

# Systèmes d'imagerie : avancées récentes

Irène Buvat

IMNC - UMR 8165 CNRS – Universités Paris 7 and Paris 11  
et CEA/SHFJ

Orsay, France  
[buvat@imnc.in2p3.fr](mailto:buvat@imnc.in2p3.fr)  
<http://www.guillemet.org/irene>

# Plan

---

- Introduction

- Les avancées matérielles

- Les caméras à semi-conducteur

- Les machines TEP-IRM

- Les avancées logicielles

- La compensation de la fonction de réponse du détecteur

- La correction de mouvement

- Conclusion

# Les techniques d'imagerie en médecine nucléaire

- En perpétuelle évolution
- Des avancées majeures

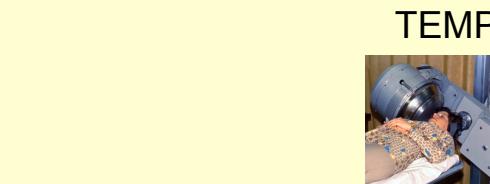
Caméra Anger



1958



Reconstruction pour la tomographie d'émission



TEMP

1962

$$P=Rf$$

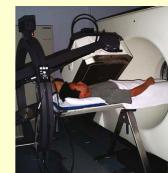
MLEM

1976

TEMP/TEP



TEMP/TDM Caméra CZT



TEP/TDM



TEP/IRM

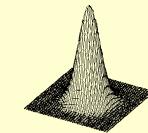


1984



OSEM

1994-97



PSF

2000



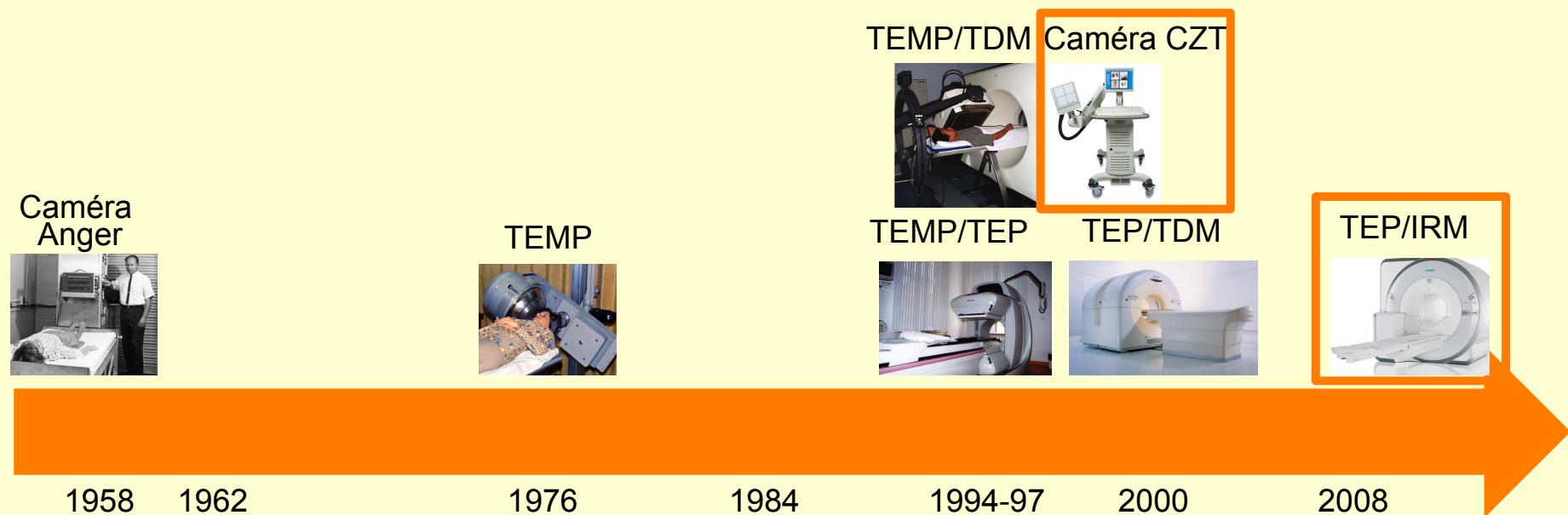
Mvt respiratoire

2008

Des évolutions qui s'accélèrent pour le plus grand bénéfice du patient

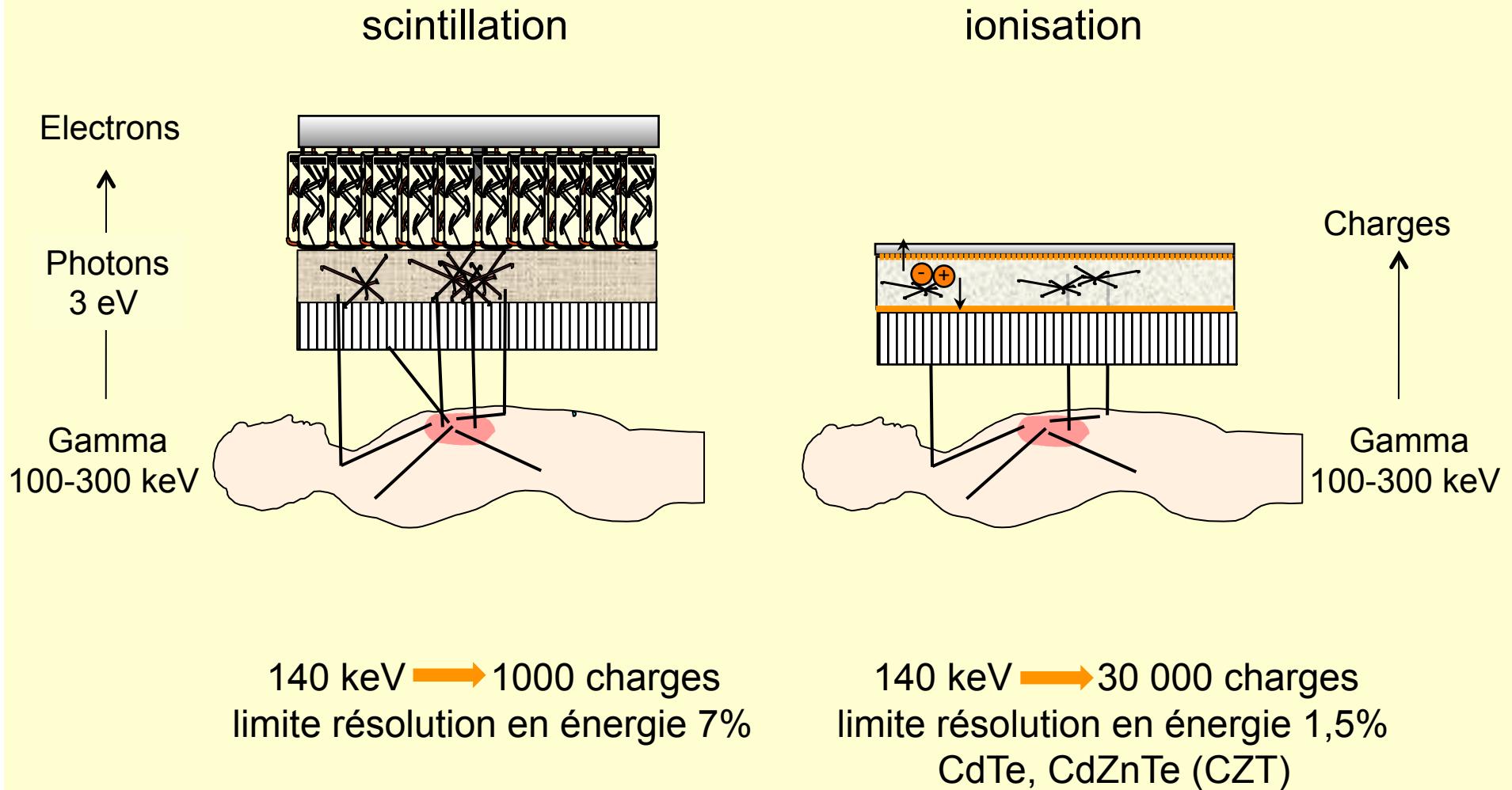
# Les évolutions matérielles

- Très nombreuses au cours des dernières années
- Impact important sur la pratique clinique et sur la recherche



# Les gamma caméras à semi-conducteurs

- L'élément de rupture : détection indirecte versus détection directe

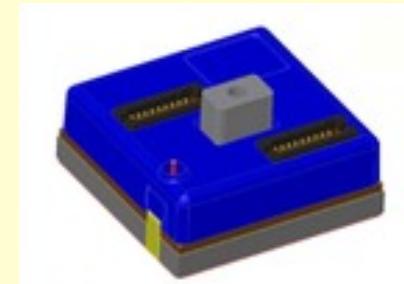
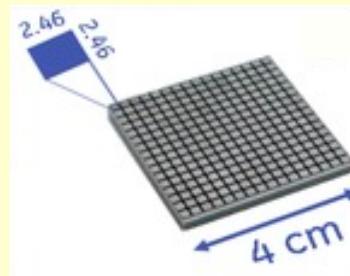


# Les gamma caméras à semi-conducteurs

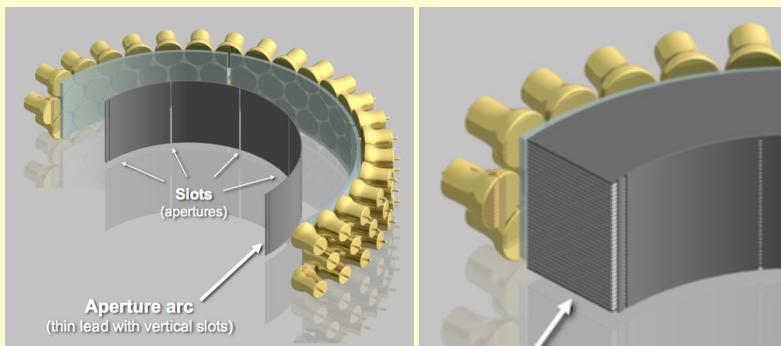
