

DE LA RECHERCHE À L'INDUSTRIE



www.cea.fr

CHOIX DE MÉTHODES ALGORITHMIQUES POUR AMÉLIORER LA QUALITÉ DE L'IMAGE ACQUISE EN IMAGERIE NUCLÉAIRE

CLAUDE COMTAT
IMIV, CEA/SHFJ
ORSAY

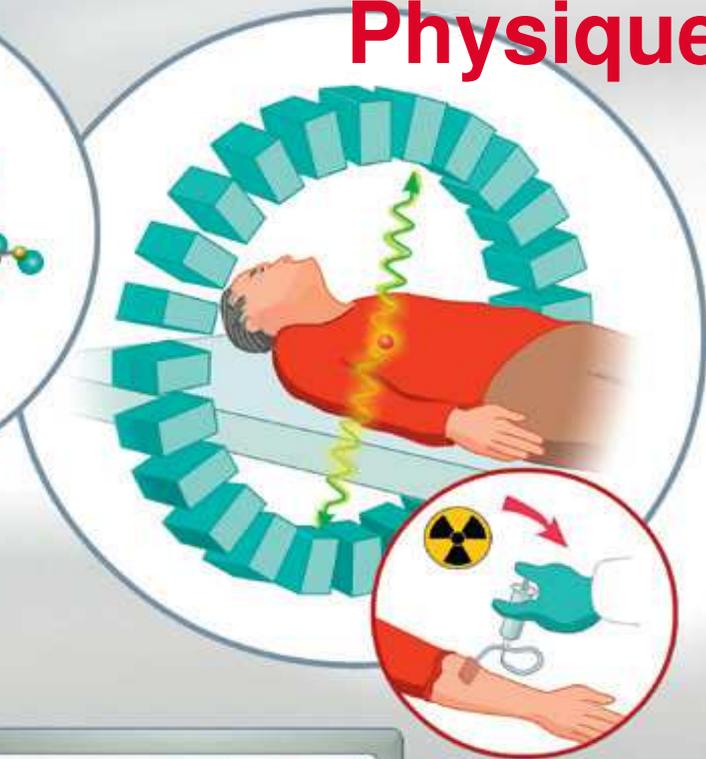
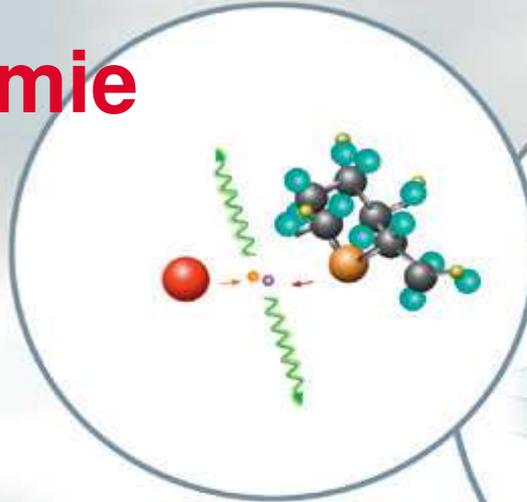
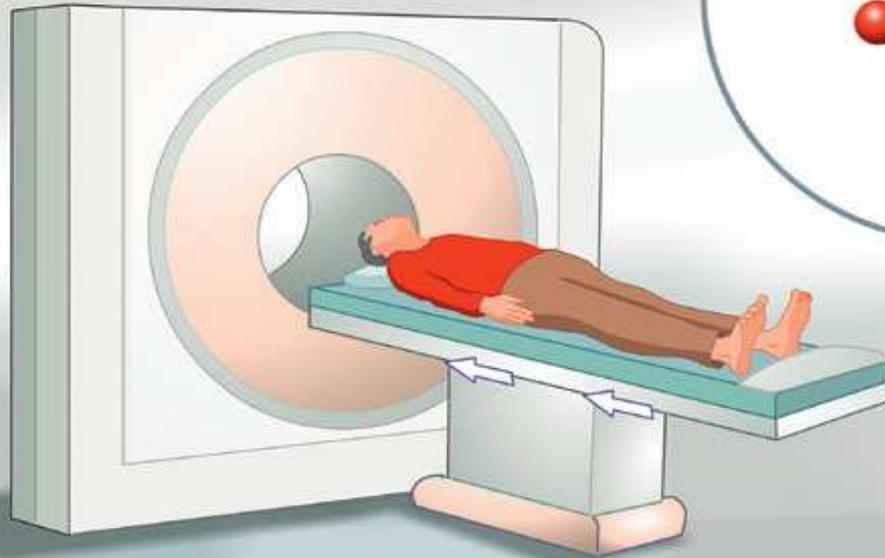
**RADIODIAGNOSTIC ET IMAGERIE MÉDICALE :
QUELS BESOINS DE RADIOPROTECTION POUR LES
PATIENTS ? »**

Journée Technique SFRP – 26 septembre
2017 – Paris (Espace Van Gogh)

