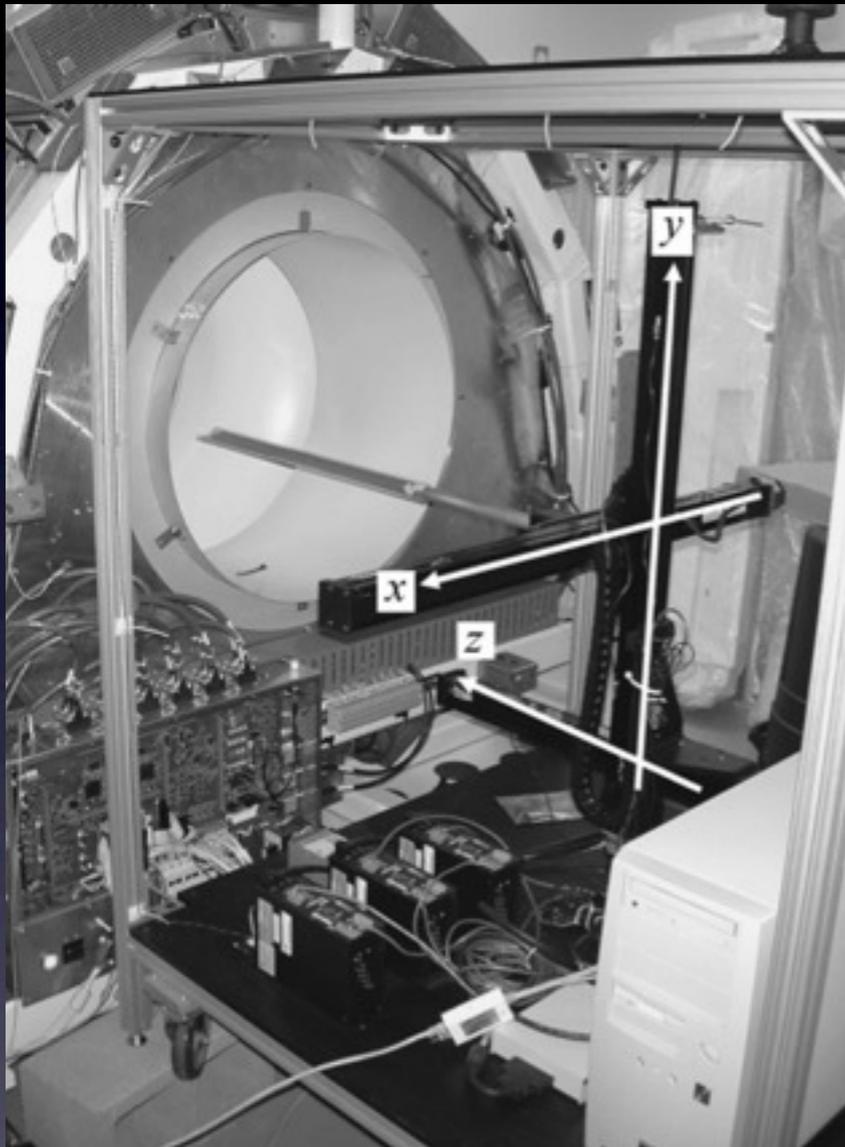
8 mm

Volume de réponse en TEP



PET Philips GEMINI





Les **scanners récents** incorporent la PSF :
- HD-PET Biograph mCT Siemens

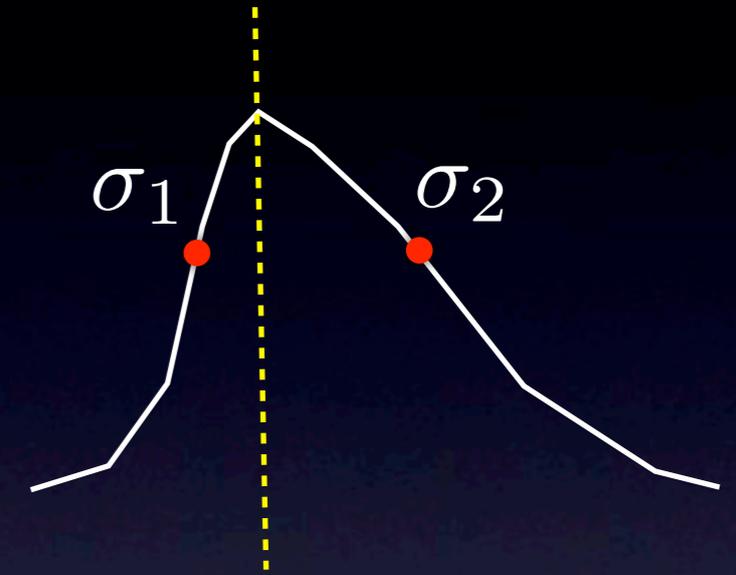
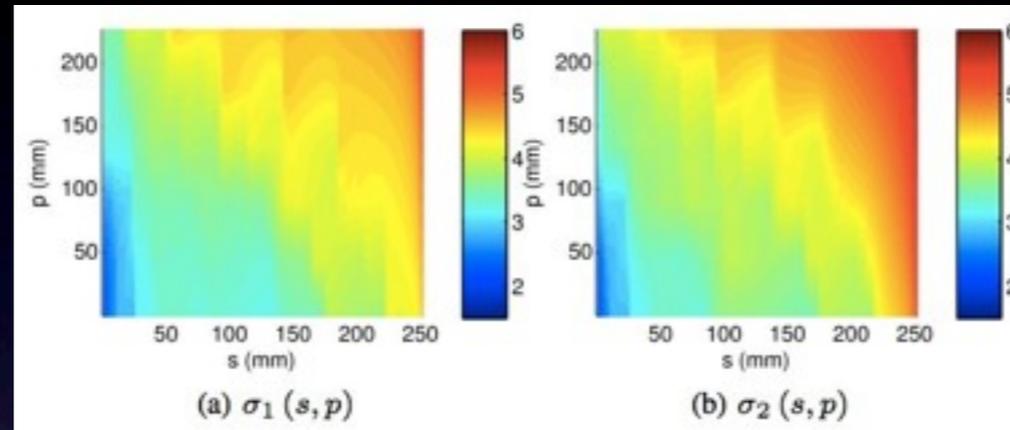
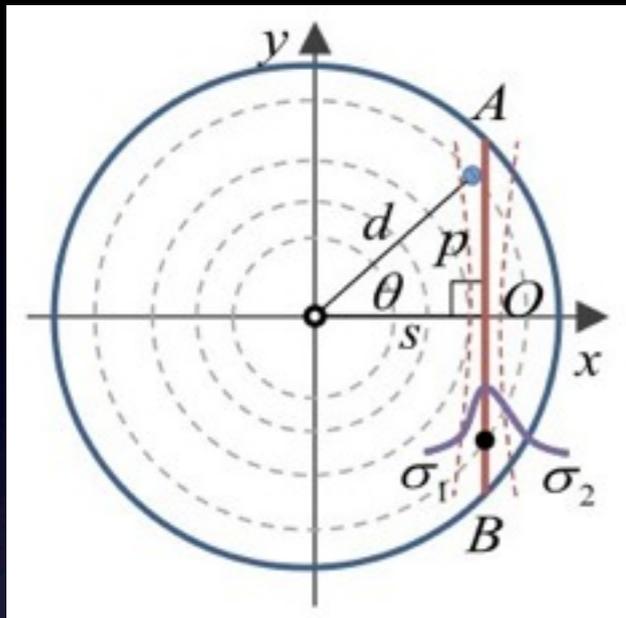
Reconstruction par **System Matrix** :