- Les verrous levés :
  1. croissance du matériau
  2. intégration électronique : chaîne de spectrométrie au niveau de chaque pixel



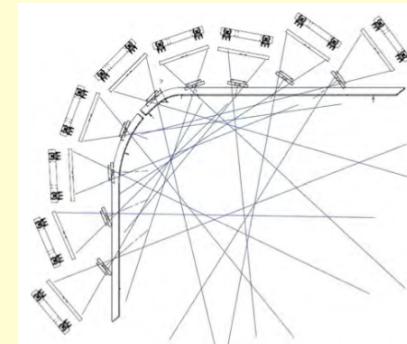
détecteur élémentaire 4 x 4



- 3. association avec des systèmes de collimation performants pour augmenter la sensibilité



Collimation CardiArc®



Collimation Discovery NM530c (multipinhole)

# Les gamma caméras à semi-conducteurs

- Les réalisations : imagerie cardiaque



CardiArc® (2002)



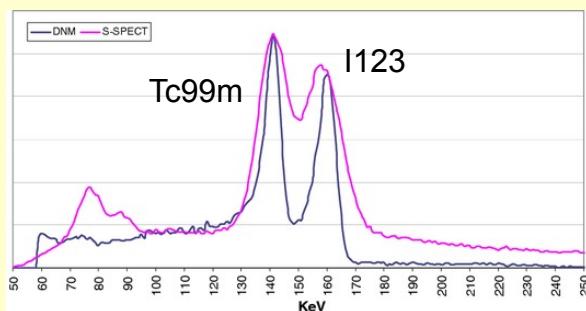
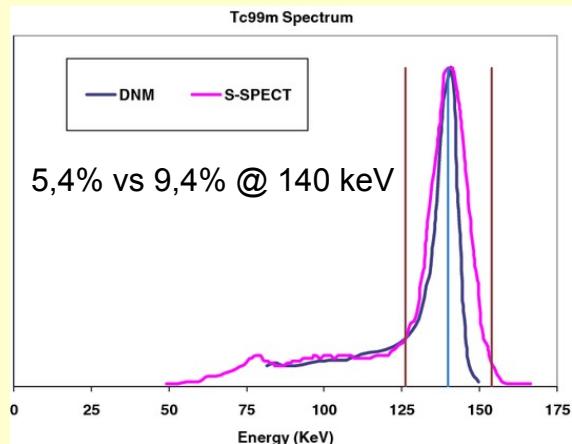
D-SPECT (2005)



Discovery NM 530c

# Les gamma caméras à semi-conducteurs

- Les performances :
  1. faible encombrement
  2. excellente résolution en énergie
  3. excellente résolution spatiale
  4. excellente sensibilité



DNM	$^{99m}\text{Tc}$	
$^{201}\text{Tl}$	6.1	Central (mm)
5.8	3.1	Tangential (mm)
2.9	4.3	Radial (mm)
S-SPECT	$^{99m}\text{Tc}$	
$^{201}\text{Tl}$	10.9	Central (mm)
13.7	7.5	Tangential (mm)
11.7	10.9	Radial (mm)
15.4		

Scan phantom position	Sensitivity (counts/s per MBq)
DNM QFOV centre	656.8
DNM max. rate in QFOV	848.4
S-SPECT	205.7

Discovery NM530c, Bocher et al, EJNMMI 2010

# Les gamma caméras à semi-conducteurs

- Les opportunités et les perspectives

- Imagerie multi-isotopique (grâce à la résolution en énergie fortement améliorée)
- Imagerie dynamique (grâce à la sensibilité)
- Examens plus rapides
- Réduction de la dose
- Généralisation à des caméras non dédiées



CardiArc®



LumaGem (sein)

...