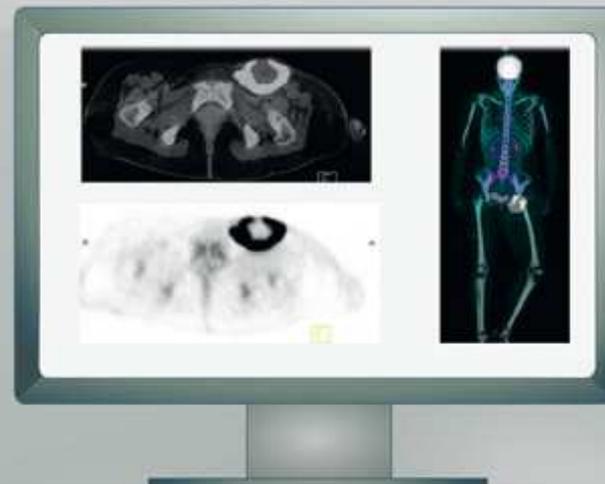
TOMOGRAPHIE PAR ÉMISSION DE POSITONS

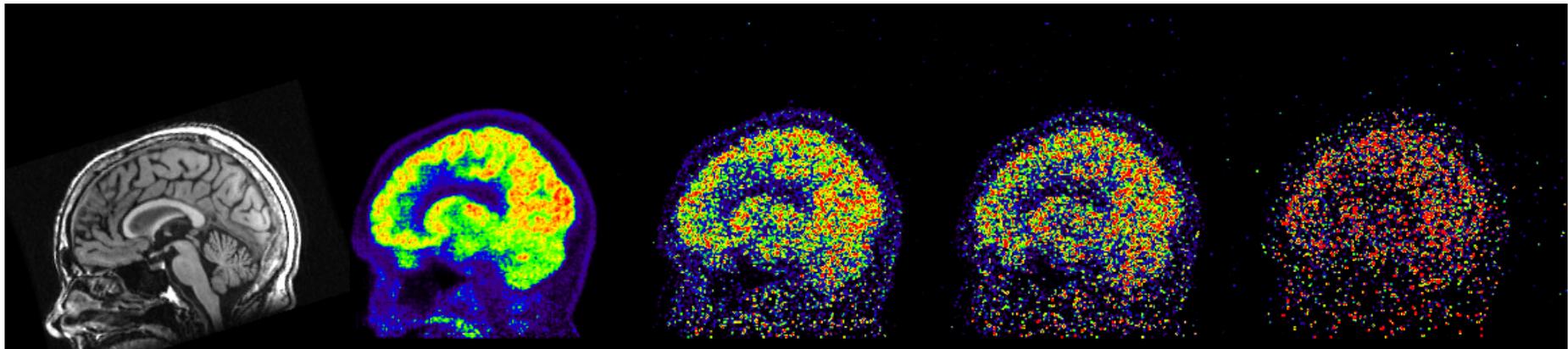
Chimie

Physique



Traitement de l'information





MRI

Full dose

1/30

1/60

1/360

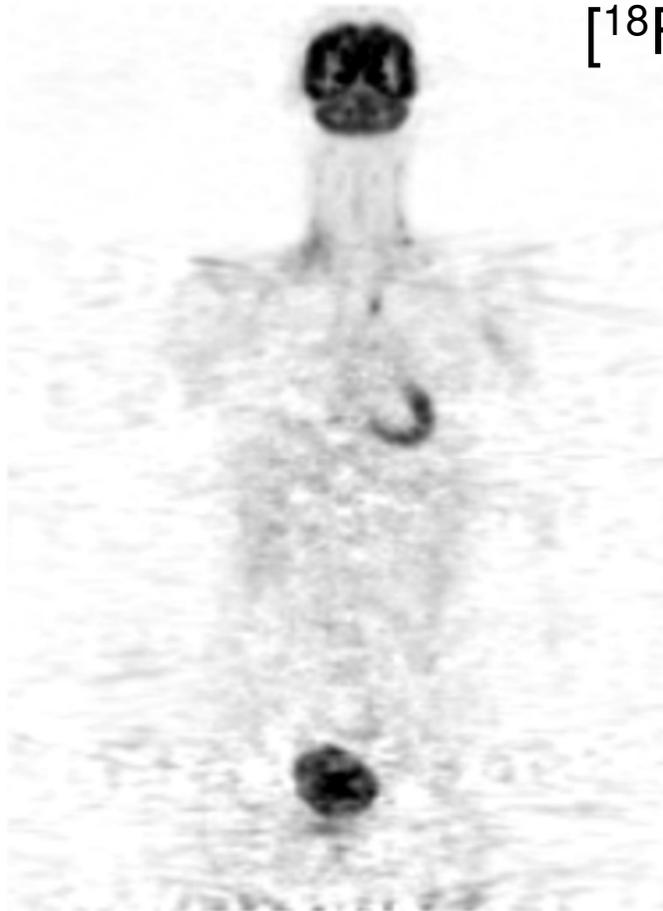
[¹⁸F]-FDG

Augmentation du rapport signal-sur-bruit dans les images

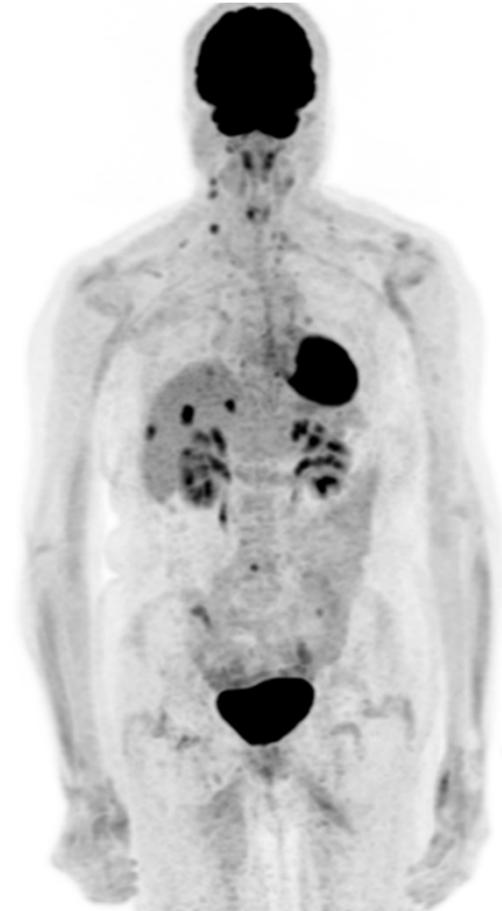
- Développements instrumentaux / amélioration sensibilité des détecteurs
 - Pouvoir d'arrêt du détecteur
 - Angle solide de détection
 - Résolution temporelle : temps mort, temps de vol
- Développements algorithmiques / Application de méthodes innovantes en traitement de l'information
 - Prétraitement des données
 - Post-traitement des données
 - Algorithmes de reconstruction tomographique des données

GAIN EN QUALITÉ D'IMAGE EN 20 ANS

[¹⁸F]-FDG



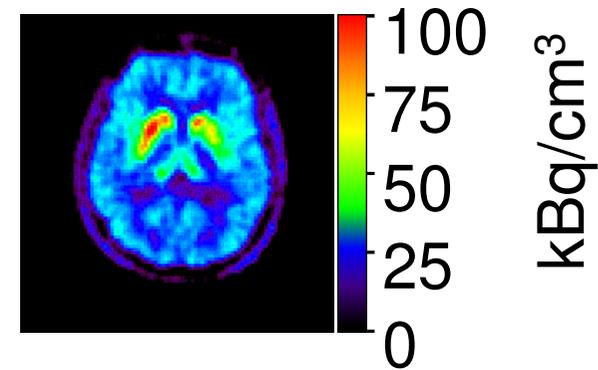
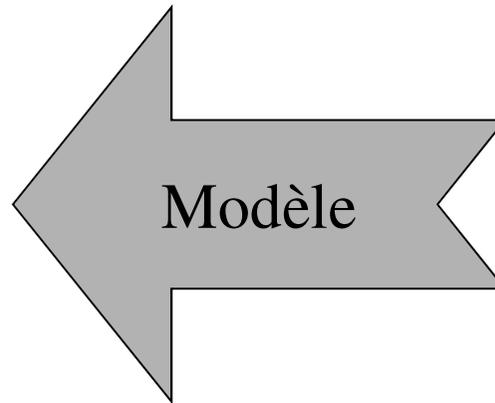
1996
60 minutes
700 MBq



