



Quantification des images

Jeudi 17 mars 2011



Pierre Malick Koulibaly

Physicien Médical

Centre Antoine Lacassagne – Nice



Quantifier ?

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

Autrement dit, c'est obtenir une mesure :

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

1- Quantification **relative**

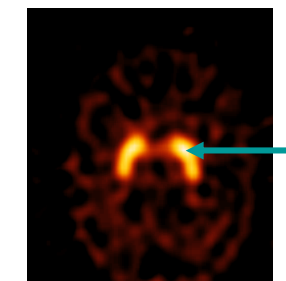
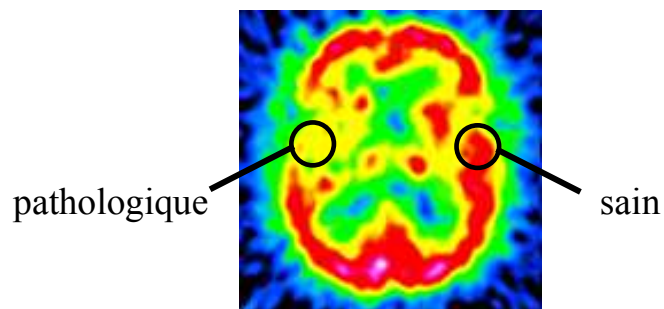
➡ rapport de concentration entre 2 régions (tissus sain/pathologique)

2- Quantification **absolue**

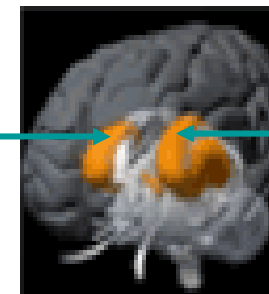
➡ mesure de la concentration de radiotracer d'un organe (kBq/mL)

➡ mesure de volume

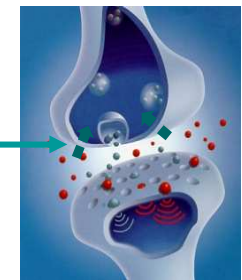
Deux
types de
quantification



intensité du signal
dans une région



concentration de radiotracer
(kBq/mL)

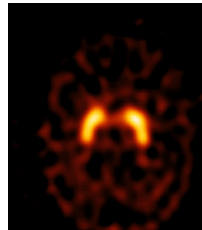


information sur
la densité des
transporteurs
dopaminergiques

Pourquoi quantifier ?

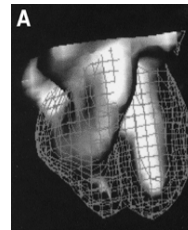
Pour obtenir une caractérisation **objective** des observations, susceptible d'améliorer :

- Le diagnostic **différentiel**



densité de transporteurs dopaminergiques
→ type de démence (Parkinson, à Corps de Lewy)

- La prise en charge **thérapeutique**



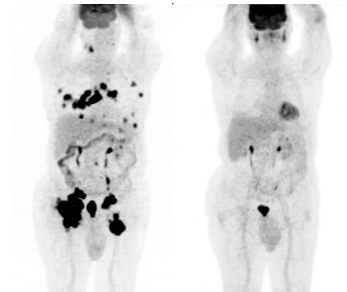
fraction d'éjection → traitement

- 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

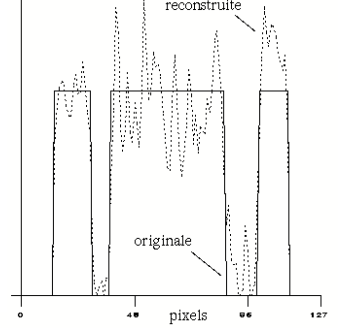
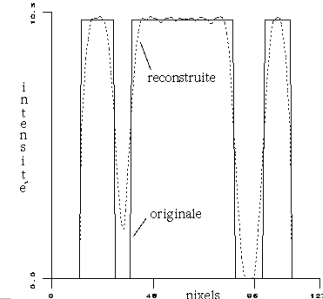
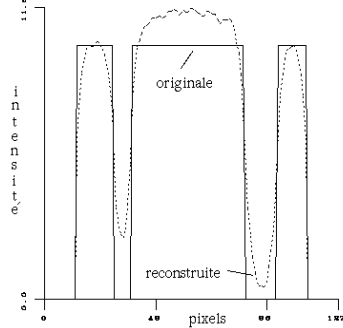
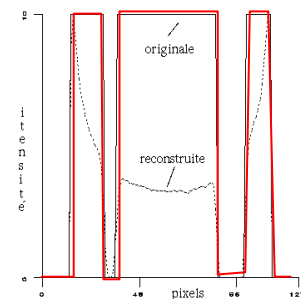
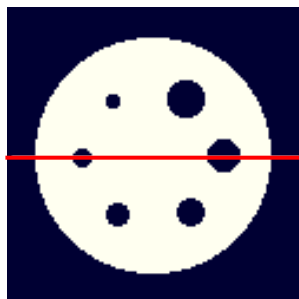
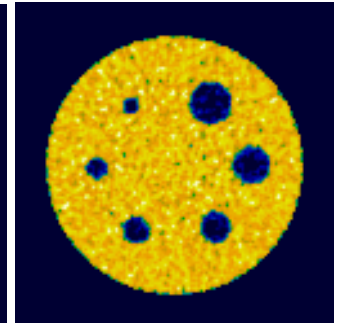
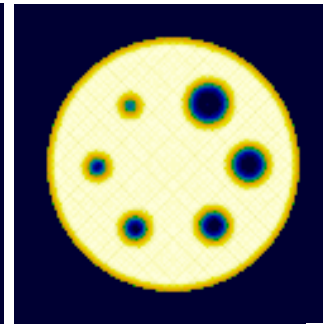
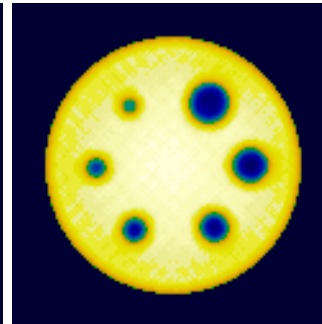
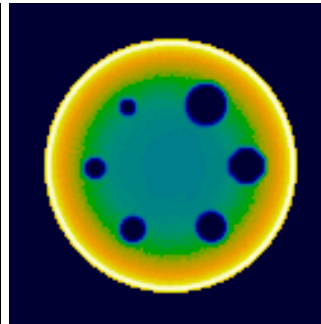
l'atténuation

le diffusé Compton

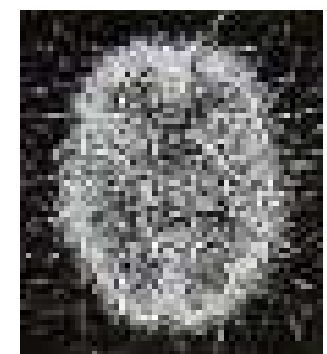
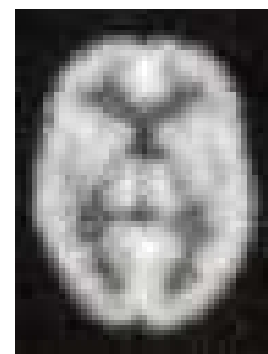
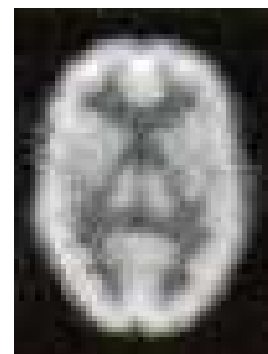
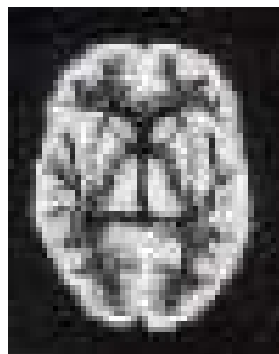
la perte de résolution

le bruit

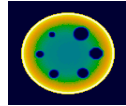
Coupe transverse d'un cylindre "chaud" avec des sphères "froides"



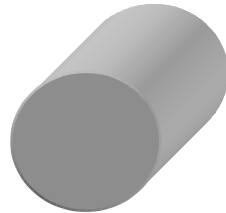
Coupe transverse Cérébrale



Le phénomène d'atténuation

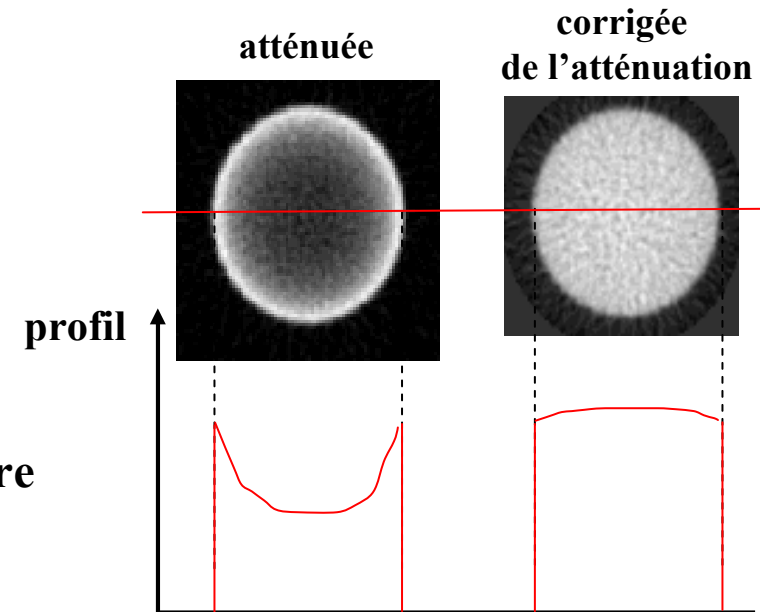


Acquisition d'un cylindre rempli d'une solution homogène de ^{99m}Tc



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

↔ perte de signal !

