

**Reconstruction
pour la tomographie d'émission
chez le petit animal**

Irène Buvat
U678 INSERM - UPMC, Paris

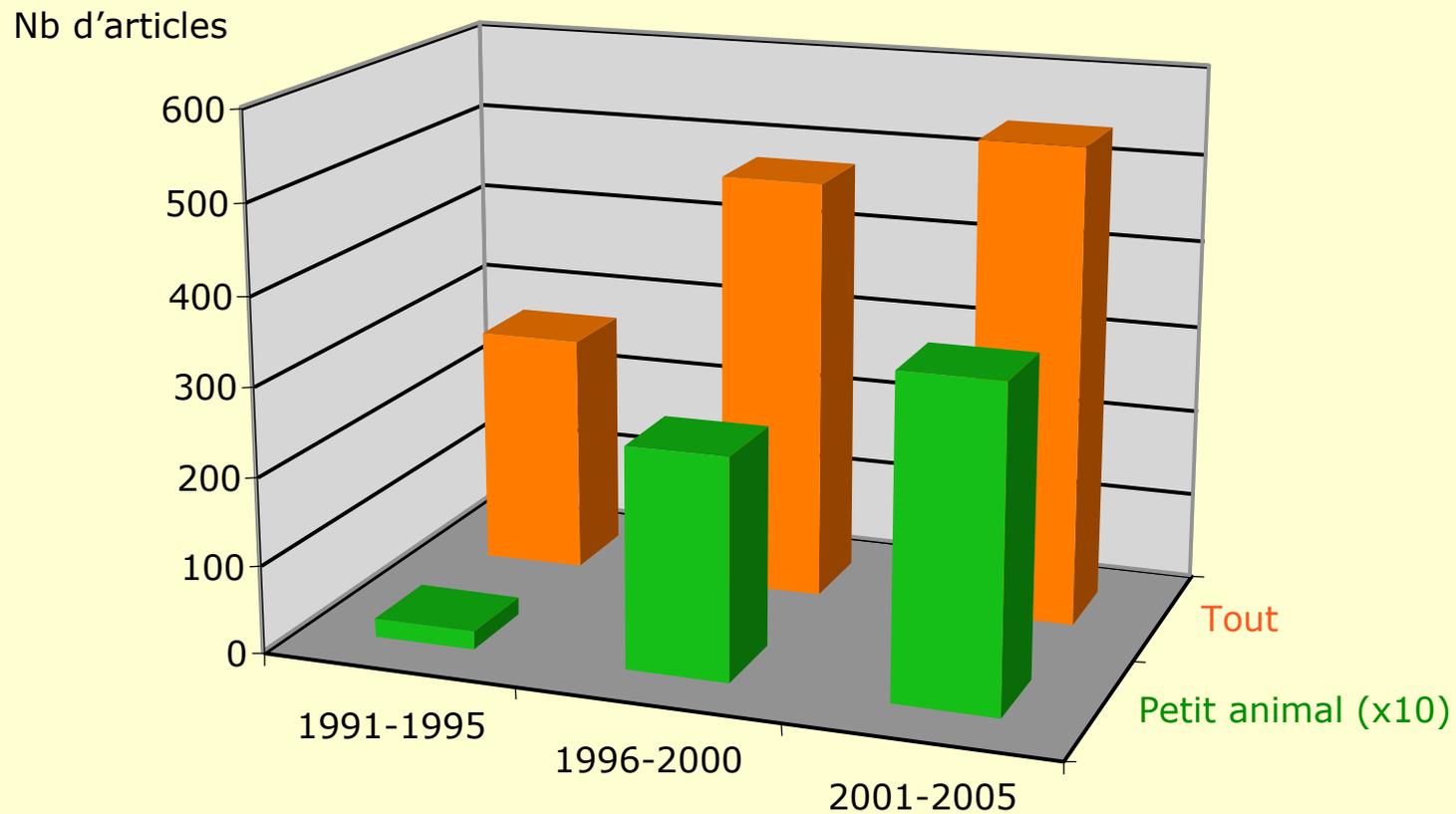
buvat@imed.jussieu.fr
<http://www.guillemet.org/irene>

Plan

- Contexte : tomographie d'émission, reconstruction, petit animal
- Les différentes approches de reconstruction
- Les défis
- Conclusion

Contexte

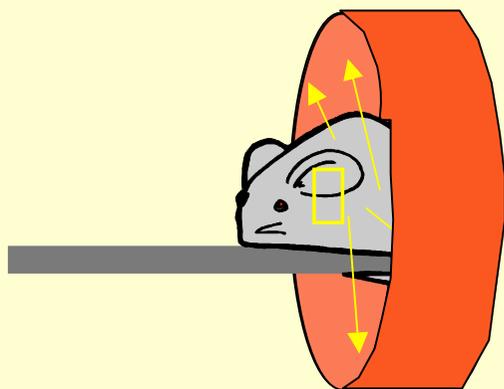
Citations Reconstruction AND emission tomography [AND small animal]
PubMed et articles IEEE