# Les évolutions matérielles

Caméra Anger



1958

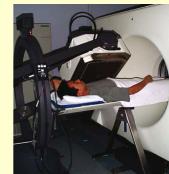
1962

TEMP



1976

TEMP/TDM Caméra CZT



TEMP/TEP



1984

TEP/TDM



2000

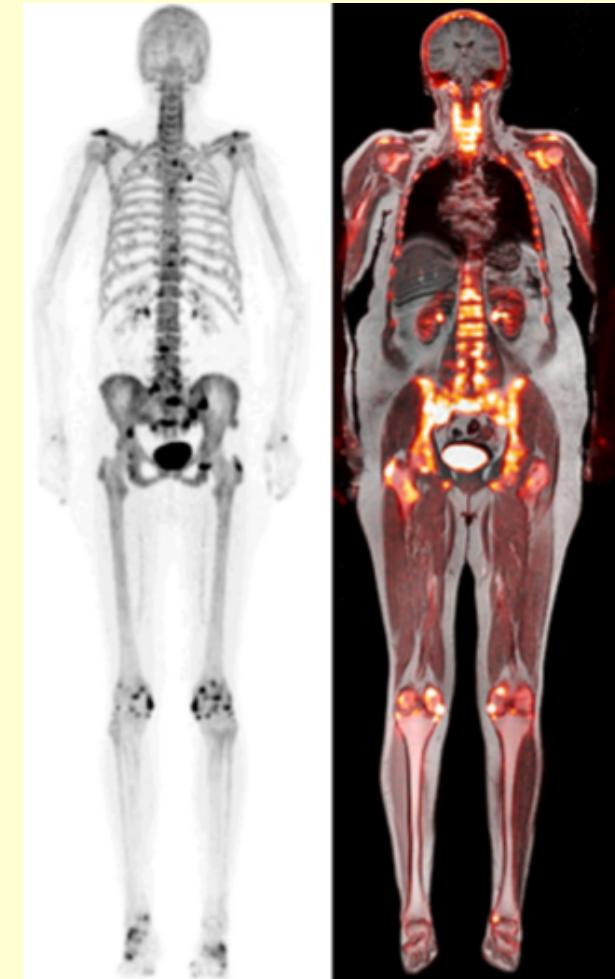
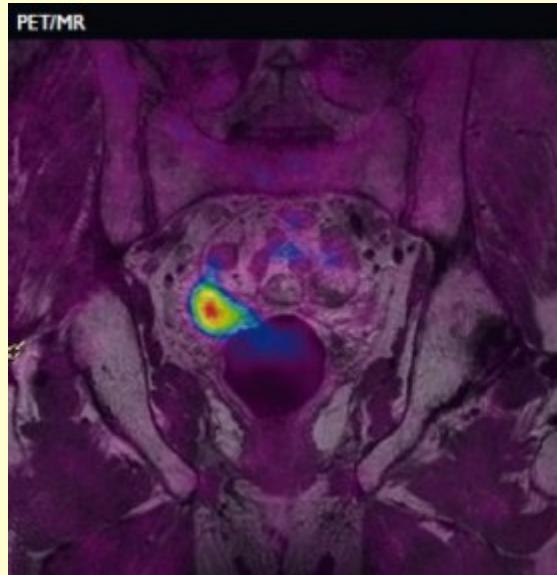
TEP/IRM



2008

# Les machines TEP-IRM

- L'élément de rupture : l'acquisition (quasi-) simultanée d'informations fonctionnelles et moléculaires de différentes natures couplées à la haute résolution anatomique de l'IRM, **en corps entier**



# Les machines TEP-IRM

- Le verrou levé : fonctionnement des éléments de la chaîne de détection TEP dans un champ magnétique

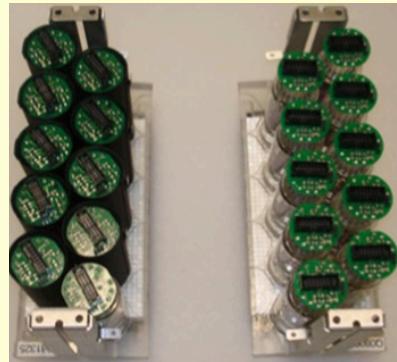
Blindage



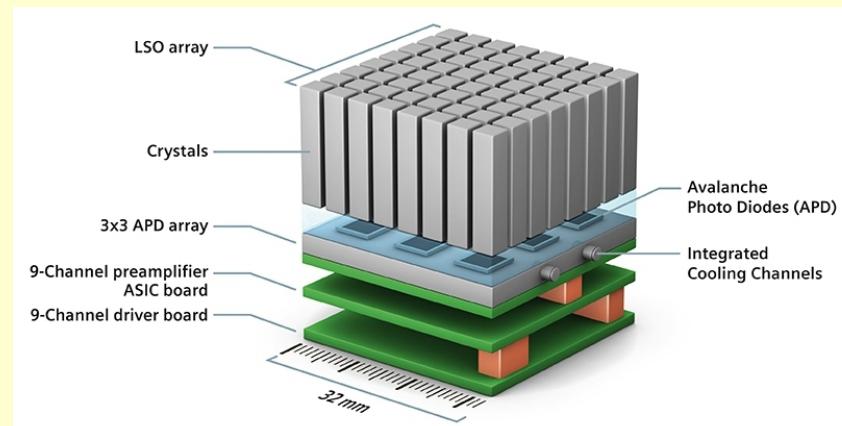
Blindage des TPM et calibration en présence du  $\vec{B}$

Dissociation des 2 machines  
et blindages spécifiques

Orientation des TPM



Kalemis et al, Magn Res Mat Phys 2012



Nouveaux types de détecteurs :  
photodiodes à avalanches (APD)

