



# Quantification des images

**Jeudi 19 avril 2012**



**Pierre Malick Koulibaly**

Physicien Médical

Centre Antoine Lacassagne – Nice



# Sommaire...Sommaire...Sommaire...

## **I-** Introduction au problème de la quantification

- ✓ définition et objectifs
- ✓ les obstacles à la quantification
- ✓ les facteurs physiques de dégradation des images (atténuation diffusion...)
- ✓ l'influence du mouvement (fortuit, respiratoire, cardiaque)

## **II-** Exemples de quantification **relative** en médecine nucléaire

## **III-** Exemples de quantification **absolue** en médecine nucléaire

- ⇒ examens TEP au 18FDG
- ⇒ éléments de réflexions sur la mesure d'un volume en médecine nucléaire

# Quantifier ?

Quantifier, c'est **extraire une grandeur numérique** d'une image.

Autrement dit, c'est obtenir une mesure :

- nombre de coups dans une région d'intérêt (ROI, Region Of Interest)
- calcul de la fraction d'éjection du ventricule gauche (FEVG)
- détermination de la valeur de la fixation du  $^{18}\text{F}$ FDG pour les examens TEP

## 1- Quantification **relative**

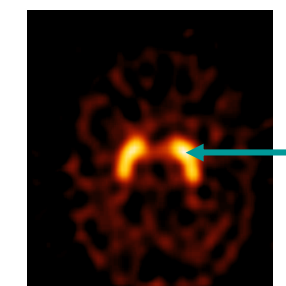
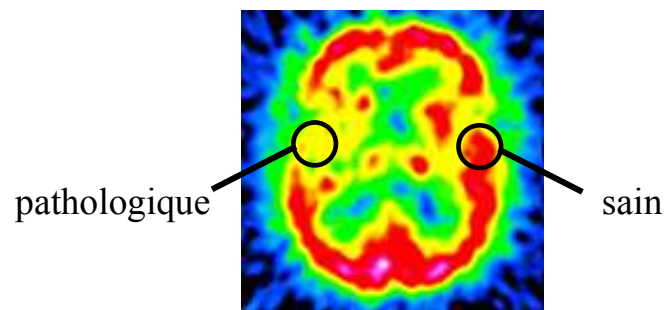
➡ rapport de concentration entre 2 régions (tissus sain/pathologique)

## 2- Quantification **absolue**

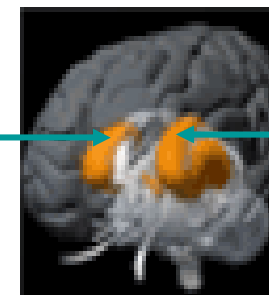
➡ mesure de la concentration de radiotracer d'un organe (kBq/mL)

➡ mesure de volume

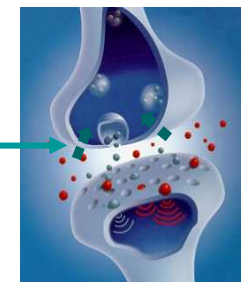
Deux  
types de  
quantification



intensité du signal  
dans une région



concentration de radiotracer  
(kBq/mL)

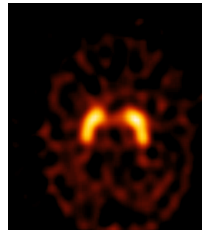


information sur  
la densité des  
transporteurs  
dopaminergiques

# Pourquoi quantifier ?

Pour obtenir une caractérisation **objective** des observations, susceptible d'améliorer :

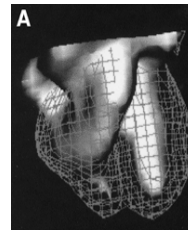
- Le diagnostic **différentiel**



densité de transporteurs dopaminergiques

→ type de démence (Parkinson, à Corps de Lewy)

- La prise en charge **thérapeutique**



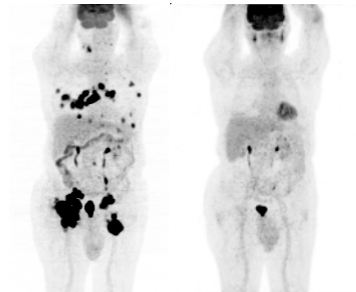
fraction d'éjection → traitement

- Le **pronostic**



grade de la tumeur → survie

- Le **suivi thérapeutique**



régression du métabolisme glucidique

→ poursuite du traitement

# Les (nombreux...) obstacles à la quantification

## Le patient

- ✓ **mouvements** (bougé, respiratoire, cardiaque)
- ✓ **diffusion Compton** des photons
- ✓ **atténuation** des photons

## L'appareil

- ✓ non uniformité des détecteurs
- ✓ variation de **résolution spatiale** avec la distance
- ✓ temps mort (paralysie) des détecteurs
- ✓ **effet de volume partiel**



## Le traitement

Reconstruction tomographique  
(défauts/bruit électronique...)



# **Les facteurs physiques de dégradation des images**

# Phénomènes courants de dégradations des images...

image originale

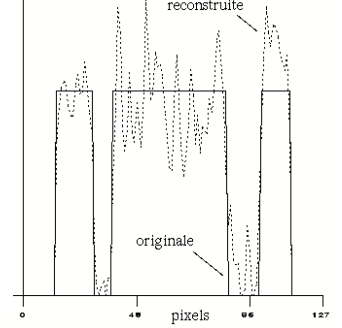
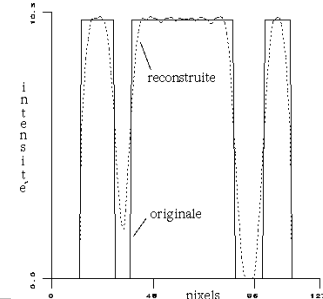
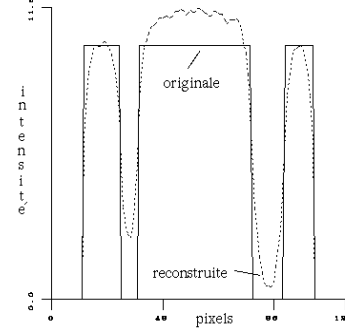
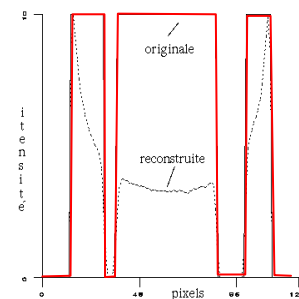
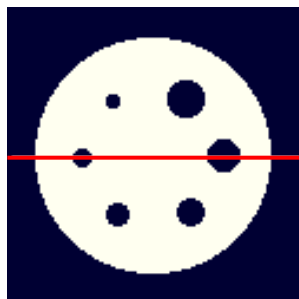
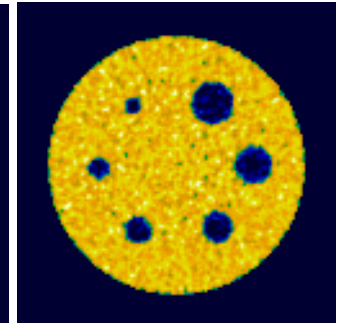
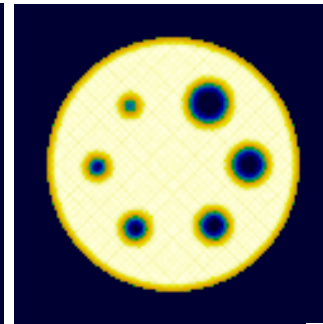
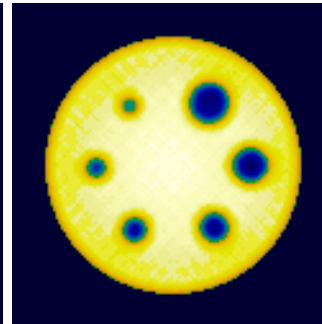
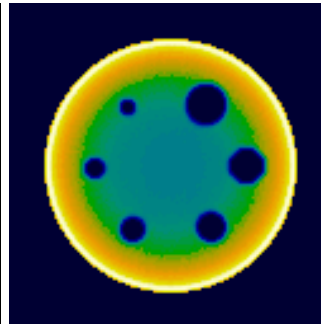
l'atténuation

le diffusé Compton

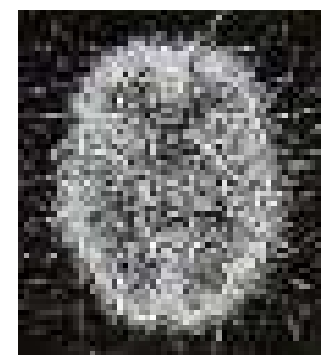
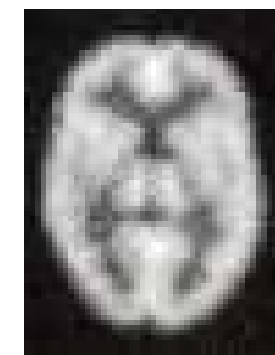
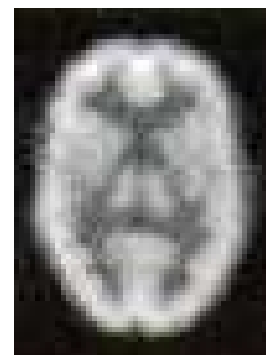
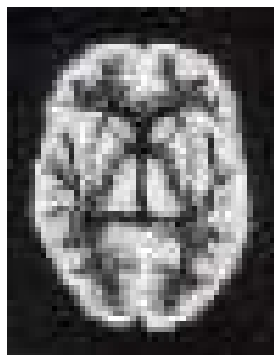
la perte de résolution

le bruit

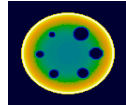
Coupe transverse d'un cylindre "chaud" avec des sphères "froides"



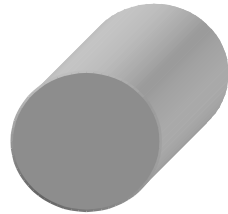
Coupe transverse Cérébrale



# Le phénomène d'atténuation

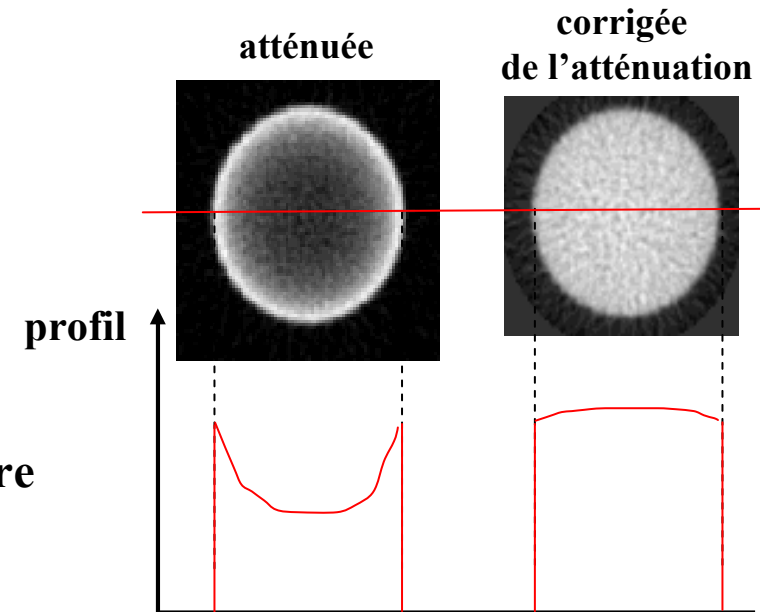


Acquisition d'un cylindre contenant  
une solution homogène de  $^{99m}\text{Tc}$



Plus les photons sont en profondeur dans le cylindre  
(et donc dans le corps) et plus ils sont atténués.

↔ **perte de signal !**

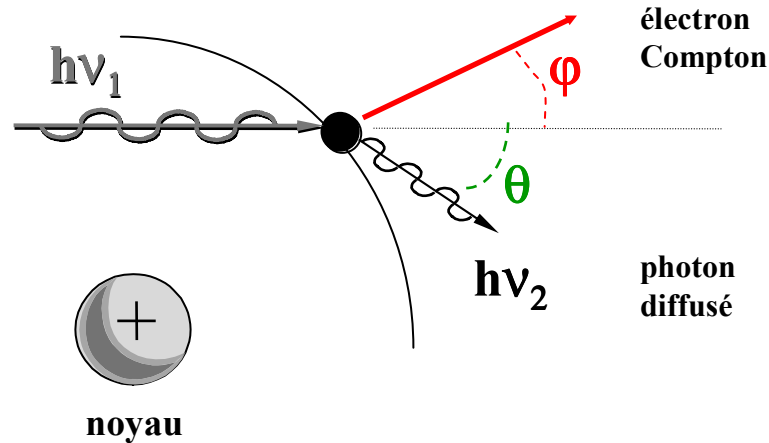
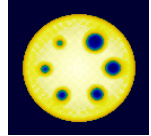


Les photons sont atténués sur leur trajet et ce, proportionnellement au coefficient d'atténuation des tissus rencontrés.