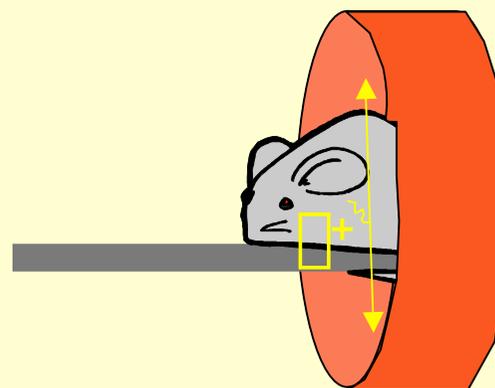
Principe de la tomographie d'émission

1. Radiotracer (= traceur + marqueur radioactif) injecté à l'animal : émetteur de photons gamma ou de positons

2. Détection



Tomographie d'émission
monophotonique

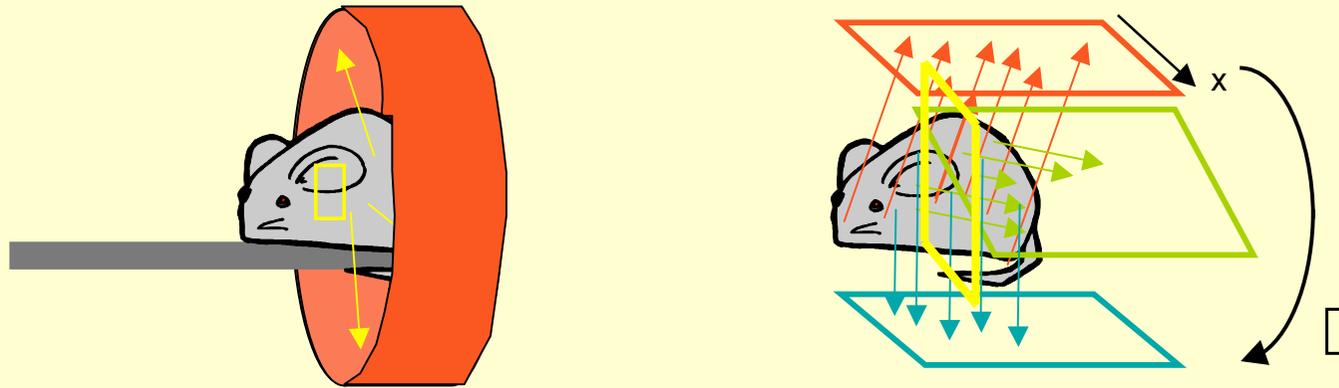


Tomographie par émission
de positons

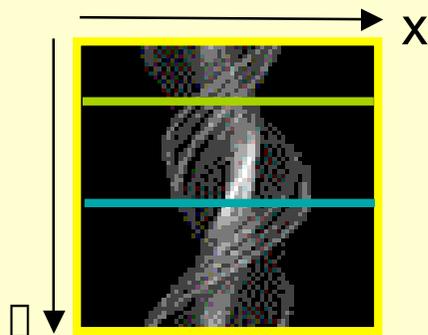
3. Reconstruction tomographique pour estimation 3D de la distribution du radiotracer dans l'animal

Problème de reconstruction en tomographie d'émission

1. Mesure de "projections" de l'activité du radiotraceur : $p = \mathbf{R} f$



2. Organisation des données en sinogrammes



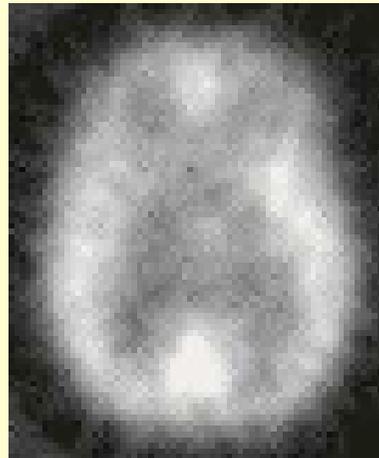
3. Reconstruction tomographique : estimation de f

Spécificités de l'application petit animal (1)

- Exigence accrue en résolution



FWHM = 5 mm
1 M événements
homme (70 kg)



FWHM = 1 mm
souris (20 g)

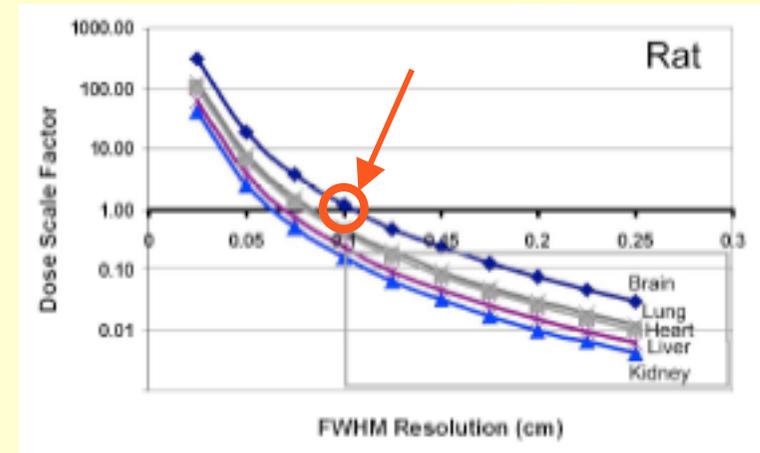
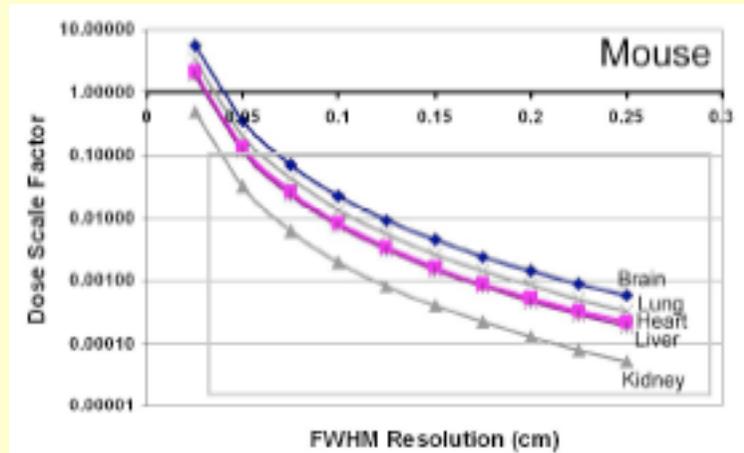
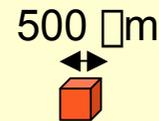
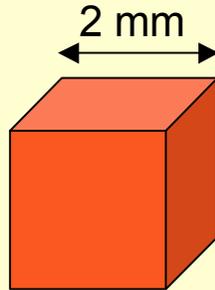


FWHM = 1 mm
rat (500 g)

Améliorer la résolution spatiale d'un facteur ~10

Spécificités de l'application petit animal (2)

- Exigence accrue en sensibilité

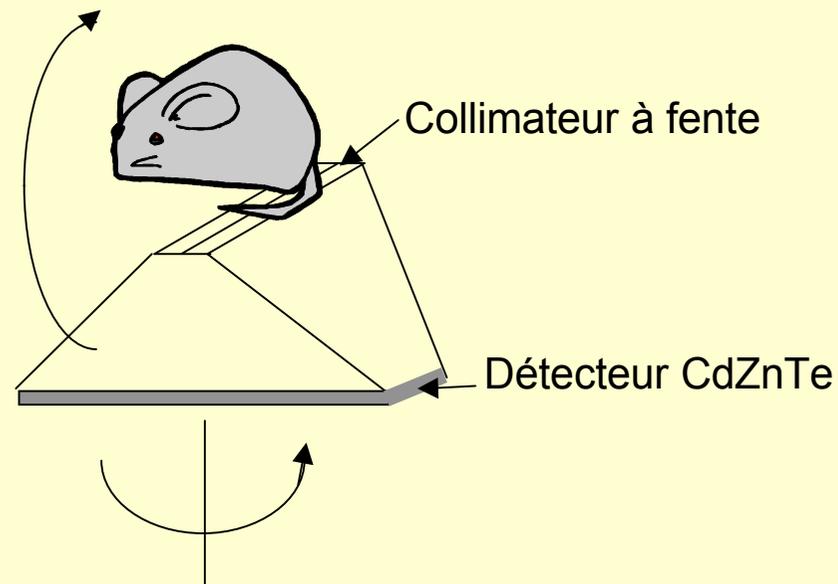


Miller et al, WSPC 2003

Pour obtenir une image de cerveau de rat avec une résolution de 1 mm et la même RMSE que chez l'homme, il faut injecter autant (masse 140 fois plus faible) !