# Les machines TEP-IRM

- Les réalisations



Ingenuity TF, Philips



mMR, Siemens

# Les machines TEP-IRM

- Les performances

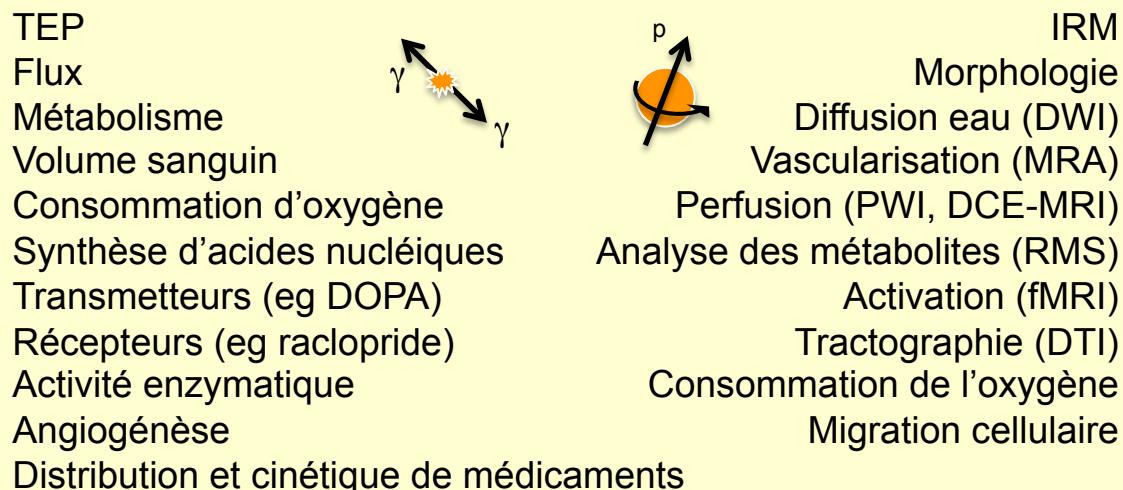
Parameter	Distance*	mMR	mCT
Specification			
Axial FOV (cm)		25.8	21.8
Ring diameter (cm)		65.6	84.2
Energy window (keV)		430–610	435–650
Coincidence window (ns)		5.9	B on
Spatial resolution (mm)			
Transverse	1	FWHM, 4.3 (4.3); FWTM, 7.9 (7.9)	FWHM, 4.4 ± 0.1; FWTM, 8.6 ± 0.1
Axial	1	FWHM, 4.3 (4.3); FWTM, 8.4 (8.4)	FWHM, 4.4 ± 0.1; FWTM, 8.7 ± 0.2
Transverse radial	10	FWHM, 5.2 (5.2); FWTM, 9.7 (9.8)	FWHM, 5.2 ± 0.0; FWTM, 9.4 ± 0.1
Transverse tangential	10	FWHM, 4.8 (4.8); FWTM, 11.9 (11.9)	FWHM, 4.7 ± 0.1; FWTM, 9.2 ± 0.1
Axial	10	FWHM, 6.6 (6.6); FWTM, 13.1 (13.1)	FWHM, 5.9 ± 0.1; FWTM, 10.9 ± 0.3
Sensitivity(kcps/MBq)	0	15.0 (15.0)	9.7 ± 0.2
	10	13.8 (13.8)	9.5 ± 0.1
Peak noise-equivalent count rate without direct random subtraction		183.5 kcps; 23.1 kBq/mL	180.3 ± 7.8 kcps; 28.3 ± 0.6 kBq/mL
Scatter fraction at clinical activities (%)		36.7	33.2 ± 0.7

Delso et al, JNM 2011

# Les machines TEP-IRM

- Les opportunités et les perspectives

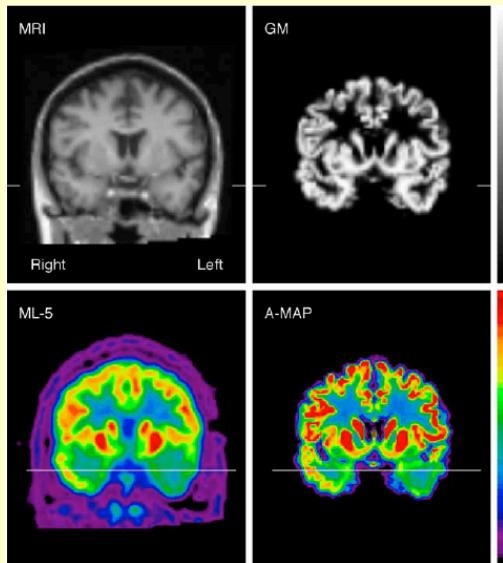
- Imagerie moléculaire multi-fonctionnelle + anatomie haute résolution
- Un changement de paradigme en imagerie : co-localisation d'un grand nombre de paramètres anatomiques et fonctionnels
- Réduction de la dose
- Des protocoles et méthodes d'interprétation quantitative à inventer pour exploiter au mieux la combinaison des 2 modalités



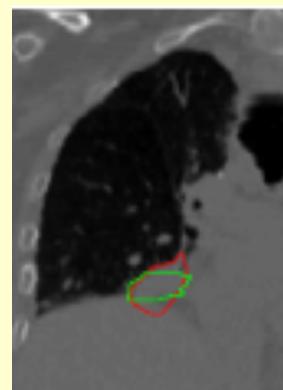
# Les machines TEP-IRM

- Les opportunités et les perspectives

- Des protocoles et méthodes d'interprétation quantitative à inventer pour exploiter au mieux la combinaison des 2 modalités



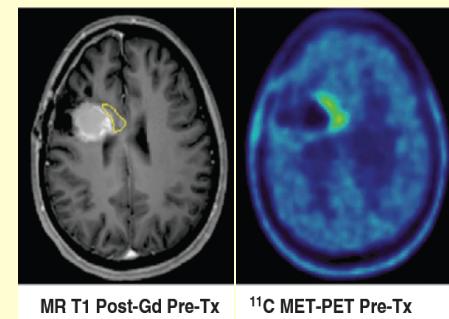
Reconstruction tomographique  
TEP guidée par l'IRM et  
quantification (correction de volume  
partiel, ...)



Segmentation  
de structures



Planification de  
traitement en  
radiothérapie

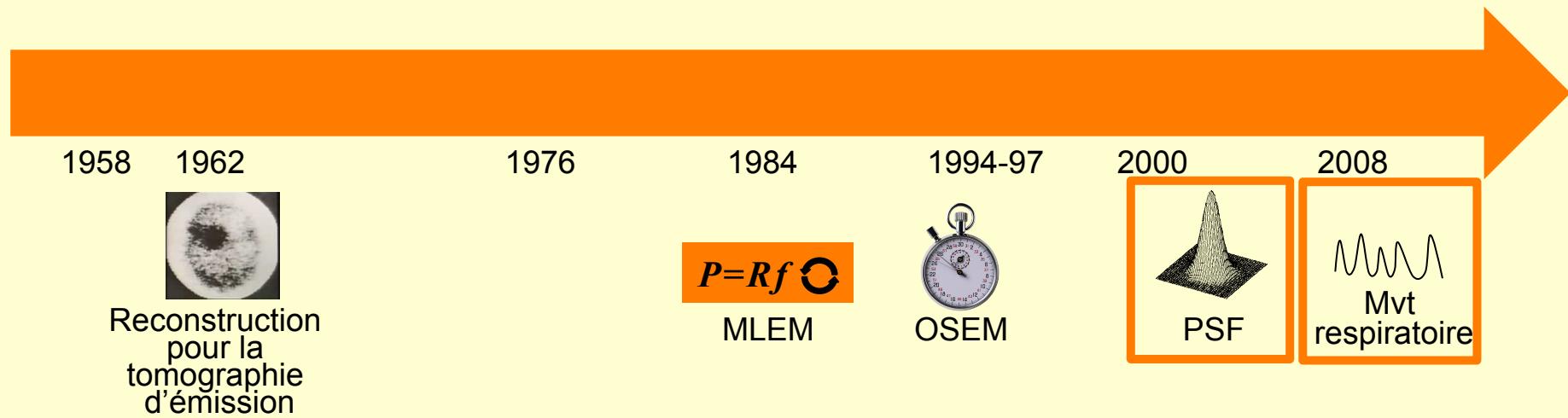


Caractérisation des  
discordances  
(mismatch)