**Idée :** se servir d'une carte d'atténuation des tissus traversés par ces photons pour corriger les images d'émission.

➔ **utilisation du TDM X**

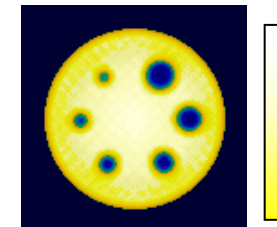
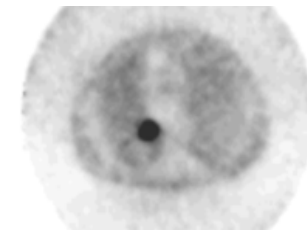
# Le phénomène de diffusion Compton



$$h\nu_2 = \frac{h\nu_1}{1 + h\nu_1(1 - \cos \theta)/m_0c^2}$$

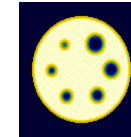
## Manifestation du diffusé :

- ✓ qualitativement : perte de contraste
- ✓ quantitativement : ↗ du nombre de photons

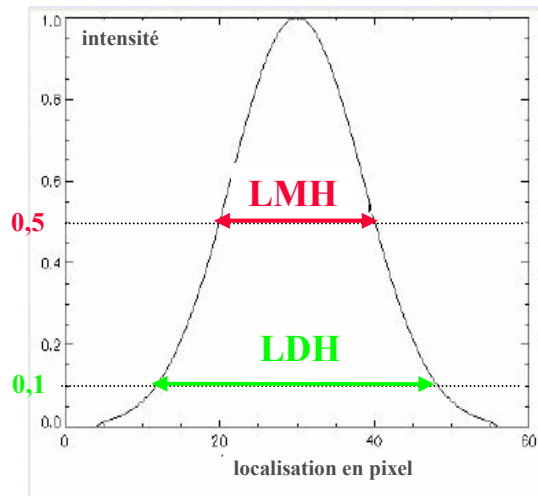
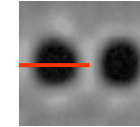


## Le diffusé en Médecine nucléaire :

de 30% en TEMP à 45 % en TEP 3D



**Résolution spatiale** : capacité à différencier 2 points



**LMH** = largeur a mi-hauteur

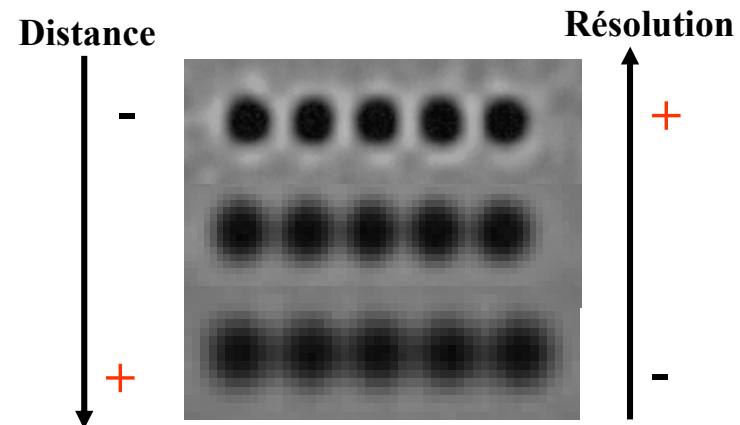
(FWHM = Full Width at Half Maximum)

**LDH** = largeur au dixième de la hauteur

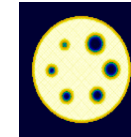
(FWTM = Full Width at Tenth Maximum)

**La résolution spatiale est fonction**

- de la taille du détecteur,
- de l'échantillonnage spatial,
- du type de reconstruction,
- **de la distance source/détecteur**

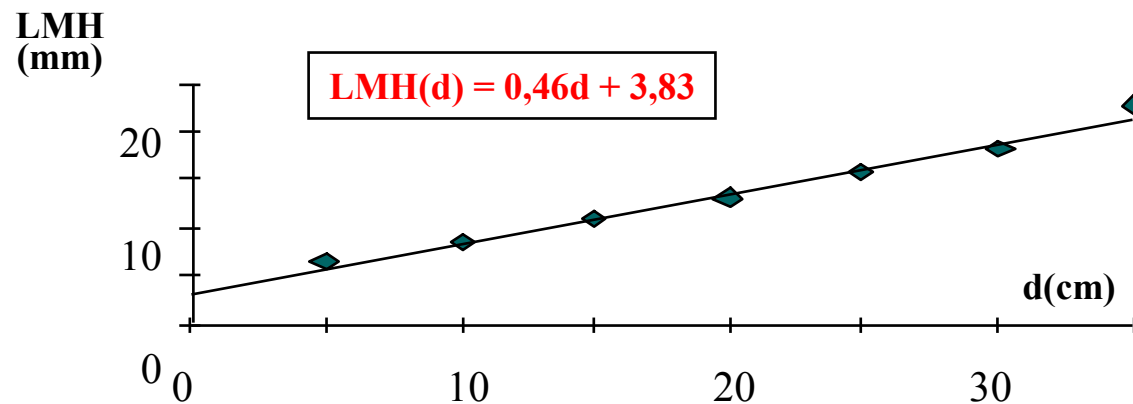
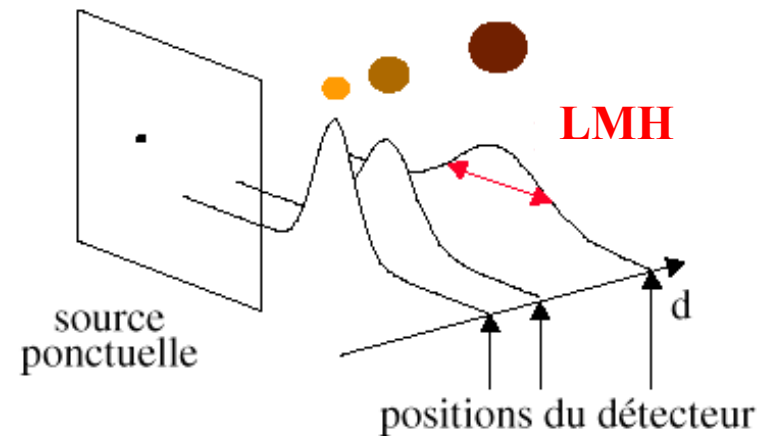
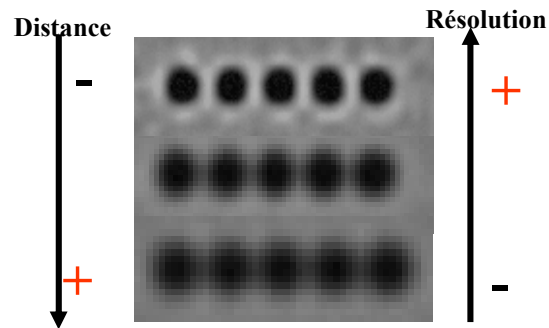


# Résolution spatiale variable avec la distance (non stationnaire)



[2]

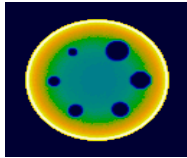
Variation de la résolution spatiale avec la distance :



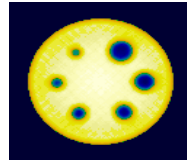
⇒ distorsions dans les images tomographiques reconstruites

## Phénomènes courants de dégradations des images...

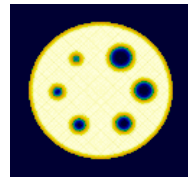
---



Atténuation,



diffusion Compton,



perte de résolution,

d'accord, mais quand on cherche à voir des structures de petites dimensions alors il faut aussi (et surtout) parler de **l'effet de volume partiel (EVP) !!!**

## L'Effet de Volume Partiel (EVP)

[1]

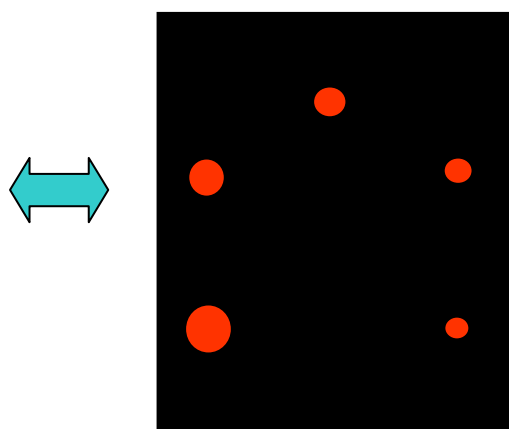
Expérience : on met **la même concentration** (kBq/mL) de  $^{99m}\text{Tc}$  dans 5 sphères de taille différentes.

On fait une acquisition planaire avec une gamma caméra.

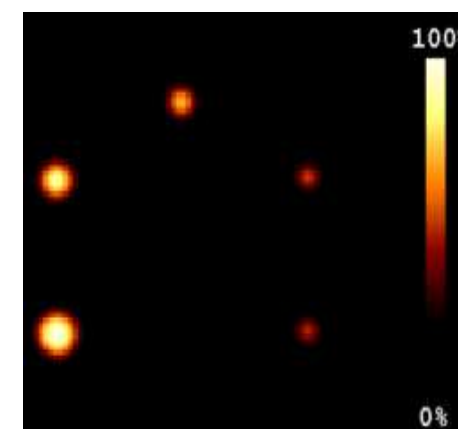


Qui dit **même concentration** dit même nombre de photons émis et normalement détectés par unité de surface.

Qui dit même nombre de photons détectés dit même intensité sur l'image

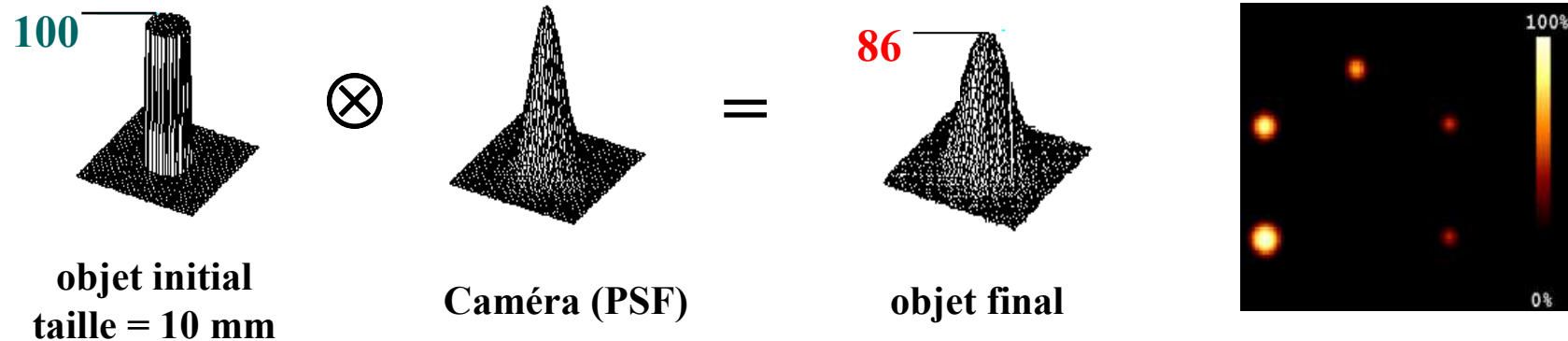


Or...ce n'est pas le cas :



⇒ responsable = EVP

Explications : si une lésion à une taille  $<$  à 3 fois la résolution spatiale de la caméra (TEP, TEMP ou TDM X...), alors elle sera affectée par le phénomène d'effet de volume partiel.



Résolution spatiale :

TDM X ~ 1mm

TEP : [ 4,5 – 6,5 ] mm

TEMP : [ 7 - 8 ] mm



Donc EVP si :

Taille structure  $<$  3 mm

$<$  17 mm

$<$  22 mm



# **Le mouvement, facteur de dégradation des images**

# Le mouvement et ses conséquences

[1]

2 types de mouvements :

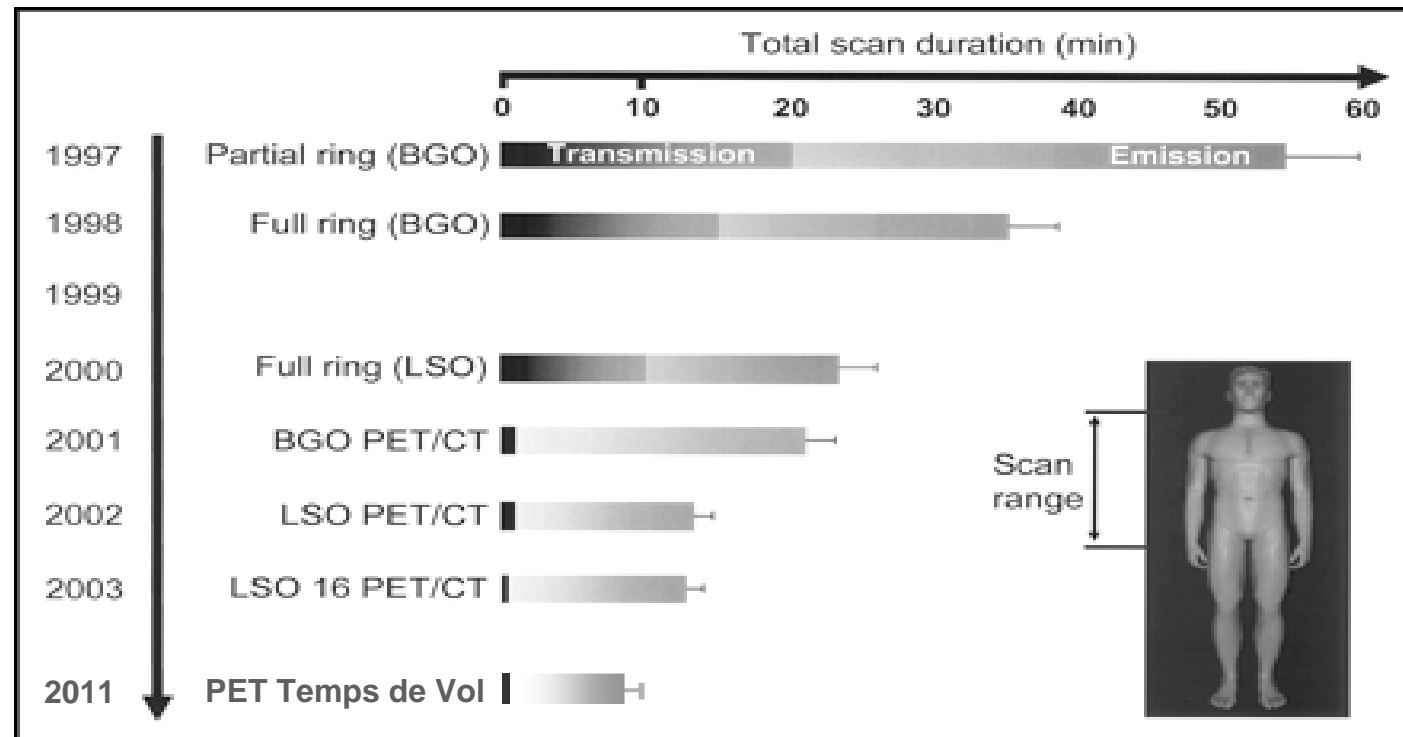
**fortuits**

**physiologiques** : cardiaque, respiratoire

**Mouvements fortuits**

⇒ tendre vers des examens plus courts

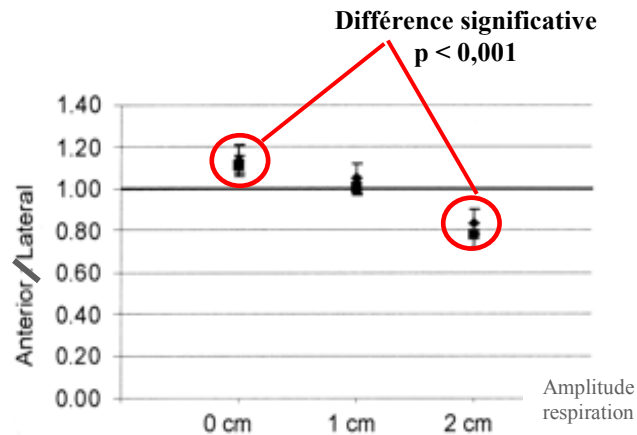
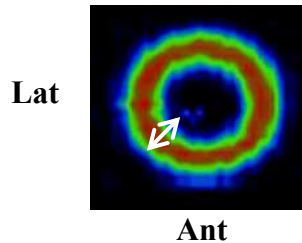
TEP/TDM X



## Mouvement respiratoire

Mouvement de 1 à 3 cm d'amplitude ~ 18 fois/min  
Influence sur de nombreux organes (rein, foie, cœur...)