- mesures directes des PSFs dans l'appareil [Panin2006]
- simulation Monte-Carlo [Alessio2006]

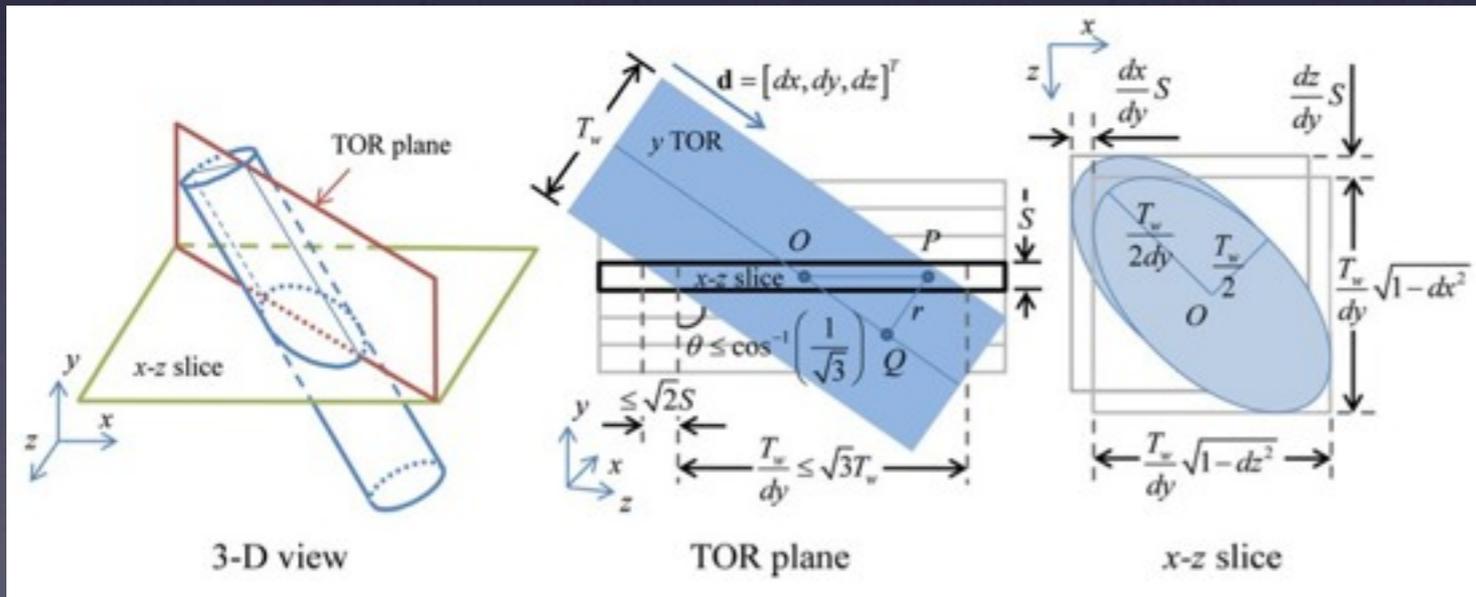
Temps de reconstruction important
Pas utilisable sur GPU (mémoire)

Modélisation du détecteur en TEP

Modèle analytique Gaussien du VOR [Cui2011a]



Projecteur Gaussien [Ortuno2011, Cui2011b]



Modèle du VOR :

- pas de forme rectangulaire
- pas de diffusion
- échantillonnage des paramètres

Construction du VOR :

- lecture dans une table (mémoire GPU)
- construction complexe

Construire le **VOR** avec **DDA**

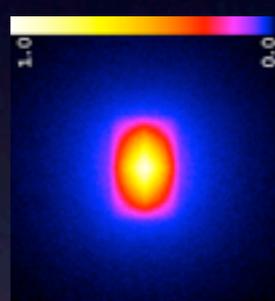
DDA



élément simple



VOR



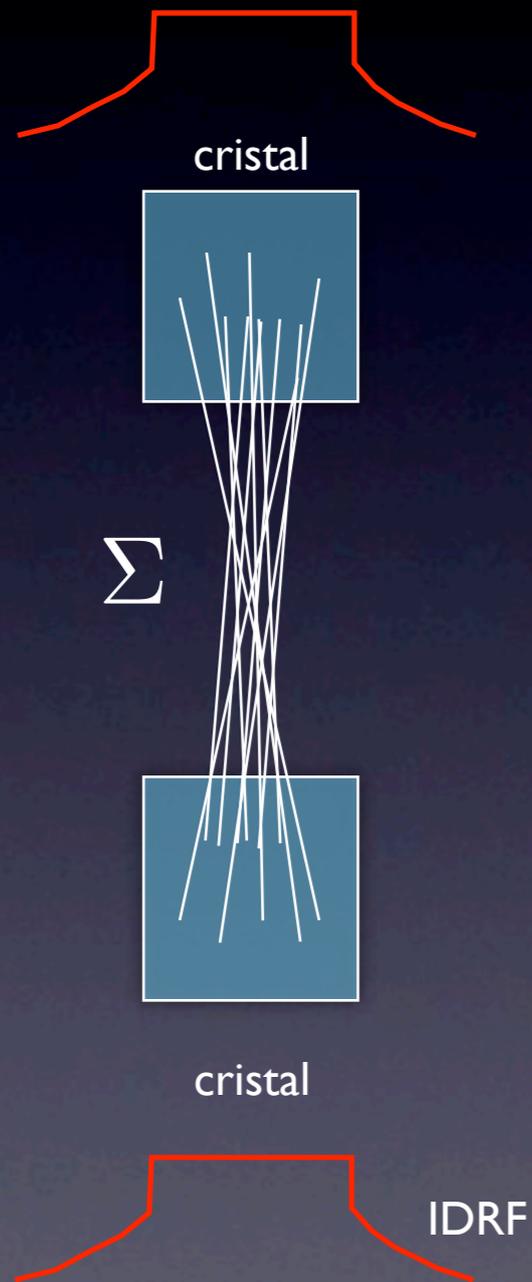
forme complexe



Approche multi-lignes [Chen2007]

- surface du cristal
- VOR complexe
- effets géométriques

Intrinsic Detector Response Function (IDRF)



Projecteur avec un modèle
probabiliste
(équivalent à un estimateur Monte-Carlo)