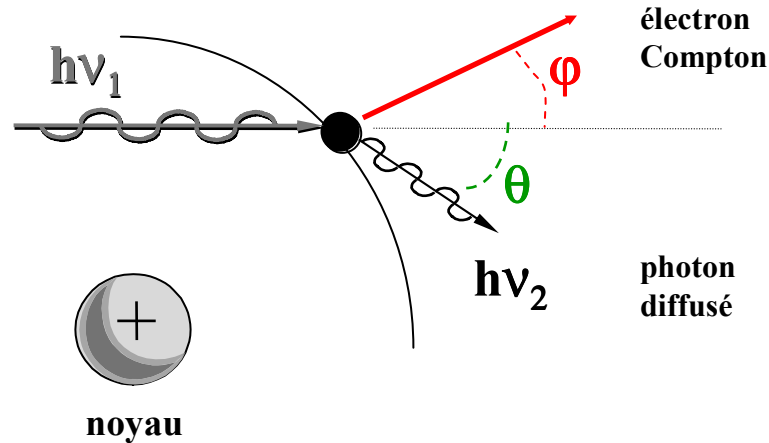
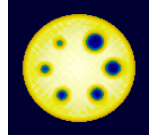


Les photons sont atténués sur leur trajet et ce, proportionnellement au coefficient d'atténuation des tissus rencontrés.

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

➔ utilisation du TDM X

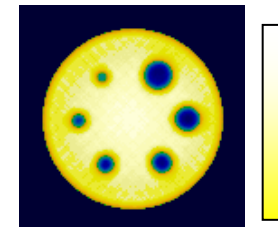
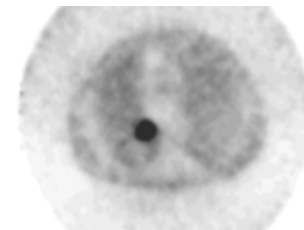
Le phénomène de diffusion Compton



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

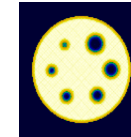
Manifestation du diffusé :

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

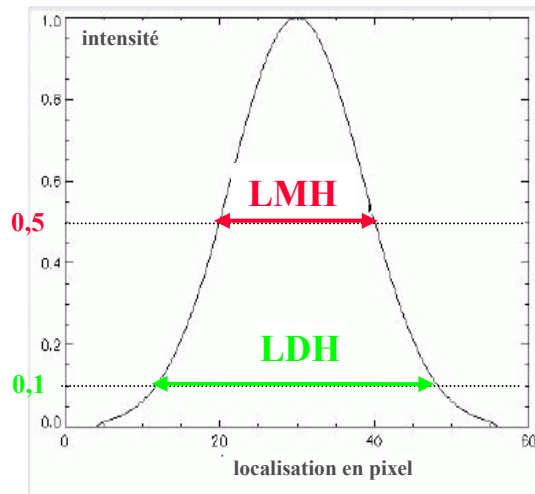
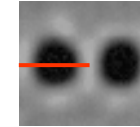


Le diffusé en Médecine nucléaire :

de 30% en TEMP à 45 % en TEP 3D



Résolution spatiale : capacité à différencier 2 points



LMH = largeur a mi-hauteur

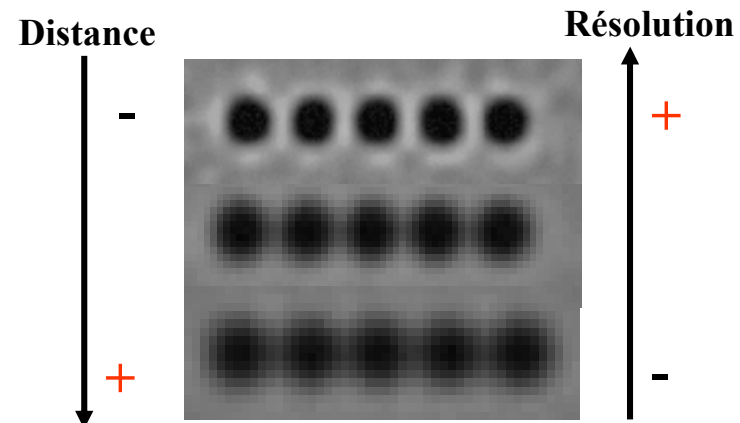
(FWHM = Full Width at Half Maximum)

LDH = largeur au dixième de la hauteur

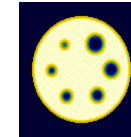
(FWTM = Full Width at Tenth Maximum)

La résolution spatiale est fonction

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

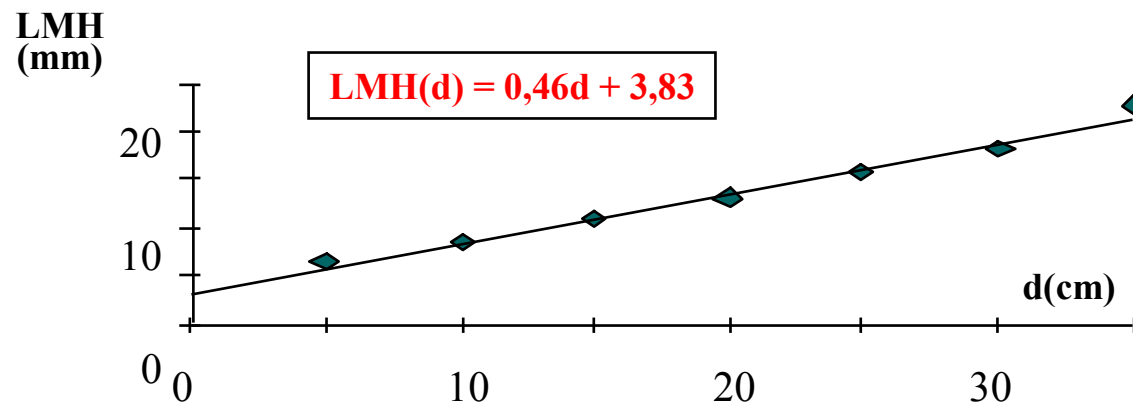
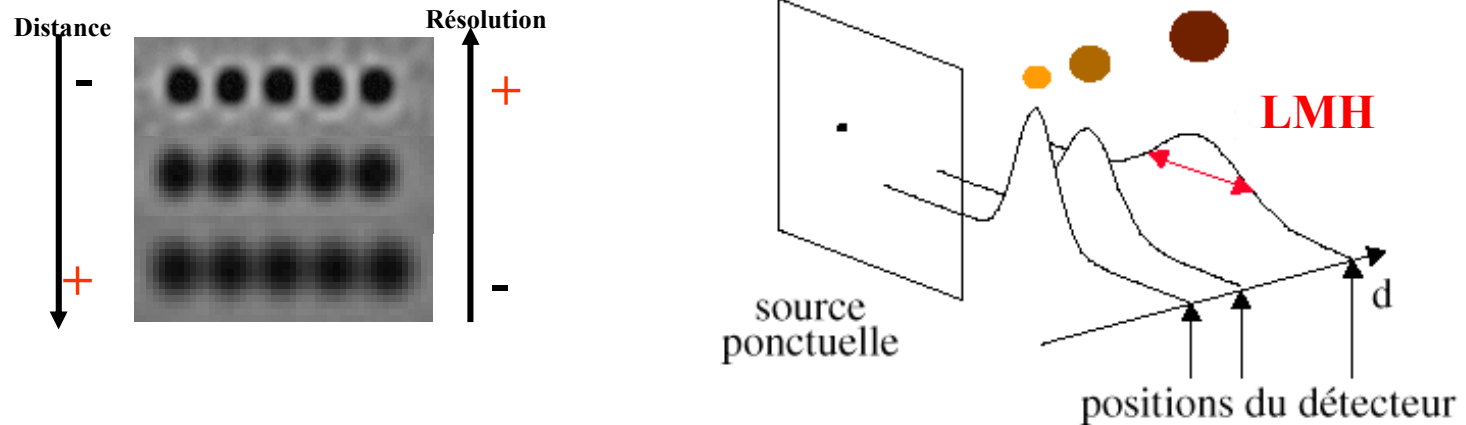


Résolution spatiale variable avec la distance (non stationnaire)



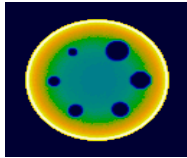
[2]

Variation de la résolution spatiale avec la distance :

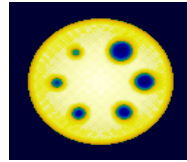


⇒ distorsions dans les images tomographiques reconstruites

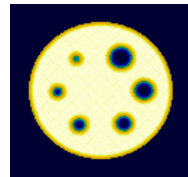
Phénomènes courants de dégradations des images...



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) !!!**

Effet de Volume Partiel (EVP)

[1]

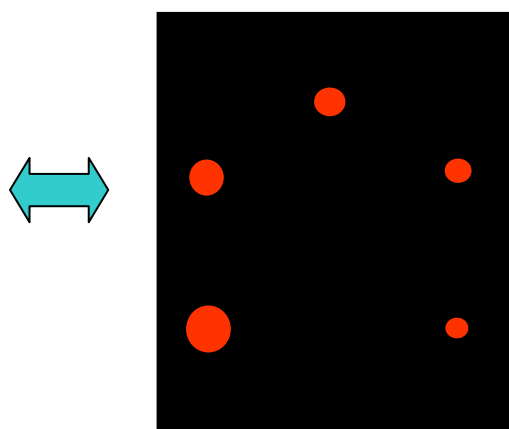
Expérience : on met **la même concentration** (kBq/mL) de ^{99m}Tc dans 5 sphères de taille différentes.

On fait une acquisition planaire avec une gamma caméra.

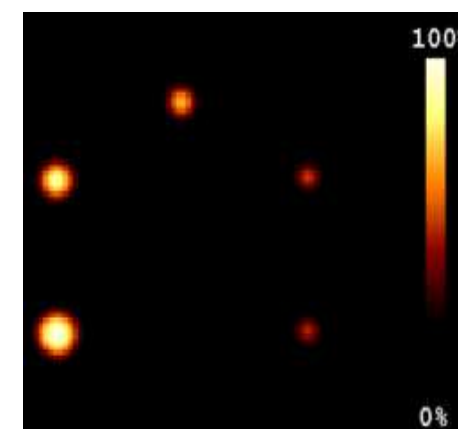


Qui dit **même concentration** dit même nombre de photons émis et normalement détectés par unité de surface.