### TEMP cardiaque

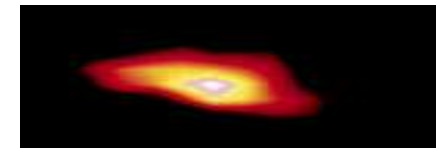


→ **modification du rapport d'activité antérieure/latérale de ~25%**

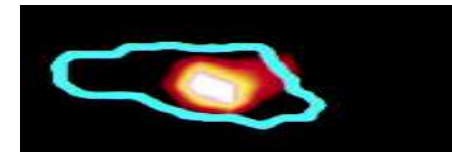
*Pitman et al, J Nucl Med 2002:1259-1267*

### TEP FDG pulmonaire

⇒ Influence sur la taille/volume  
l'intensité de la fixation  
avec flou cinétique



« sans » flou cinétique



→ **volume apparent des lésions augmenté de 10% à plus de 30% du fait du mouvement**

→ **valeur de fixation diminuée de 5% à plus de 100%**

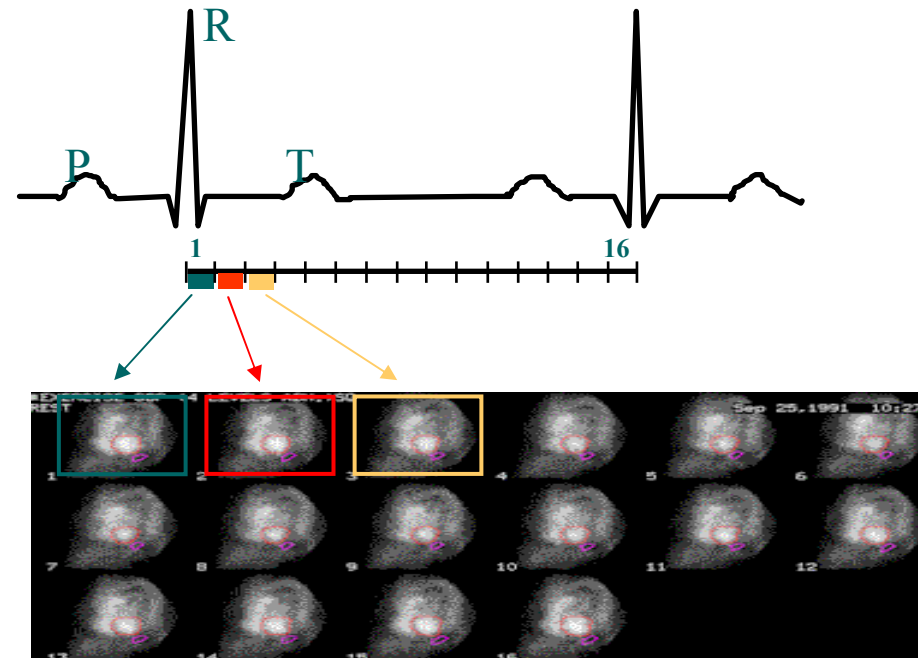
*Nehmeh et al, J Nucl Med 2002:876-881*

## Mouvement cardiaque Influence limitée aux études cardiaques

Acquisition TEMP  
synchronisée à un ECG  
(Gated TEMP; gTEMP)



Traceur : Sestamibi marqué au  $^{99m}\text{Tc}$



Subdivision du cycle cardiaque en 16 instants (porte = Gate)

- Chaque instant du cycle est reconstruit indépendamment
- ⇒ plus de flou cinétique
- ⇒ Information sur la cinétique du fonctionnement de l'organe



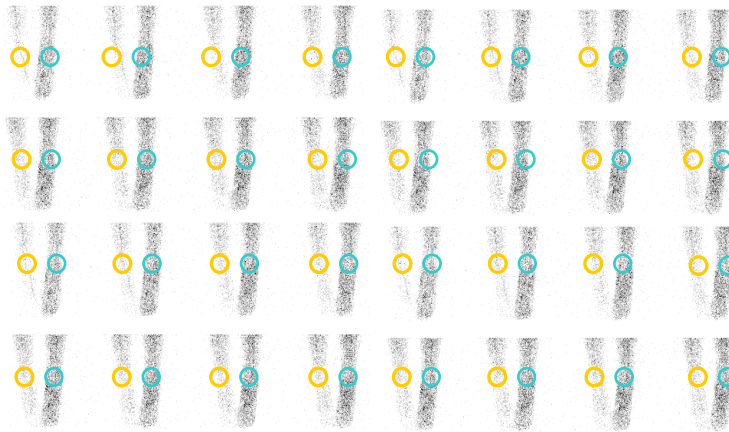
**II- Exemples d'examens  
de médecine nucléaire  
utilisant  
une quantification relative**

# Exemple n°1 de quantification

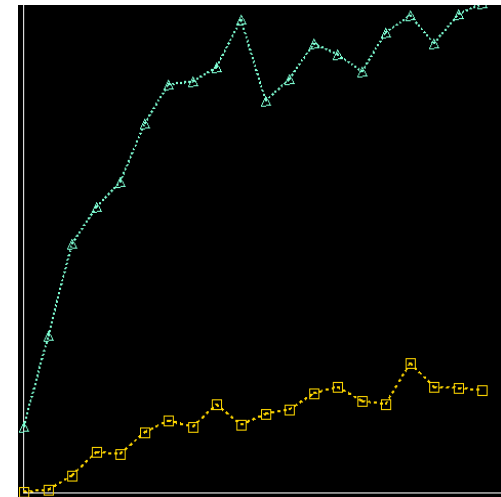
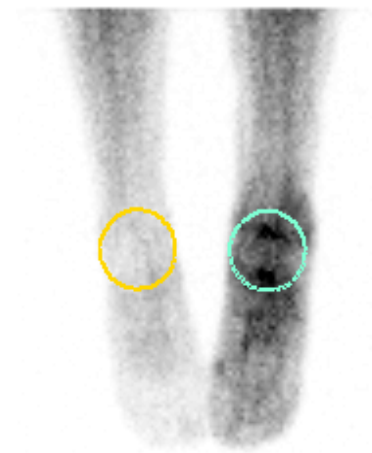
Le diagnostic  
d'algodystrophie

⇒ Recherche d'**hyperfixations**

Traceur : Phosphonates marqués au  $^{99m}\text{Tc}$



Acquisition d'une image toutes les 30 sec



⇒ hypervascularisation du pied droit

Traitement

⇒ simple comptage au sein de ROIs, sur une série d'images

⇒ création de la courbe de l'évolution de la fixation du traceur au cours du temps

# Exemple n°2 de quantification

Etude  
de la  
fonction  
des glandes  
salivaires

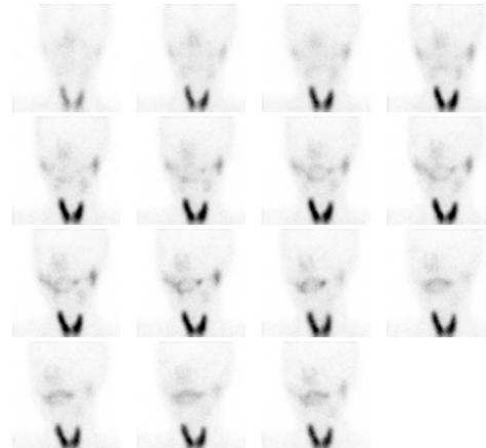
Suspicion d'un syndrome  
de Gougerot-Sjogren

(atteinte des glandes produisant des liquides de lubrification : asialie...)

Traceur :  $^{99m}\text{Tc}$  libre

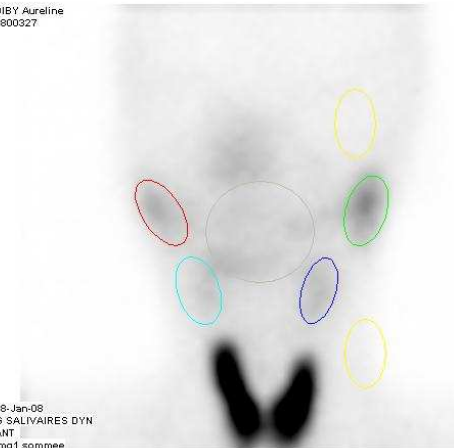
Traitement

Acquisition d'une image toutes les 30 sec



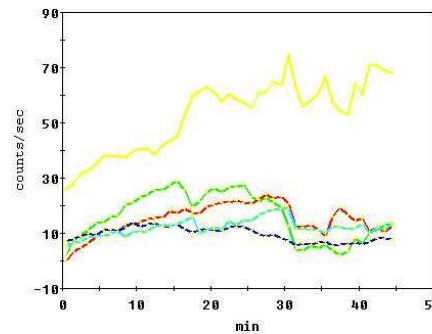
DIBY Aureline  
0800327

Image sommation



18-Jan-08  
G SALIVAIRES DYN  
ANT  
img1 sommee

— Par G                      — Par D  
— Ss Max G                — Ss Max D  
— Cavite Buccale



Captation glandulaire relative de 1 a 15 mn :  
**Captation Par D (AUC) = 21.7 %**

**Captation Par G (AUC) = 35.5 %**

**Captation Ss Max D (AUC) = 19.8 %**

**Captation Ss Max G (AUC) = 23.0 %**

Retention glandulaire relative de 35 a 44 mn :

**Retent Par D (AUC) = 14.6 %**

**Retent Par G (AUC) = 7.1 %**

**Retent Ss Max D (AUC) = 12.4**

**Retent Ss Max G (AUC) = 7.0**

Excret dans la CB (AUC) = 58.9 %

⇒ hypofixation globale (90 contre 300 cps normalement)

⇒ simple comptage au sein de ROIs, sur une série d'images

⇒ création de la courbe de l'évolution de la fixation du traceur au cours du temps

# Exemple n°3 de quantification

Etude  
de la  
fonction  
rénale

Acquisition d'une image toutes les 30 sec

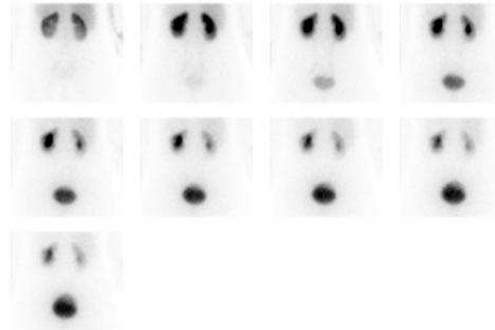
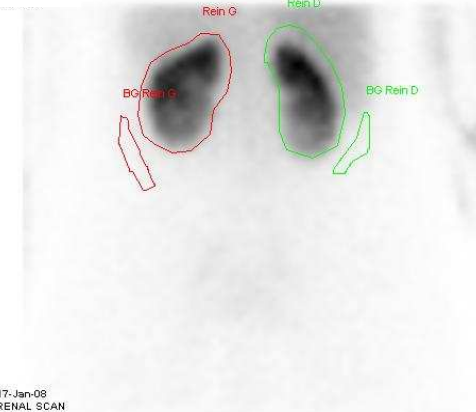


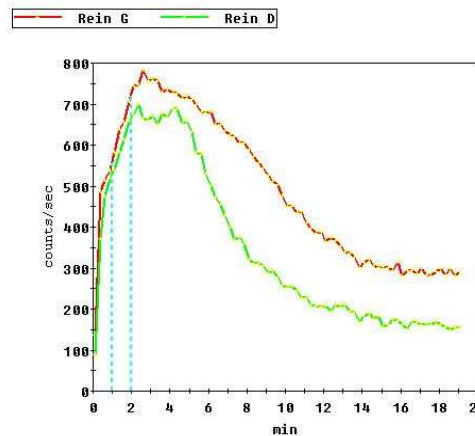
Image sommation



Traceur : DMSA marqué au  $^{99m}\text{Tc}$

⇒ Elimination rénale (relative) équilibrée

Traitement



FONCTION RENALE :

CI Rein D (AUC) = 48.2 %

CI Rein G (AUC) = 51.8 %

Temps du MAXI Droit = 2.4 mn

Temps du MAXI Gauche = 2.6 mn

Tps demi ascension Droit = 21.3

Tps demi ascension Gauche = 18.4

⇒ correction de l'atténuation *via* la moyenne géométrique des vues ANT/POST =  $(\text{ANT} \cdot \text{POST})^{1/2}$

⇒ comptage au sein de ROIs, sur une série d'images

⇒ création de la courbe de l'évolution de la fixation du traceur au cours du temps

## Exemple n°4 de quantification

### Calcul de la FEVG

(Fraction d'Éjection du Ventricule Gauche)

Acquisition TEMP synchronisée à un ECG (Gated TEMP)

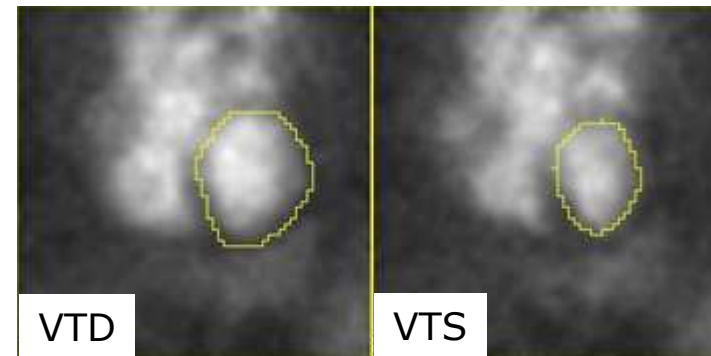
Traceur :  $^{99m}\text{Tc}$  libre qui se fixe sur les hématies dont la membrane a au préalable été fragilisée par l'injection d'étain stanneux.