2016
10 minutes
200 MBq



Données acquises



Image

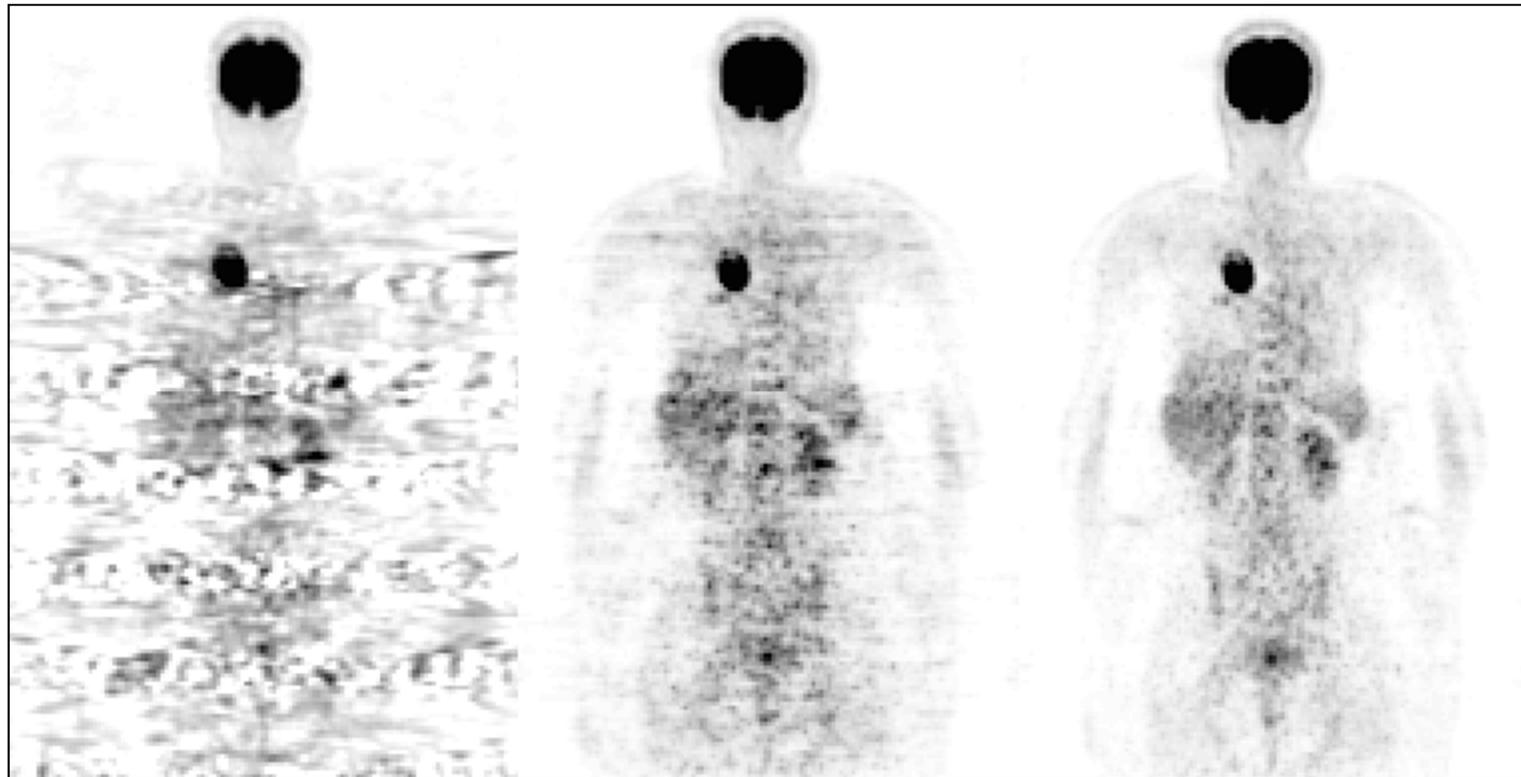
Reconstruction : problème inverse

Améliorer le réalisme du modèle améliore la qualité de l'image

Complexifier le modèle complexifie son inversion

Prise en compte du bruit statistique

[¹⁸F]-FDG



Modèle bruit

sans
FBP

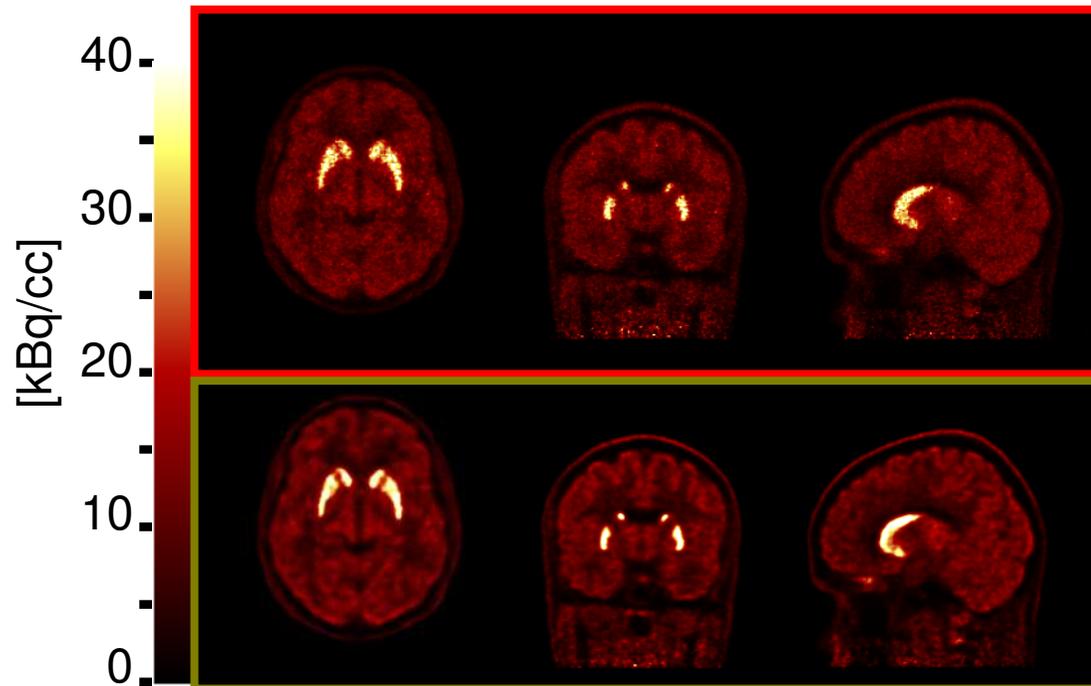
approximatif
MLEM

réaliste
OP-MLEM

Améliorer le réalisme du modèle améliore la qualité de l'image

Complexifier le modèle complexifie son inversion

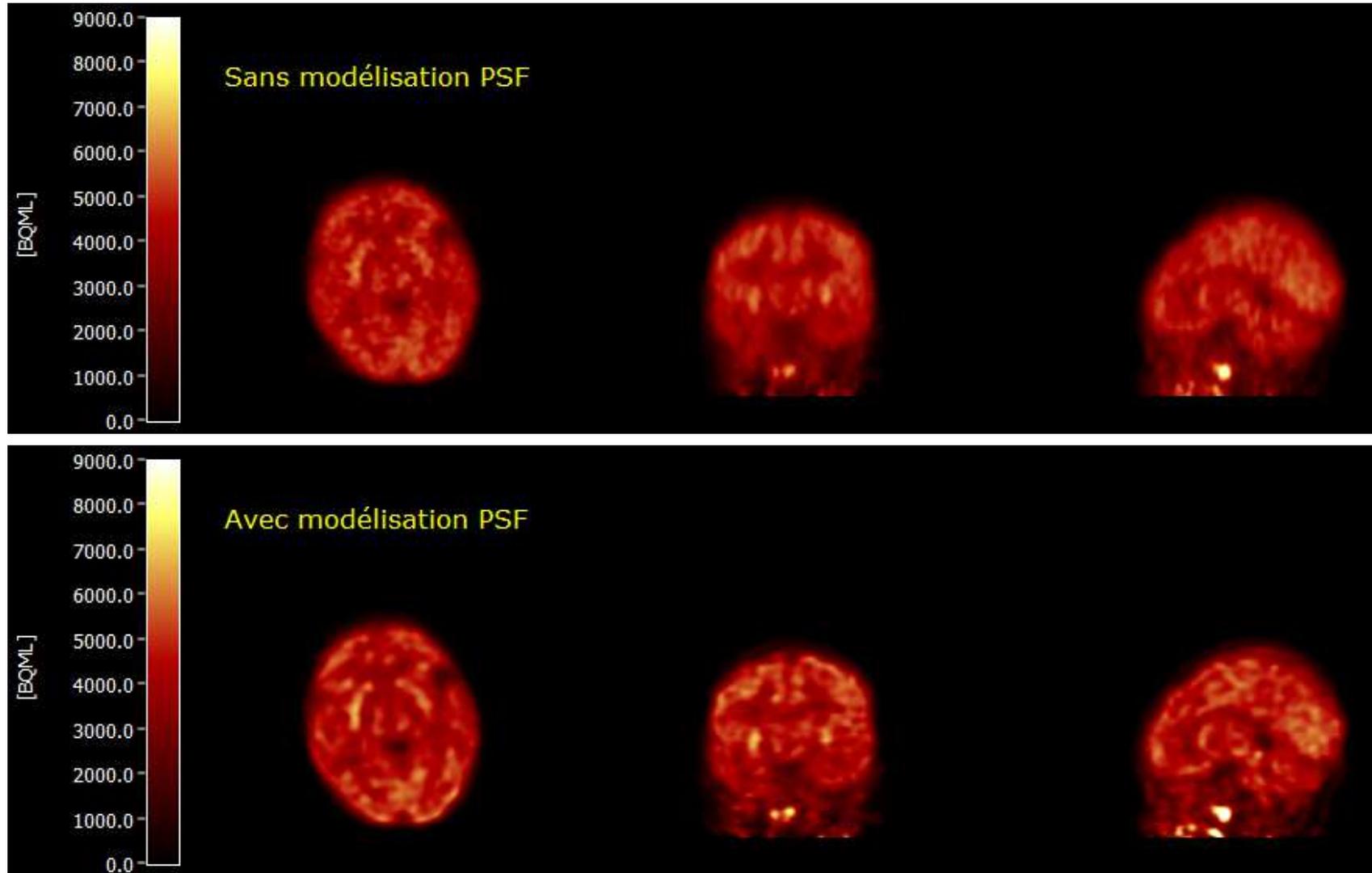
Prise en compte de la résolution du détecteur (PSF)



Sans modèle de résolution
OP-MLEM

Avec modèle de résolution