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

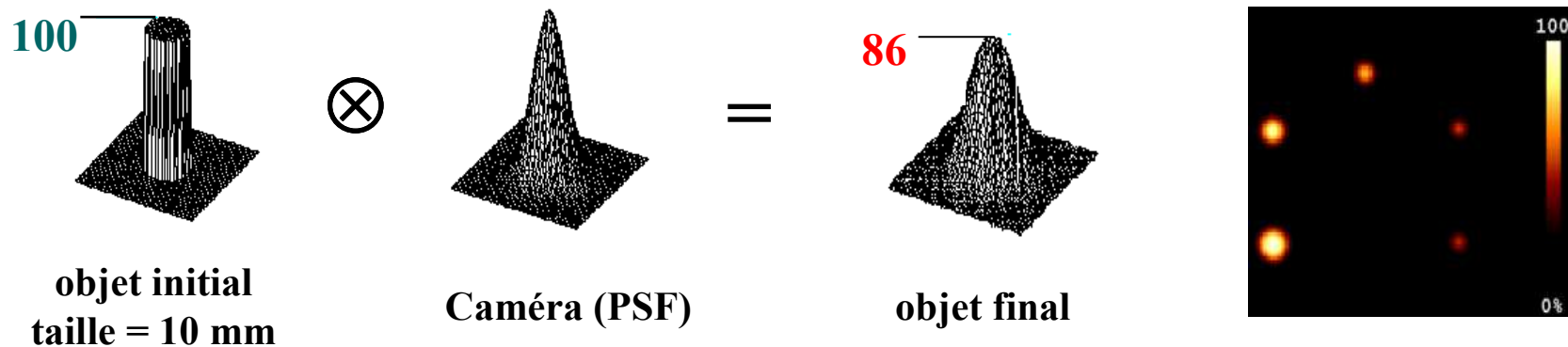


Or...ce n'est pas le cas :



⇒ 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 et ses conséquences

[1]

2 types de mouvements :

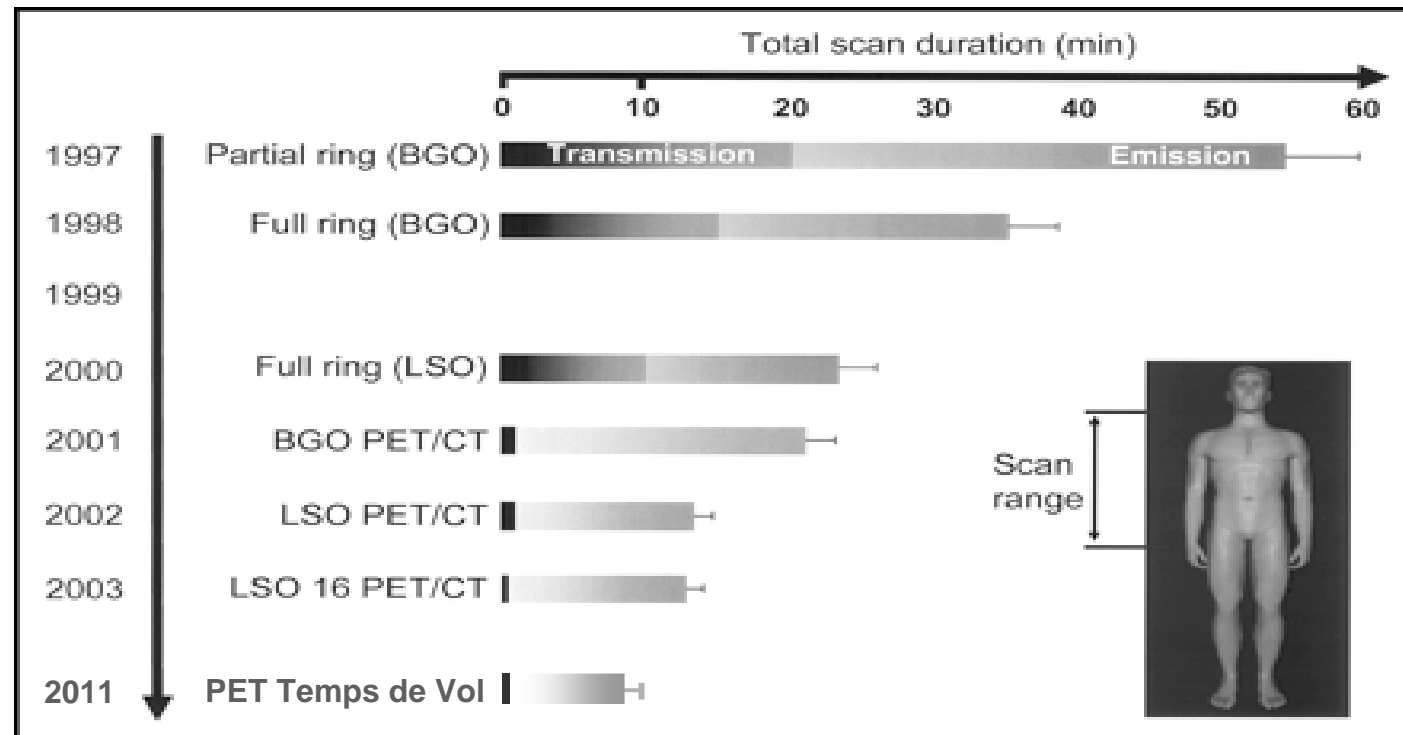
fortuits

physiologiques : cardiaque, respiratoire

Mouvements fortuits

⇒ tendre vers des examens plus courts

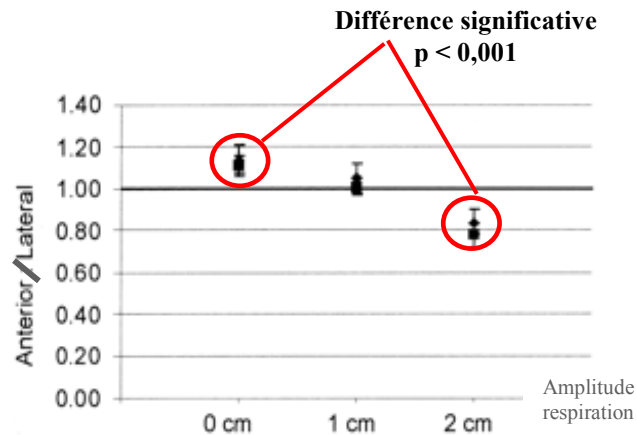
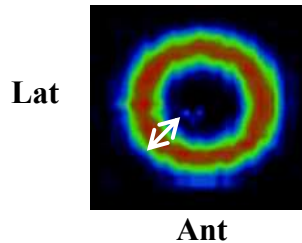
TEP/TDM X



Mouvement respiratoire

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

TEMP cardiaque



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

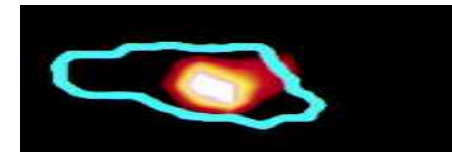
Pitman et al, J Nucl Med 2002:1259-1267

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

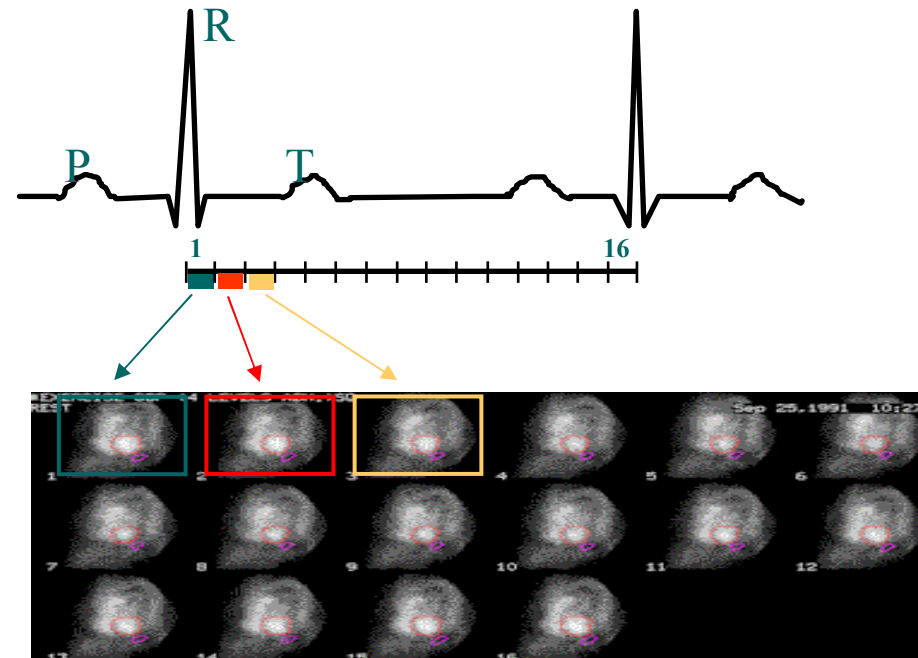
Mouvement cardiaque

Influence limitée aux études cardiaques

Acquisition TEMP
synchronisée à un ECG
(Gated TEMP)



Traceur : Sestamibi marqué au ^{99m}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



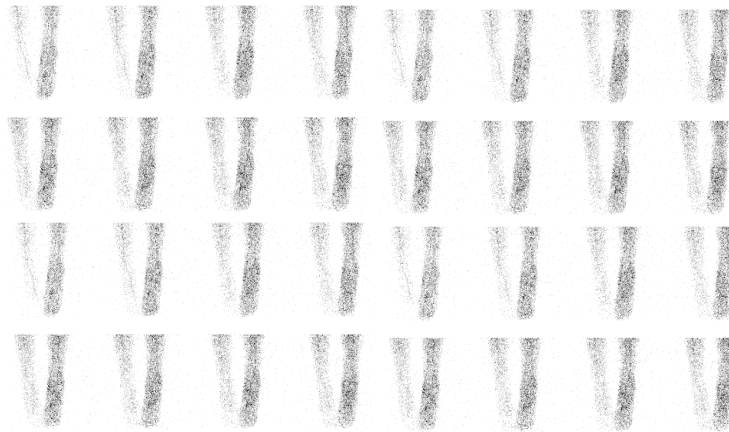
**Exemples d'examens
de médecine nucléaire
nécessitant d'utiliser une
quantification...relative**

Exemple n°1 de quantification

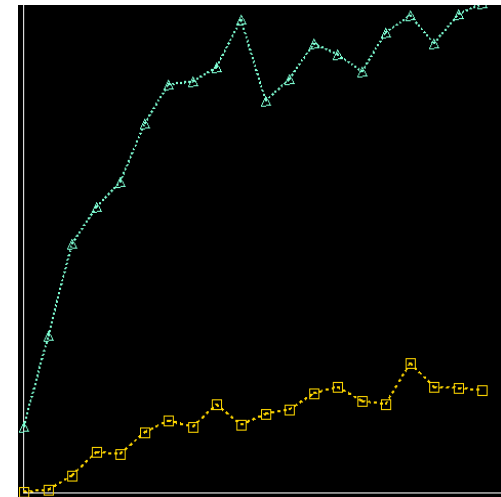
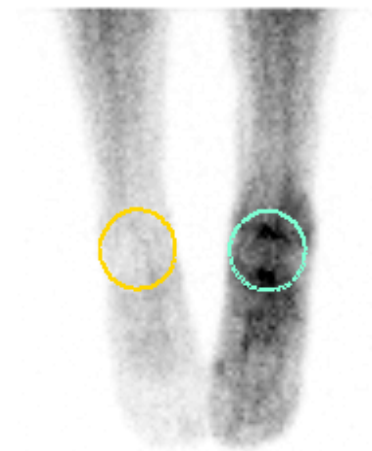
Le diagnostic
d'algodystrophie