VTD = volume Télédiastolique

VTS = volume Télésystolique

$$\text{FEVG} = \frac{(\text{VTD} - \text{VTS})}{\text{VTD}}$$

A l'équilibre, le volume est proportionnel au (nombre de coups comptés\* la concentration)



Valeur de la FEVG	Diagnostic
> 60 % (50% en scintigraphie)	Normale
[ 40 – 60 %]	moyennement altérée
[ 20 – 40 %]	sévèrement altérée
< 20 %	effondrée

### Traitement

- ⇒ pas de correction d'atténuation (rapport de volume ayant subis la même atténuation)
- ⇒ correction de mouvement (gTEMP)
- ⇒ comptage au sein de ROIs, sur une série d'images

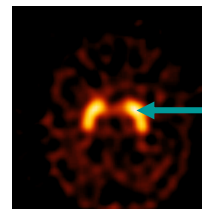
## Quantification... quantification

---

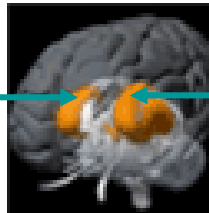
**?** Y a-t-il, en **routine clinique**,  
un examen de médecine nucléaire  
pour lequel on effectue une  
quantification...**absolue** (un peu plus poussée) ?

## Examen pour lequel on effectue une quantification **absolue** ?

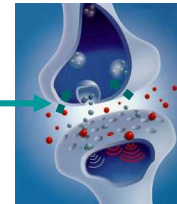
➔ **Mesure de la concentration de radiotracer d'un organe (kBq/mL)**



intensité du signal dans une région



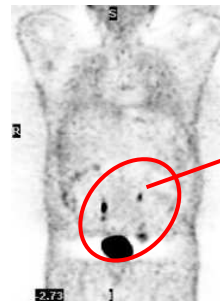
concentration de radiotracer (kBq/mL)



information sur la densité des transporteurs dopaminergiques

**Pas en routine clinique**


**Examens TEP au 18FDG**



SUV ?

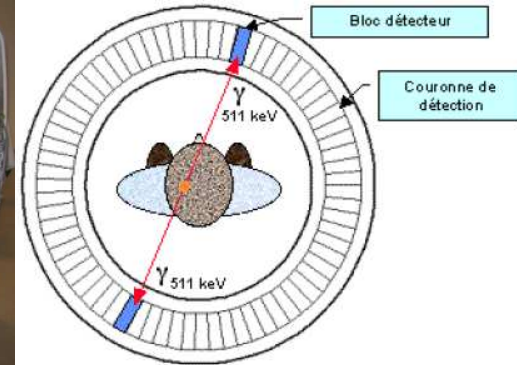
**En routine clinique**

➔ **Eléments de réflexion sur la mesure d'un volume** en médecine nucléaire



**III- Exemples d'examens  
de médecine nucléaire  
utilisant  
une quantification **absolue****

# Examens TEP au 18FDG



Détection en coïncidence des photons d'annihilation du  $\beta^+$

De nos jours TEP/TDM X

⇒ images de **fusion** (amélioration de la précision anatomique)

## Principaux isotopes :

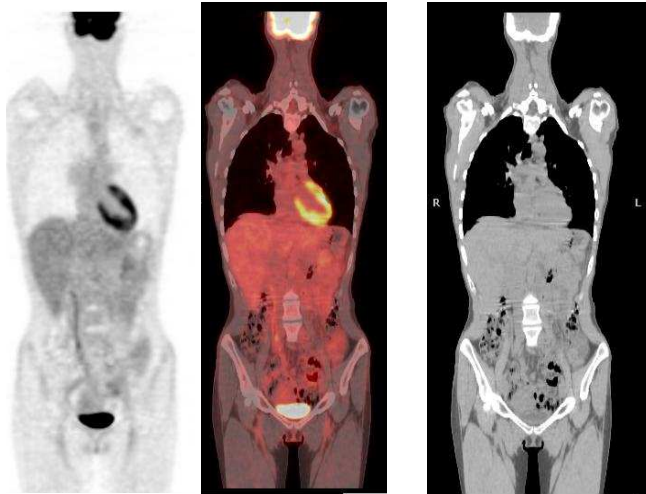
Oxygène 15	$T_{1/2}$	2 minutes
Azote 13	$T_{1/2}$	10 minutes
Carbone 11	$T_{1/2}$	20 minutes
Fluor 18	$T_{1/2}$	109 minutes

## Principaux traceurs :

18F-Fluoro-desoxy-glucose (FDG)  
18F-Fluoro-choline (FCH)  
18F-Fluoro-L-Dopa  
11C-Méthionine  
11C-Raclopride  
13N-Glutamate  
15O-Butanol

# Interprétation d'un examen TEP au 18FDG

Qualitative



Quantitative

**La notion de SUV**

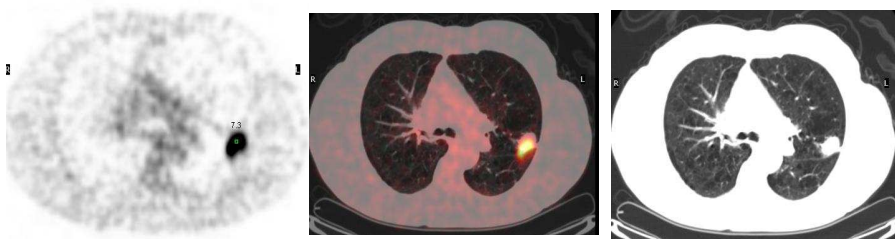
(Standard Uptake Value)

⇔ Valeur de fixation **normalisée** (1941)

Autrement dit, disposer d'un outil permettant :

- d'utiliser une échelle quantitative commune à tous les patients et tous les examens
- d'avoir un repère (même imprécis) car il est donné dans toutes les études

?



## Le SUV (Standard Uptake Value)

Index permettant de caractériser la fixation d'un traceur, normalisée par la dose injectée rapportée à la masse du patient :

$$\text{SUV} = \frac{\text{Fixation du traceur [kBq/mL]}}{\text{dose injectée [kBq] / poids du patient [g]}}$$

Rappel : 1 mL = 1 g

Si l'activité se répartie uniformément dans le corps, la valeur du SUV en tout point = 1.  
Tout écart à 1 traduit donc une répartition non uniforme du traceur (hyperfixation...).

imprécis

**Attention aux biais de calcul de la valeur de ce SUV car....**

dose injectée (kBq) → connue à ~ 5-10% près

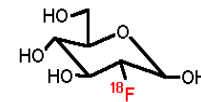
poids du patient (g) → connue à X % près

? fixation du traceur (kBq/mL) → valeur réelle estimée après de nombreuses corrections

## Rappels : les (nombreux...) obstacles à la quantification

- ✓ mouvements (respiratoire, cardiaque)
- ✓ diffusion Compton des photons
- ✓ atténuation des photons

- ✓ **non uniformité des détecteurs**
- ✓ variation de résolution spatiale avec la distance
- ✓ **temps mort** (paralysie) des détecteurs
- ✓ effet de volume partiel

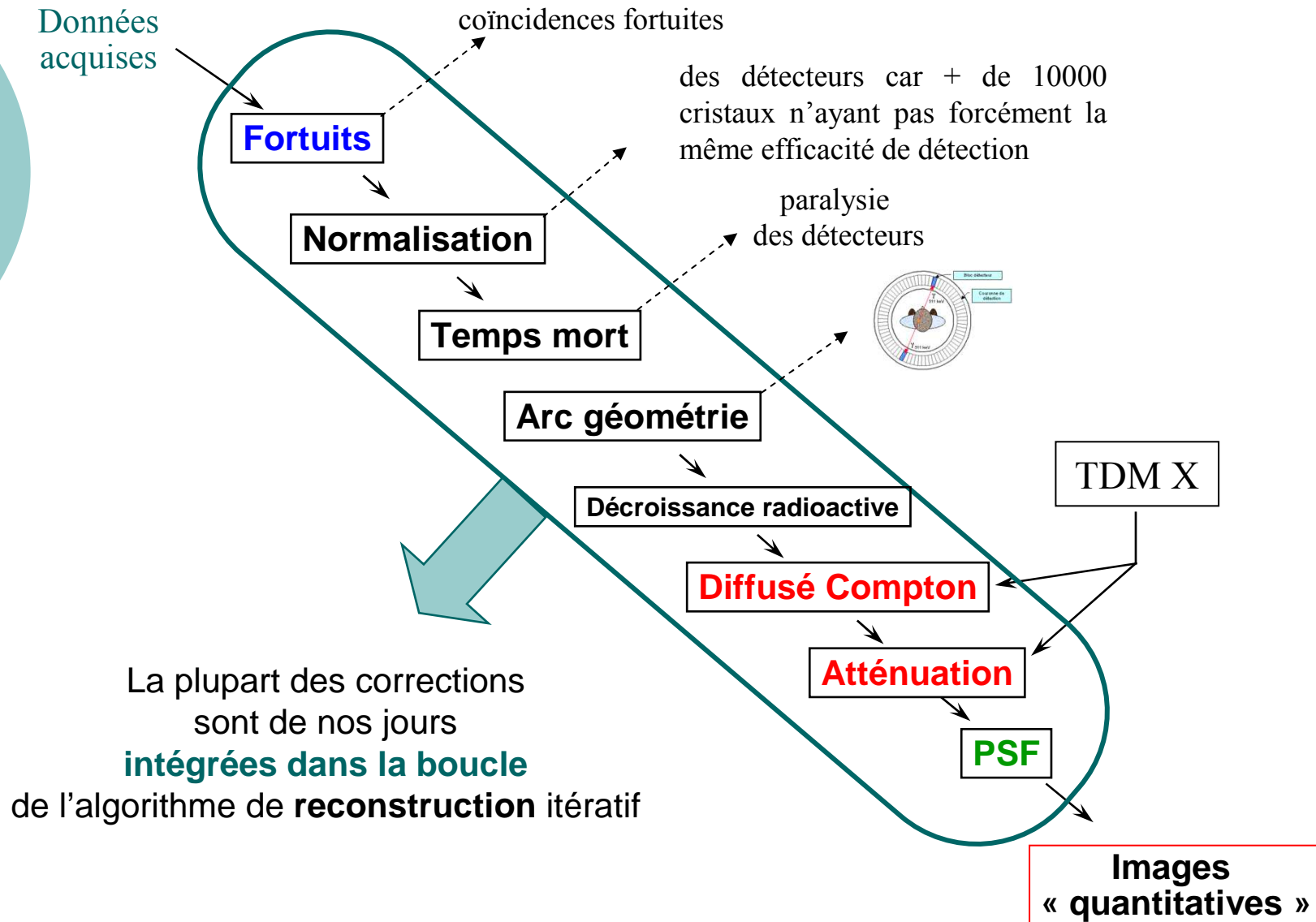


✓ décroissance radioactive

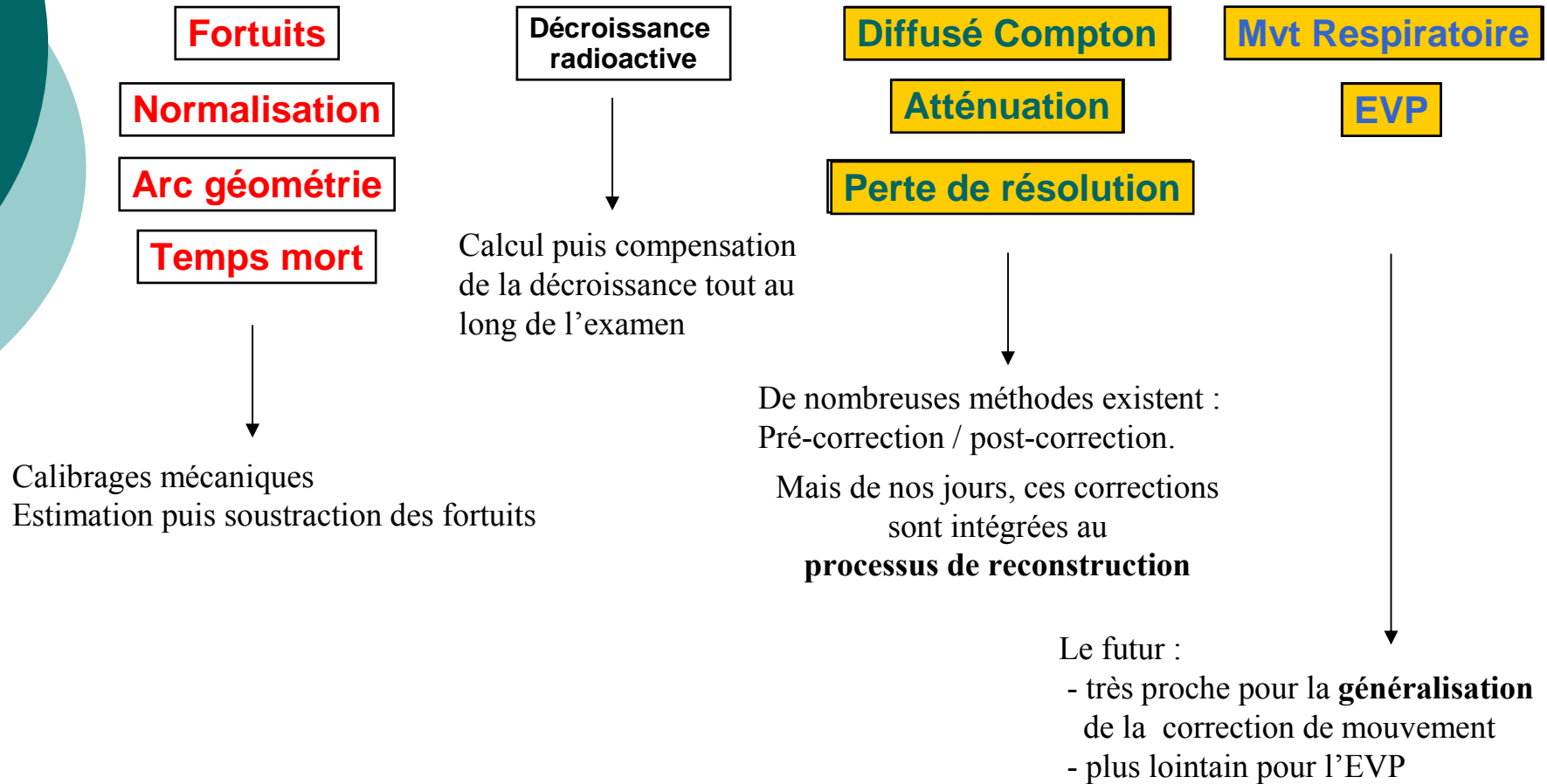
Reconstruction tomographique  
(défauts/bruit électronique...)