PSF-OP-MLEM

[¹¹C]-PE2I (DAT)



[¹⁸F]-FDG cérébral (épilepsie), pédiatrie

60 y M
Bilan initial
Cancer poumon
MIP

[¹⁸F]-FDG

SUVmax 11,3
SUVpeak 8,3



SUVmax 3,4
SUVpeak 1,7

PET/MR @ 90 min
3 min/lit
Sans PSF

SUVmax 11,9
SUVpeak 8,6



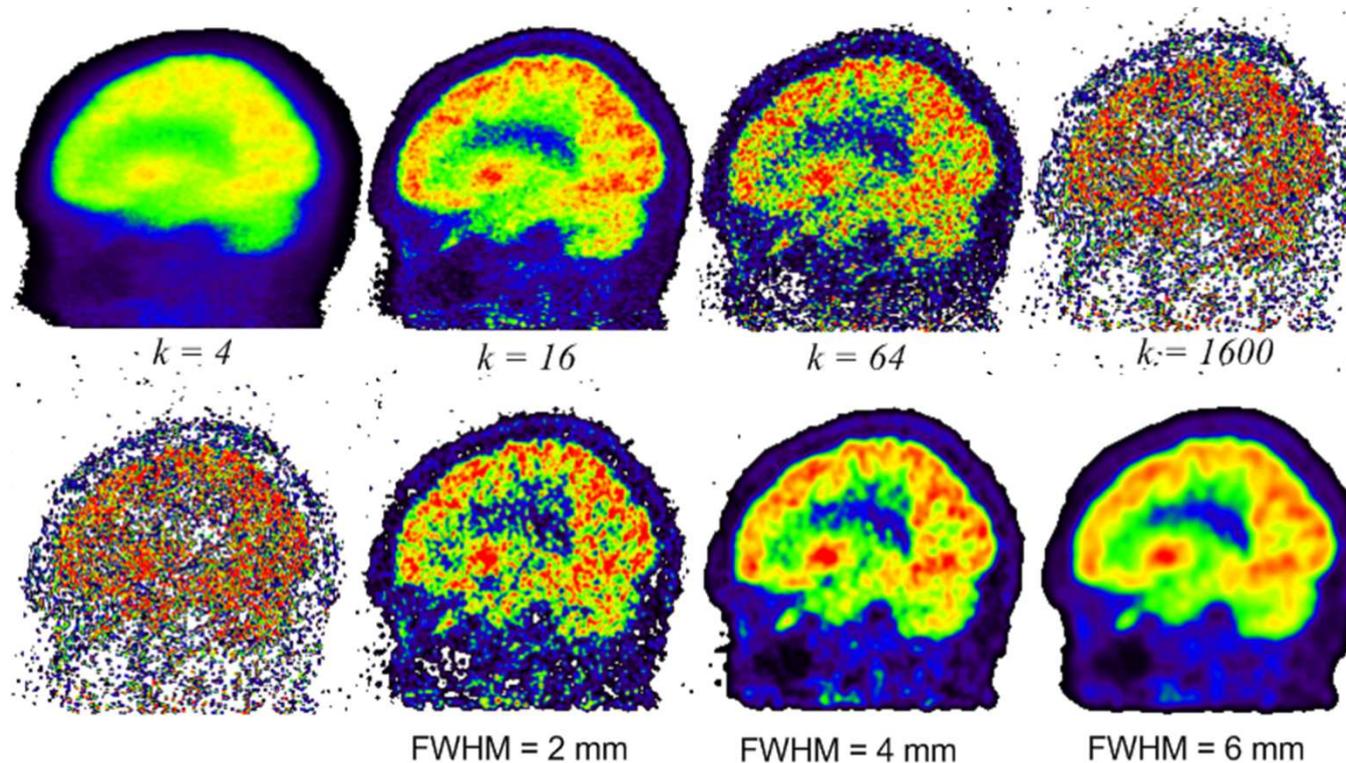
SUVmax 4,2
SUVpeak 1,9

PET/MR @ 90 min
3 min/lit
Avec PSF

La solution MLEM est bruitée car les données sont bruitées

La solution n'est pas forcément la solution la plus désirable

- Arrêter MLEM avant converge
- Lisser l'image reconstruite



La solution MLEM est bruitée car les données sont bruitées
La solution n'est pas forcément la solution la plus désirable