⇒ Recherche d'**hyperfixations**

Traceur : Phosphonates marqués au ^{99m}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

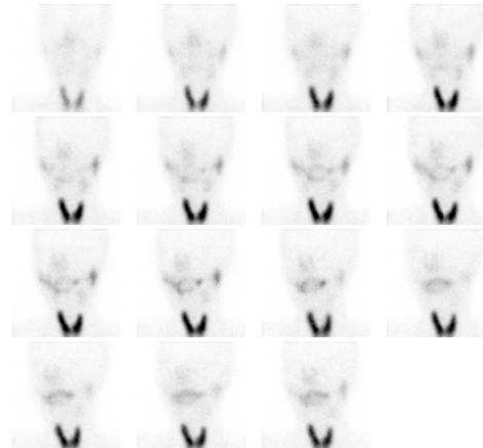
Suspicion d'un syndrome
de Gougerot-Sjogren

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

Traceur : ^{99m}Tc libre

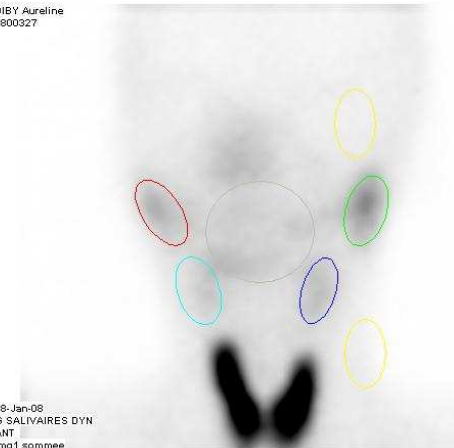
Traitement

Acquisition d'une image toutes les 30 sec



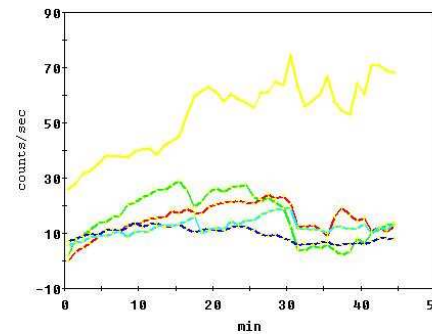
DIBY Aureline
0800327

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

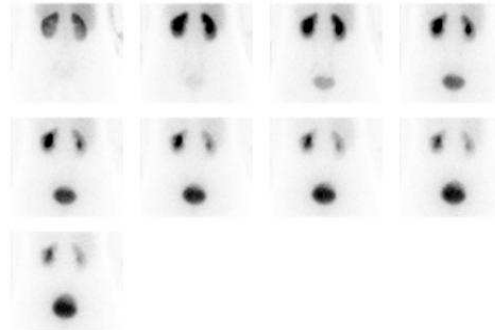
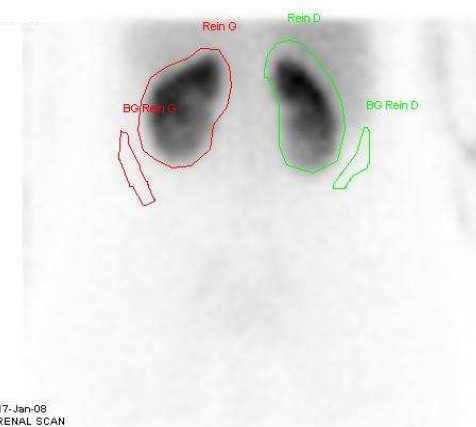


Image sommation

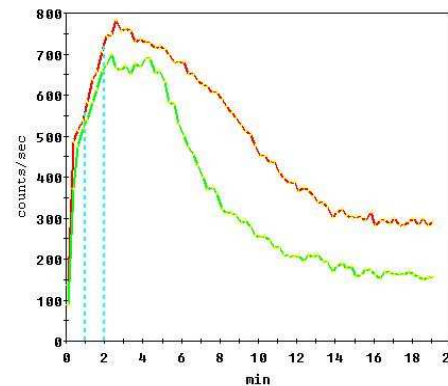


17-Jan-08
RENAL SCAN
Post
img1.somme

Traceur : DMSA marqué au 99mTc

⇒ 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 = $(ANT \cdot POST)^{1/2}$

⇒ 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)

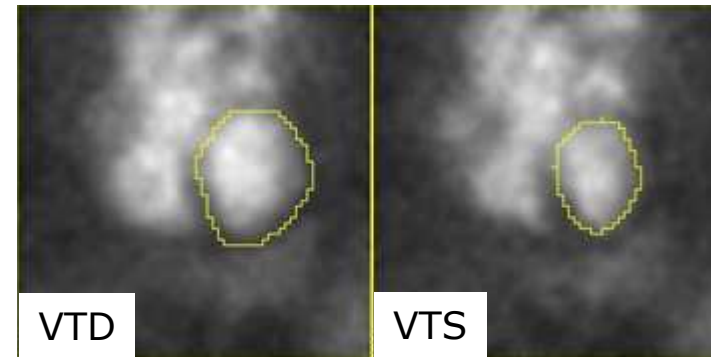
Traceur : ^{99m}Tc libre qui se fixe sur les hématies dont la membrane a au préalable été fragilisée par l'injection d'étain stanneux.

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

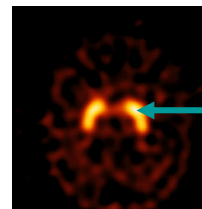
- ⇒ pas de correction d'atténuation (rapport de volume ayant subis la même atténuation)
- ⇒ correction de mouvement (gTEMP)
- ⇒ comptage au sein de ROIs, sur une série d'images

Quantification... quantification

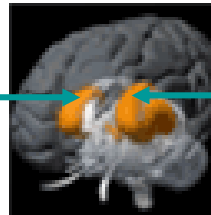
? Y a-t-il, en **routine clinique**,
un examen de médecine nucléaire
pour lequel on effectue une
quantification...**absolue** (un peu plus poussée) ?

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

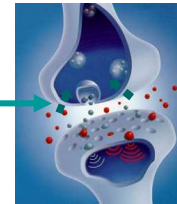
➔ Mesure de la concentration de radiotracer d'un organe (kBq/mL)



intensité du signal
dans une région



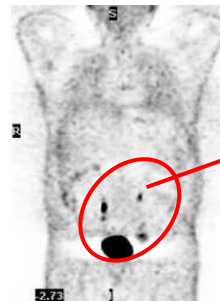
concentration
de radiotracer
(kBq/mL)



information sur la
densité des
transporteurs
dopaminergiques

**Pas en
routine clinique**

**Examens TEP
au 18FDG**

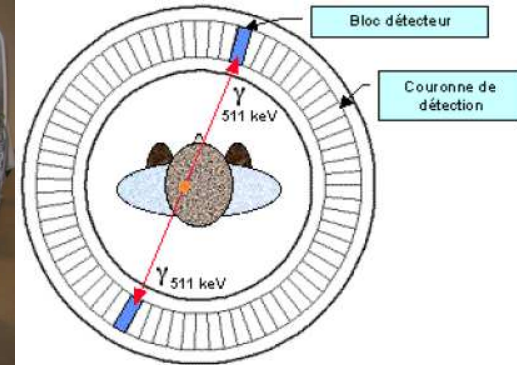
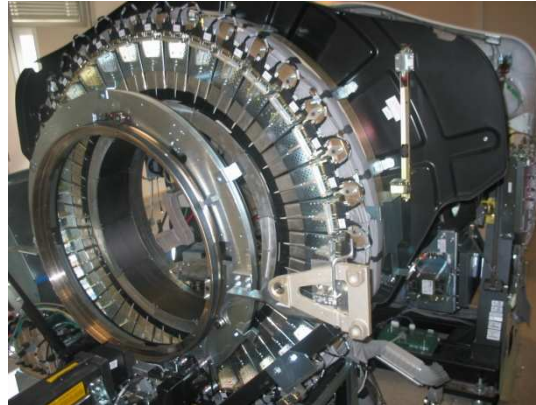


SUV ?

**En
routine clinique**

➔ Mesure d'un volume

Examens TEP au 18FDG



Détection en coïncidence des photons d'annihilation du β^+

De nos jours TEP/TDM X

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

Principaux isotopes :

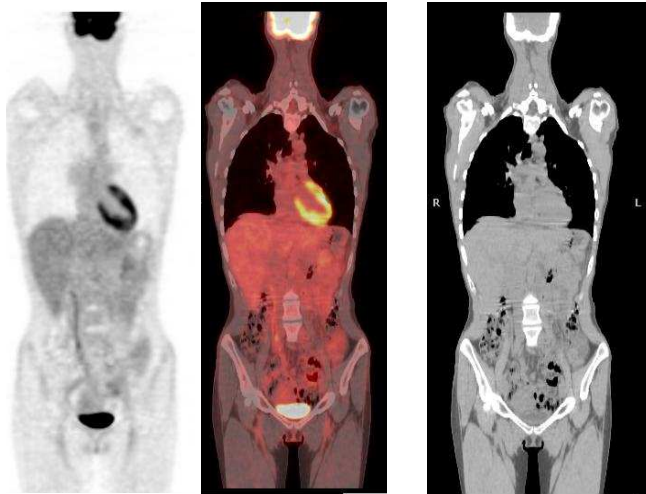
Oxygène 15	$T_{1/2}$	2 minutes
Azote 13	$T_{1/2}$	10 minutes
Carbone 11	$T_{1/2}$	20 minutes
Fluor 18	$T_{1/2}$	109 minutes

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

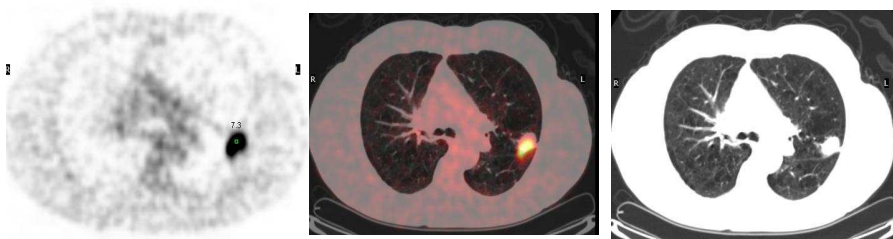
(Standard Uptake Value)

⇔ 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

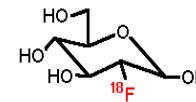
Attention aux biais de calcul de la valeur de ce SUV car....