Spécificités de l'application petit animal (3)

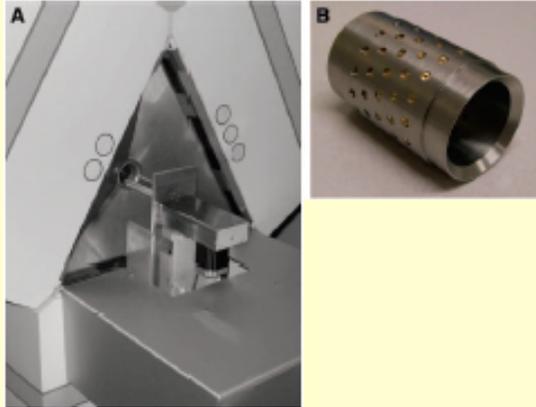
- Géométries non conventionnelles : troncature (systèmes multi-sténopé), normalisations (sensibilité variable dans le champ de vue)



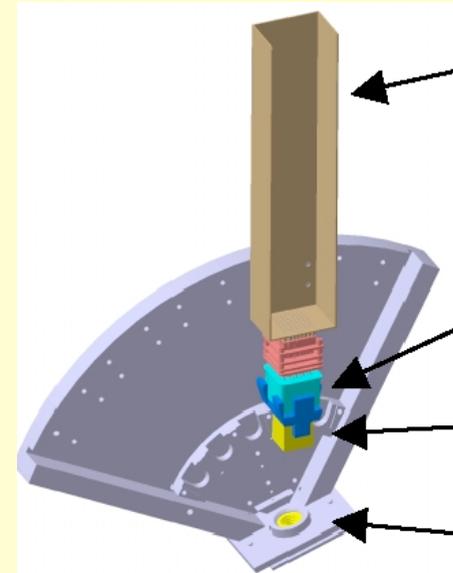
Zeng et al, Phys Med Biol 2004

Ingrédients (1)

- Le détecteur



Beekman et al, J Nucl Med 2005



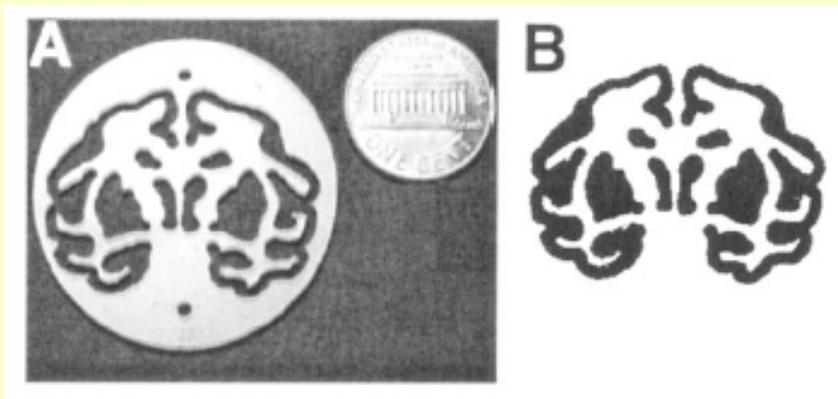
Bekaert et al, IReS, Strasbourg



Sohlberg et al, Eur J Nucl Med Mol Imaging 2004

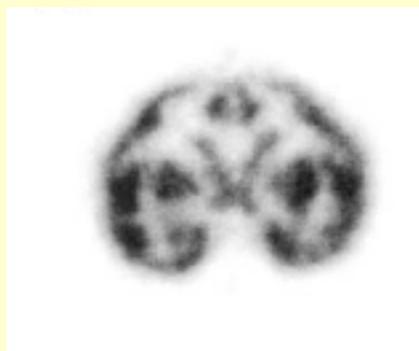
Ingrédients (2)

- La reconstruction : rôle critique pour exploiter les potentialités du détecteur

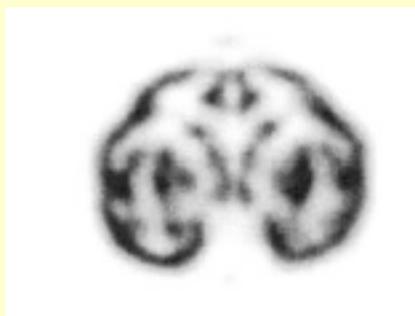


fantôme

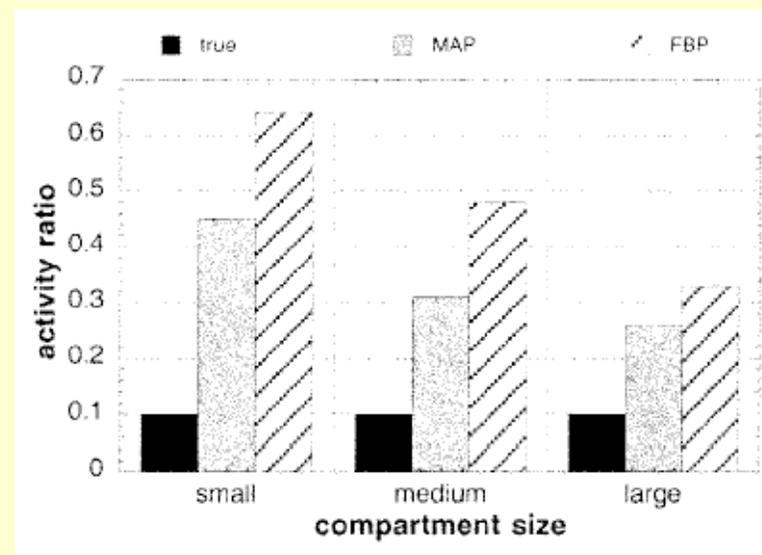
fantôme numérisé



FBP + rampe



MAP



Chatziioannou et al, IEEE Trans Med Imaging 2000

Approches de reconstruction

N'importe quel algorithme « classique » (FBP, ART, MLEM, OSEM, MAP...)