- Régulariser durant la reconstruction

Maximum a posteriori (MAP)

=

ML pénalisé (PML)

$$\hat{\lambda}_{\text{MAP/PML}} = \arg \max_{\lambda} (L(\lambda) - \beta U(\lambda))$$

Estimation de l'image

Terme d'attache
aux données

Terme d'attache à l'*a priori* / terme de
pénalisation

Pondération

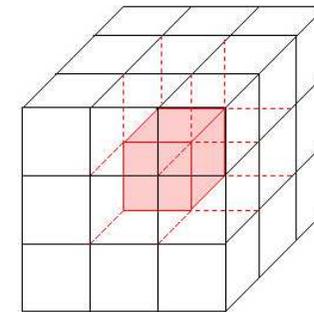
Maximum a posteriori (MAP) / ML pénalisé (PML)

$$\hat{\lambda}_{\text{MAP/PML}} = \arg \max_{\lambda} (L(\lambda) - \beta U(\lambda))$$

A priori : Image lisse par morceaux



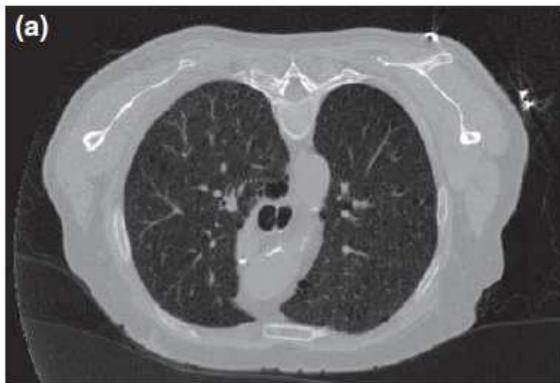
Pénaliser les fortes variations d'intensité entre voxels voisins, tout en préservant des discontinuités



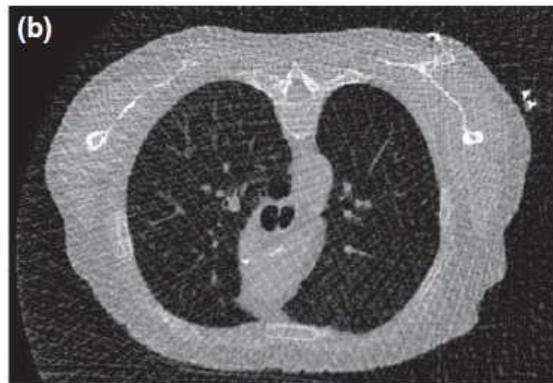
\mathcal{N}_j

$$\hat{\lambda}_{\text{MAP/PML}} = \arg \max_{\lambda} \left(L(\lambda) - \beta \sum_{j=1}^M \left(\sum_{k \in \mathcal{N}_j, k > j} V(|\lambda_j - \lambda_k|) \right) \right)$$

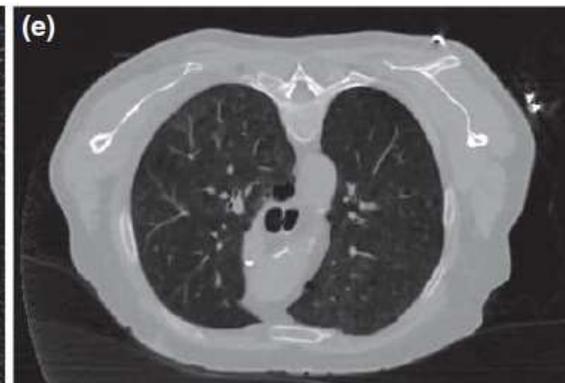
Hao Zhang *et al.*, *Applications of nonlocal means algorithm in low-dose X-ray CT image processing and reconstruction: A review*, MP 44 (2017), 1168-1185.



FBP
1160 projections

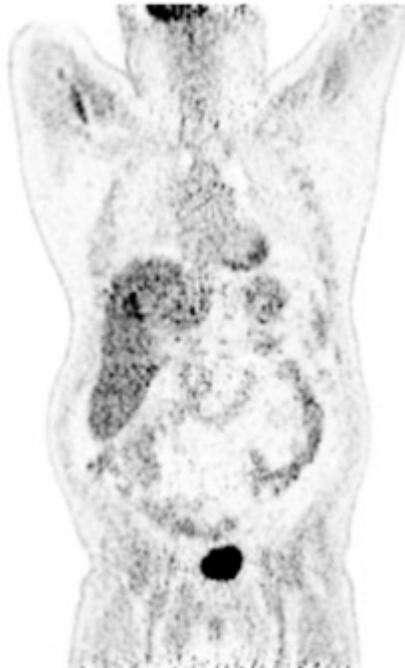


FBP
145 projections



PWLS-adaptativeNLM
145 projections

Eugene J. Teoh *et al.*, *Phantom and Clinical Evaluation of the Bayesian Penalized Likelihood Reconstruction Algorithm Q.Clear on an LYSO PET/CT System*, JNM **56** (2015), 1447-1452.



OSEM PSF

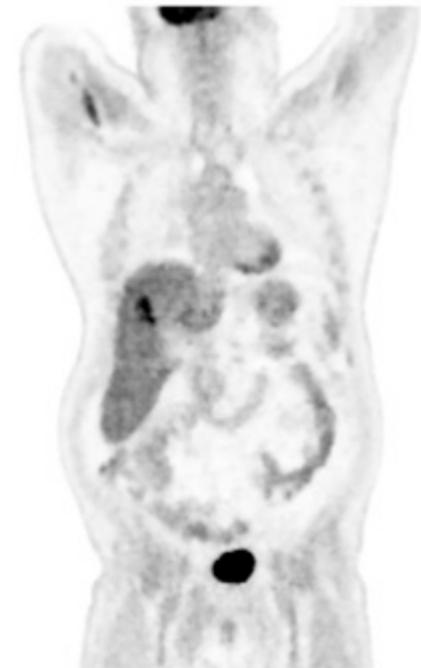
MLEM
Sans *a priori*



B300



B400



B500

MAP = PML, diverses pondérations β de *l'a priori* / pénalité
Pénalité sur la différence relative entre voxels voisins

