
Quantification en tomographie d'émission de positons

Irène Buvat
U494 INSERM
Paris

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

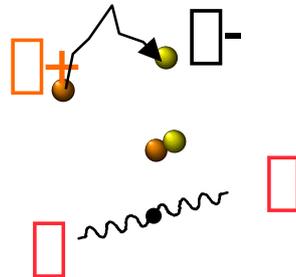
Janvier 2005

Plan du cours

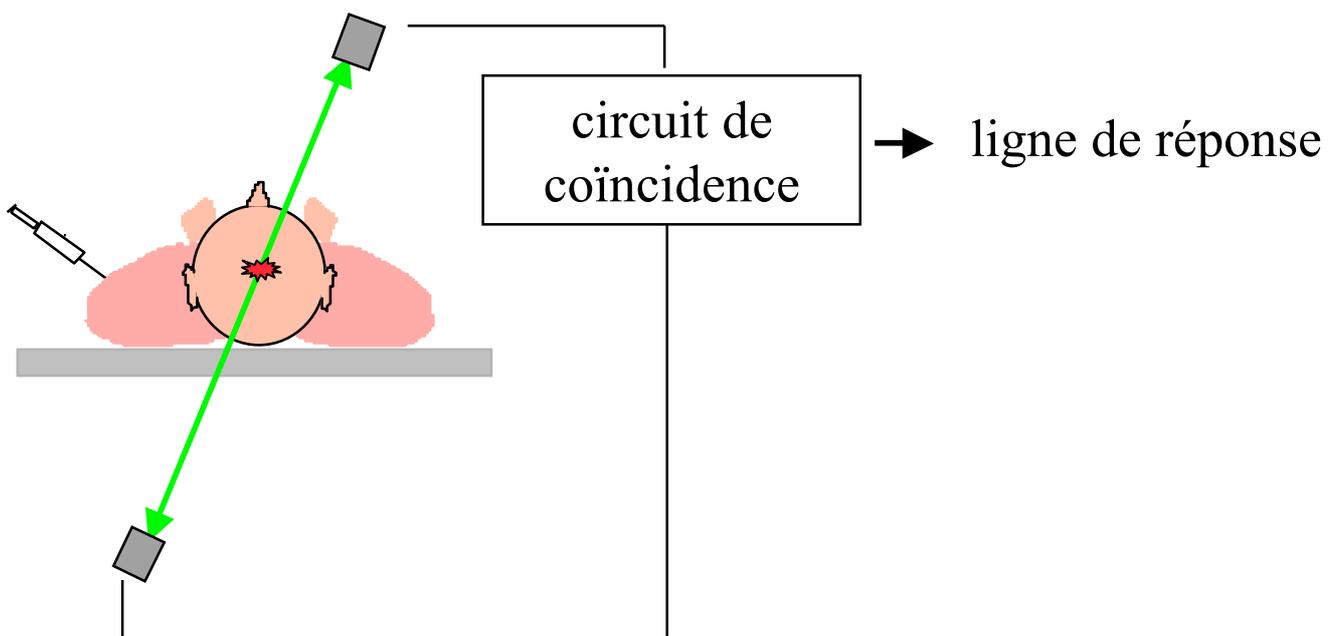
- Prérequis : rappels sur le PET
- Enjeux de la quantification en PET
- Phénomènes biaisant la quantification en PET
- Quantification en PET
 - Atténuation
Problème
Méthodes de correction
 - Diffusion
Problème
Méthodes de correction
 - Coïncidences fortuites
Problème
Méthodes de correction
 - Effet de volume partiel
Problème
Méthodes de correction
 - Mouvement
 - Normalisation
 - Temps mort
 - Etalonnage
- Au delà de la mesure d'activité : exemple du FDG