Éléments clefs :

- Modélisation du problème direct

$$p = \mathbf{R}f$$

- Rééchantillonnage + reconstruction 2D, ou approche « fully 3D »

Modélisation du problème direct

$$p = R f$$

Trois approches :

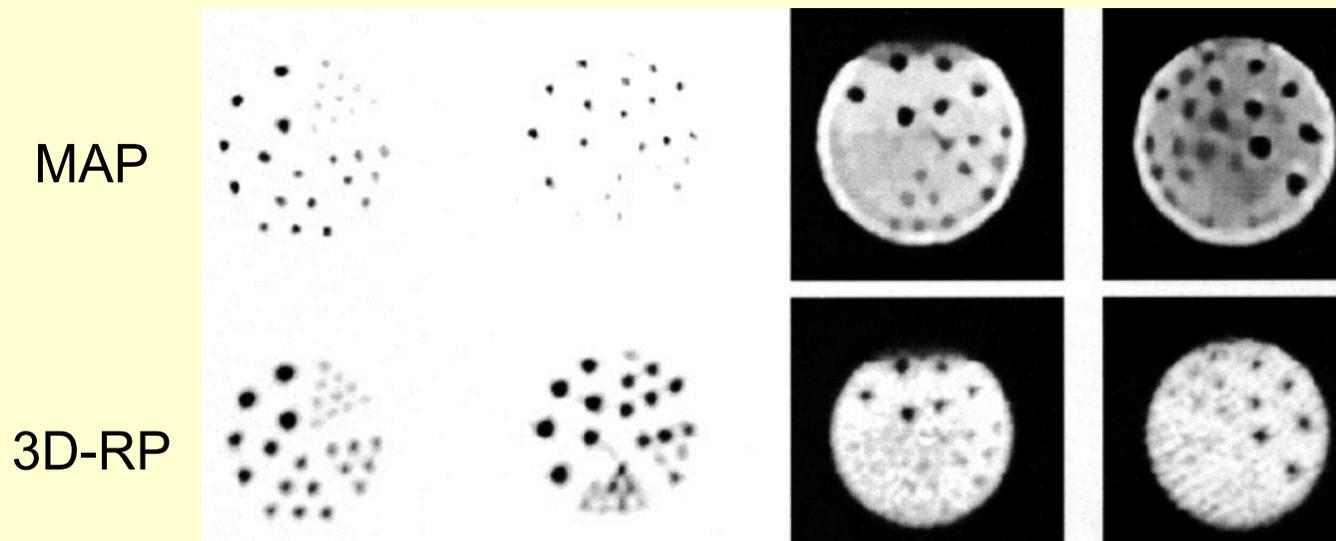
- modélisation analytique
- modélisation expérimentale
- modélisation Monte Carlo

Modélisation analytique

Algorithme MAP (gradient conjugué préconditionné) modélisant la réponse du détecteur TEP

$$Y = \mathbf{R}x + s + r$$

$$\mathbf{R} = R_{\text{sens}} R_{\text{blur}} R_{\text{att}} R_{\text{geom}}$$

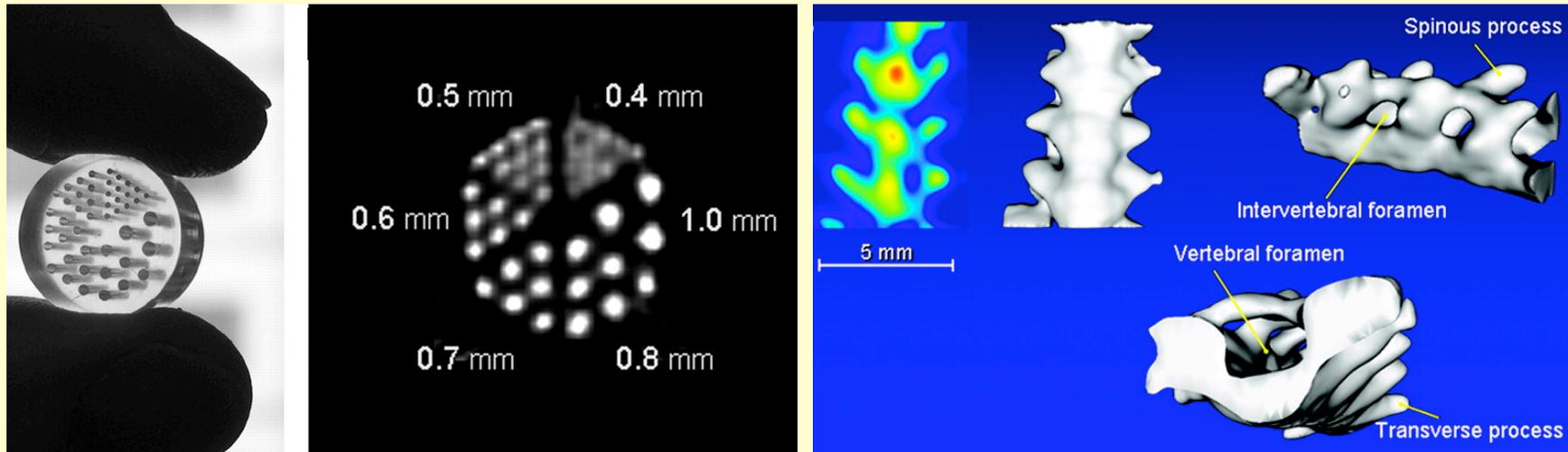


Qi et al, Phys Med Biol 1998

Modélisation expérimentale

Algorithme MLEM, avec \mathbf{R} incluant un modèle de la fonction de réponse non stationnaire, mesurée expérimentalement, du détecteur

Mesure au moyen d'un point source déplacé dans le champ de vue, puis interpolation et extrapolation linéaires



vertèbres souris

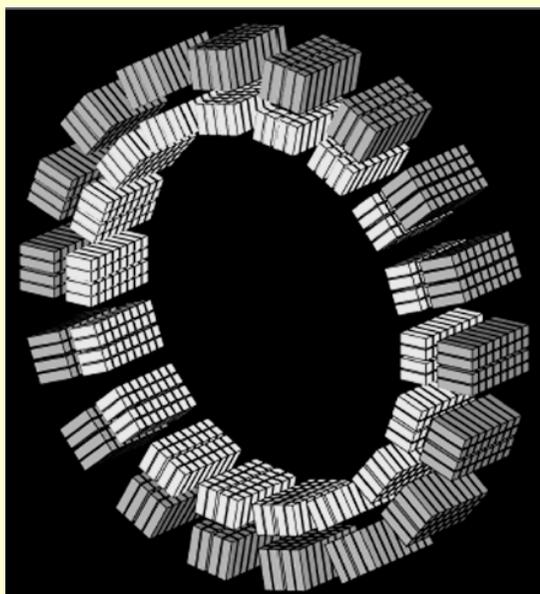
Beekman et al, J Nucl Med 2005

Avantage : modélisation de la pénétration septale, de la dispersion liée au collimateur et au détecteur, des défauts d'uniformité et de linéarité. Aucun calibrage n'est nécessaire.