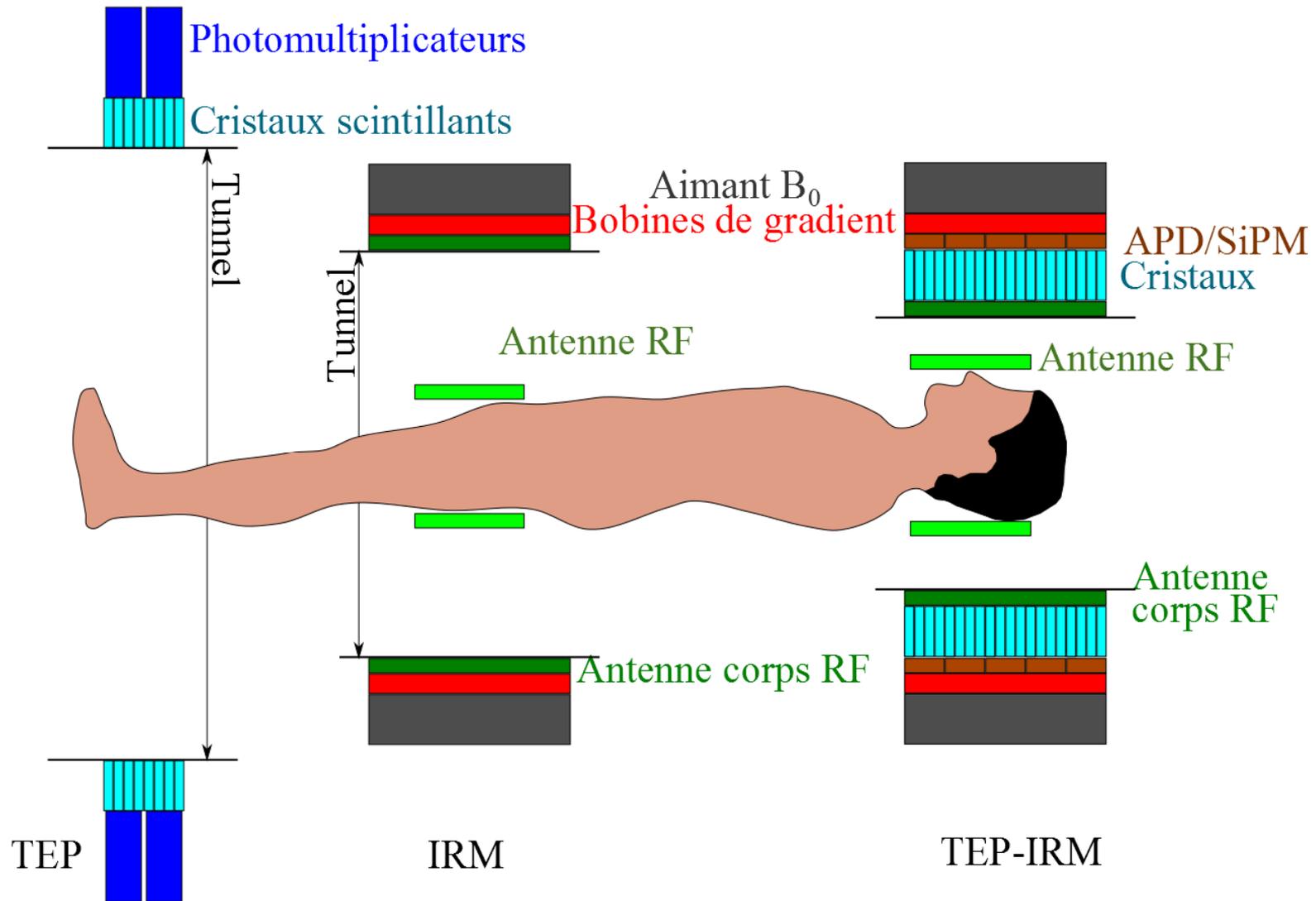
Avantages de l'IRM par rapport au TDM comme modalité complémentaire au TEP

- caractérisations des tissus mous
 - petit bassin
 - cerveau
 - lésions osseuses
- possibilité de réaliser des examens complémentaires durant la même séance
 - diffusion
 - perfusion
 - IRMf

Difficultés

Interaction IRM et détecteurs TEP: champ magnétique statique intense (quelques Tesla), émission d'ondes RF, commutation rapide de gradients

DÉVELOPPEMENTS INSTRUMENTATION TEP-IRM



TEP-IRM INTÉGRÉS



Biograph mMR, Siemens
APD



SIGNA PET-MR, GEHC
SiPM

TEP-IRM, GE SIGNA PET/MR

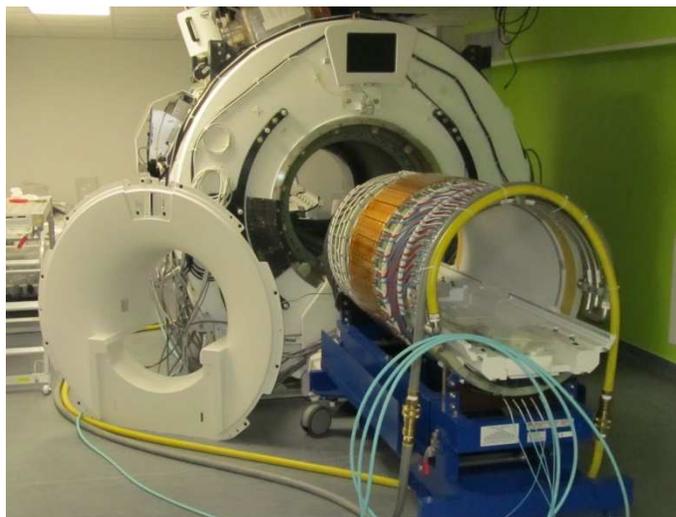
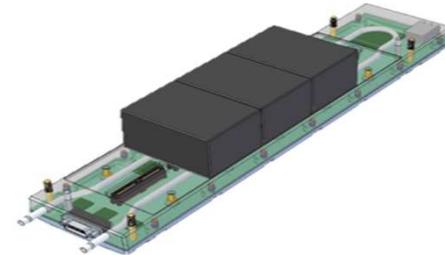
Unit:
 16×9 crystals

LYSO
 $4.0 \times 5.3 \times 25$

SiPM



Module: 5 units



28 modules



NEMA NU 2-2007	SiPM		PMT
	SIGNA PET/MR	Discovery MI PET/CT	Discovery 690/710 PET/CT
Axial FOV [cm]	25	20	15.7
Ring diameter [cm]	62.4	74.4	81.0
Average sensitivity [cps/kBq]	22.9	13.7	7.4
Peak NECR [kcps]	214.8	193.4	139.1
Peak NECR activity [kBq/mL]	17.6	21.9	29.0
Rad. resolution at 1 cm [mm]	4.46	4.10	4.70
Tang. resolution at 1 cm [mm]	4.08	4.19	4.70
Axial resolution at 1 cm [mm]	5.35	4.48	4.74
Timing resolution [ps]	390	375.4	544.3
Energy resolution [%]	10.5	9.40	12.4

TEP 2015(-IRM) VS TEP 2007 (-TDM), ILLUSTRATION

Takayasu arteritis, mammary gland nodule



*Biograph 6
TruePoint with
TrueV, 2007*
8.1 cps/kBq
156 kcps @
31 kBq/ml
No ToF
No PSF
4.1mm × 4.7mm