- Identifier les applications en rupture

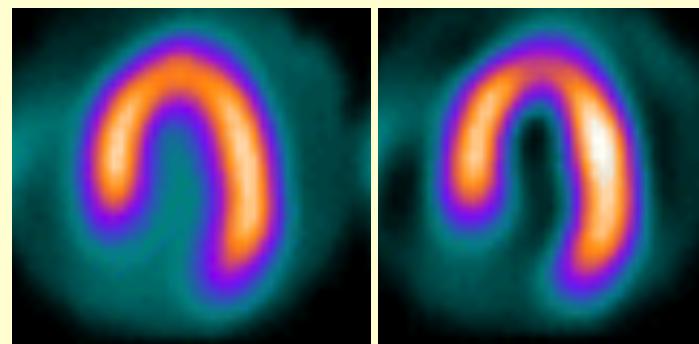
# Les évolutions logicielles

- De l'interprétation visuelle à l'interprétation quantitative

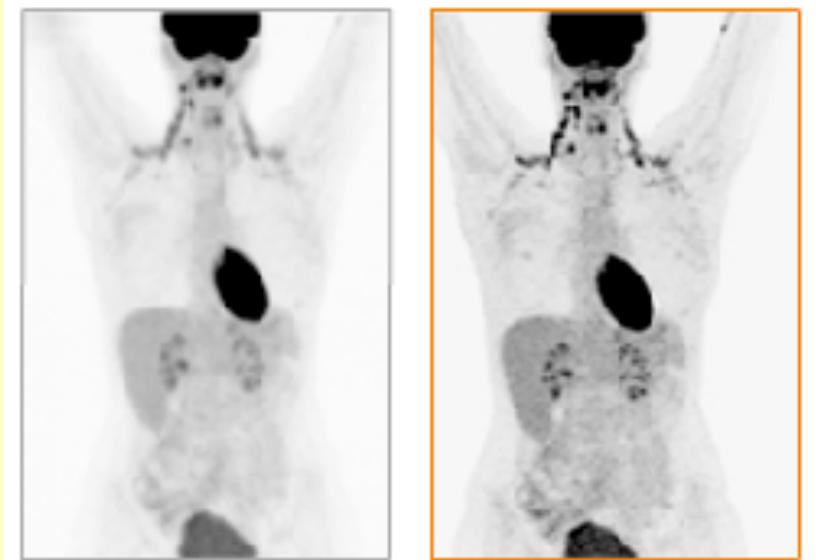


# La compensation de la fonction de réponse du détecteur

- L'élément de rupture : vers une imagerie TEMP et TEP haute résolution



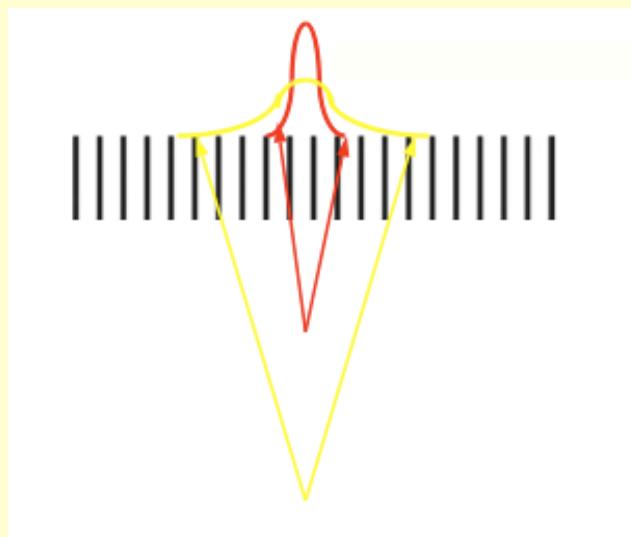
TEMP



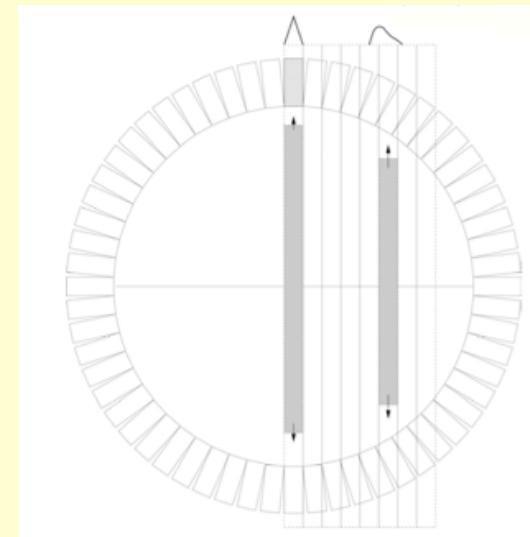
TEP

# La compensation de la fonction de réponse du détecteur

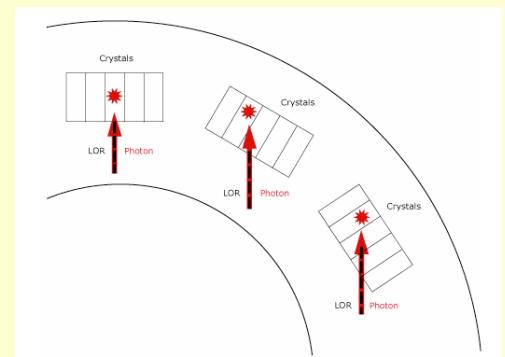
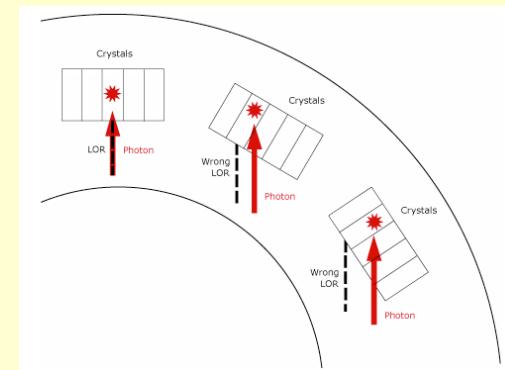
- Le verrou levé : une modélisation précise de la fonction de réponse des détecteurs dans la méthode de reconstruction tomographique itérative grâce à la puissance des calculateurs actuels