➡ corrections à apporter pour que le SUV soit le plus « juste » possible !

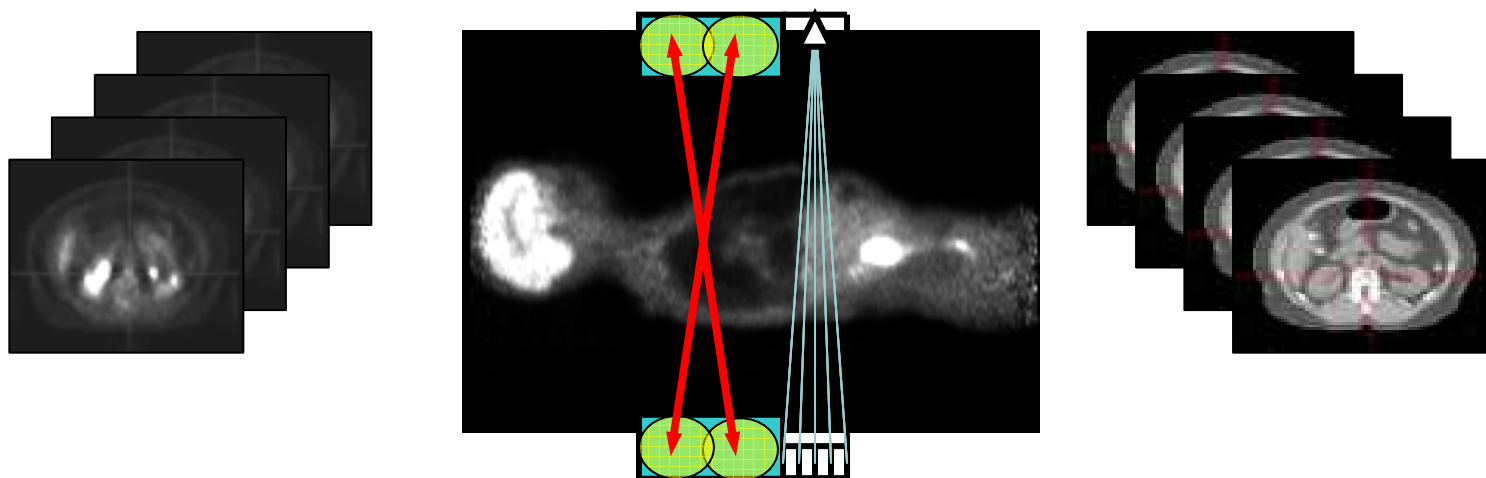
# Quantification en TEP : schéma général actuel de correction



# Les méthodes de correction



## Quantification des images : apport des TEP/TDM X (2002)



- ✓ Meilleure localisation anatomique des foyers
- ✓ Temps plus court des images de transmission (avant sources R.A. externes)
- ✓ Meilleure cartographie des coefficients d'atténuation
- ✓ Image haute résolution des différentes structures

Atténuation

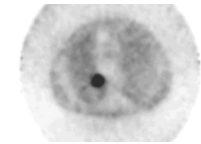
Diffusé Compton

EVP

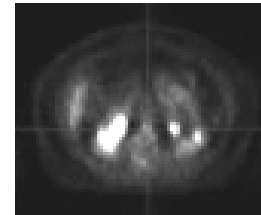
Prix ~ 2 à 2,5 M euros

# Quantification des images TEP : correction du diffusé Compton [1]

Calcul direct de la contribution du diffusé à l'aide de méthodes de **Monte Carlo** (suivre un photon depuis son émission jusqu'à son éventuelle détection) simplifiées.

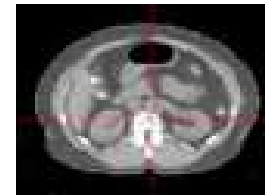


- distribution d'**émission** connue  
(~ images reconstruites sans correction de la diffusion)



On connaît la localisation et l'intensité de l'activité dans le patient

- **milieu de propagation** et distribution d'**atténuation** connue (TDM X)



les caractéristiques du milieu dans lequel on doit propager les photons sont donc connues

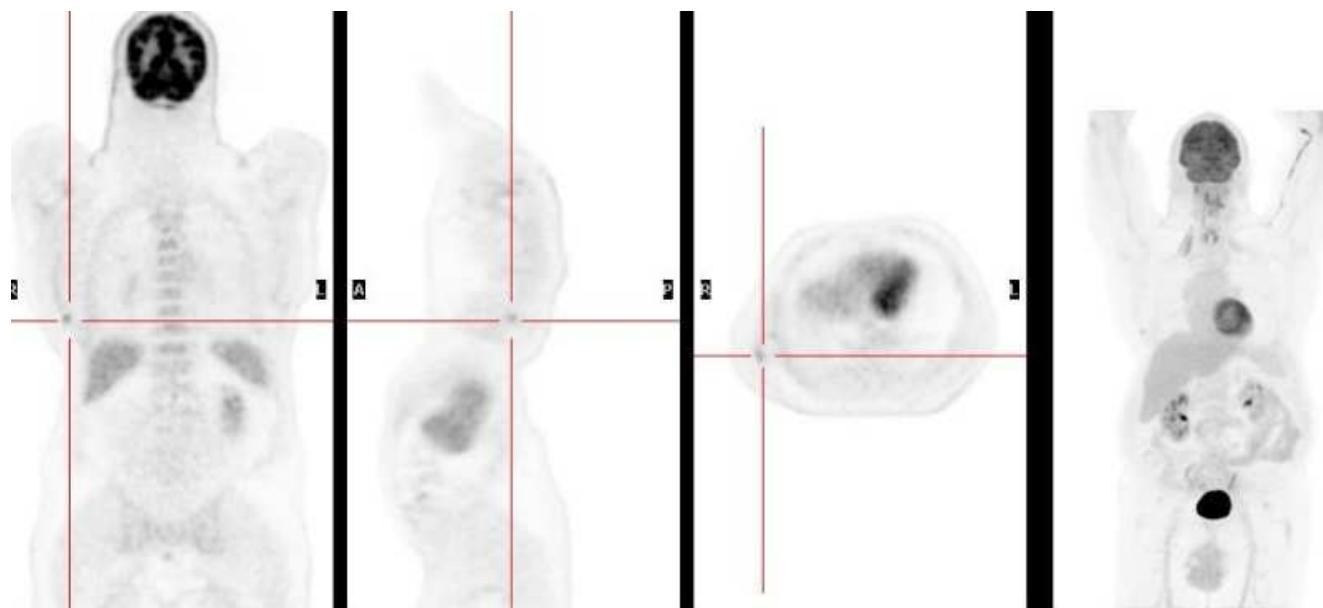
⇒ estimation de la contribution du diffusé

Pour finir, soustraction de la contribution du diffusé ainsi estimée

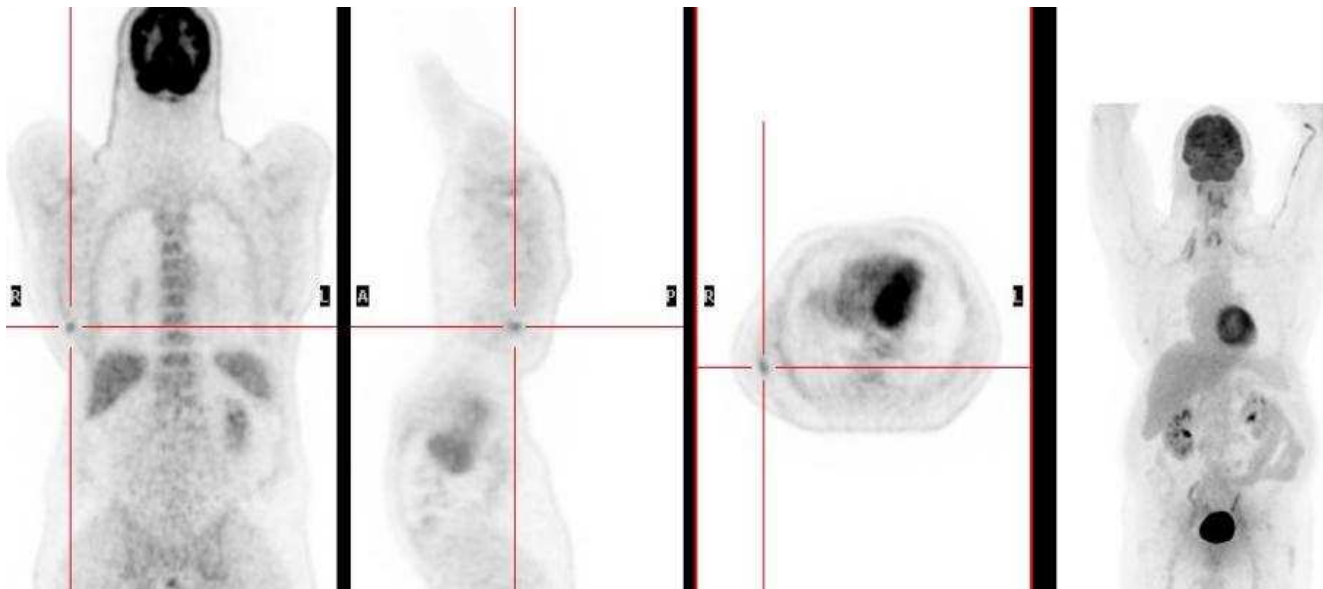
# Quantification des images TEP : correction du diffusé Compton [2]