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

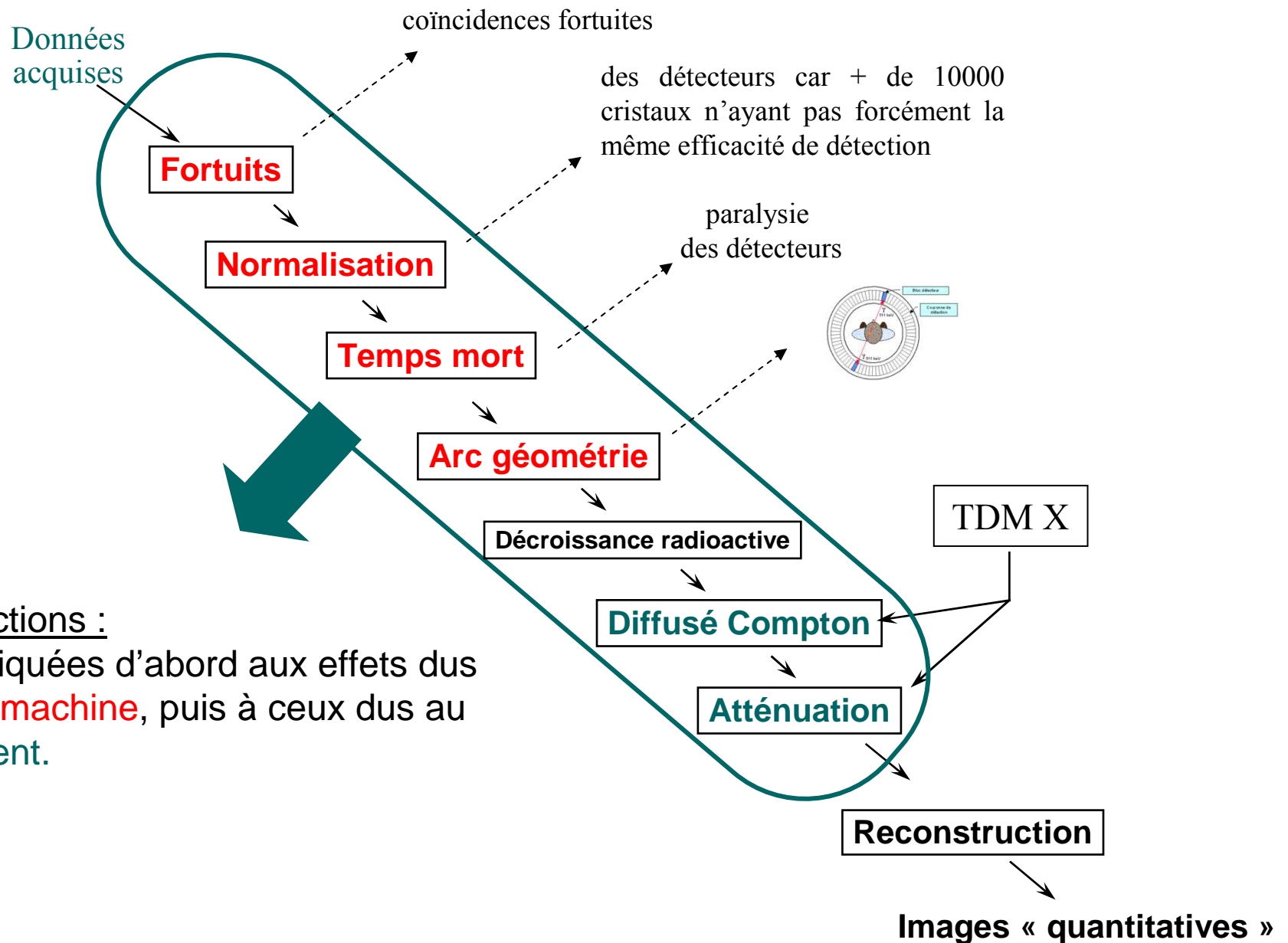


✓ décroissance radioactive

Reconstruction tomographique
(défauts/bruit électronique...)

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

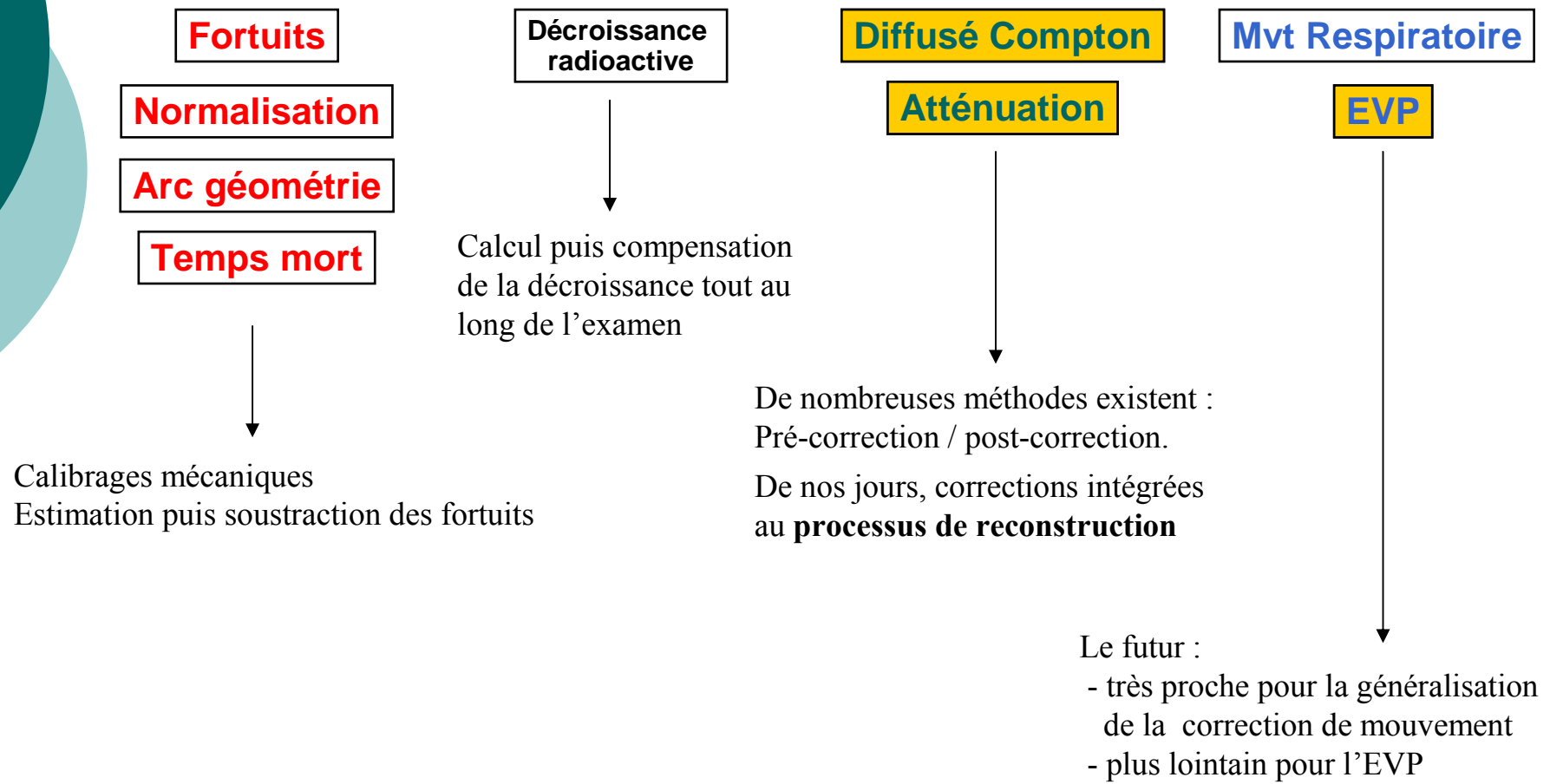
Quantification en TEP : schéma général actuel de correction



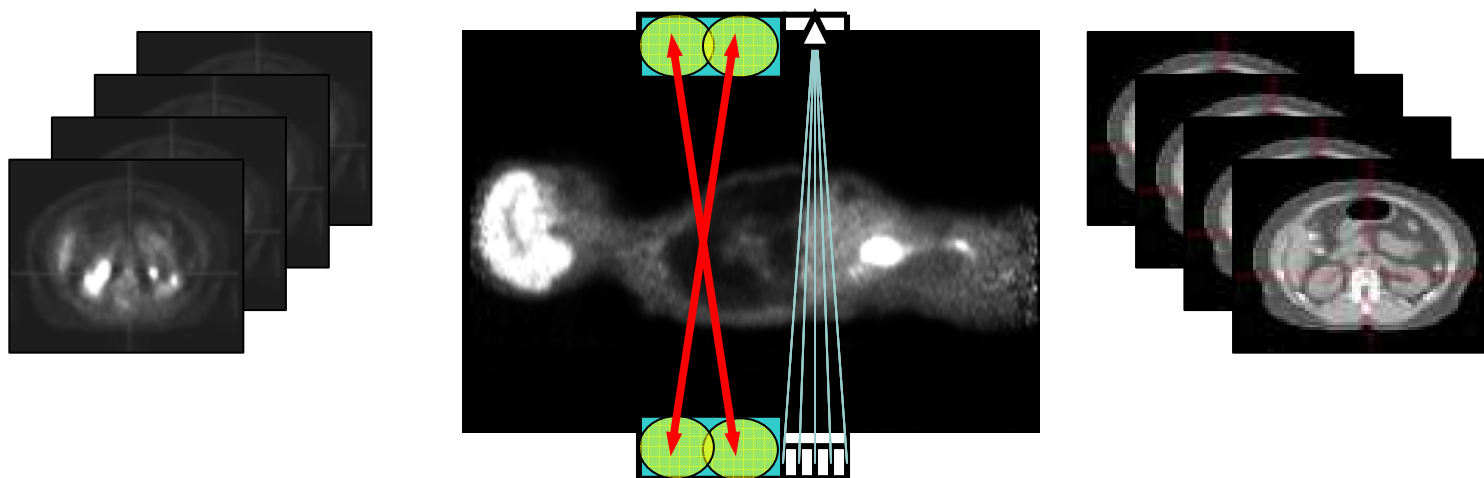
Corrections :

appliquées d'abord aux effets dus à la **machine**, puis à ceux dus au **patient**.