Bloc de *threads*



= VOR

threads



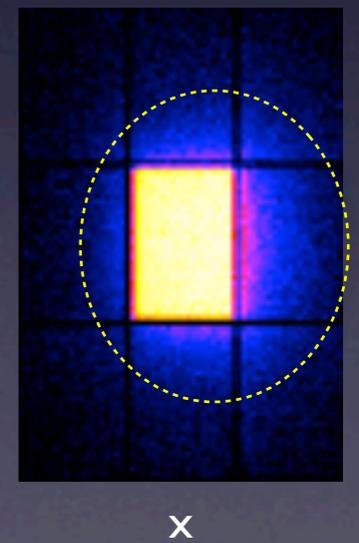
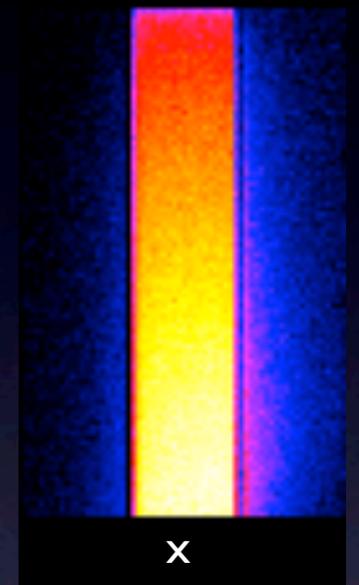
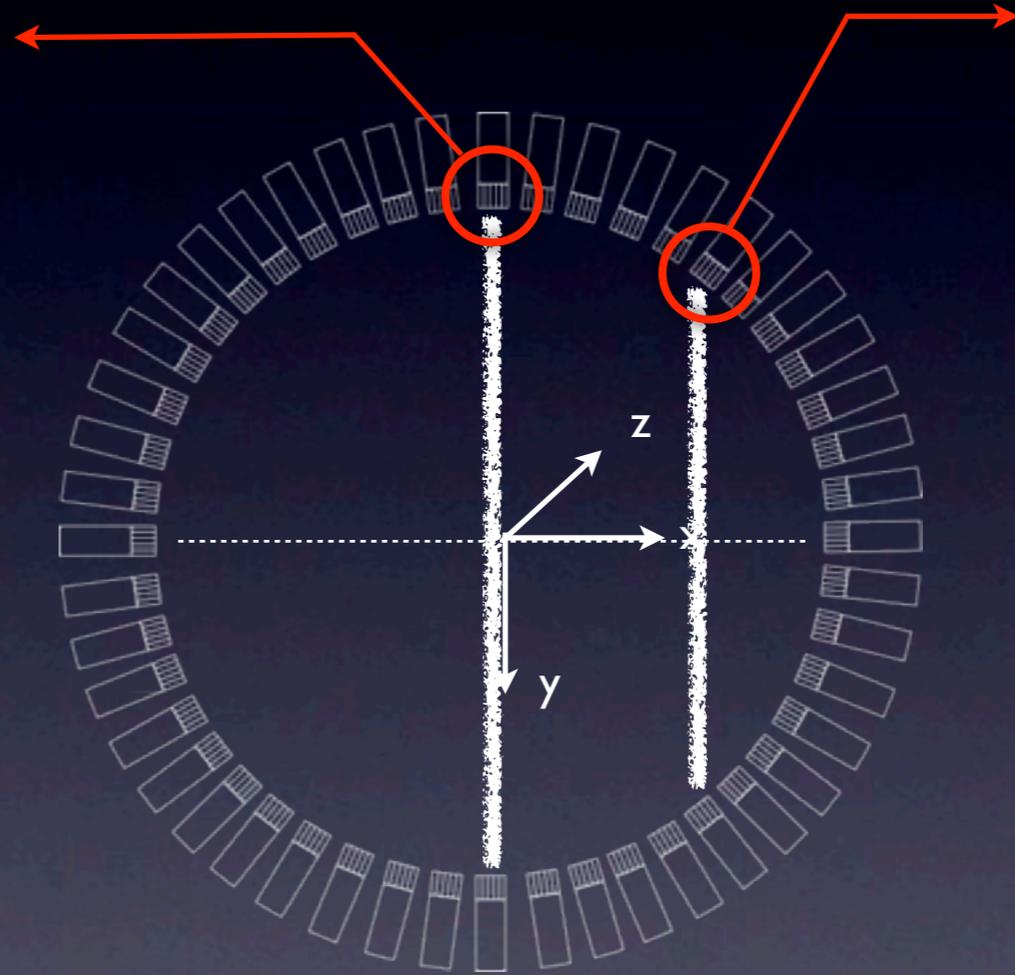
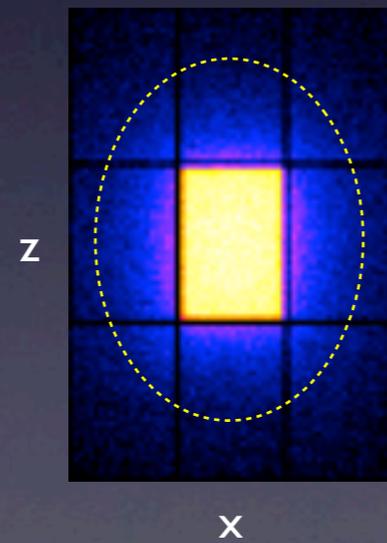
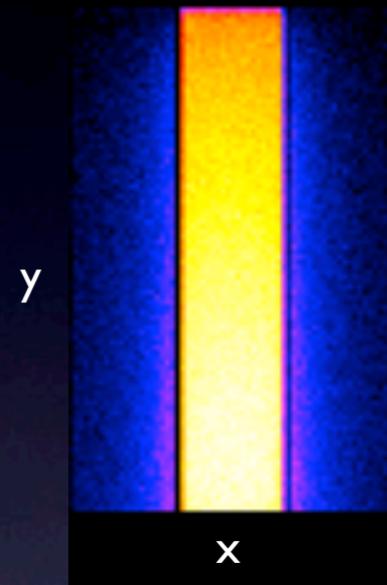
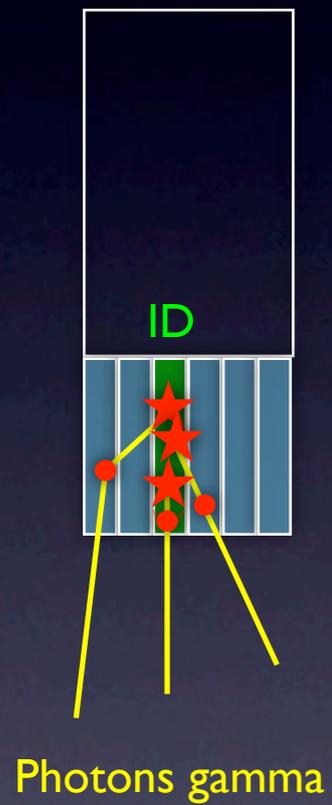
= DDA