Résultats

**SANS**  
correction

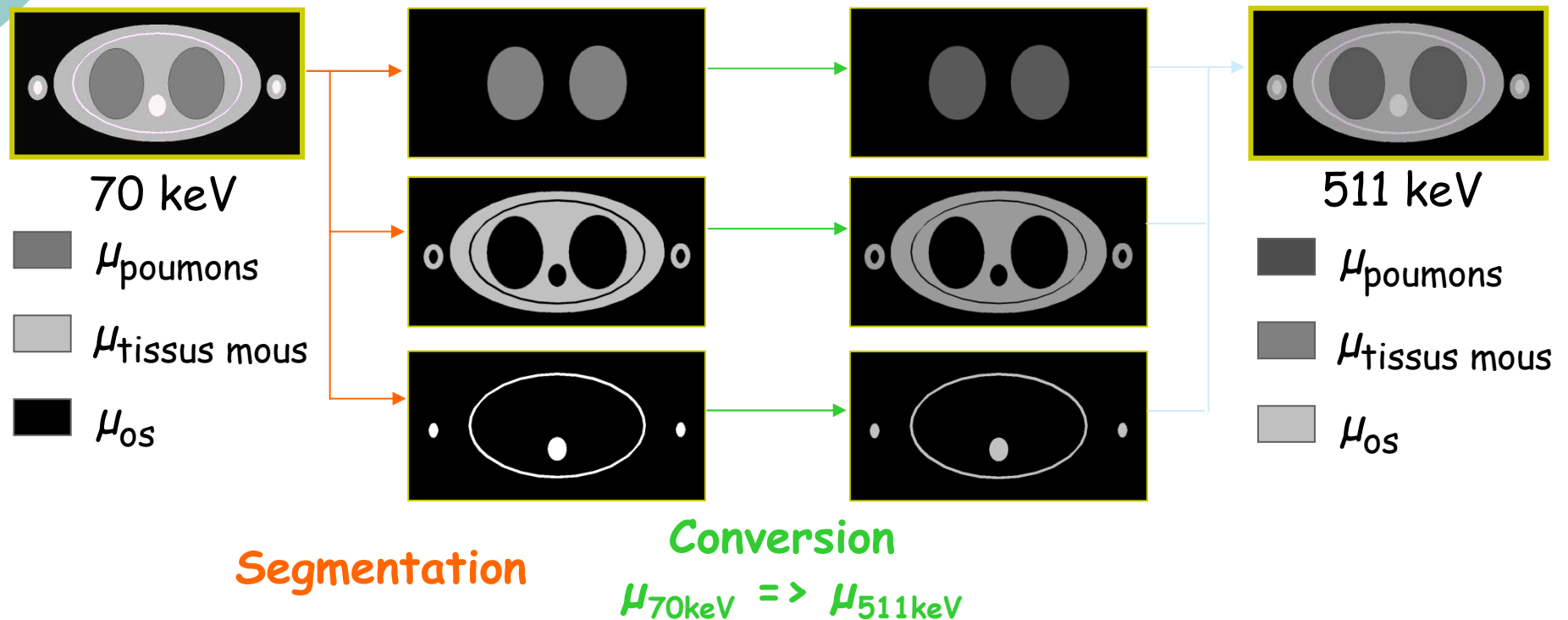


**AVEC**  
correction



# Quantification des images TEP : correction de l'atténuation [1]

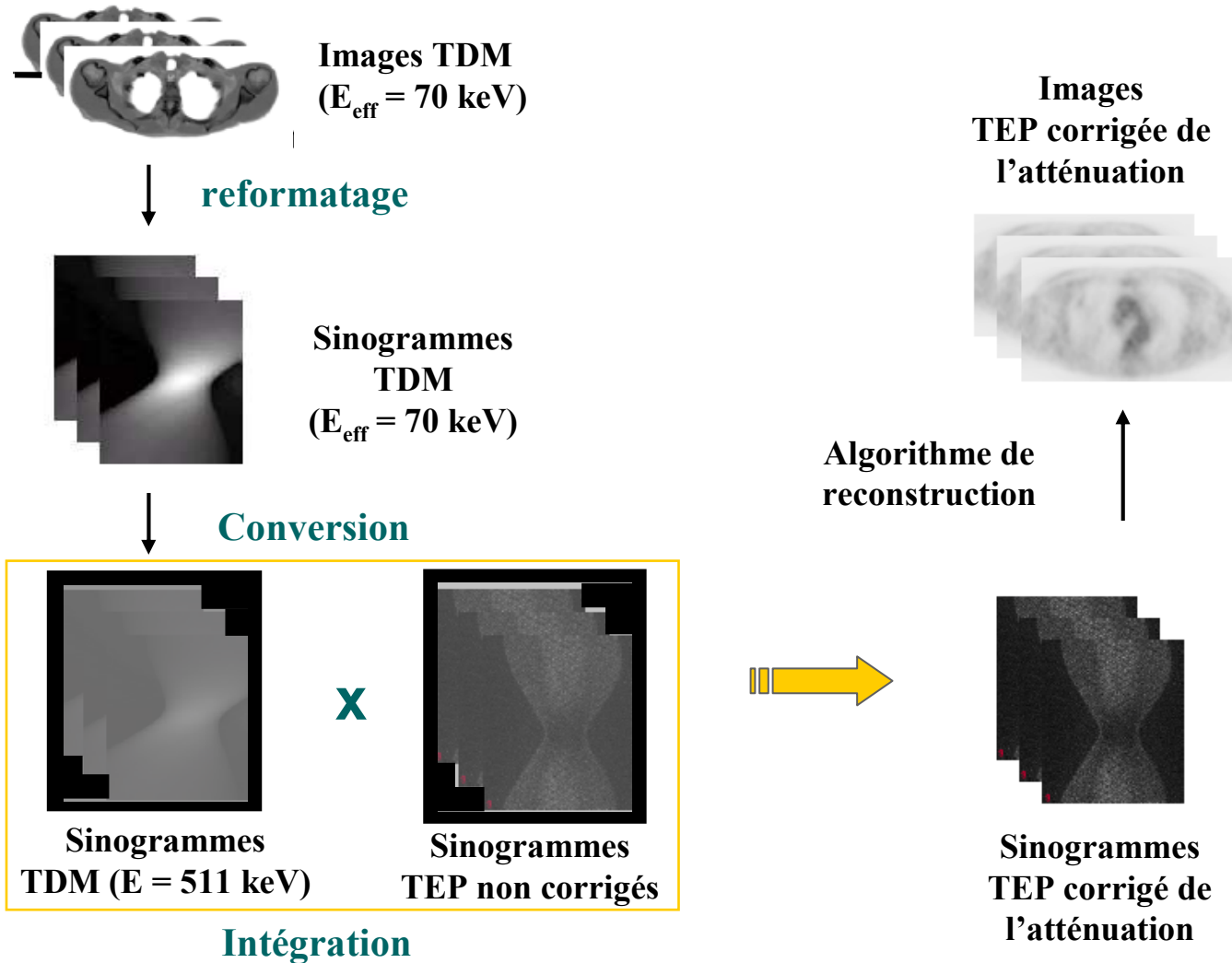
- 1 Sous-échantillonnage des images du TDM X de 512  $\rightarrow$  128 pixel (TEP)
- 2 L'énergie effective ( $E_{\text{eff}}$ ) du faisceau de rayons X utilisé en TDM X  $\approx$  70 keV.  
L'énergie des photons d'annihilation du 18FDG est de 511 keV  
 $\rightarrow$  conversion de 70 à 511 keV par **segmentation** des images TDM X



# Quantification des images TEP : correction de l'atténuation

[2]

Donc



# Quantification des images TEP : correction de l'atténuation

[3]

Résultats

**SANS**  
correction



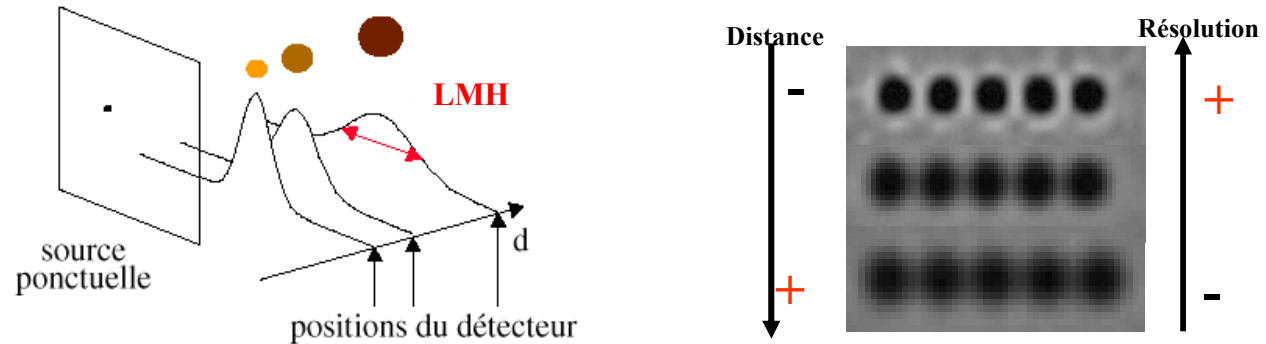
**AVEC**  
correction



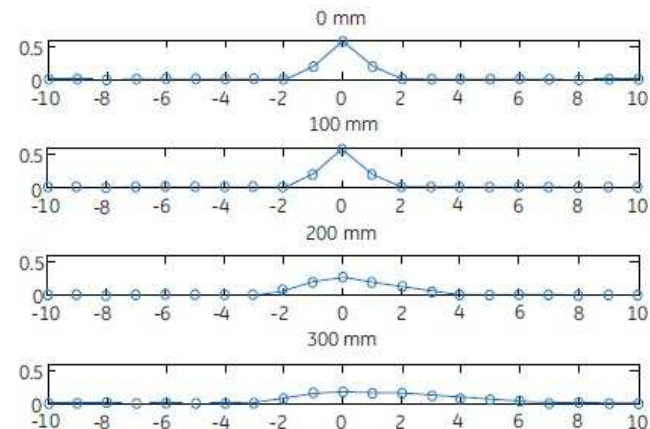
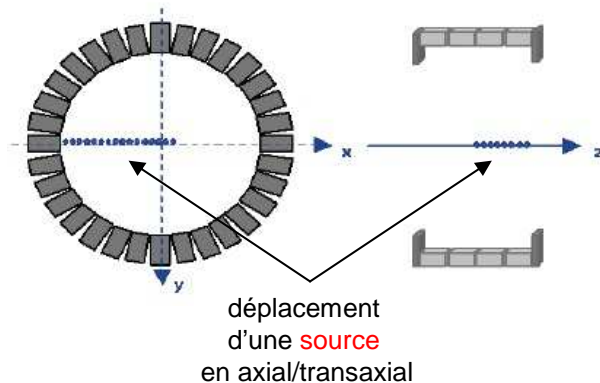
Coupe sagittale

# Quantification des images TEP : correction de la perte de résolution [1]

## Rappel



En TEP, la création de la carte de correction de la perte de résolution avec la distance est entièrement **expérimentale**

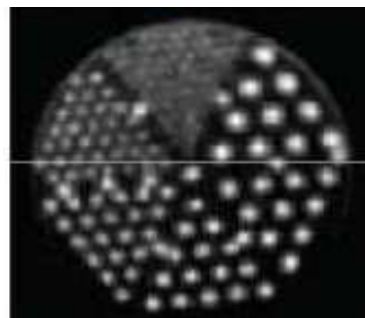


La modélisation de ces gaussiennes dont la largeur varie avec la distance est ensuite rentrée dans l'algorithme de reconstruction.

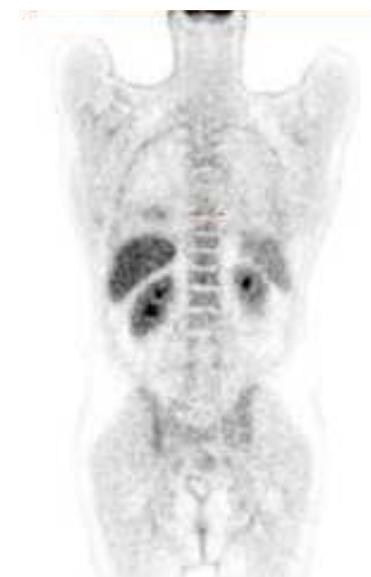
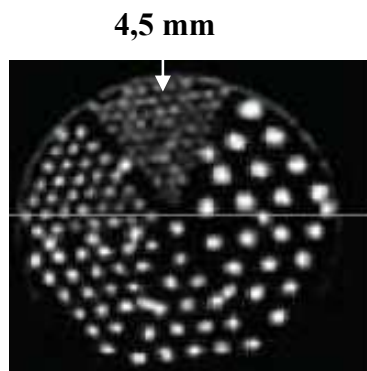
# Quantification des images TEP : correction de la perte de résolution [2]

## Résultats

**SANS**  
correction



**AVEC**  
correction

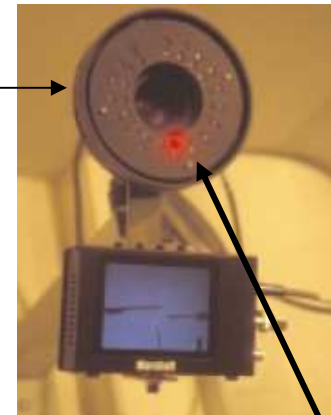


# Quantification des images TEP : correction du mouvement respiratoire [1]

## Rappel

Mouvement de 1 à 3 cm d'amplitude ~ 18 fois/min  
Un examen TEP dure environ 15 min (apnée impossible !)

### Dispositif :

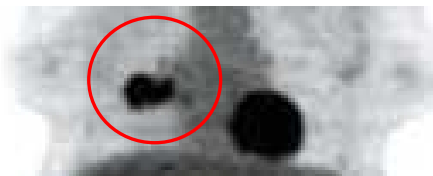


**Les photons détectés pendant la même phase du cycle respiratoire seront "rangés" dans la même image**

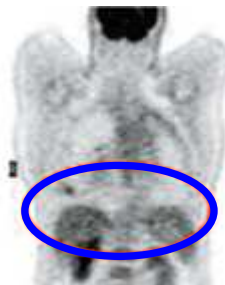
# Quantification des images TEP : correction du mouvement respiratoire [2]

## Résultats

**SANS**  
correction



**AVEC**  
correction



SUV = 3,3

volume = 33 cm<sup>3</sup>

artefacts

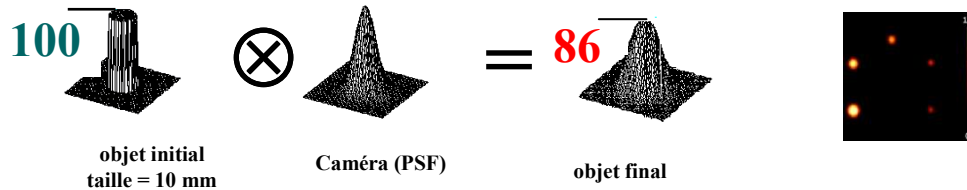
volume = 15 cm<sup>3</sup>

SUV = 5,2

# Quantification des images TEP : correction de l'EVP

[1]

**Rappel**



EVP  $\Rightarrow$  sous-estimation de l'activité dans les structures de petite taille, qui dépend :

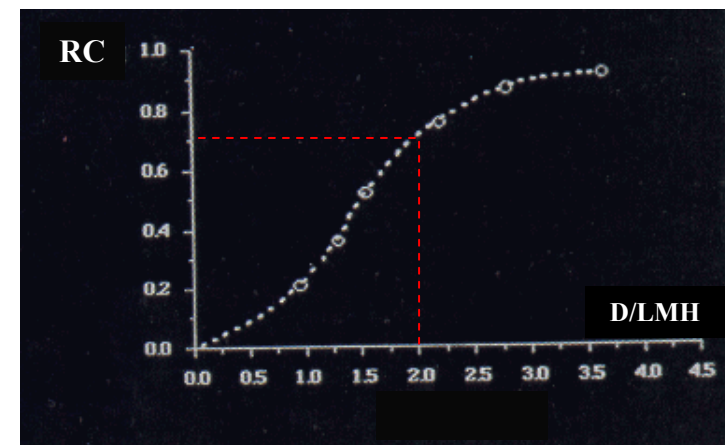
De la résolution spatiale	
De l'échantillonnage spatial	
Du volume des objets	
De la forme des objets	
Du contraste objet/fond	

Pour corriger de l'EVP, on va construire un abaque qui, pour une taille donnée de tumeur D obtenue *via* le TDM X, donne le coefficient à appliquer pour compenser les effets de l'EVP :

$\rightarrow$  méthode du **coefficient de recouvrement**  
(RC = Recovery Coefficient)

ex : LMH caméra = 6 mm  
taille tumeur = 12 mm  
 $D/LMH = 2$  et donc  $RC = 0,7$

$\rightarrow$  Il faudra multiplier l'intensité trouvée dans la tumeur par  $1/0,7 = 1,43$



## Résultats

beinnnhhhh...  
il n'y en a pas encore  
en routine clinique!