Introduction : principe du PET

- Émetteurs de positons β^+

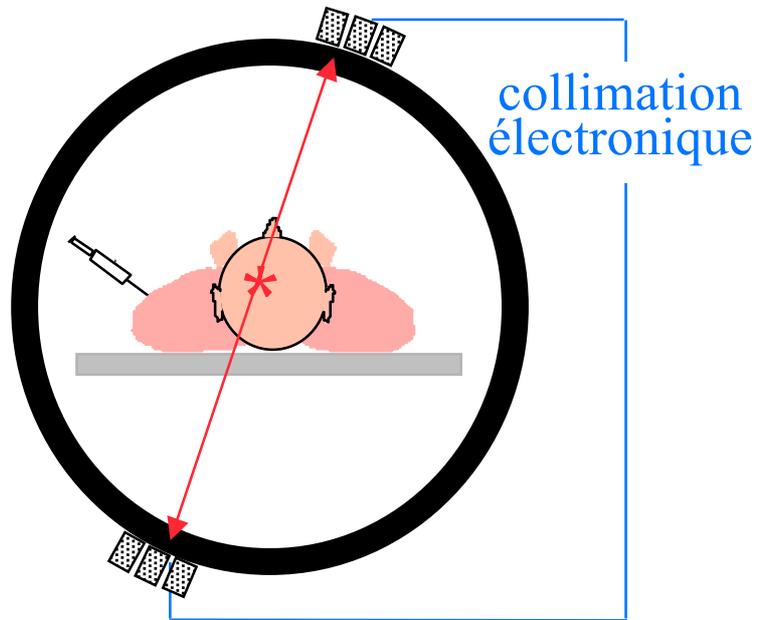


- Détection des photons gamma par un circuit de coïncidence



- 2 événements détectés **simultanément**
 - ⇒ émission d'un positon β^+ sur la ligne reliant les deux événements
 - ⇒ pas de collimateur physique : multiplication du flux incident de photons d'un facteur 10 000 par rapport au SPECT
- Fenêtre de coïncidence ~ 5 à 20 nanosecondes

Notion de ligne de réponse (LOR)

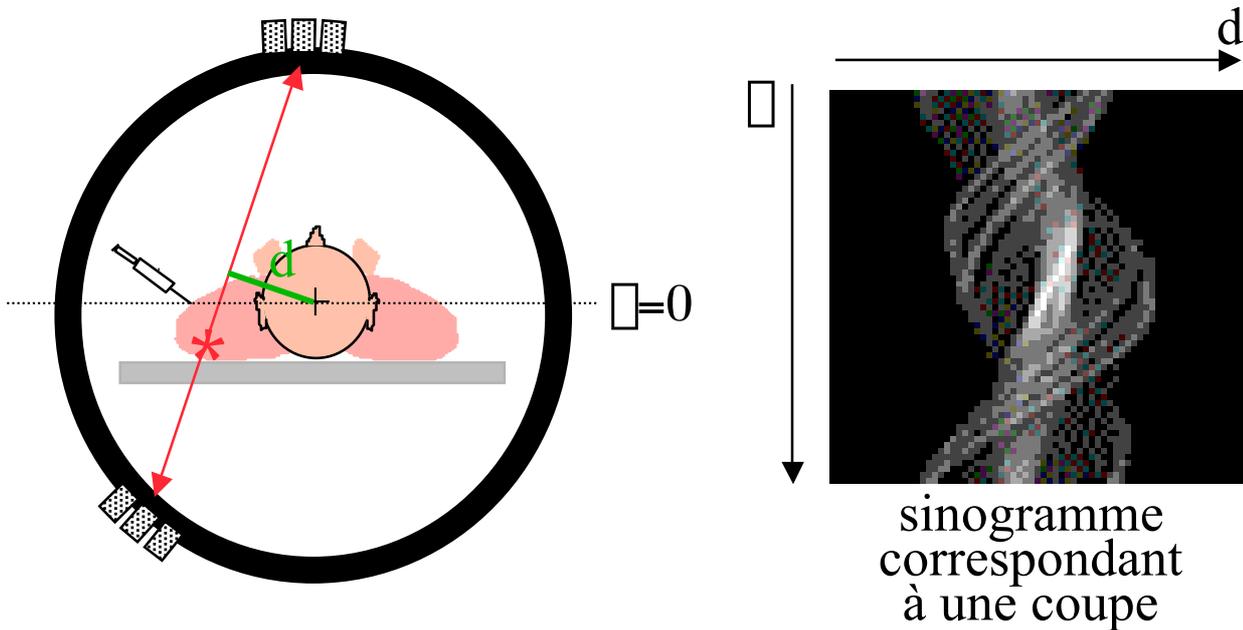


Ligne de réponse :

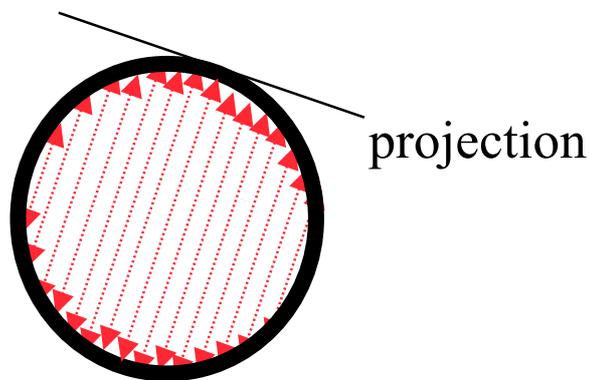
ligne joignant les 2 détecteurs ayant reçu
un signal en coïncidence

ligne de coïncidence

Notion de sinogramme en PET

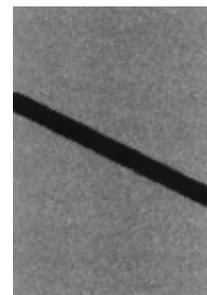


1 ligne du sinogramme : événements enregistrés sur un ensemble de LOR parallèles => 1 projection