**MIP PET/CT
63 min post IV**



*SIGNA PET/MR,
2015*
23.8 cps/kBq
226 kcps @
18 kBq/ml
ToF
PSF
4.2mm × 6.0mm

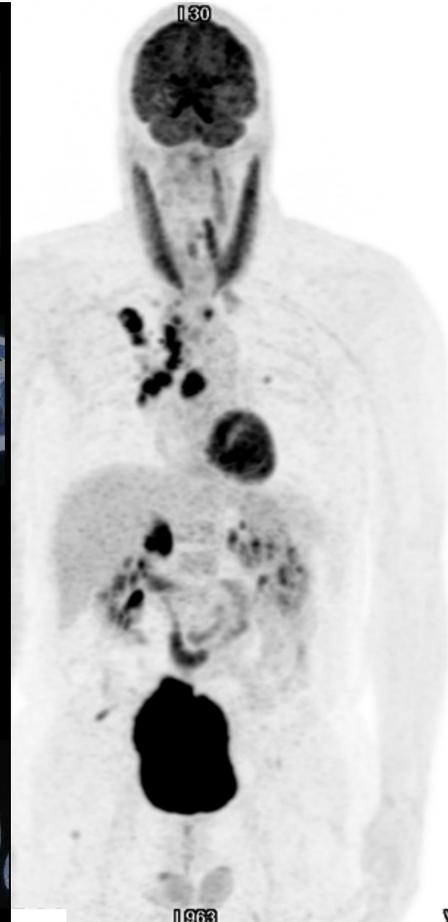
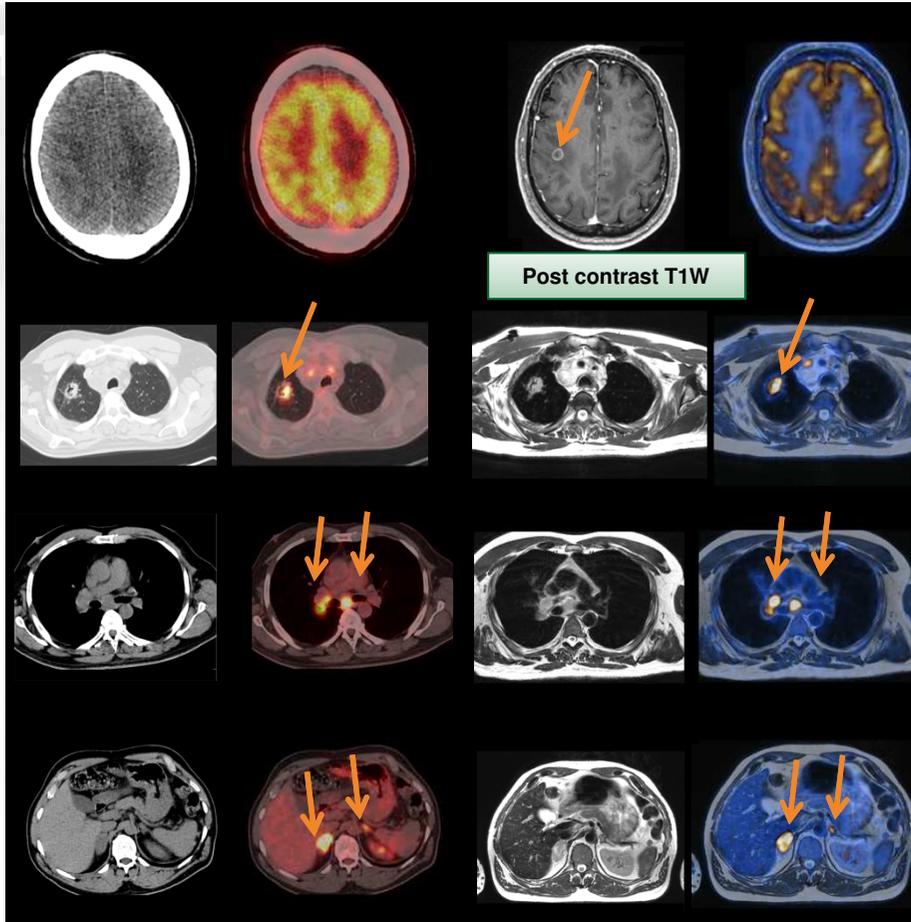
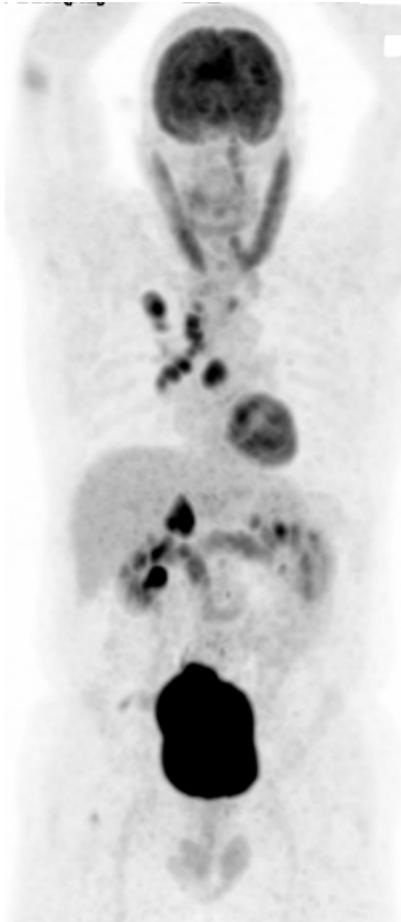
**MIP PET/MR
109 min post IV**

TEP-IRM : ILLUSTRATION

Stadification cancer pulmonaire: métastases cérébrales, médiastinales et surrénaliennes

PET/CT

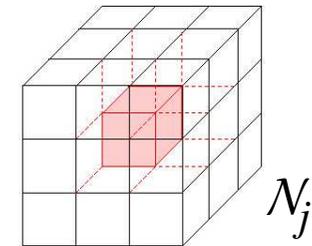
PET/MR T2W



A priori : Image lisse par morceaux

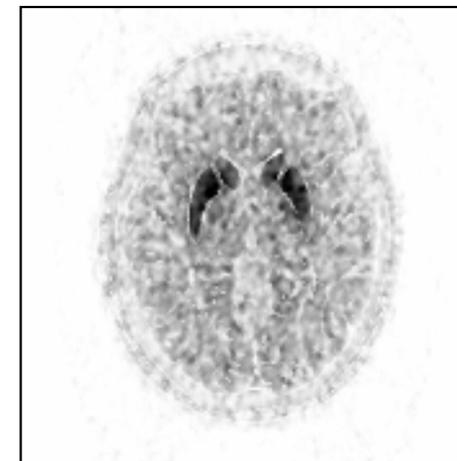
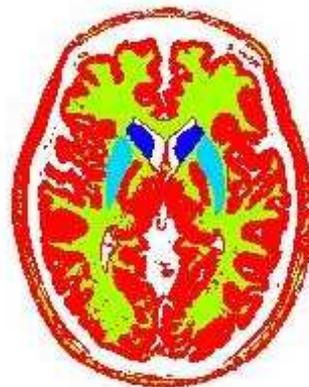


Pénaliser les fortes variations d'intensités entre voxels voisins d'une même structure anatomique