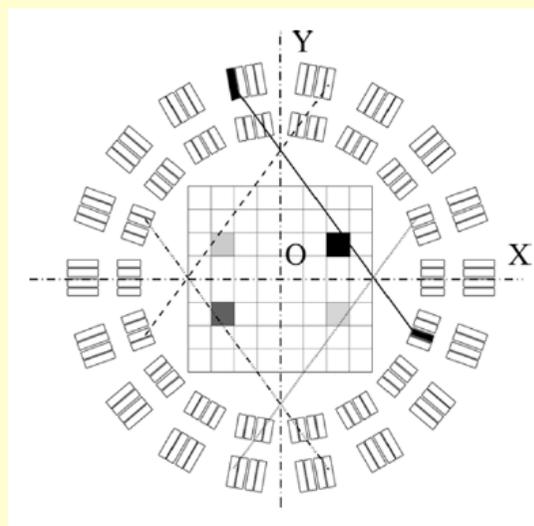
Modélisation Monte Carlo

Pour les tomographes de géométrie complexe (bi-couches par exemple)

Calcul par simulation Monte Carlo des valeurs de probabilités qu'un événement émis en j soit détecté en i

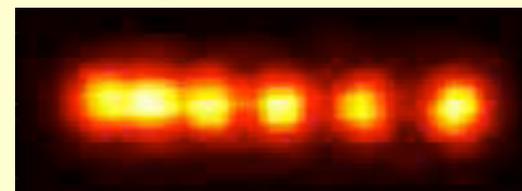


Système MADPET II

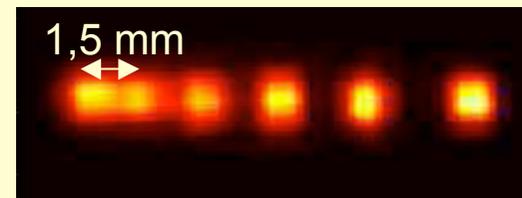


Rafecas et al, IEEE Trans Nucl Sci 2004

TEP F18, Mosaic
(petit animal)



RAMLA 3D



MLEM avec R Monte Carlo

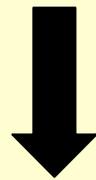
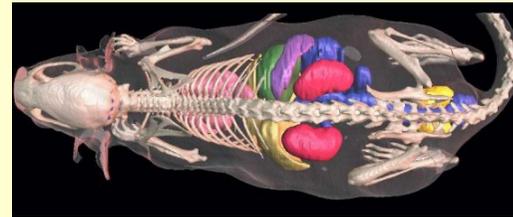
Merheb et al, IEEE MIC 2006

Exploitation des symétries du détecteur

Avantage : modélisation de la diffusion dans le détecteur

Modélisation Monte Carlo

Potentiel : possibilité de modéliser aussi les effets « sujets » (en particulier l'atténuation)



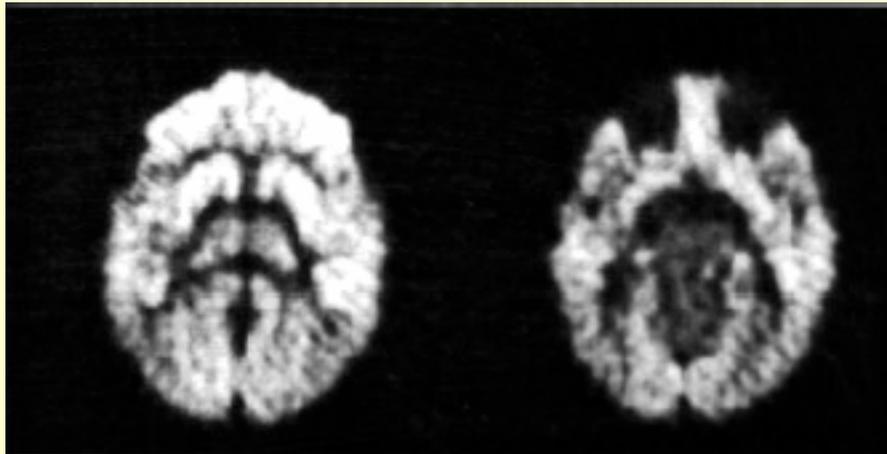
R

pas encore fait...

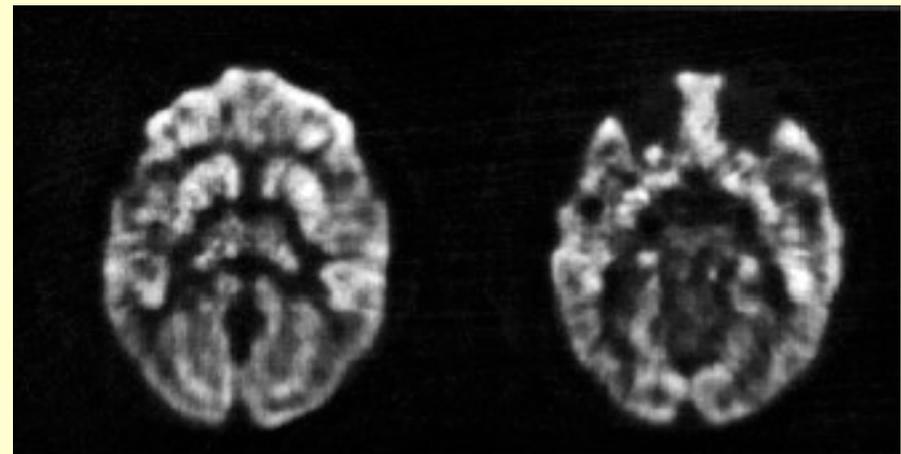
Modélisation hybride

Analytique / Monte Carlo

Modèle analytique dont les paramètres sont ajustés au moyen de simulations Monte Carlo



3D-RP



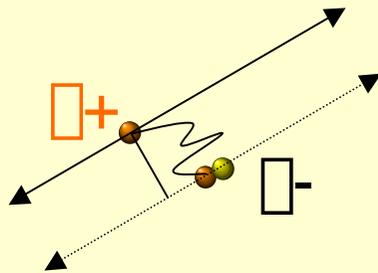
MAP - PCG

Bébé singe

Qi et al, Phys Med Biol 1998

Importance d'une modélisation précise

Algorithme MAP modélisant le parcours du positon



(F18 : 0,6 mm)