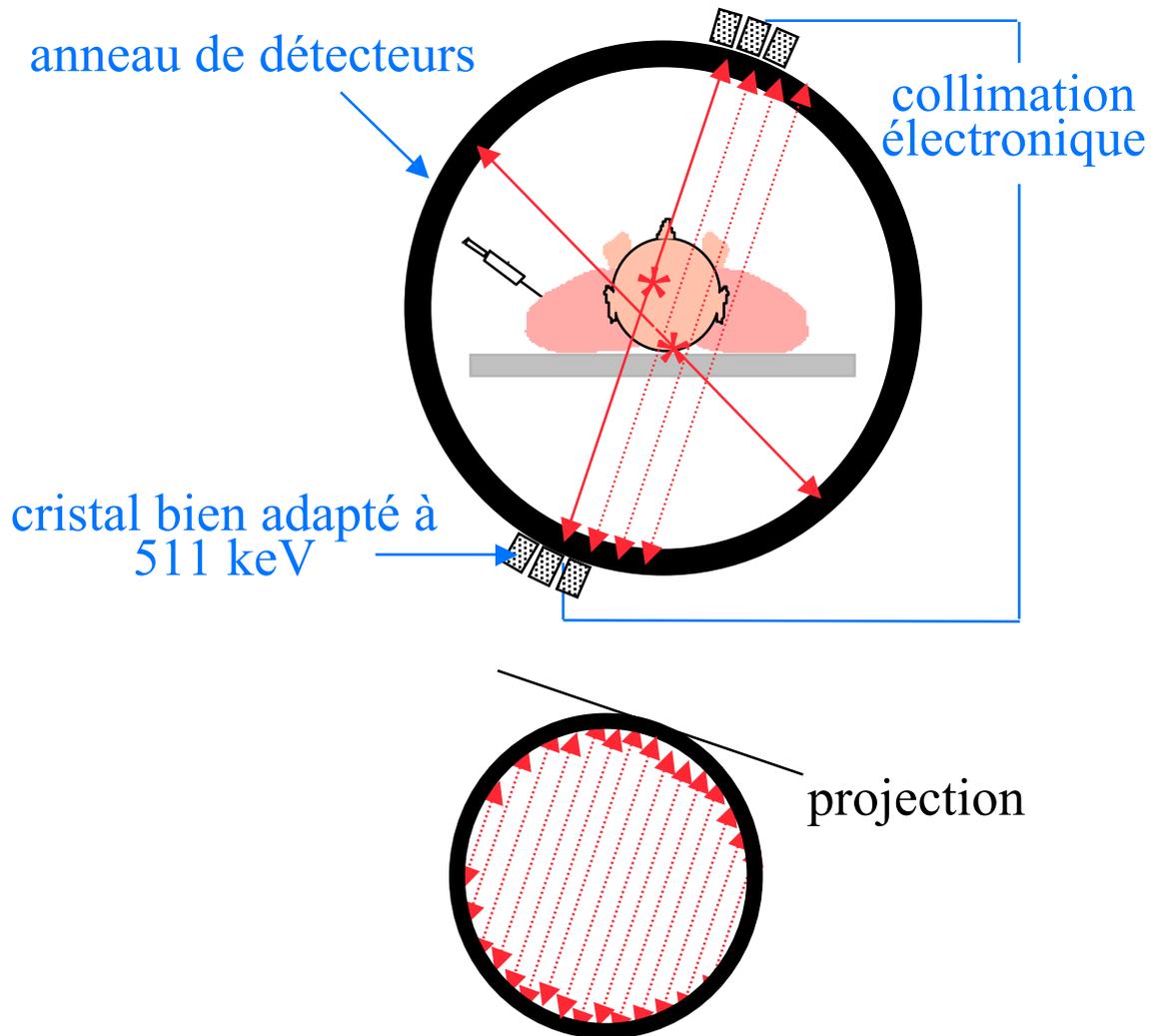


1 pixel (x, θ) du sinogramme y_i : nombre d'événements enregistrés sur la LOR repérée par la distance d et l'angle θ .