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

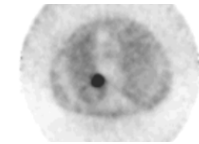
Diffusé Compton

EVP

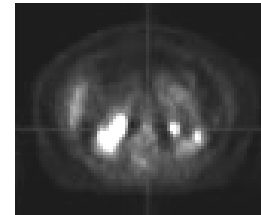
Prix ~ 2 à 2,5 M euros

Quantification des images TEP : correction du diffusé Compton

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.

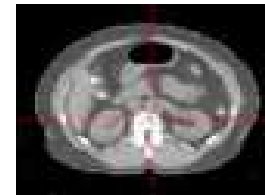


- distribution d'**émission** connue
(~ images reconstruites sans correction de la diffusion)



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

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



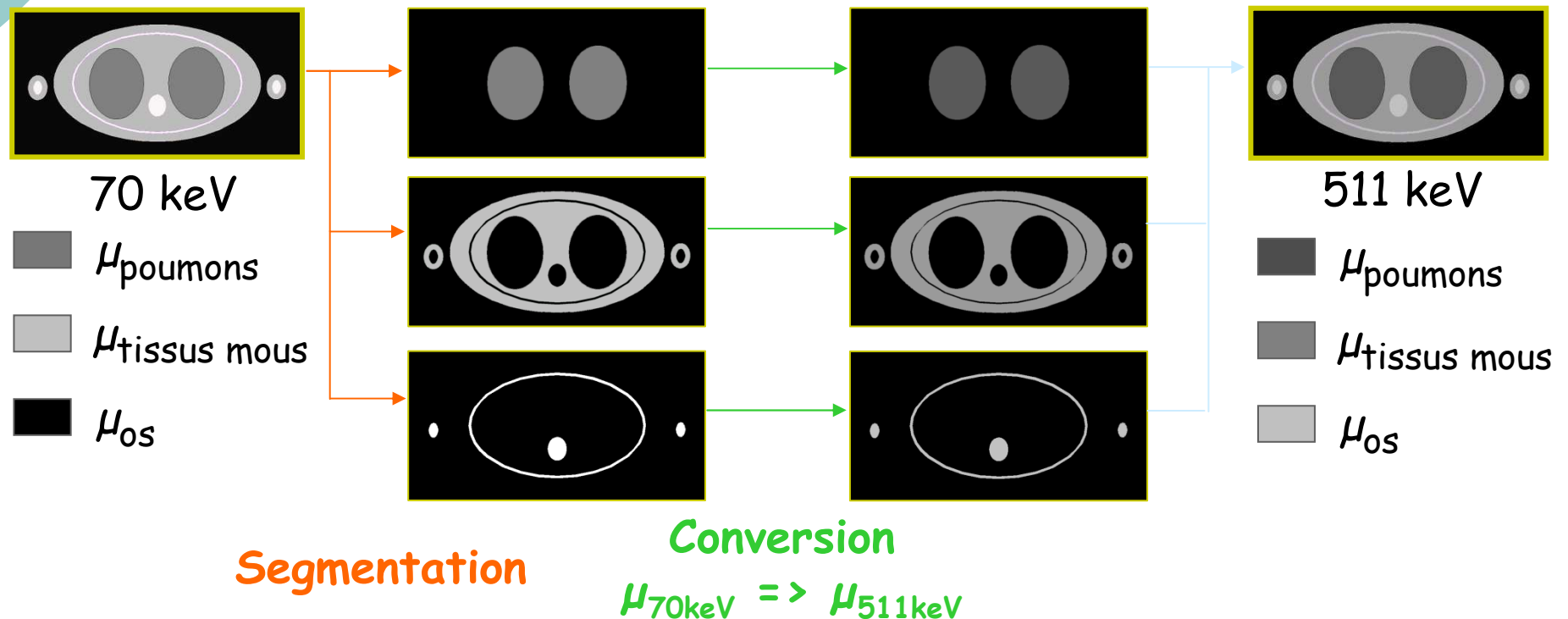
les caractéristiques du milieu dans lequel on doit propager les photons sont donc connues

⇒ estimation de la contribution du diffusé

Pour finir, soustraction de la contribution du diffusé ainsi estimée

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

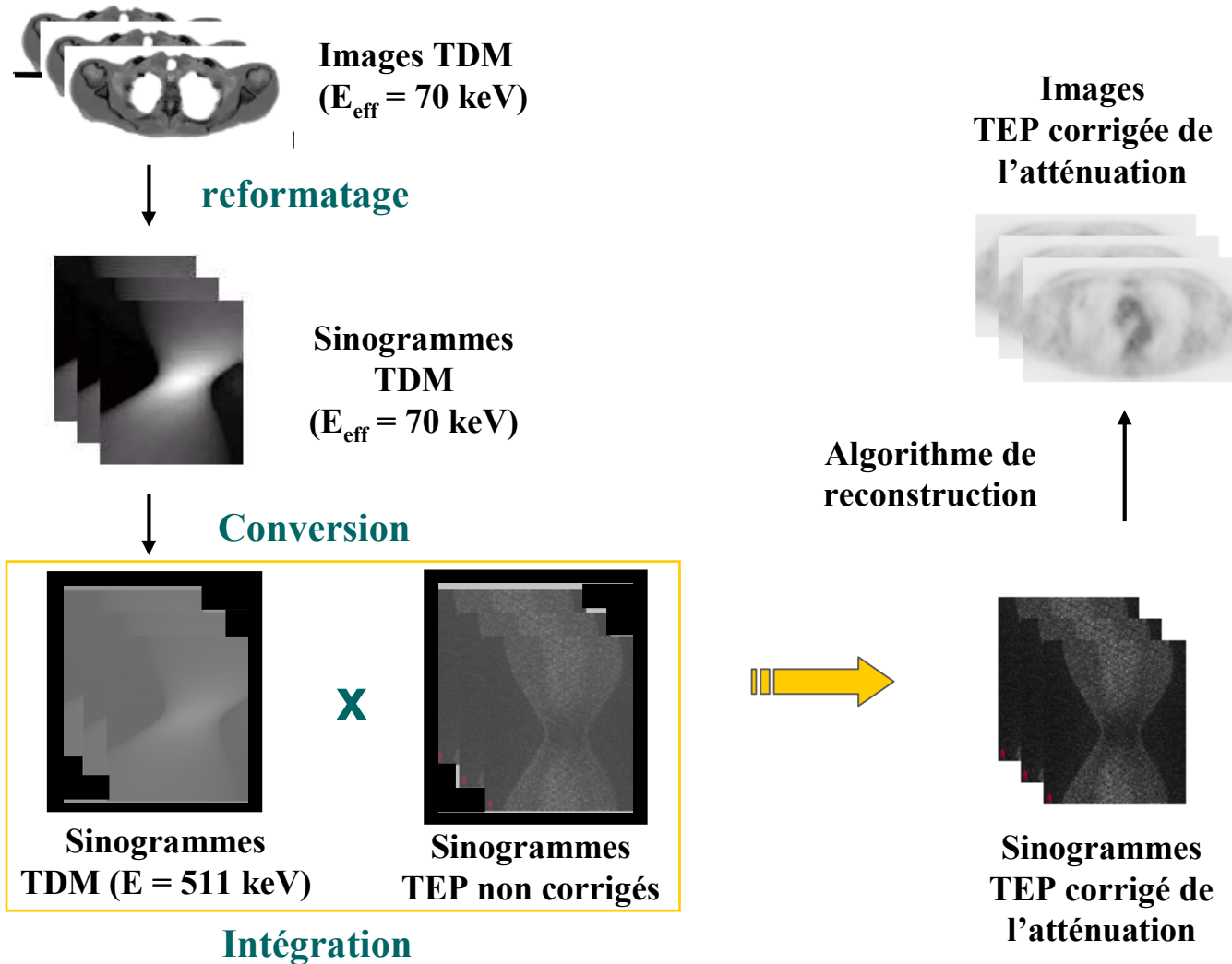
- 1 Sous-échantillonnage des images du TDM X de 512 \rightarrow 128 pixel (TEP)
- 2 L'énergie effective (E_{eff}) du faisceau de rayons X utilisé en TDM X \approx 70 keV.
L'énergie des photons d'annihilation du 18FDG est de 511 keV
 \rightarrow conversion de 70 à 511 keV par **segmentation** des images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



Quantification des images TEP : correction de l'atténuation

[2]

Donc



Quantification des images TEP : correction de l'atténuation [3]

Résultat qualitatif :



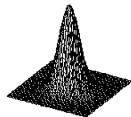
Coupe sagittale

Quantification des images TEP : correction de l'EVP

Rappels :



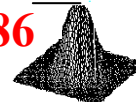
objet initial
taille = 10 mm



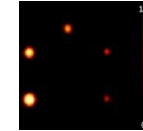
Caméra (PSF)

=

86



objet final



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**

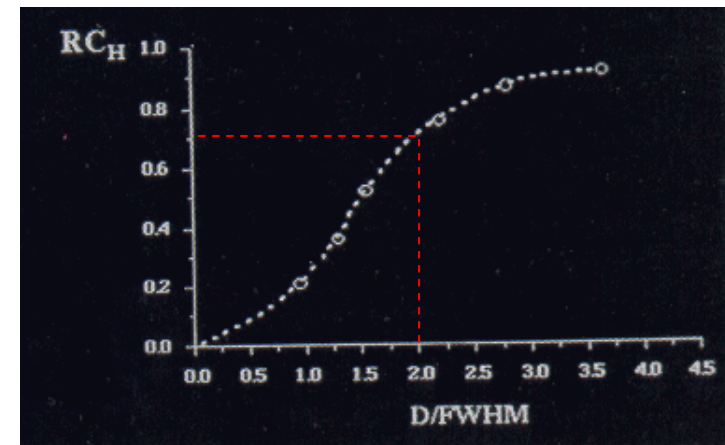
(RC = Recovery Coefficient)

ex : FWHM caméra = 6 mm

taille tumeur = 12 mm

$D/\text{FWHM} = 2$ et donc $\text{RC} = 0,6$

\rightarrow Il faudra multiplier l'intensité trouvée dans la tumeur par $1/0,6 = 1,66$

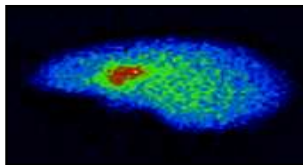


Comment se sert on de ces corrections ?