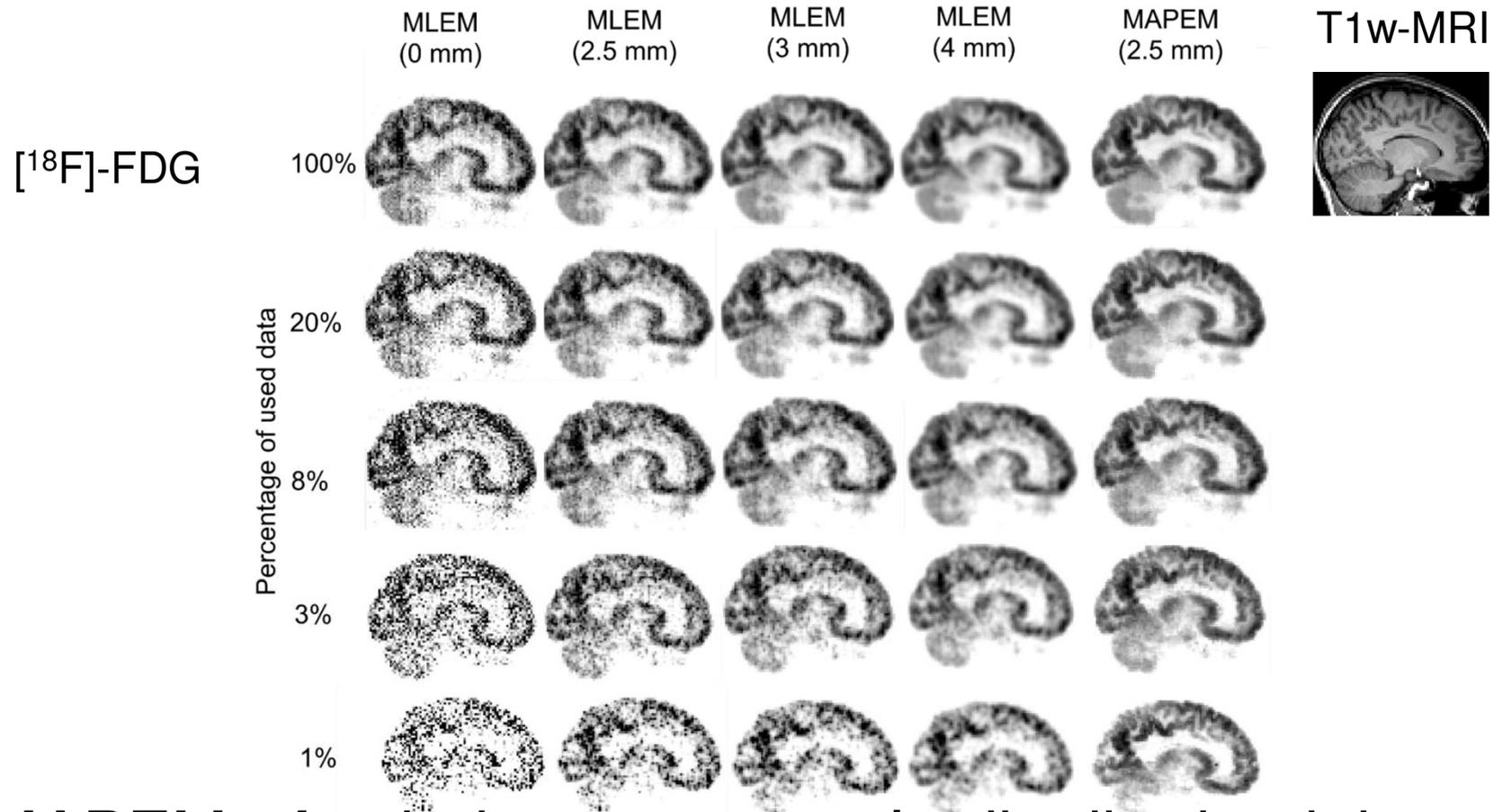


voxels j et k appartiennent à deux structures anatomiques différentes : $\omega_{jk} = 0$

$$\hat{\lambda}_{\text{MAP/PML}} = \arg \max_{\lambda} \left(L(\lambda) - \beta \sum_{j=1}^M \left(\sum_{k \in \mathcal{N}_j, k > j} \omega_{jk} V(|\lambda_j - \lambda_k|) \right) \right)$$



Abolfazi Mehranian *et al.*, *PET image reconstruction using multi-parametric anato-functional priors*, *PMB* **62** (2017), 5975-6007.



MAPEM: *A priori* reposant sur la distribution jointe des images TEP et IRM

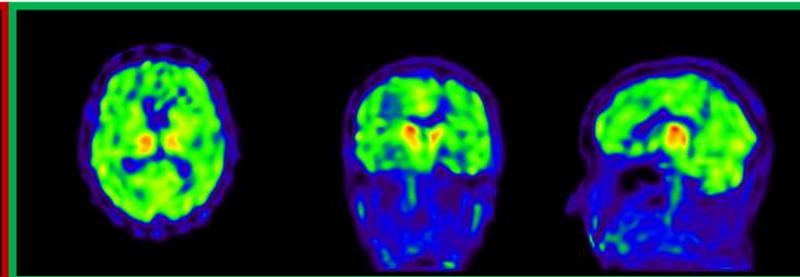
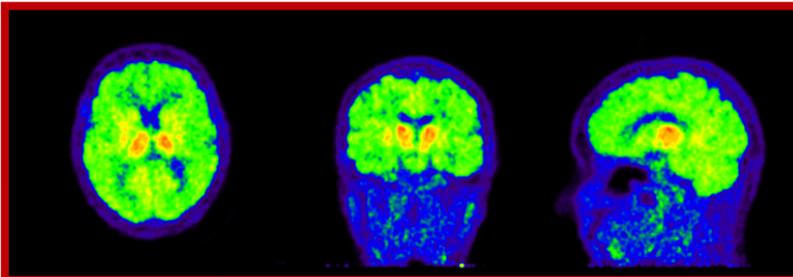
- Détecteurs numériques à base de SiPM
- Amélioration résolution temps-de-vol, <100 ps ?
- TEP-IRM n'a pas vocation à remplacer les TEP-TDM ?
- Reconstructions bayésiennes, émergence en clinique

$$\hat{\lambda}_{\text{MAP}} = \arg \max_{\lambda} (\log p(\lambda | \mathbf{y})) = \arg \max_{\lambda} (\log p(\mathbf{y} | \lambda) + \log p(\lambda))$$

Reconstruction pleinement bayésienne : estimer la distribution complète a posteriori $p(\lambda | \mathbf{y})$

- Incertitudes / intervalles de crédibilité
- Robustesse aux faibles doses ?

1/1
MLEM



1/30
BNP

Commissariat à l'énergie atomique et aux énergies alternatives
Centre de Saclay | 91191 Gif-sur-Yvette Cedex
T. +33 (0)1 69 86 77 02 | F. +33 (0)1 69 86 77 68

Direction de la Recherche Fondamentale
Institut des Sciences du Vivant Frédéric Joliot
Service Hospitalier Frédéric Joliot

Etablissement public à caractère industriel et commercial | RCS Paris B 775 685 019