Peu d'accès mémoire

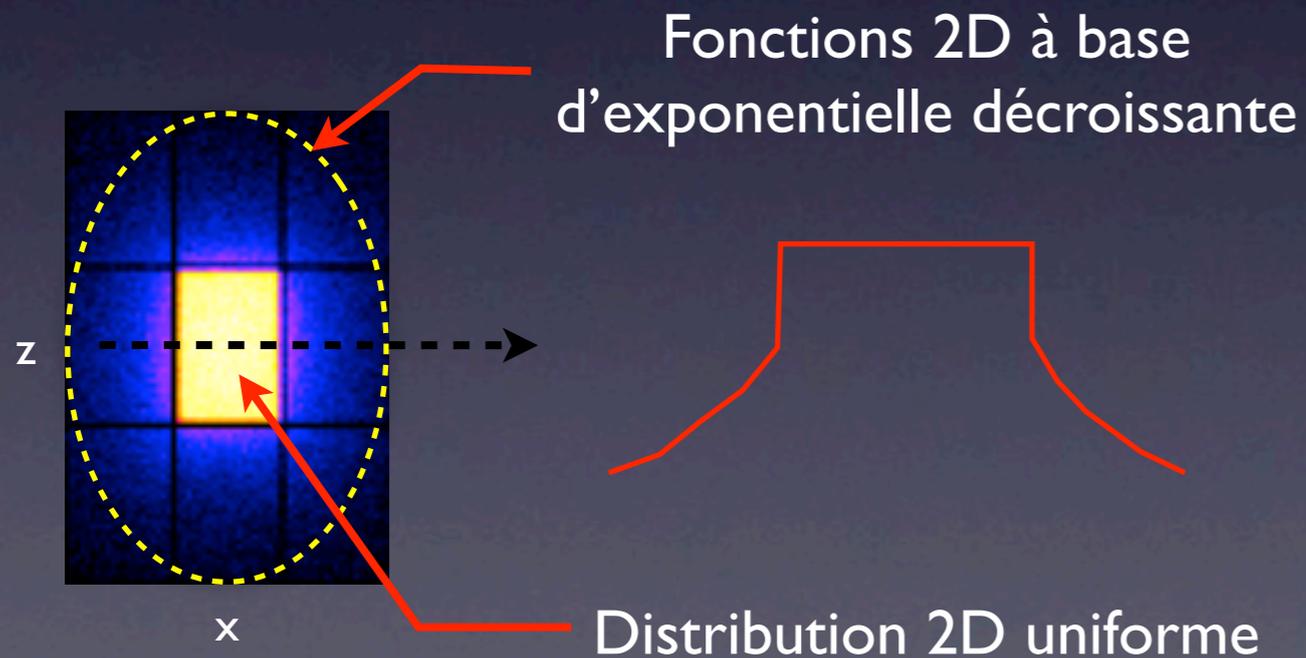
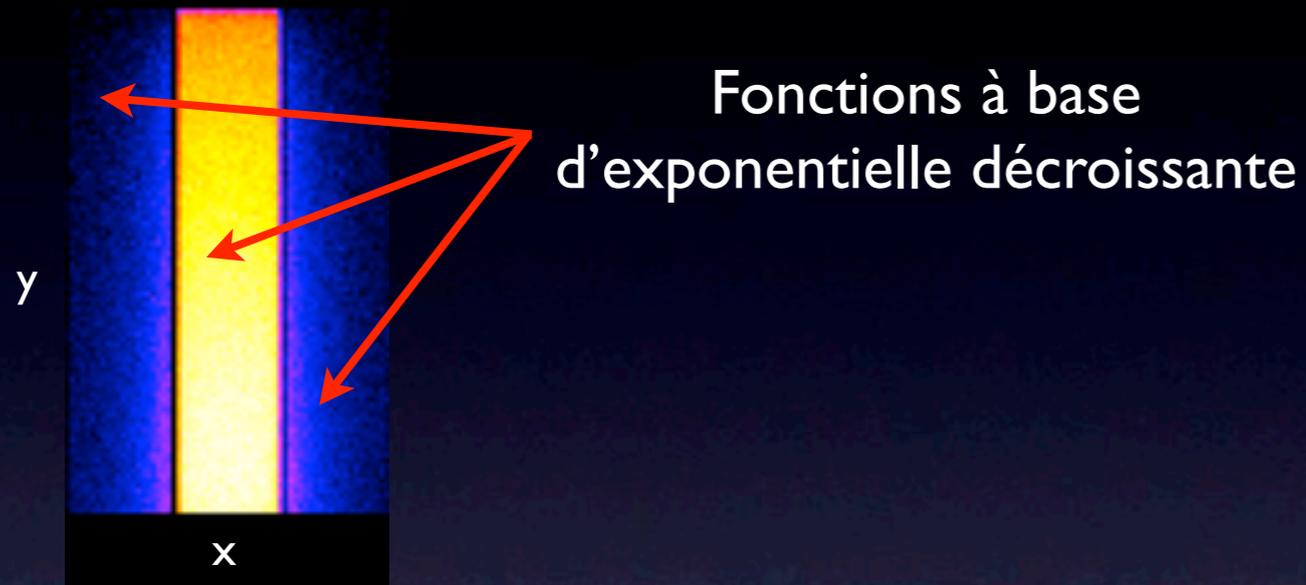
Modélisation du détecteur en TEP



Estimation de l'IDRF par simulation Monte-Carlo (PET Philips GEMINI)



Modélisation 3D de l'IDRF (comprenant les cristaux voisins)



Reconstruction du VOR

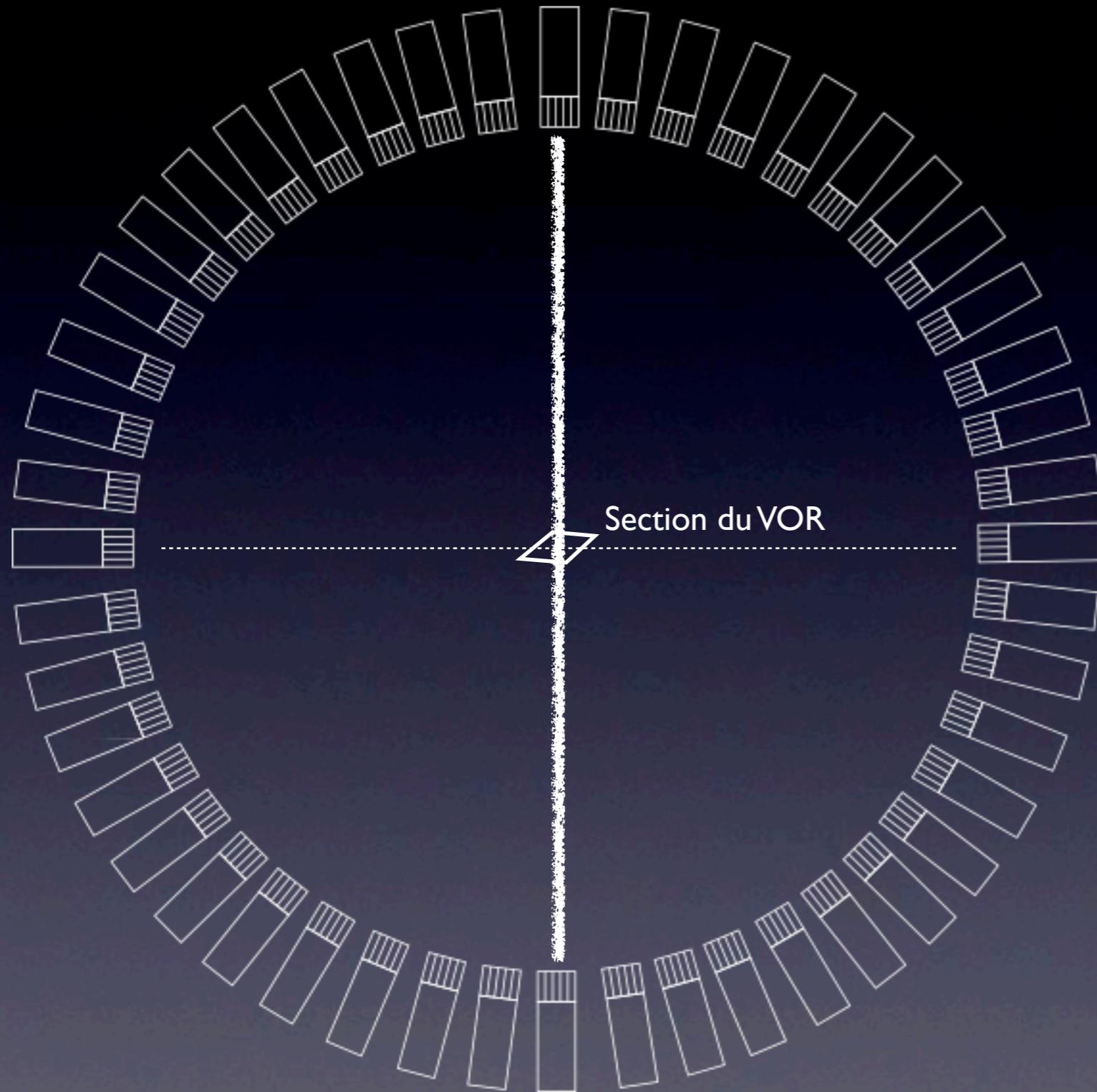
- tirages aléatoires en fonction de l'IDRF
- séparabilité des fonctions