Ensemble de LOR passant par un détecteur situées le long d'une diagonale du sinogramme

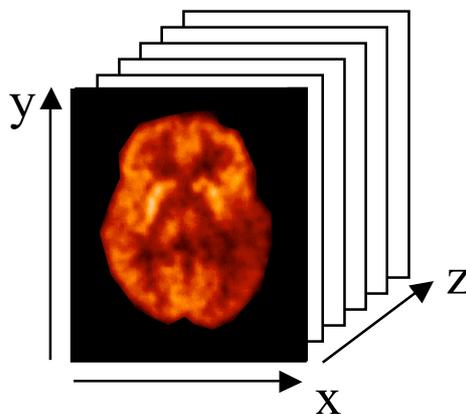


PET « dédié » : principe

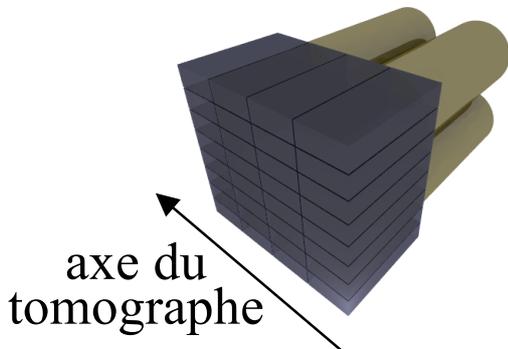


organisation des données en sinogrammes ou projections

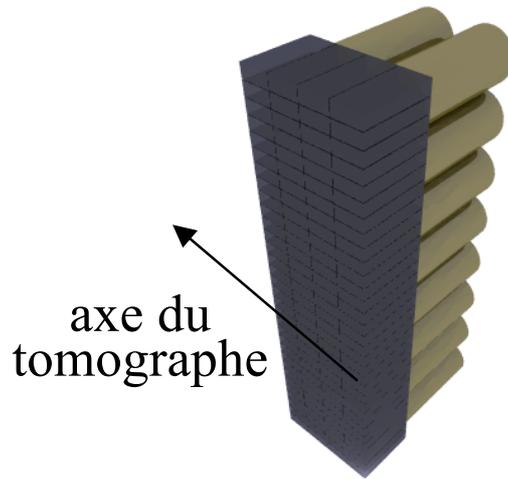
reconstruction tomographique



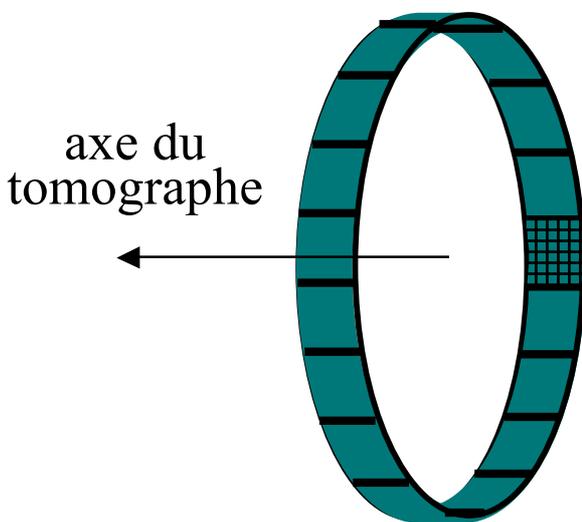
PET avec détecteurs en anneau



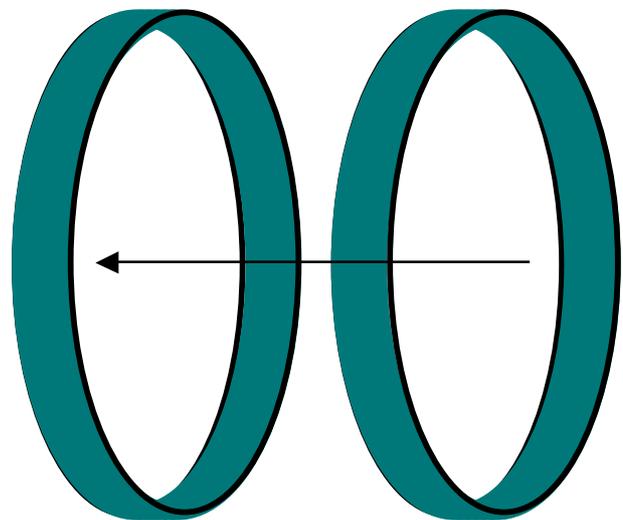
blocs de détecteurs
e.g.,
8x8 détecteurs



assemblage des blocs en bucket
e.g.,
1 bucket = 4 blocs
= 256 détecteurs



assemblage des buckets
en couronnes
e.g.,
1 couronne = 16 buckets
= 4096 détecteurs