TEMP



TEP

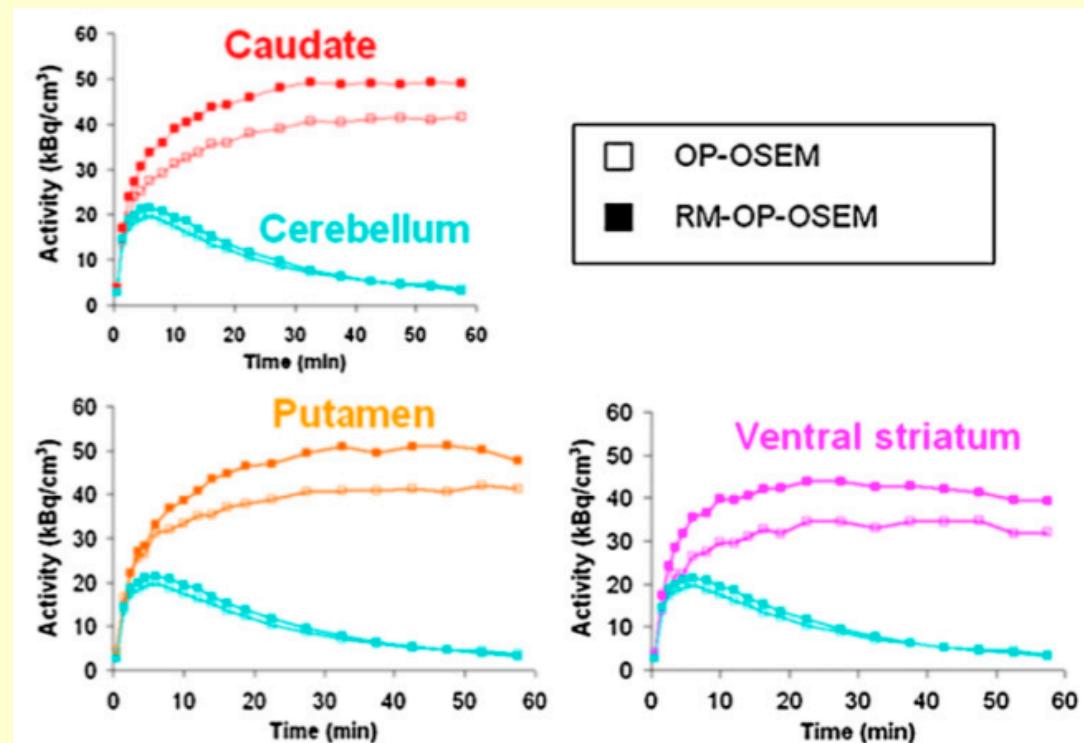
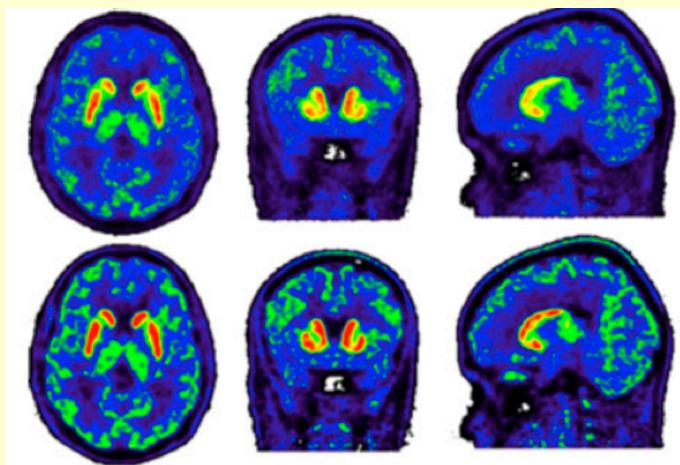


$$p = R_{att,psf} \cdot f$$

# La compensation de la fonction de réponse du détecteur

- Les performances

1. Rehaussement de contraste et de résolution spatiale
2. Réduction notable de l'effet de volume partiel : quantification plus précise



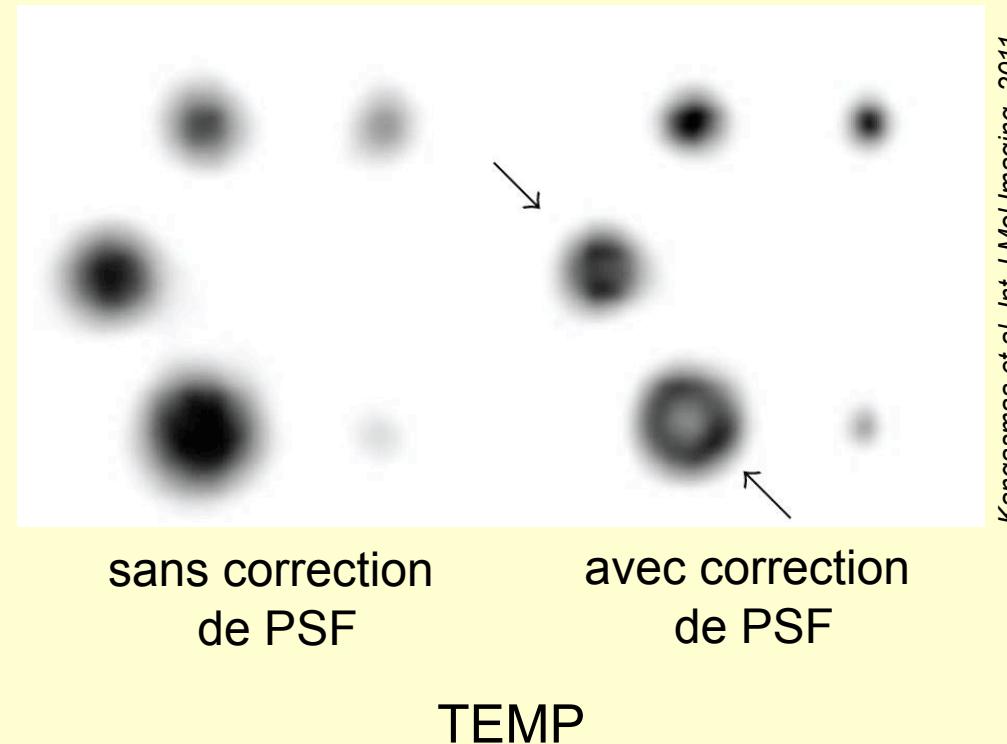
Sureau et al, JNM 2008

TEP

# La compensation de la fonction de réponse du détecteur

- Les opportunités et les perspectives

- Dépasser les limites de résolution imposées par la taille des détecteurs élémentaires
- Mais ... nécessité de résoudre les artefacts de Gibbs : nouveau verrou !