Comparaison des projecteurs :

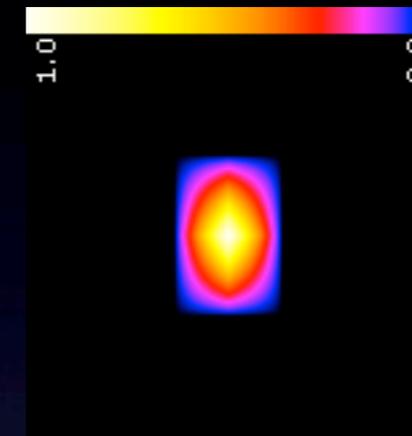
- modèle Gaussien
- méthode de Chen
- notre modèle complet

Nombre de lignes suffisamment important pour une bonne statistique

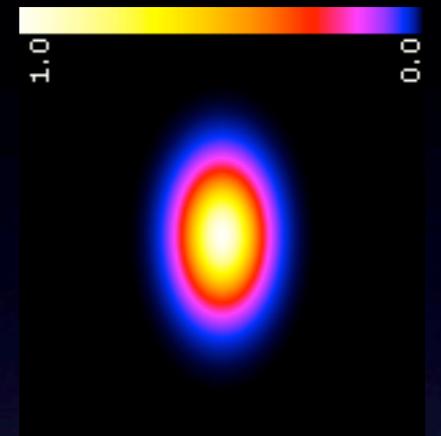
Modélisation du détecteur en TEP



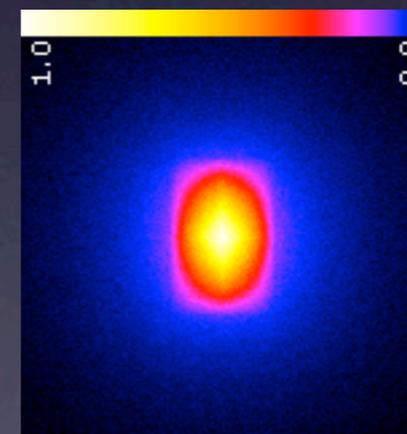