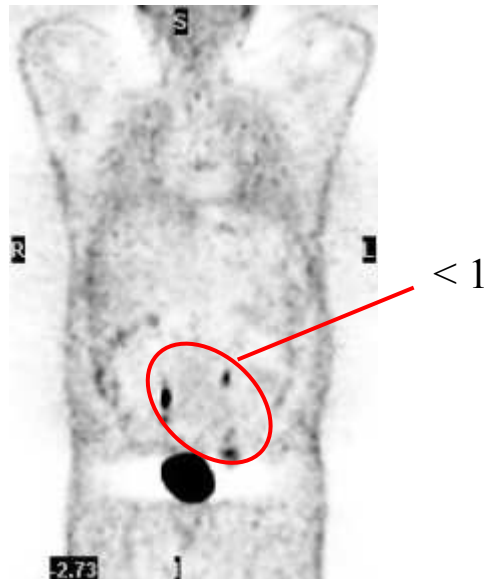
## Quantification en TEP : correction d'EVP par l'utilisation du $SUV_{Max}$

Notion  
de  $SUV_{Max}$

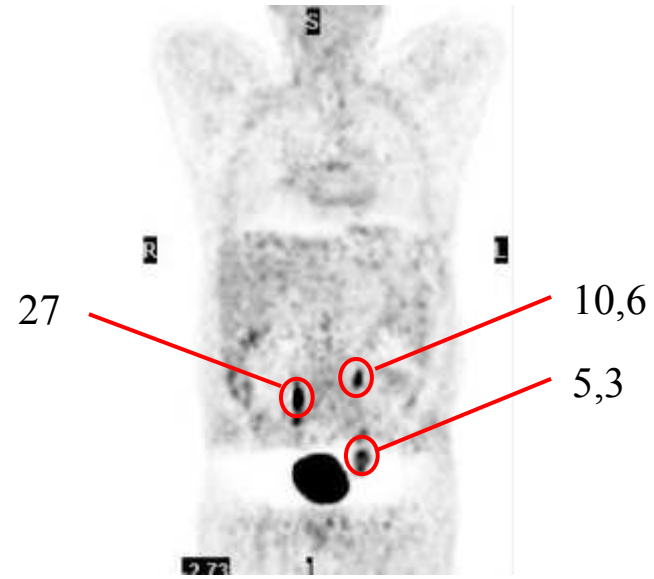
On sait que pour les petites structures, l'effet de l'EVP est très important. Or la correction de l'EVP n'est pas encore implémentée sur les TEP/TDM actuels.

Donc, pour essayer de « corriger de l'EVP », on prend la valeur du SUV non pas moyenne sur une ROI, mais sa valeur maximale sur la ROI qui elle, sera moins « érodée » par l'EVP.

$SUV_{Max}$  SANS correction atténuation



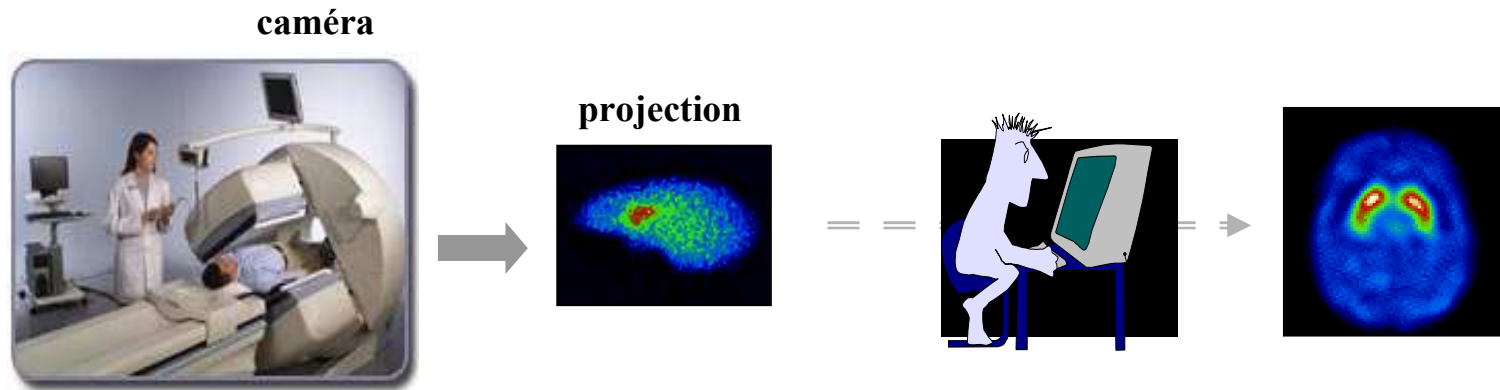
$SUV_{Max}$  AVEC correction atténuation



# Comment se sert on de ces corrections ?

[1]

## Rappel



**Autrement dit** : une caméra en rotation autour du patient nous donne les projections.

Ces projections sont ensuite reconstruites pour donner une coupe de l'organe à étudier.

Matrice  
des projections

matrice modélisant  
l'opération effectuée  
par la caméra

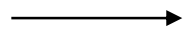
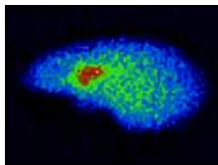
matrice modélisant  
l'organe à étudier (objet)

Soit :  $\mathbf{P} = \mathbf{R} * f$

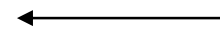
Comme, dans les méthodes itératives, on modélise complètement la matrice du système ( $R$ ), pourquoi ne pas en profiter pour y incorporer des facteurs de correction de :

- ✓ la diffusion Compton
- ✓ l'atténuation
- ✓ la perte de résolution avec la distance
- ✓ .....

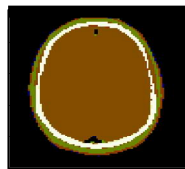
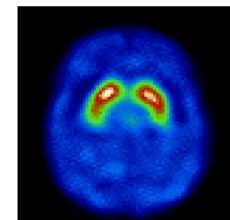
projections  
acquises



$$p = R f$$

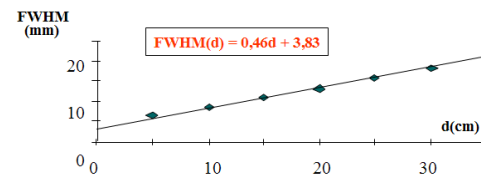


objet à  
reconstruire



carte des  
coefficients  
d'atténuation  $\mu$

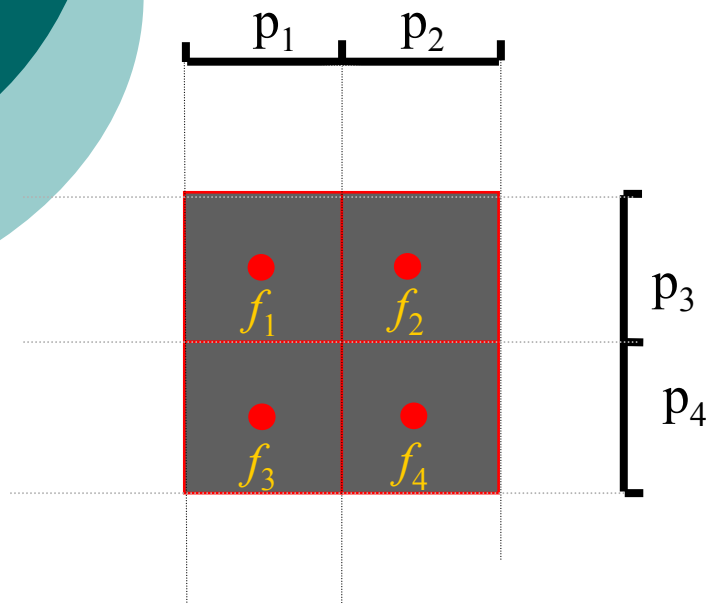
Modèle  
du diffusé



# Comment on incorpore ces corrections à la matrice R ?

[1]

Création de R avec des considérations purement géométriques



$$P = Rf \quad \Rightarrow \quad \begin{aligned} p_1 &= 1.f_1 + 0.f_2 + 1.f_3 + 0.f_4 \\ p_2 &= 0.f_1 + 1.f_2 + 0.f_3 + 1.f_4 \\ p_3 &= 1.f_1 + 1.f_2 + 0.f_3 + 0.f_4 \\ p_4 &= 0.f_1 + 0.f_2 + 1.f_3 + 1.f_4 \end{aligned}$$

$$\begin{bmatrix} p_1 \\ p_2 \\ p_3 \\ p_4 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 1 \\ 1 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} f_1 \\ f_2 \\ f_3 \\ f_4 \end{bmatrix}$$

## Comment on incorpore ces corrections à la matrice R ?

[2]

### Création de **R** en incorporant les corrections

On abandonne le modèle binaire (se projette = 1 / ne se projette pas = 0)

En se servant d'une fonction de dispersion linéique (FDL) comme ci-dessous, on calcule pour chaque voxel, l'influence de l'atténuation  
l'influence de la perte de résolution  
la contribution du diffusé Compton

$$FDL(x, d, p) = e^{-up} \frac{1}{\sigma(d)\sqrt{2\pi}} \left\{ c(p)e^{-S(p)|x|} + e^{-\frac{x^2}{2\sigma^2(d)}} \right\}$$

atténuation

diffusé Compton

perte de résolution

et c'est le résultat de ce calcul (qui appartient à [0-1]) que l'on incorpore dans R

## Quantification : l'étape indispensable d'étalonnage

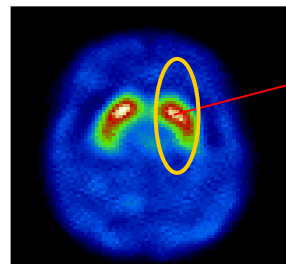
### Rappel

$$SUV = \frac{\text{Fixation du traceur [kBq/mL]}}{\text{dose injectée [kBq] / poids du patient [g]}}$$

### Mais...

sur une image, l'intensité s'exprime en nombre de photons détectés ("coups") et pas en kBq/mL !

Il va donc falloir déterminer au préalable expérimentalement, un **facteur d'étalonnage** permettant de passer des coups à la concentration.



X [coups/s/pixel]

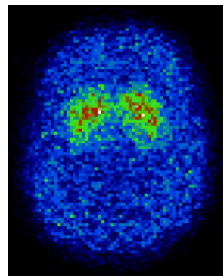
Facteur d'étalonnage

Y [kBq/mL]

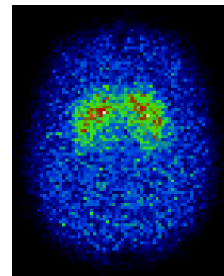
En pratique, pour cette expérience, on **utilise des conditions similaires** à celles pour lesquelles on veut appliquer le facteur (e.g., cylindre d'eau en TEP), en corrigeant les données de façon identique pour le calcul du facteur et pour les données cliniques.

# Quantification : influence respective des différentes corrections

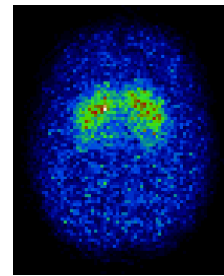
Exemple de la quantification en TEMP cérébral sur des simulations.



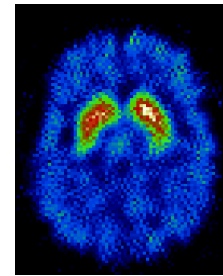
aucune correction



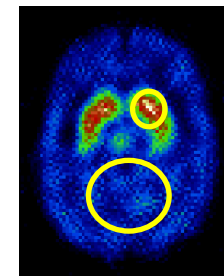
correction d'atténuation  
A



atténuation diffusion  
AD



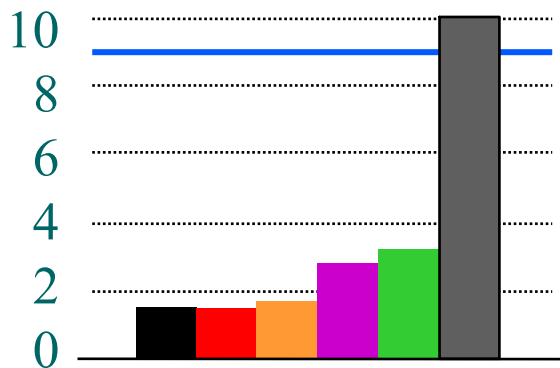
atténuation résol. spat.  
AR



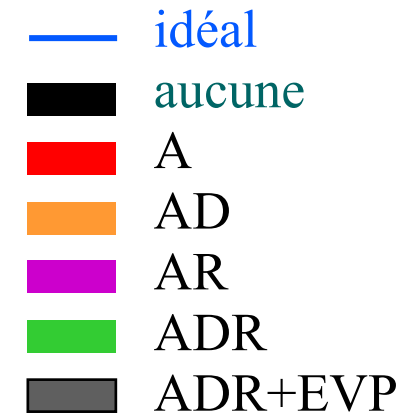
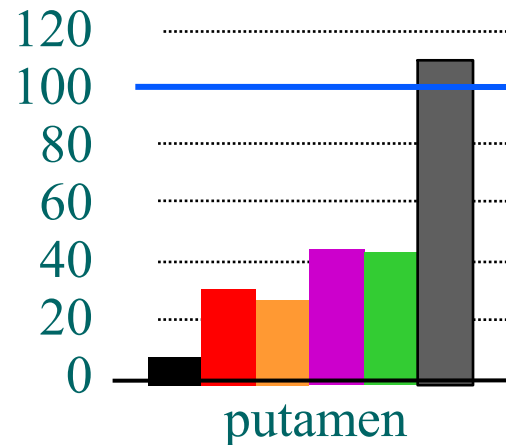
atténuation diffusion résol. spat.  
ADR

potentiel de liaison :  
 $\frac{\text{putamen} - \text{fond}}{\text{fond}}$

mesure du potentiel de liaison

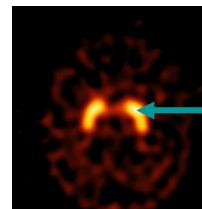


pourcentage de l'activité restaurée

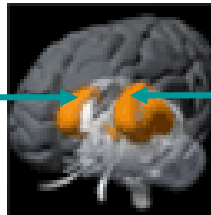


## Examen pour lequel on effectue une quantification **absolue** ?

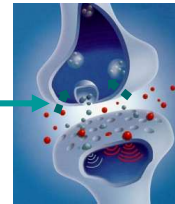
➔ Mesure de la concentration de radiotracer d'un organe (kBq/mL)



intensité du signal  
dans une région



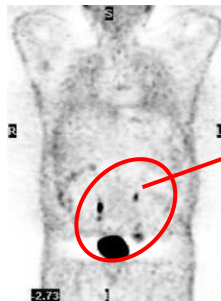
concentration  
de radiotracer  
(kBq/mL)



information sur la  
densité des  
transporteurs  
dopaminergiques

Pas en  
routine clinique

Examens TEP  
au 18FDG



SUV ?