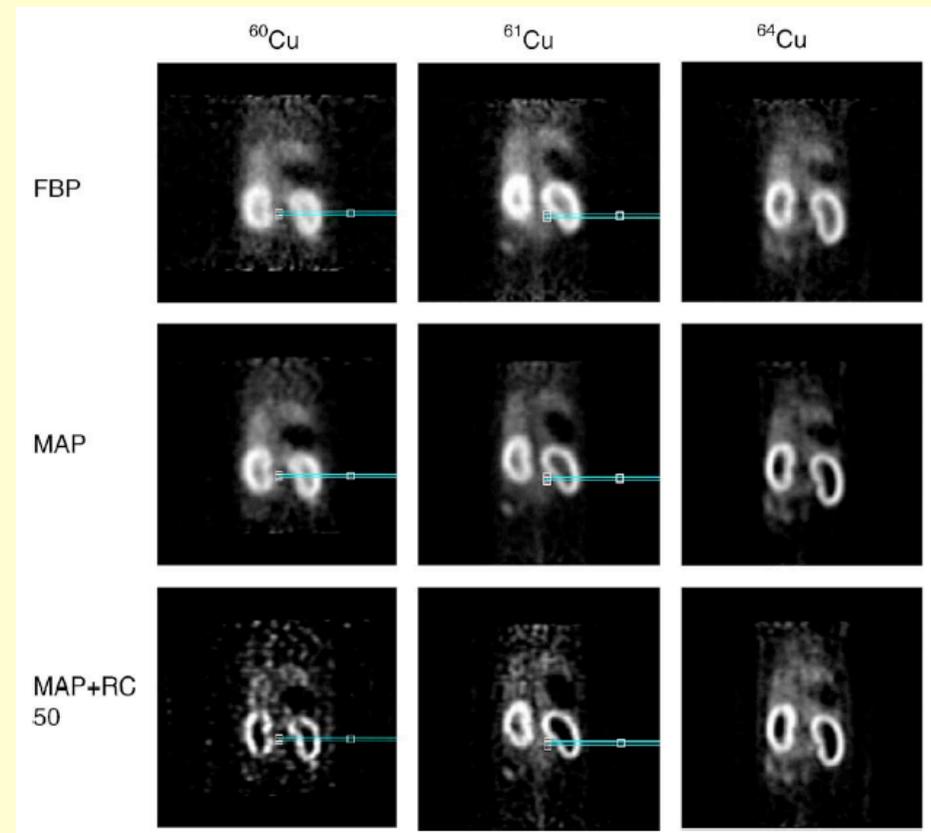
3,09 mm

1,32 mm

0,57 mm

$$Y = Rx + s + r$$

$$R = R_{\text{norm}} R_{\text{blur}} R_{\text{att}} R_{\text{geom}} R_{\text{range}}$$



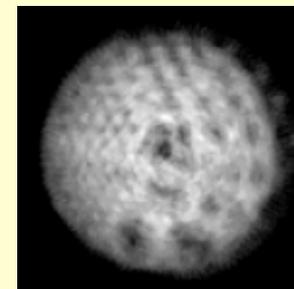
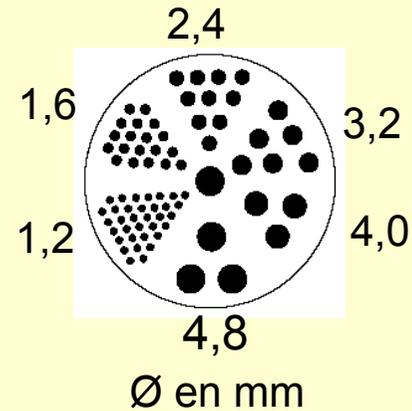
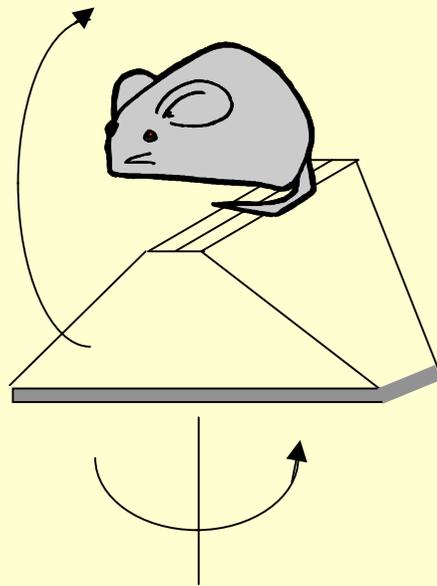
Reins de rat

Ruangma et al, Nucl Med Biol 2006

Reconstruction analytique

Relativement peu utilisée

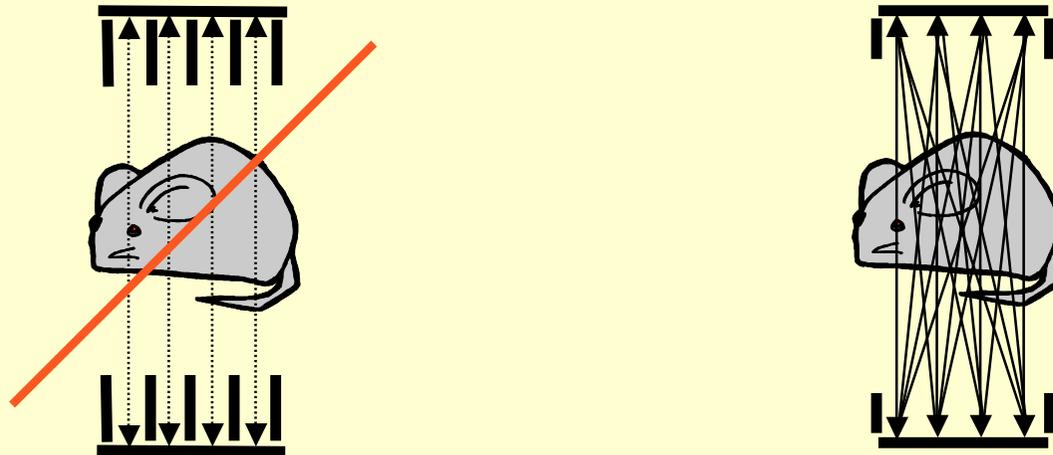
Inversion de la transformée de Radon 3D , éventuellement après transformation géométrique pour obtenir des projections parallèles