Méthode de Chen



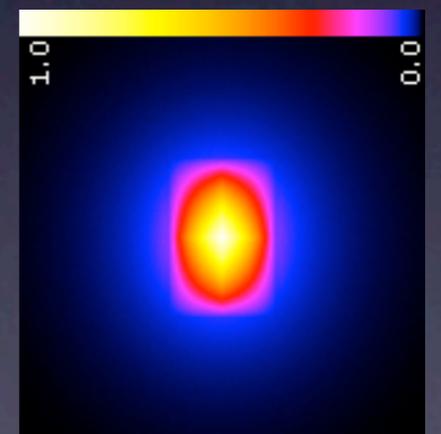
Projecteur Gaussien



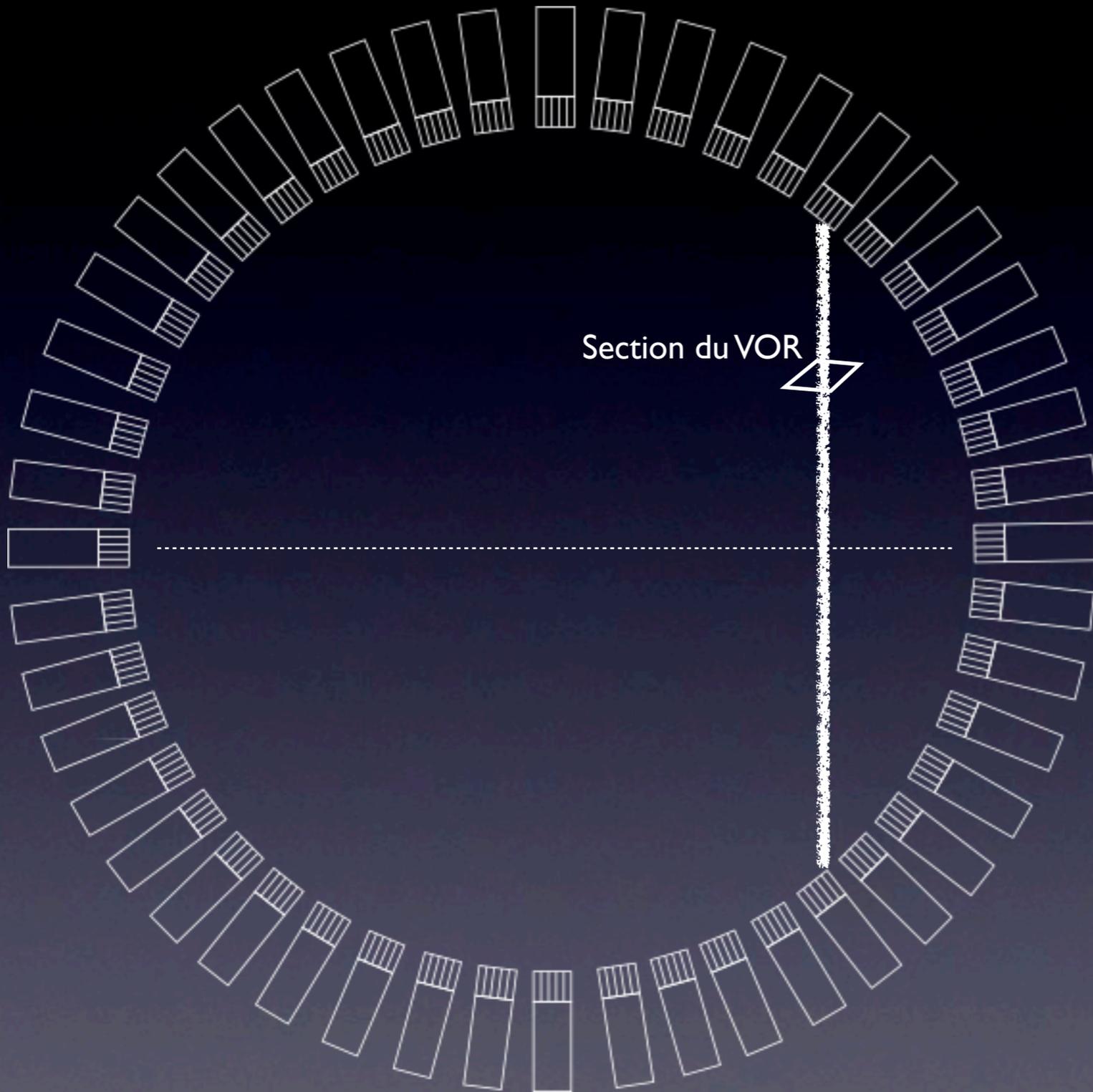
Monte Carlo



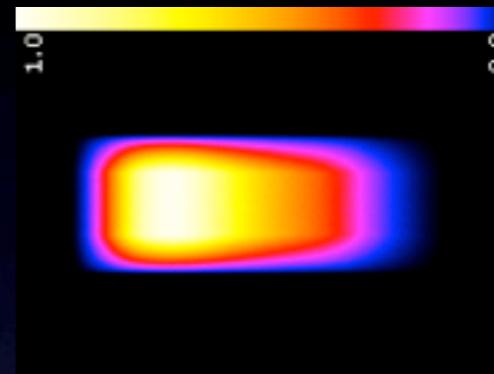
Méthode proposée



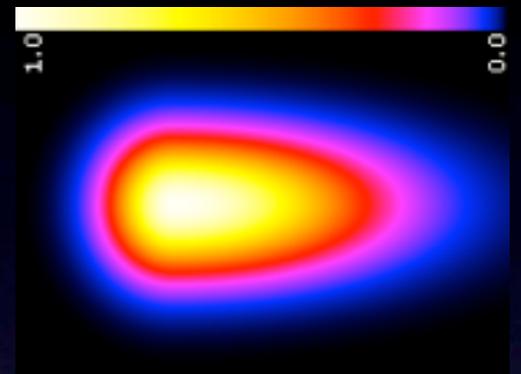
Modélisation du détecteur en TEP