En  
routine clinique

➔ **Eléments de réflexion sur la mesure d'un volume** en médecine nucléaire

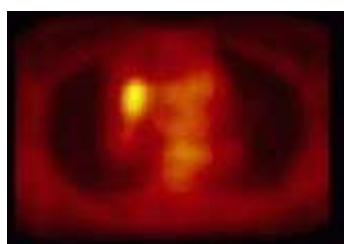
## Mesure d'un volume en médecine nucléaire

### Information de plus en plus utilisée :

- pour le suivi thérapeutique (réduction de la T = efficacité)
- pour la radiothérapie



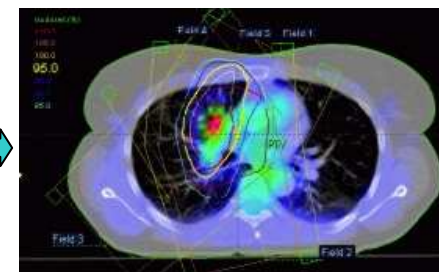
TDM X



scintigraphie



Fusion  
TDM X  
+  
scintigraphie



Plan de traitement  
"dosimétrie"

Il existe des méthodes manuelles ou (semi-)automatiques,  
**mais pas de méthodes standard :**

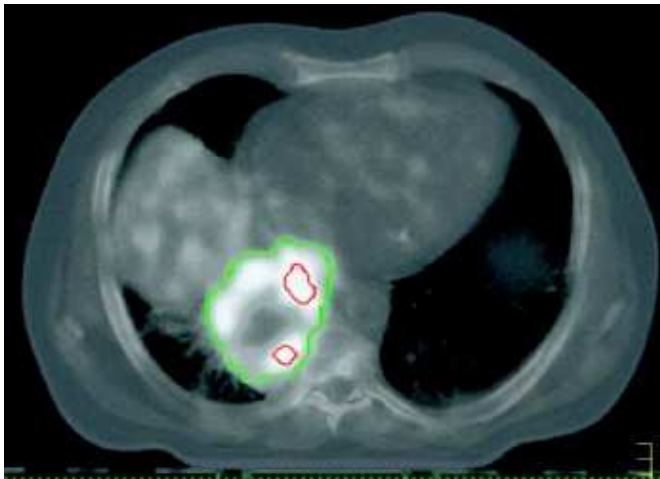
- détermination manuelle des contours
- faire un seuillage en utilisant un seuil fixe  $\Rightarrow$  ex :  $SUV > 2,5$
- par seuillage ou isocontour défini à partir du  $SUV_{max}$   $\Rightarrow$  ex : 50%
- par seuillage, prenant en compte l'activité métabolique autour la tumeur

....

## Mesure d'un volume en médecine nucléaire

### Problématique

Extrême variabilité des résultats en fonction de la méthode mise en œuvre !



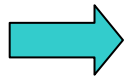
**isocontour à 40% SUV<sub>max</sub>**

**isocontour prenant en compte l'activité environnante**



# Mesure d'un volume en médecine nucléaire : éléments de réflexion !

## Seuillage manuel



Le résultat dépend très fortement de la saturation des images  
(on joue avec la dynamique de l'échelle de couleur)

SUV=8,8

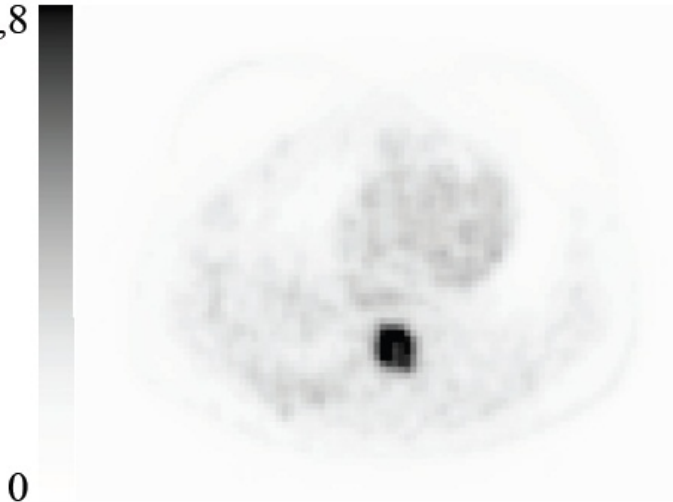


Image peu saturée

SUV=3,3

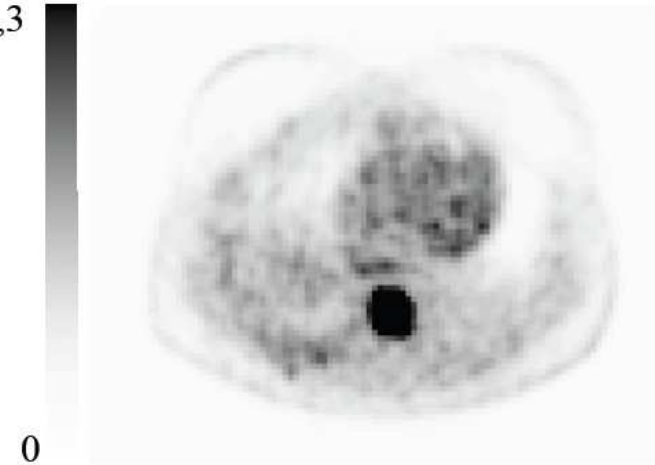
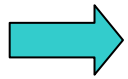


Image très saturée

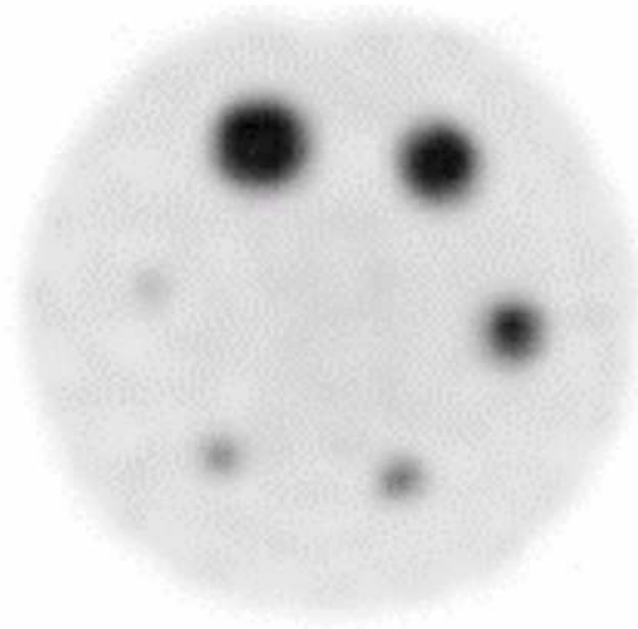
## Mesure d'un volume en médecine nucléaire : éléments de réflexion !

---

Seuil fixe (valeur donnée de SUV)



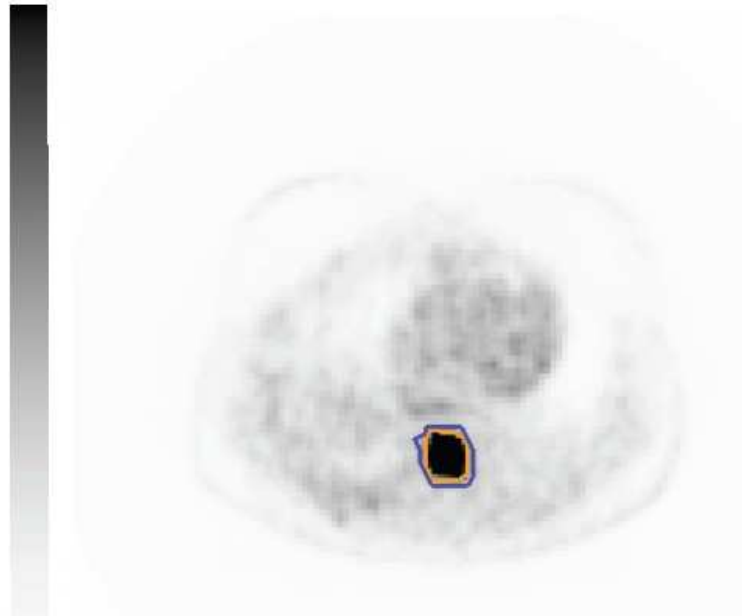
à proscrire, compte tenu de la médiocre reproductibilité des SUV d'un site à l'autre et de la **dépendance du SUV au volume** tumoral



## Mesure d'un volume en médecine nucléaire : éléments de réflexion !

Seuillage par rapport à la valeur maximale dans la tumeur

→ Extrême variabilité du volume en fonction de la valeur du seuil



40% du  $SUV_{max} = 24,2 \text{ mL}$

50% du  $SUV_{max} = 14,6 \text{ mL}$

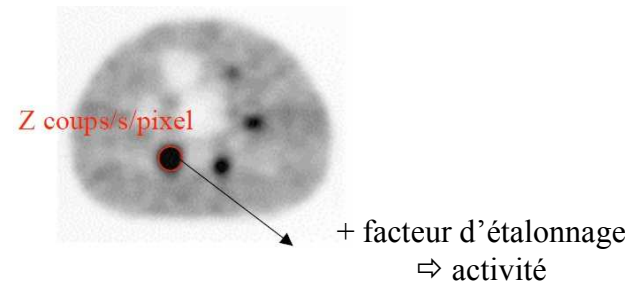
Valeur optimale du seuillage déterminée par heuristique ~ 40 %

## Mesure d'un volume en médecine nucléaire

---

### En pratique

- ✓ Il est indispensable d'évaluer la précision avec laquelle le protocole d'acquisition et de calcul des images estime les concentrations d'activité ou les volumes (acquisition sur un fantôme avec une activité connue).



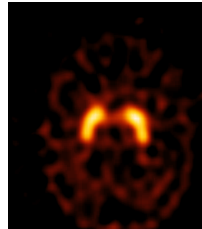
- ✓ Une fois que le choix d'une méthode a été validée, il faut s'y tenir !
- ✓ Pour la mesure de volumes, les méthodes les plus sophistiquées (complexes, longues...) sont les plus performantes
- ✓ Pas de méthode satisfaisante pour les très petites structures (< 1 cm de diamètre)

# Pourquoi quantifier ?

## Rappel

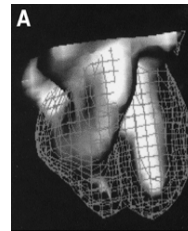
Obtenir une caractérisation **objective** des observations

- Le diagnostic différentiel



densité de transporteurs dopaminergiques  
→ meilleur diagnostic précoce  
de certaines démences

- La prise en charge thérapeutique



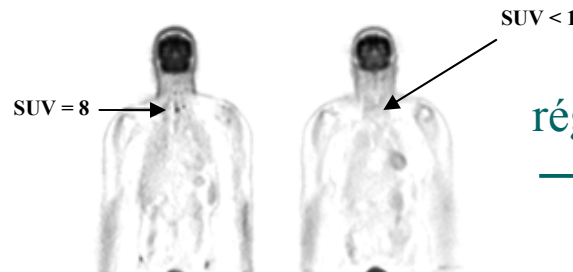
Arrêt du traitement cardiotoxique  
si chute (5 pt) de la FEVG

- Le pronostic



grade de la tumeur → Survie (SUV > 4 ⇔ malignité)

- Le suivi thérapeutique



régression du métabolisme glucidique  
→ poursuite du traitement

## CONCLUSION

---

- La quantification est **accessible** pour les images de médecine nucléaire
- Une quantification absolue fiable, en TEP ou en TEMP, est un **processus complexe**, nécessitant une cartographie de la densité des tissus, un protocole d'acquisition et d'analyse rigoureusement contrôlé, et idéalement, une cartographie anatomique haute résolution
- La quantification fiable est **plus aisée en TEP qu'en TEMP**, du fait de la correction d'atténuation plus accessible et de la meilleure résolution spatiale, **mais reste difficile** même en TEP
- Les **détecteurs bimodaux** TEP/TDM et TEMP/TDM jouent un **rôle majeur** pour faire de la quantification une réalité clinique
- Le problème de **volume partiel** reste l'**obstacle majeur** à la quantification des structures de petites tailles



**Documents utilisés :**

**Irène Buvat IMNC UMR 8165 CNRS Orsay**

**P. Bourguet – Cardiologie Nucléaire – Rennes 2007**

**JN Talbot - Hôpital Tenon - Paris**

**G. Bonniau – IGR - Paris**

**M. Soret – Val-de-Grâce - Paris**