Zeng et al, Phys Med Biol 2004

2D vs Fully 3D

Mesures le plus souvent 3D

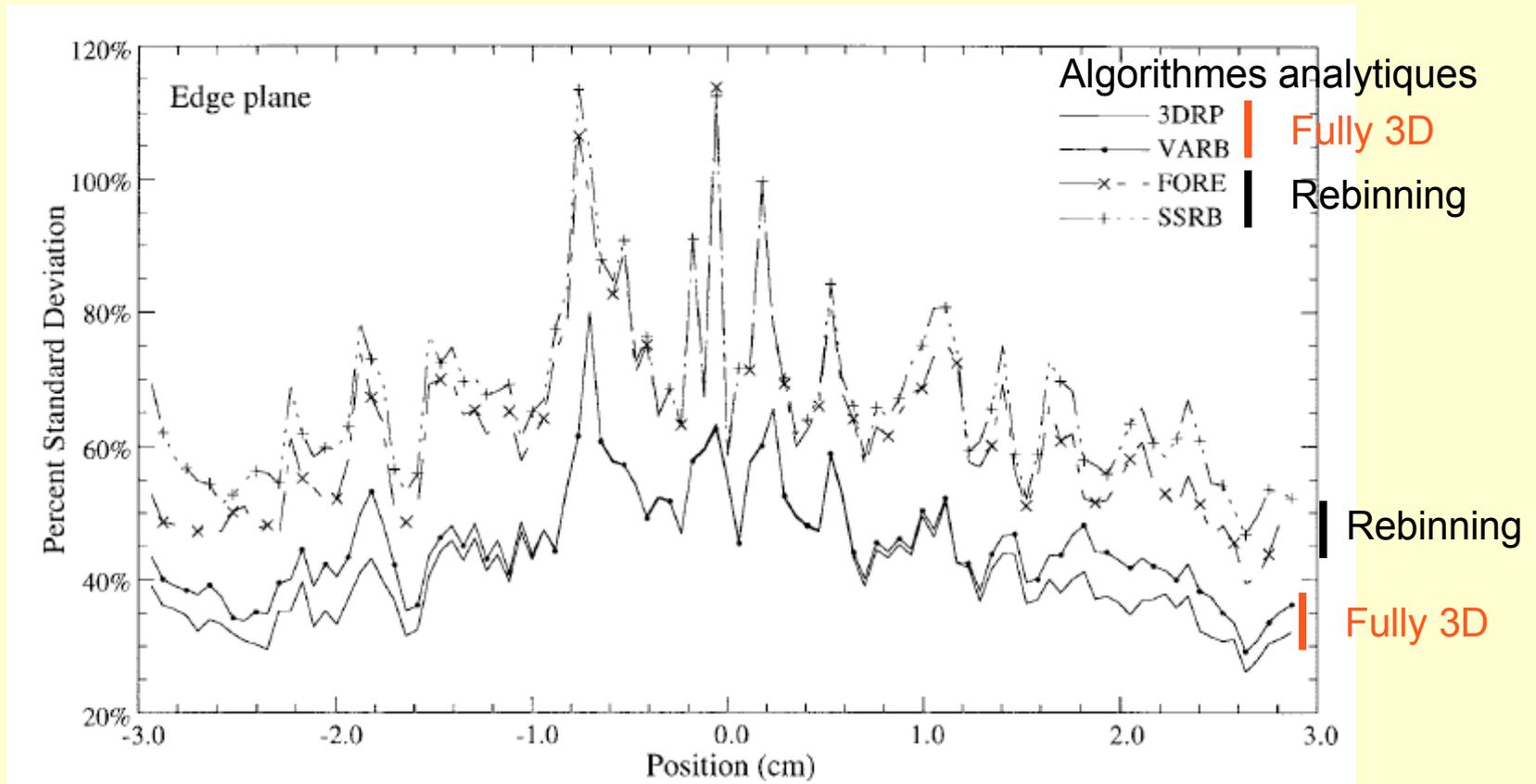


2 approches :

- Rééchantillonnage puis reconstruction 2D (factorisation du problème, reconstruction coupe par coupe)
- Reconstruction « Fully 3D »

Les deux approches coexistent mais tendance de plus en plus affirmée vers le « Fully 3D »

2D vs Fully 3D



Cylindre uniforme

Farquhar et al, IEEE Trans Med Imaging 1998

Reconstruction « mode liste »

Reconstruction des événements 1 par 1, sans avoir à échantillonner préalablement

$$\rho = \mathbf{R} \mathbf{f}$$

Chaque ligne de \mathbf{R} représente l'image des probabilités de « provenance » d'un événement détecté dans un bin donné

$$n_j^{k+1} = \frac{n_j^k}{\sum_{i=1}^I a_{ij}} \sum_{i=1}^I \left(a_{ij} \frac{m_i}{q_i^k} \right)$$

MLEM classique

$$n_j^{k+1} = \frac{n_j^k}{\sum_{i=1}^I a_{ij}} \sum_{i \in \text{DATA}} \left(a_{ij} \frac{1}{q_i^k} \right)$$

List mode MLEM

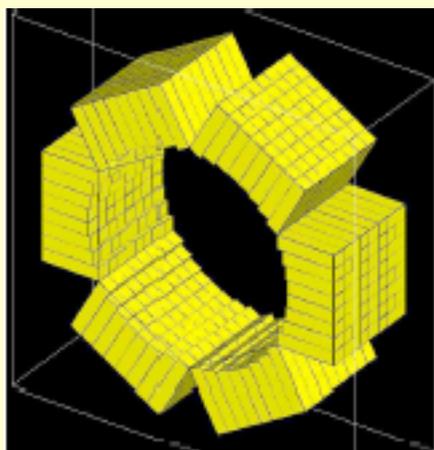
Avantages :

- pas d'échantillonnage a priori
- intéressant si le nombre d'événements détectés (dans le mode liste) est \ll au nombre de LOR
- modélisation possible des effets de résolution, etc

Discussion : les défis du futur

Micro-tomographie multimodalité

- Imagerie TEP-TDM d'un intérêt indéniable chez l'homme (TEMP-TDM)
- Extension au petit animal



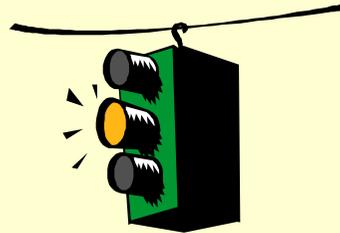
OPET *Rannou et al, IEEE MIC 2004*

Intérêt pour la reconstruction tomographique :

- a priori (approches MAP)
- correction des effets de volume partiel
- calcul d'une matrice système Monte Carlo intégrant les caractéristiques de l'animal