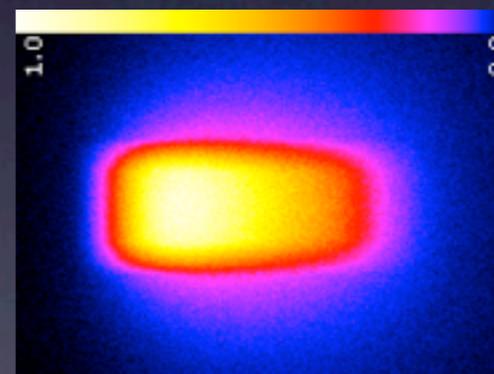
Méthode de Chen



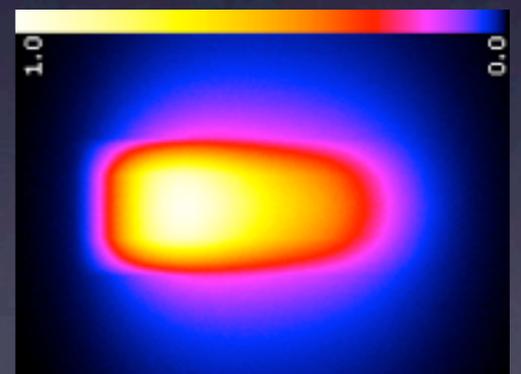
Projecteur Gaussien



Monte Carlo



Méthode proposée



Modélisation du détecteur en TEP

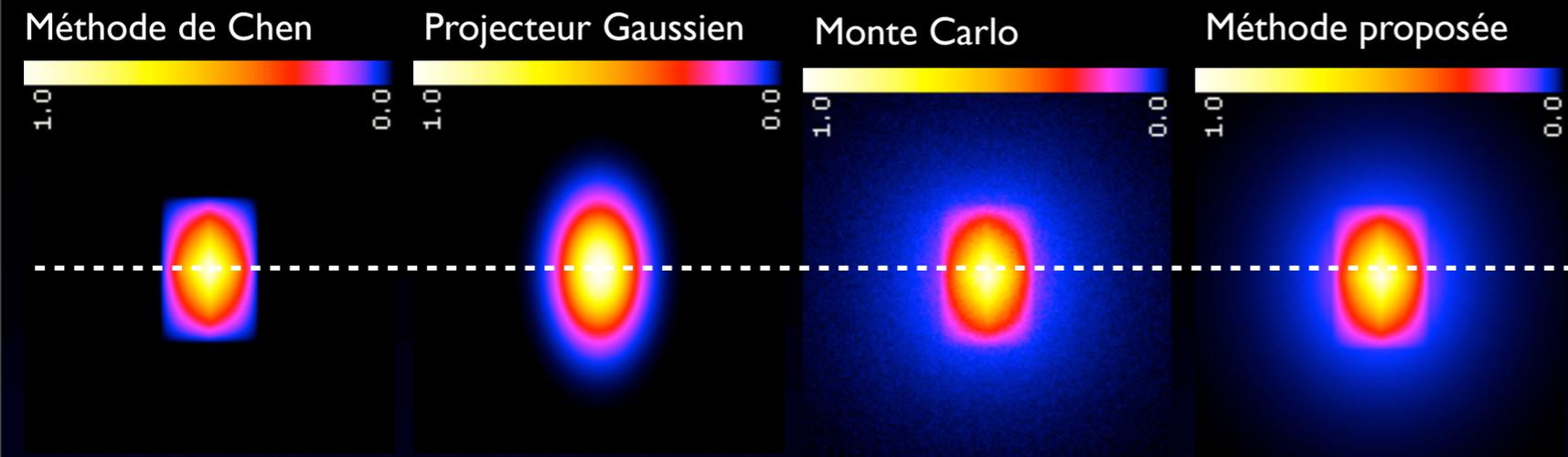
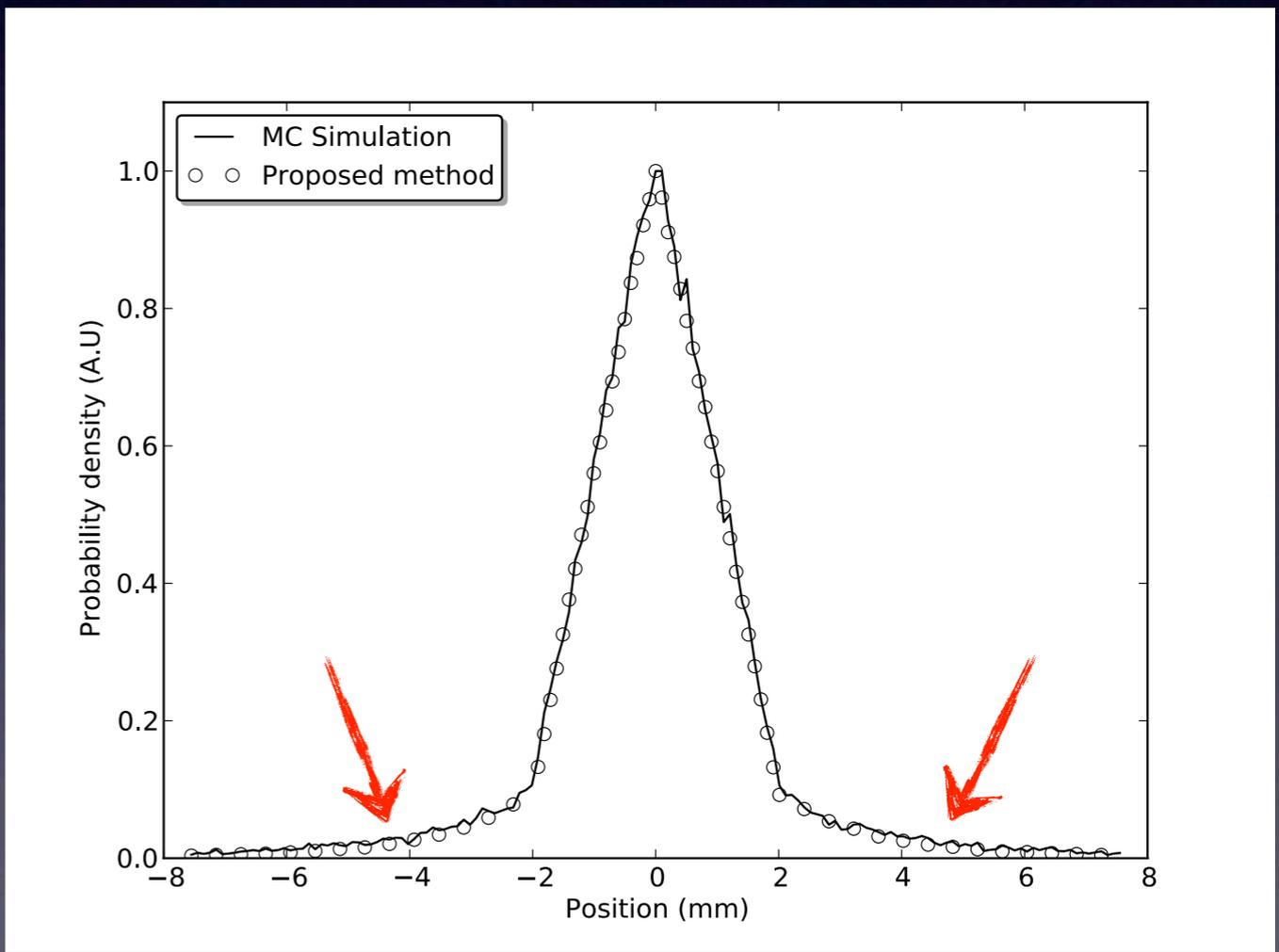
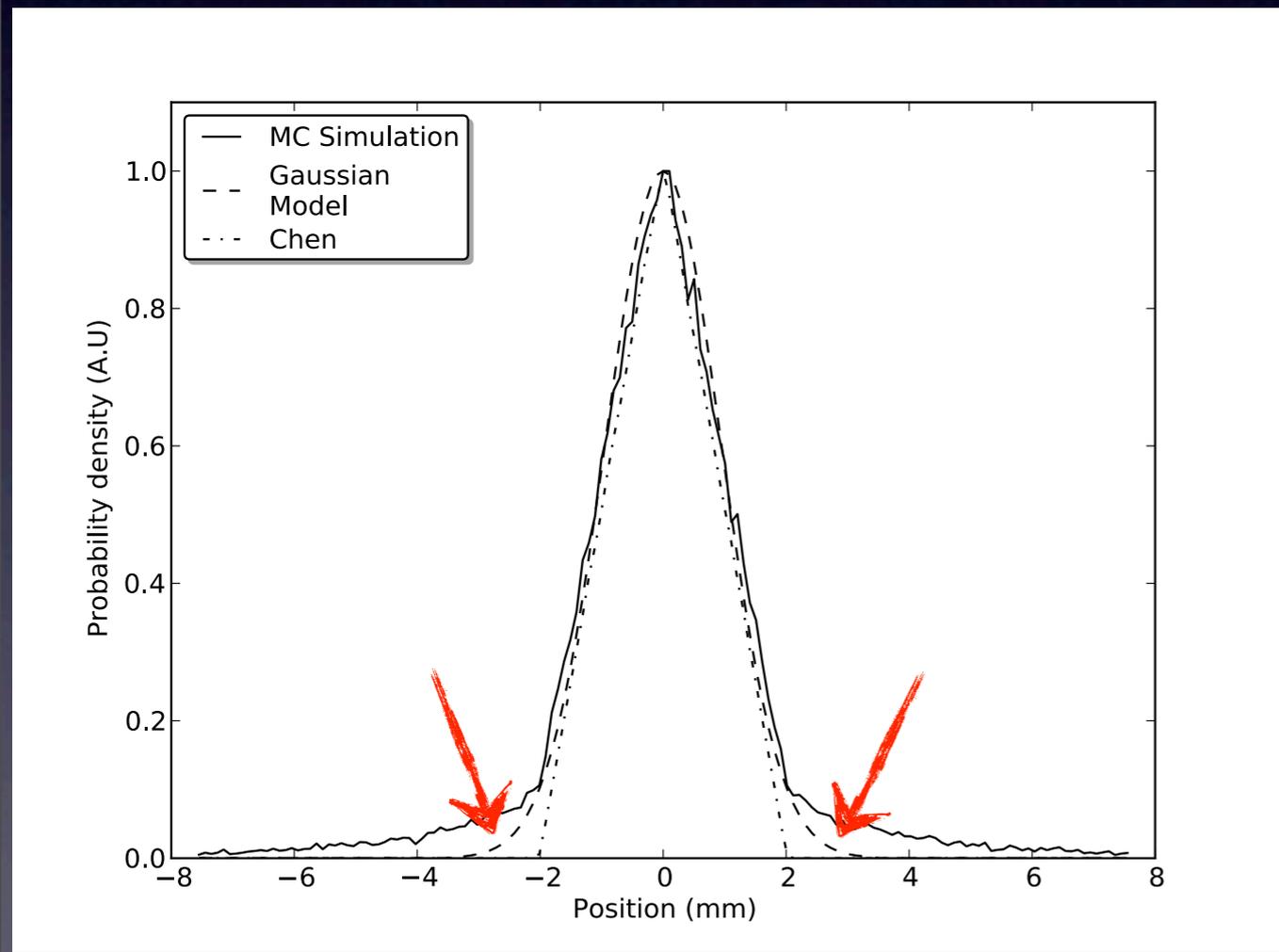