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 :

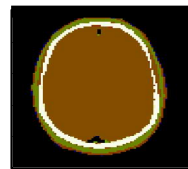
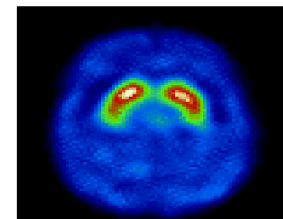
- ✓ la diffusion Compton
- ✓ l'atténuation
- ✓ la perte de résolution avec la distance
- ✓

projections
acquises



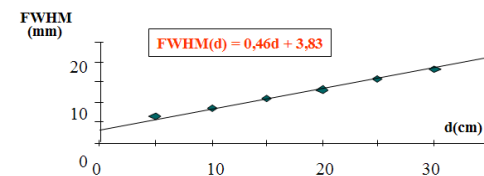
$$p = R f$$

objet à
reconstruire



carte des μ

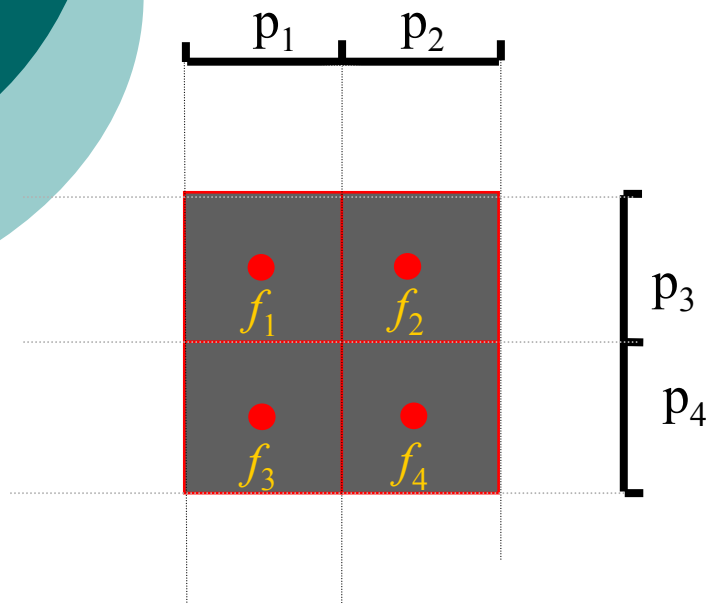
Modèle
du diffusé



Comment on incorpore ces corrections à la matrice R ?

[1]

Création de R avec des considérations purement géométriques



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

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

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

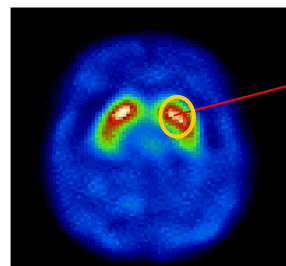
Rappel :

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

Mais

Sur une image, l'intensité est en nombre de coups (de photons détectés) et pas en kBq/mL !

Il va donc falloir déterminer, expérimentalement, un facteur d'étalonnage.



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.

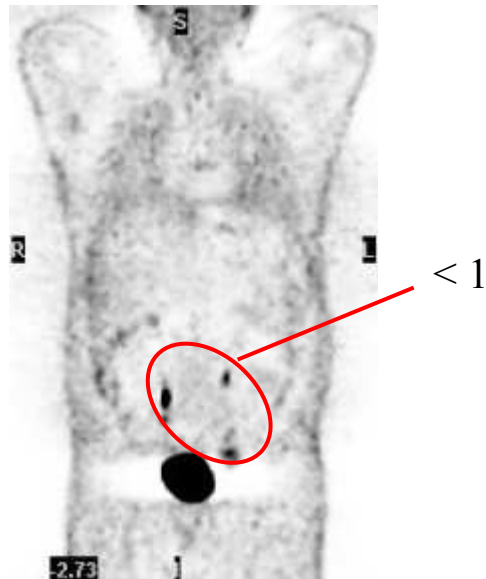
Quantification en TEP : résultat

Notion
de SUV_{Max}

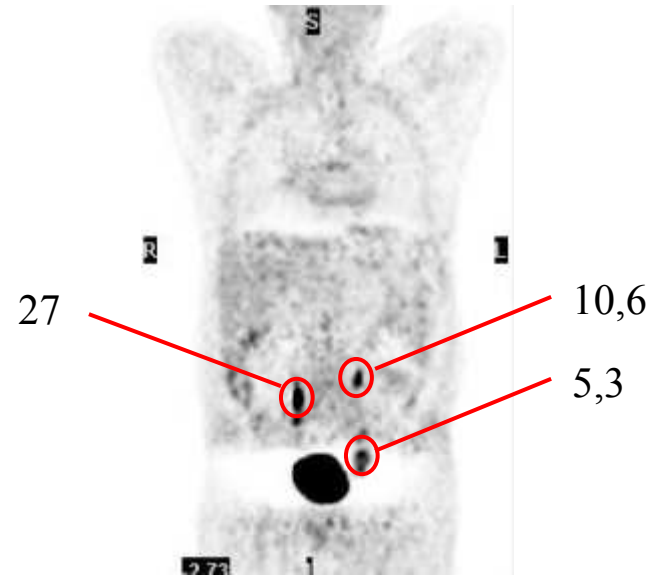
On sait que pour les petites structures, l'effet de l'EVP est très important. Or la correction de l'EVP n'est pas encore implémentée sur les TEP/TDM actuels.

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

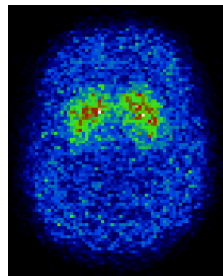


SUV_{Max} AVEC correction atténuation

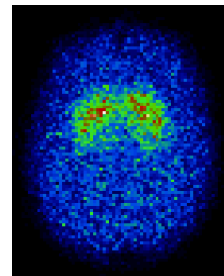


Quantification : influence respective des différentes corrections

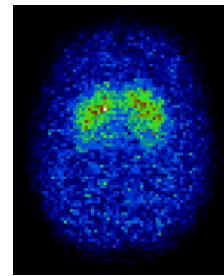
Exemple de la quantification en TEMP cérébral sur des simulations.



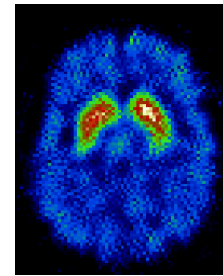
aucune correction



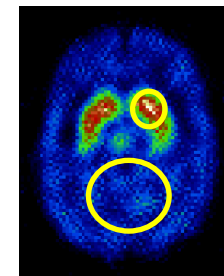
correction d'atténuation
A



atténuation diffusion
AD



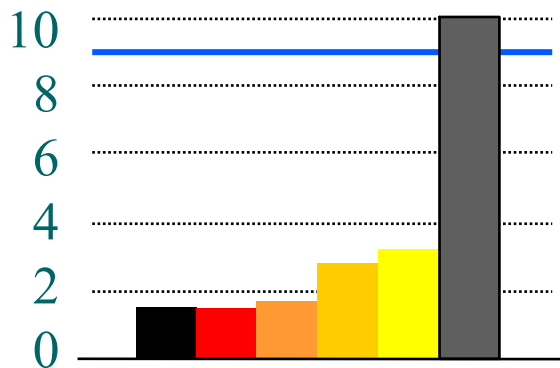
atténuation résol. spat.
AR



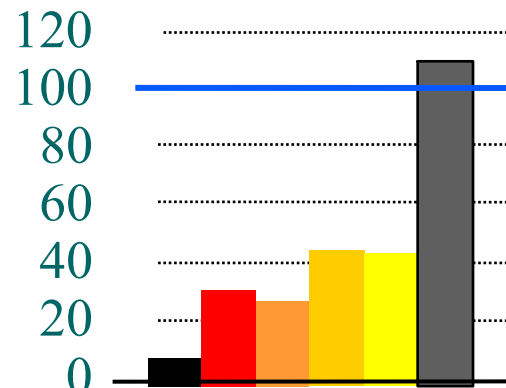
atténuation diffusion résol. spat.
ADR

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

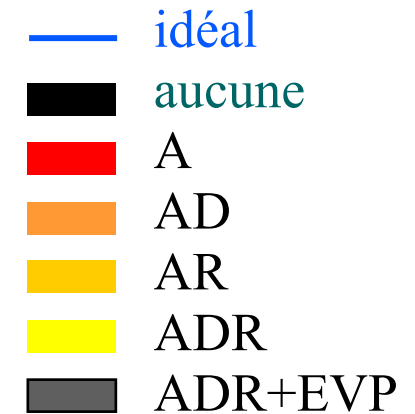
mesure du potentiel de liaison



pourcentage de l'activité restaurée

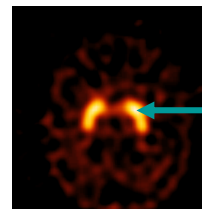


putamen

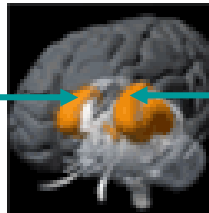


Examen pour lequel on effectue une quantification **absolue** ?

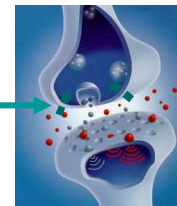
➔ Mesure de la concentration de radiotracer d'un organe (kBq/mL)



intensité du signal
dans une région



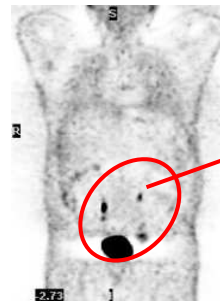
concentration
de radiotracer
(kBq/mL)



information sur la
densité des
transporteurs
dopaminergiques

Pas en
routine clinique

Examens TEP
au 18FDG



SUV ?