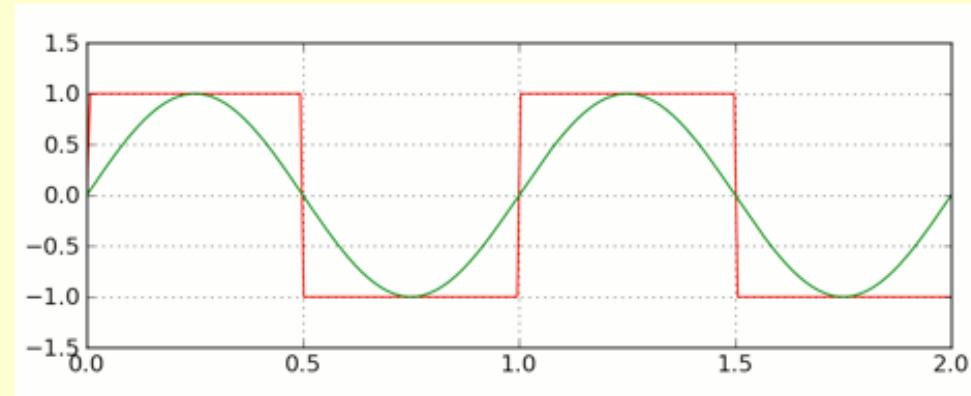


Kangasmaa et al, Int J Mol Imaging, 2011

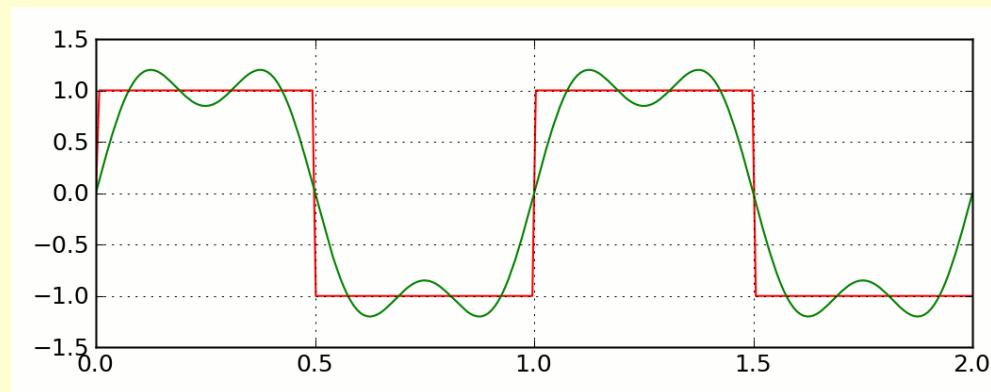
# La compensation de la fonction de réponse spatiale limitée

- Les opportunités et les perspectives

□ Mais ... nécessité de résoudre les artefacts de Gibbs : nouveau verrou !



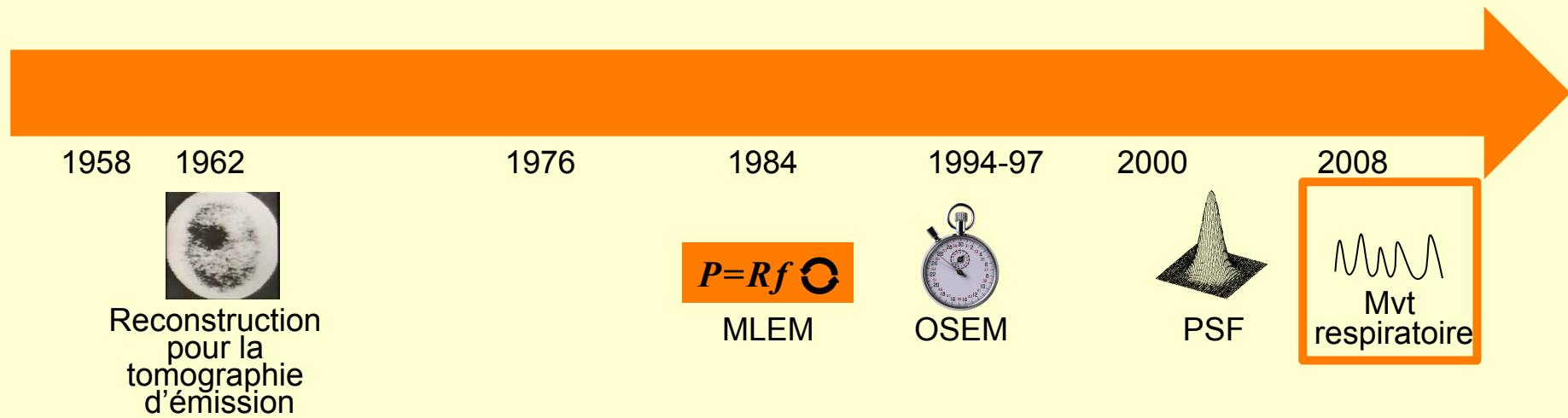
reconstruction classique, sans modélisation de la PSF



en modélisant la PSF, donc en restaurant des plus hautes fréquences

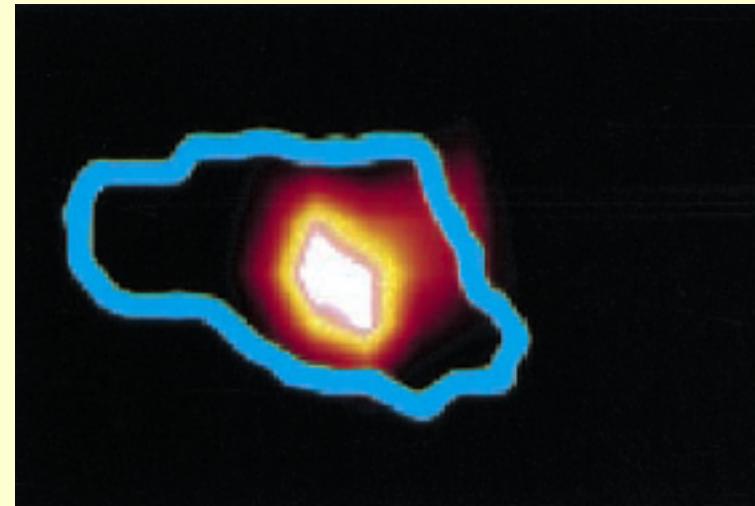
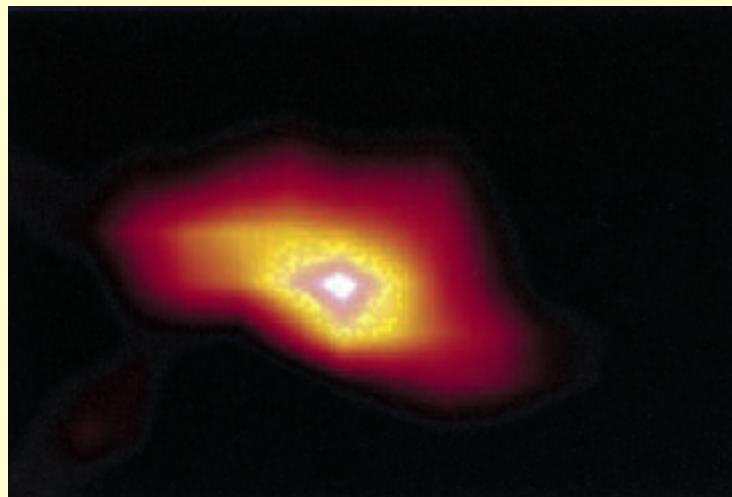
# Les évolutions logicielles