TABLE I
ZNSSD (CLOSE TO 0% IS BETTER)

VOR section	Gaussian	Chen	Our method
1. First	2.8%	4.3%	0.38%
2. Second	2.7%	6.1%	0.48%



Modélisation du détecteur en TEP

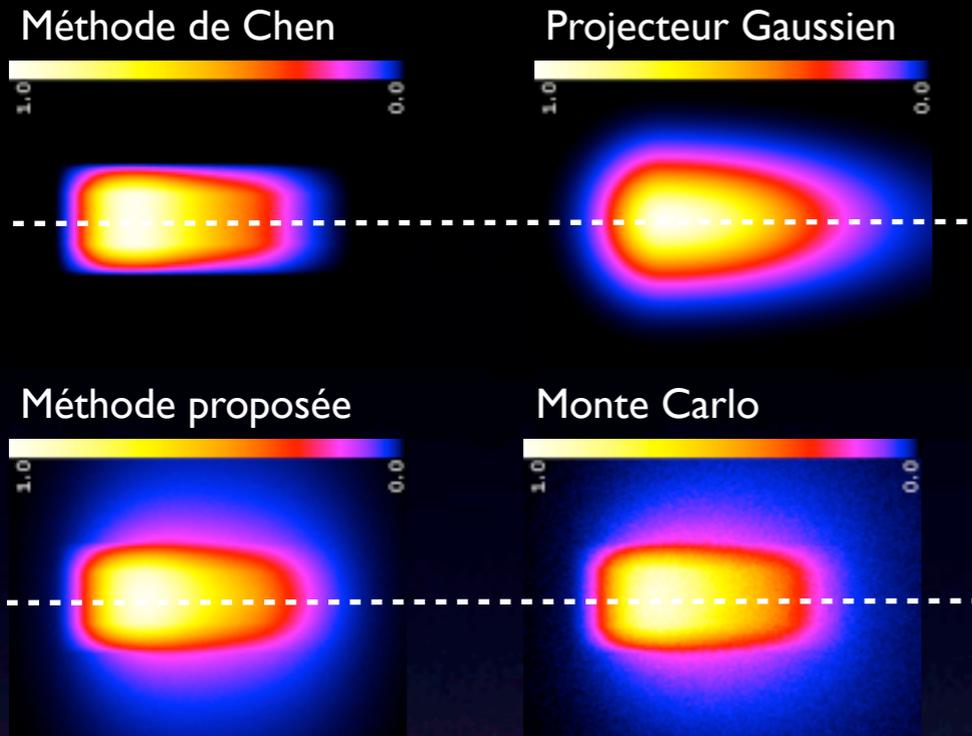
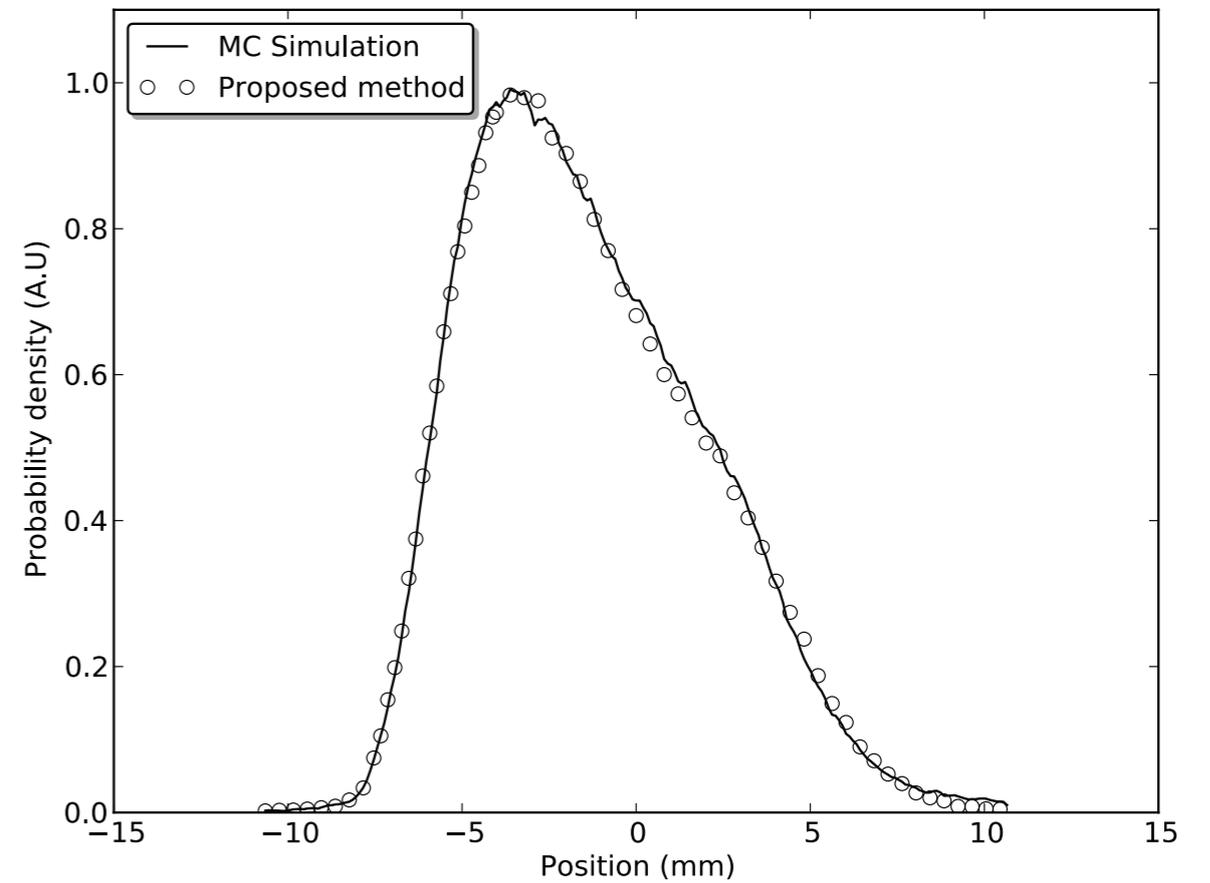
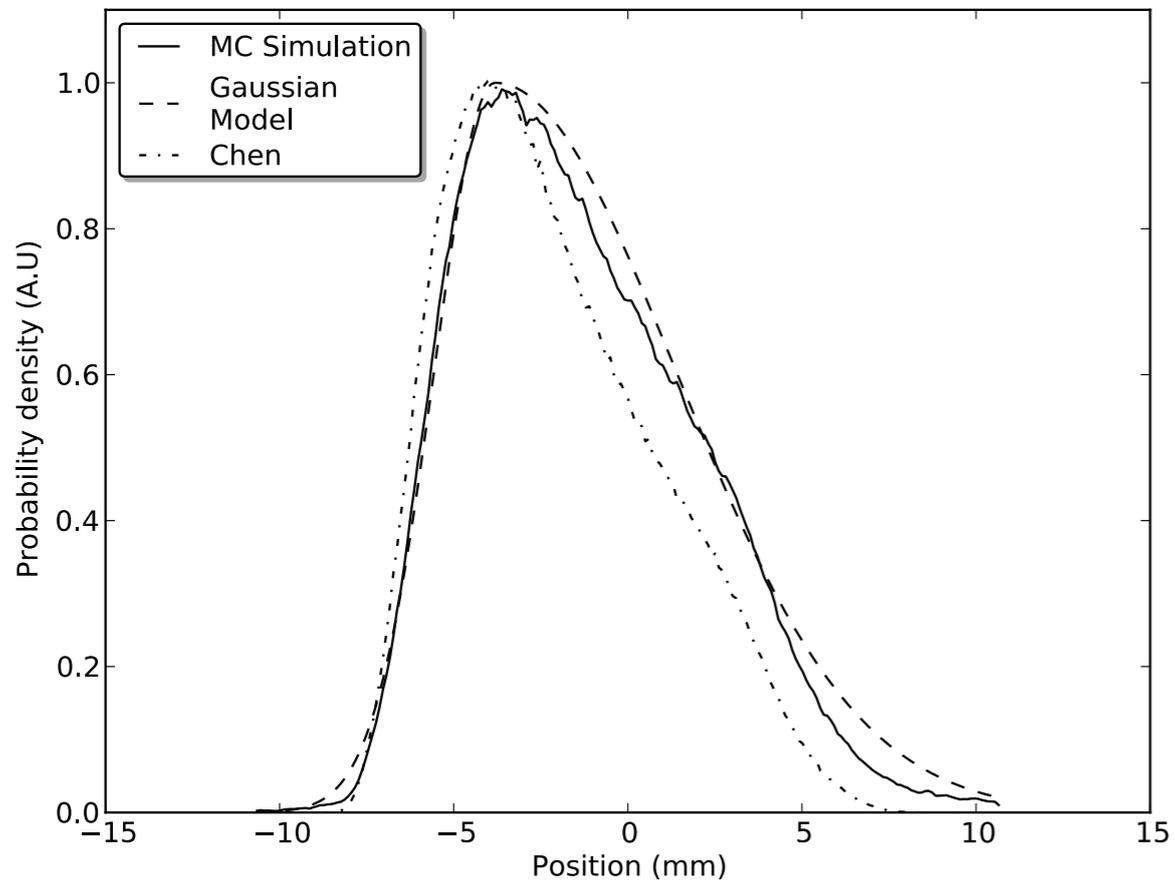


TABLE I
ZNSSD (CLOSE TO 0% IS BETTER)

VOR section	Gaussian	Chen	Our method
1. First	2.8%	4.3%	0.38%
2. Second	2.7%	6.1%	0.48%



Impact de notre modèle dans une reconstruction TEP ?

- modéliser analytiquement l'évolution des paramètres de l'IDRF
- déterminer le nombre minimum de lignes par VOR

- impact d'un modèle avec diffusion ?
- temps de reconstruction ?
- comparaison des projecteurs ?

- travaux en cours (thèse Awen Autret)

Questions ?

Julien Bert

Laboratoire du Traitement de l'Information Médicale (LaTIM)

INSERM U1101, CHRU Brest

Equipe Imagerie Multi-modalité quantitative pour le diagnostic et la thérapie

Dimitris Visvikis (DR2)

Groupe Reconstruction Tomographique et Simulation Monte Carlo

Julien Bert (IH)

Awen Autret (Doctorant)

Zakaria Bahi (Doctorant)