En
routine clinique

➔ **Mesure d'un volume** (éléments de réflexion)

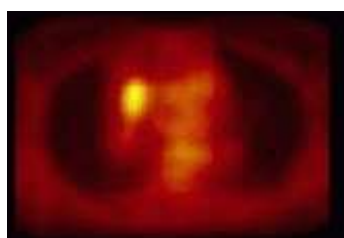
Mesure d'un volume en médecine nucléaire

Information de plus en plus utilisée :

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



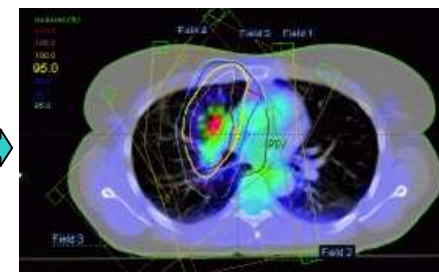
TDM X



scintigraphie



Fusion
TDM X
+
scintigraphie



Plan de traitement
"dosimétrie"

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

- contourage manuel
- seuil fixe, e.g. $SUV > 2,5$
- par seuillage ou isocontour défini à partir du SUV_{max} (e.g., 50%)
- par seuillage, prenant en compte l'activité métabolique autour la tumeur

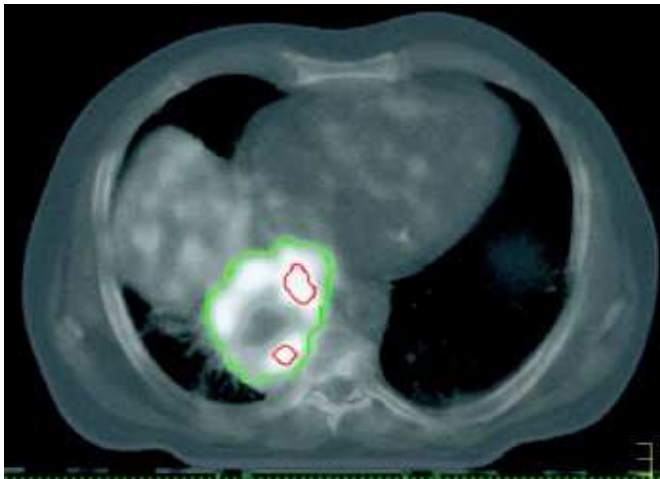
....

....

Mesure d'un volume en médecine nucléaire

Problématique

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



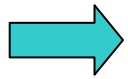
isocontour à 40% SUV_{max}

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

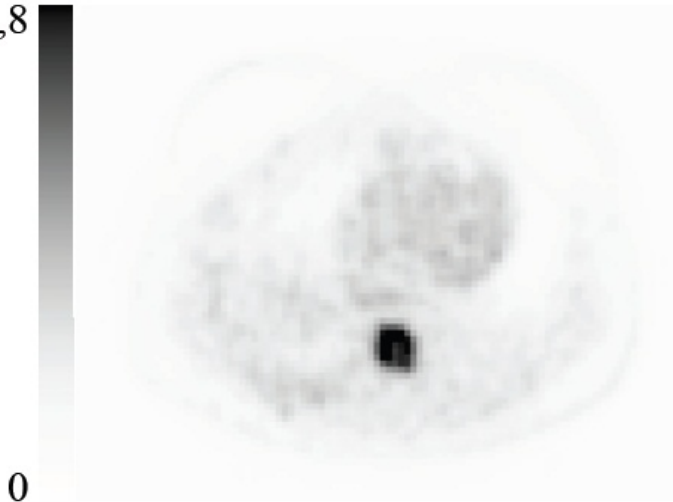


Image peu saturée

SUV=3,3

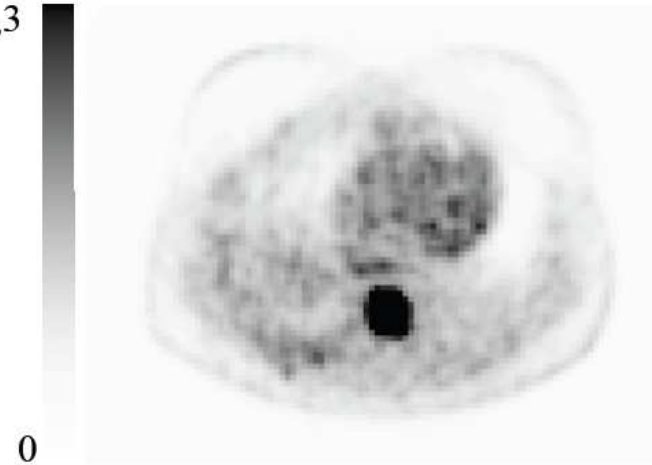
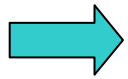


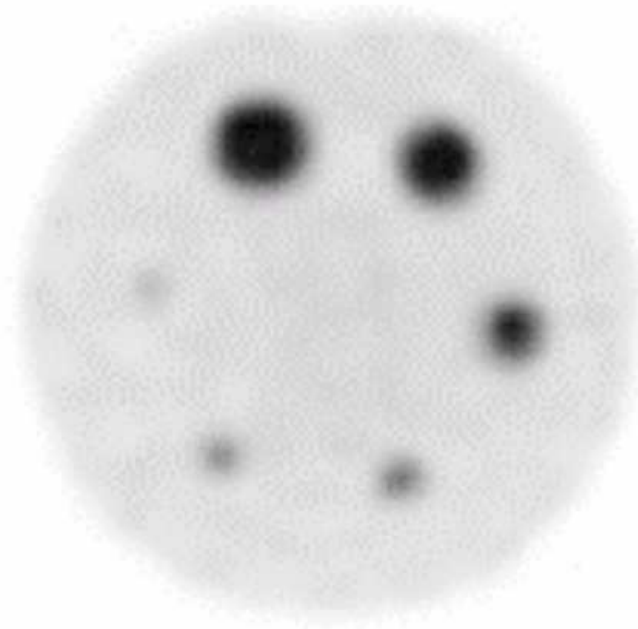
Image très saturée

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

Seuil fixe (valeur donnée de SUV)



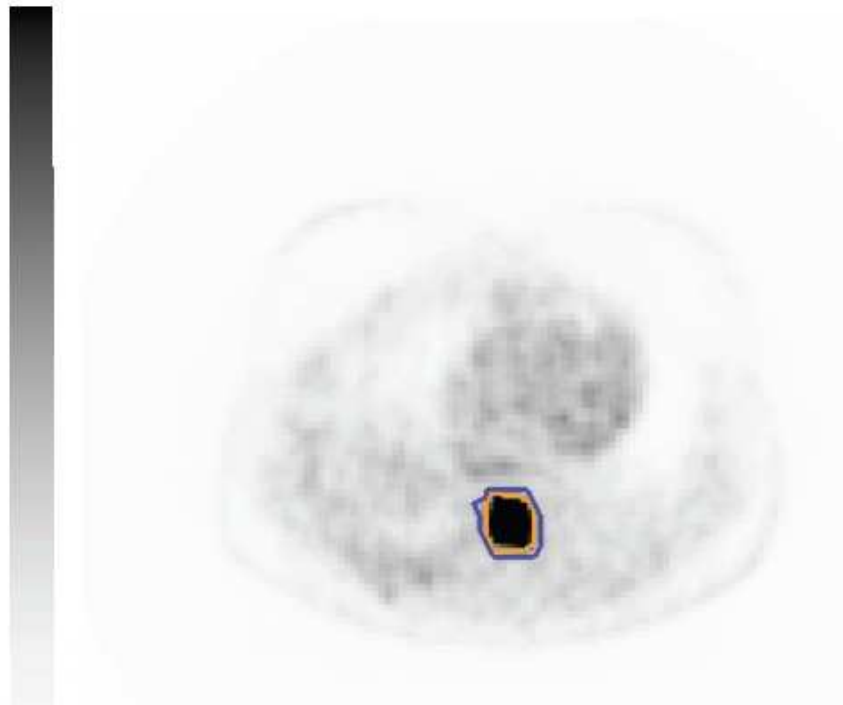
à proscrire, compte tenu de la médiocre reproductibilité des SUV d'un site à l'autre et de la **dépendance du SUV au volume** tumoral



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



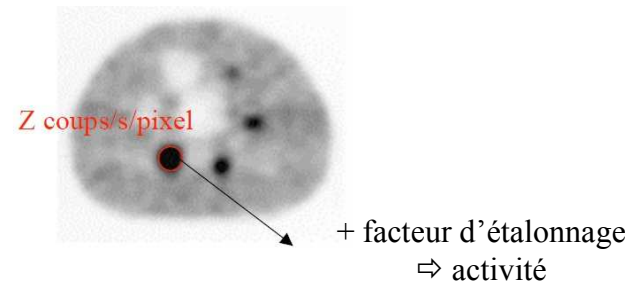
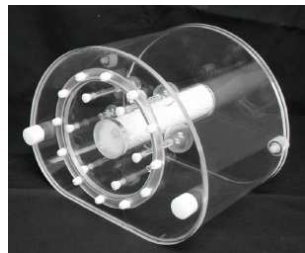
40% du $SUV_{max} = 24,2 \text{ mL}$

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

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).

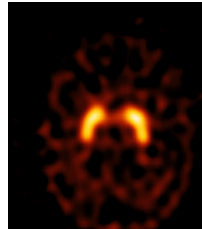


- ✓ Une fois que le choix d'une méthode a été validée, il faut s'y tenir !
- ✓ Pour la mesure de volumes, les méthodes les plus sophistiquées (complexes, longues...) sont les plus performantes
- ✓ Pas de méthode satisfaisante pour les très petites structures (< 1 cm de diamètre)

Pourquoi quantifier ?

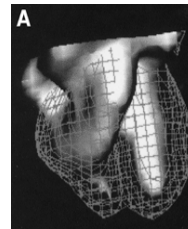
Obtenir une caractérisation **objective** des observations

- Le diagnostic différentiel



densité de transporteurs dopaminergiques
→ meilleur diagnostic précoce
de certaines démences

- La prise en charge thérapeutique



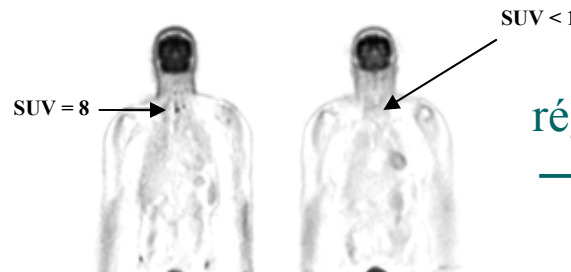
Arrêt du traitement cardiotoxique
si chute (5 pt) de la FEVG

- 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 (grand merci !!!)

P. Bourguet – Cardiologie Nucléaire – Rennes 2007

JN Talbot - Hôpital Tenon - Paris

G. Bonniau – IGR - Paris