- De l'interprétation visuelle à l'interprétation quantitative



# La correction des mouvements physiologiques

- L'élément de rupture : vers des images non floues



Nehmeh et al, JNM 2002

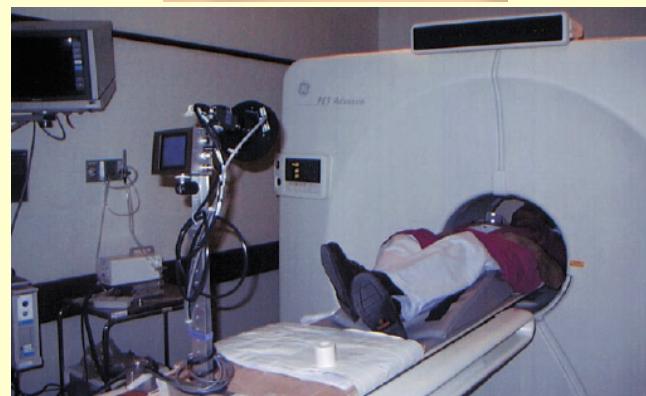
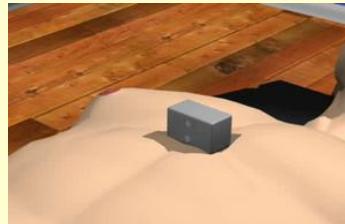
TEP

# La correction des mouvements physiologiques

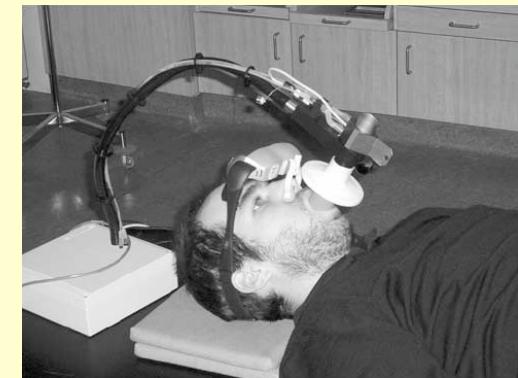
- Le verrou levé : la mesure du mouvement des organes et son intégration dans la reconstruction tomographique



AZ-773V, Anzai Medical

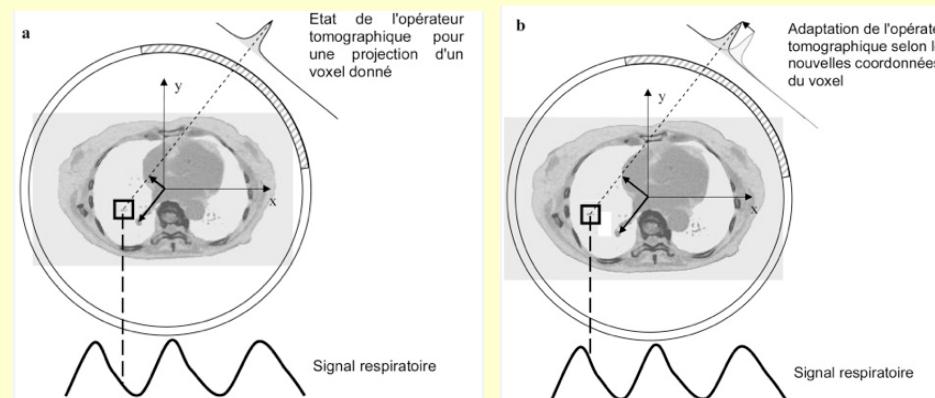


RPM



Spiromètre

$$p = R_{att,resp1} \cdot f$$



$$p = R_{att,resp2} \cdot f$$

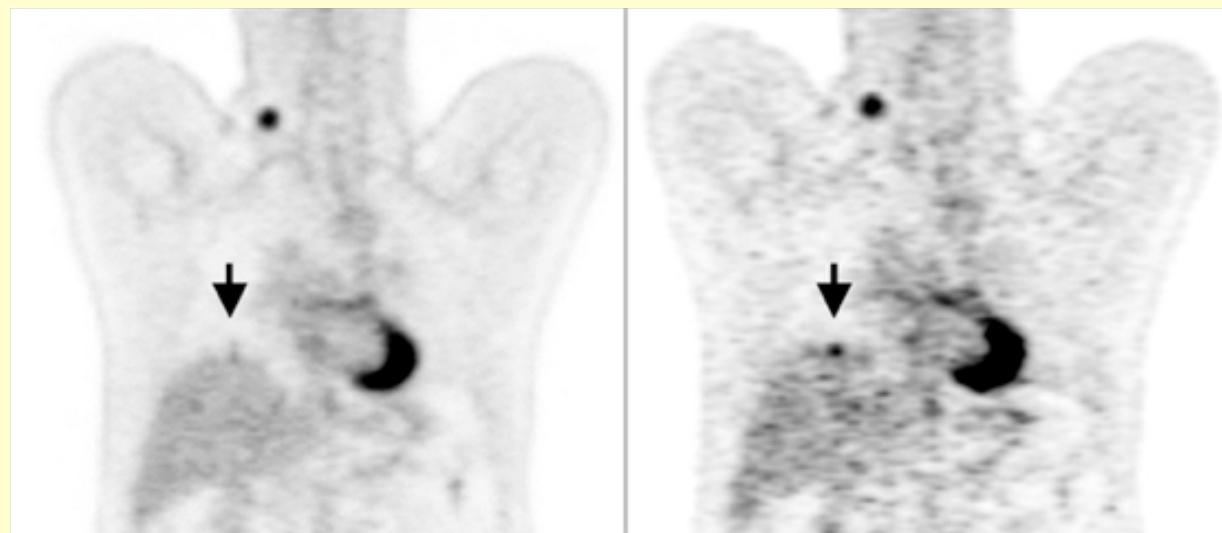
Daouk et al, Med Nucl 2013

# La correction des mouvements physiologiques

- Les performances

A confirmer, car

- estimation des mouvements internes des organes complexe
- problèmes de bruit liés au découpage du cycle respiratoire : régularisation nécessaire
- mouvement respiratoire très irrégulier



## Conclusion

---

- De nombreuses avancées récentes, aussi bien en instrumentation qu'en traitement du signal
- TOF, TEMP et TEP précliniques, machines dédiées, reconstruction tomographique régularisée, etc...
- Chaque pas franchi appelle de nouveaux défis vers de meilleures résolution, sensibilité, quantification
- Encore des défis complexes : effet de volume partiel, imagerie dynamique, mesure de la fonction d'entrée, bruit

Il reste encore beaucoup de chemin à parcourir,  
mais les avancées déjà réalisées sont considérables

# Remerciements

---

Didier Benoit, MSc  
Samuel Burg, PhD  
Claude Comtat, PhD  
Albertine Dubois, PhD  
Pauline Huet, MSc  
Sébastien Jan, PhD  
Fanny Orlhac, MSc  
Yolanda Prezado, PhD  
Charlotte Robert, PhD  
Michaël Soussan, PhD

Anciens : Simon Stute, Jacques Antoine Maisonobe,  
Hatem Necib, Perrine Tylski, Niklas Rehfeld

Collaborateurs : Institut Jules Bordet Bruxelles,  
Hôpital Avicenne, Hôpital Bichat, HIA Val de Grâce, CHU Nantes,  
Centre Henri Becquerel Rouen,...