Discussion : les défis du futur

La quantification : particulièrement importante pour les études chez l'animal



- diffusion surtout dans le détecteur
- atténuation non négligeable
- effet de volume partiel critique
- mesure de la fonction d'entrée artérielle délicate
- mouvements

Discussion : les défis du futur

Le mouvement

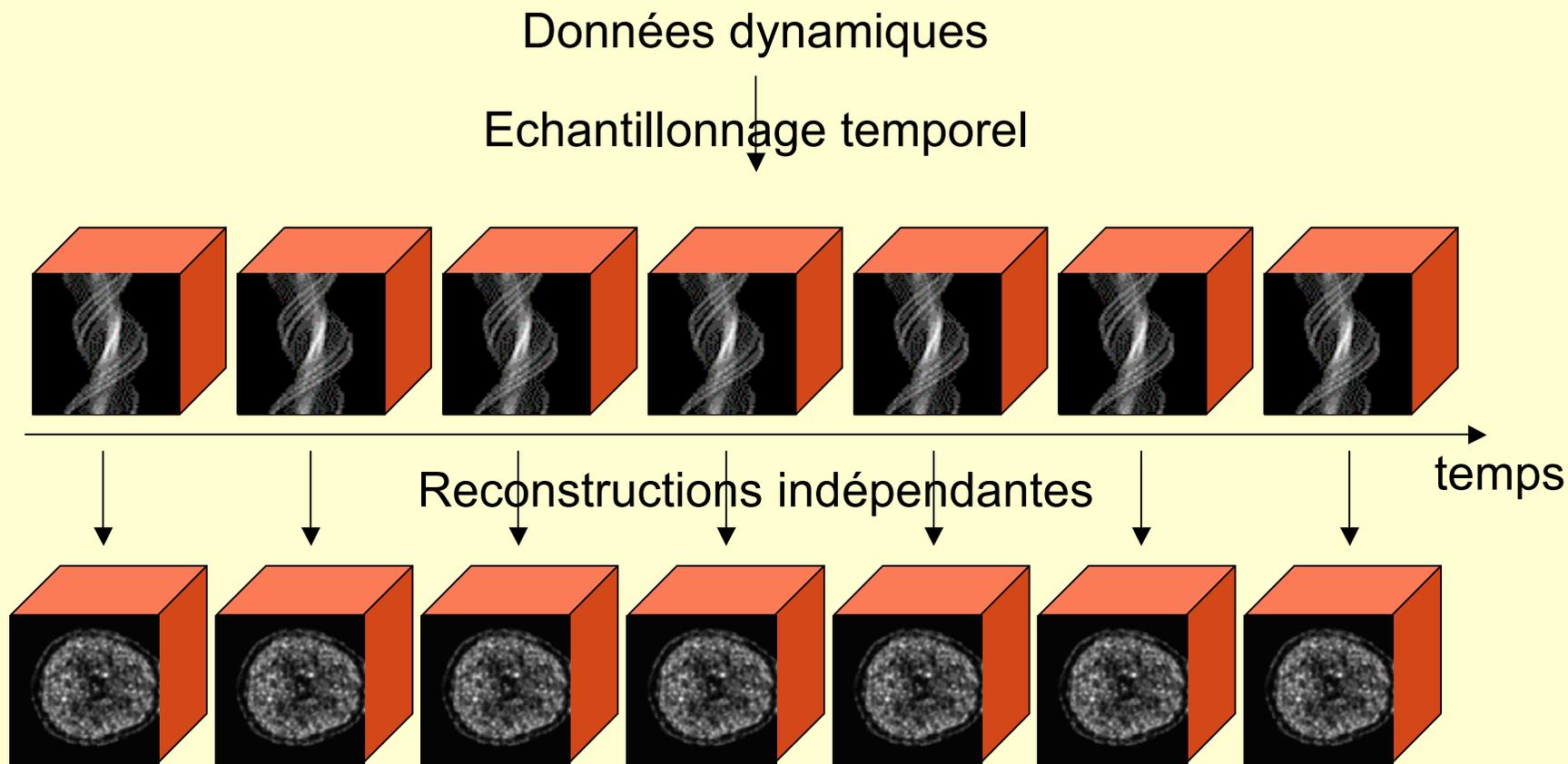
	Fq cardiaque	Fq respiratoire
Homme	60 batt par minute	20 par minute
Rat	350	100
Souris	600	160

Nécessaire prise en compte du mouvement pour améliorer la résolution spatiale

Discussion : les défis du futur

Reconstruction 4D (3D + temps)

- chez l'animal, les études pharmacocinétiques sont très importantes



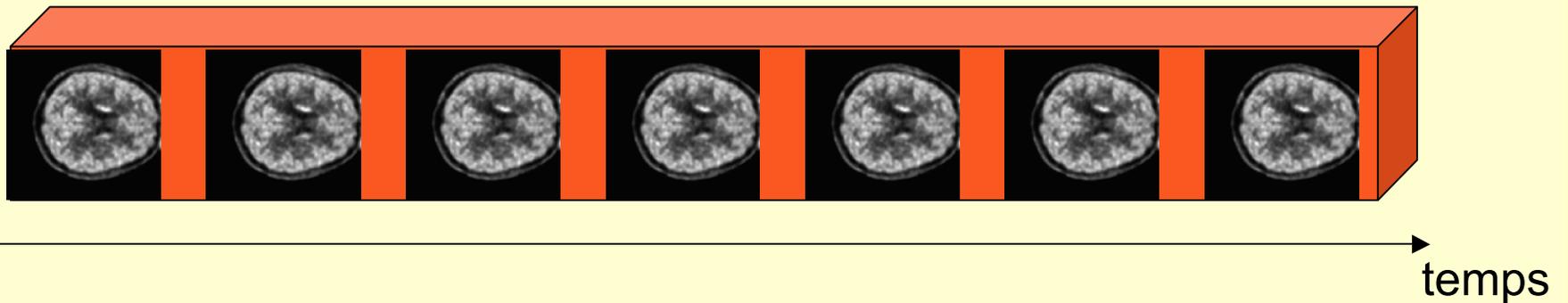
Reader et al, Phys Med Biol 2006

Discussion : les défis du futur

Reconstruction 4D (3D + temps)

- chez l'animal, les études pharmacocinétiques sont très importantes

Données dynamiques



Reader et al, Phys Med Biol 2006

GDR Stic-Santé - Irène Buvat - octobre 2006 - 27

Conclusion

- Méthodes de reconstruction très fortement inspirées des méthodes utilisées pour l'imagerie chez l'homme
- Domination des approches itératives
- Importance de la modélisation du problème direct
- Défis spécifiques : résolution spatiale, mouvement, quantification, études dynamiques