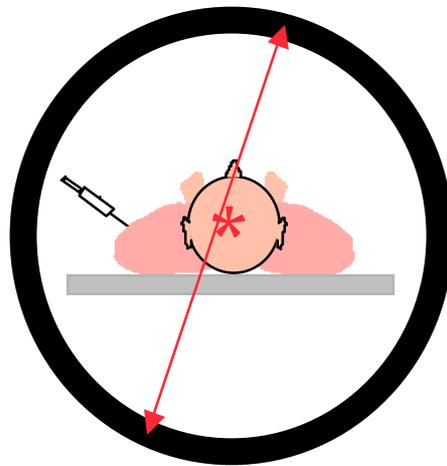
juxtaposition des couronnes
e.g.,
2 couronnes
= 8192 détecteurs

Caractéristiques du PET avec détecteurs en anneau

- Machines “dédiées”
 - ⇒ configuration optimisée pour le PET
- Paramètres “typiques”
 - plus de 500 détecteurs par anneau
 - diamètre de l’anneau ~ 80 cm
 - ~ 30 couronnes de détecteurs
 - intervalle entre 2 couronnes ~ 5 mm
 - fenêtre de coïncidence $\Delta t \sim 5 - 20$ ns

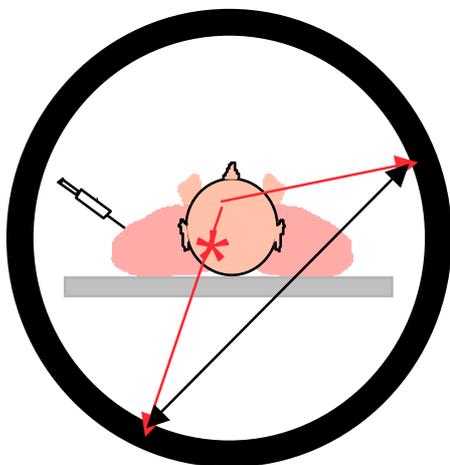


Evénements détectés en PET



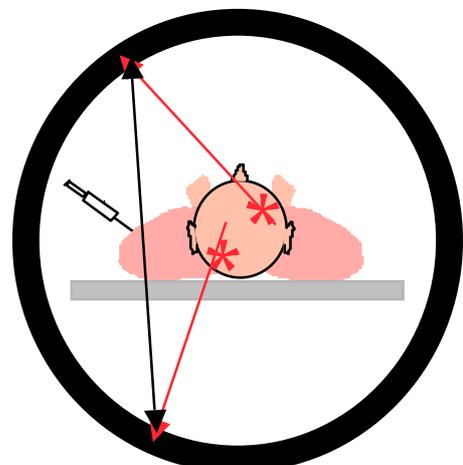
coïncidences vraies

- ⇒ bien localisés sur la ligne de projection
- ⇒ information utile



coïncidences diffusées

- ⇒ mauvaise localisation
- ⇒ diminution du contraste
- ⇒ biais quantitatif

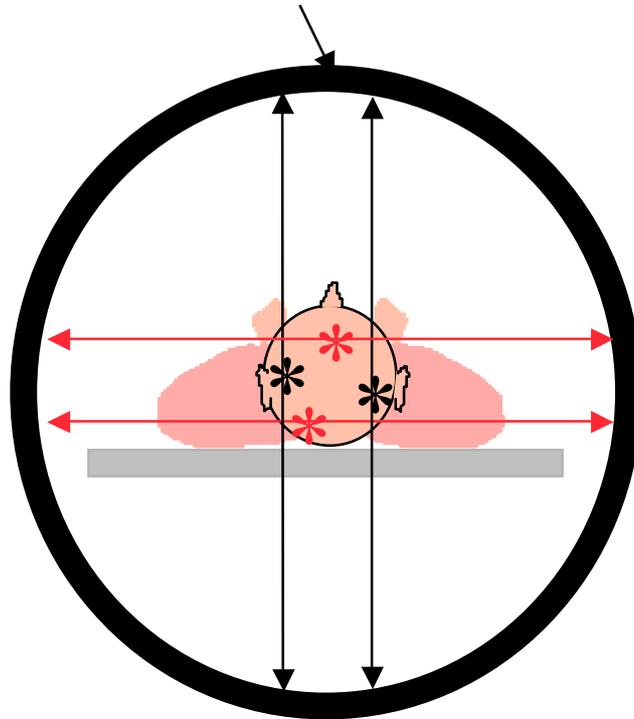


coïncidences fortuites

- ⇒ mauvaise localisation
- ⇒ réduction des capacités de comptage
- ⇒ biais quantitatif

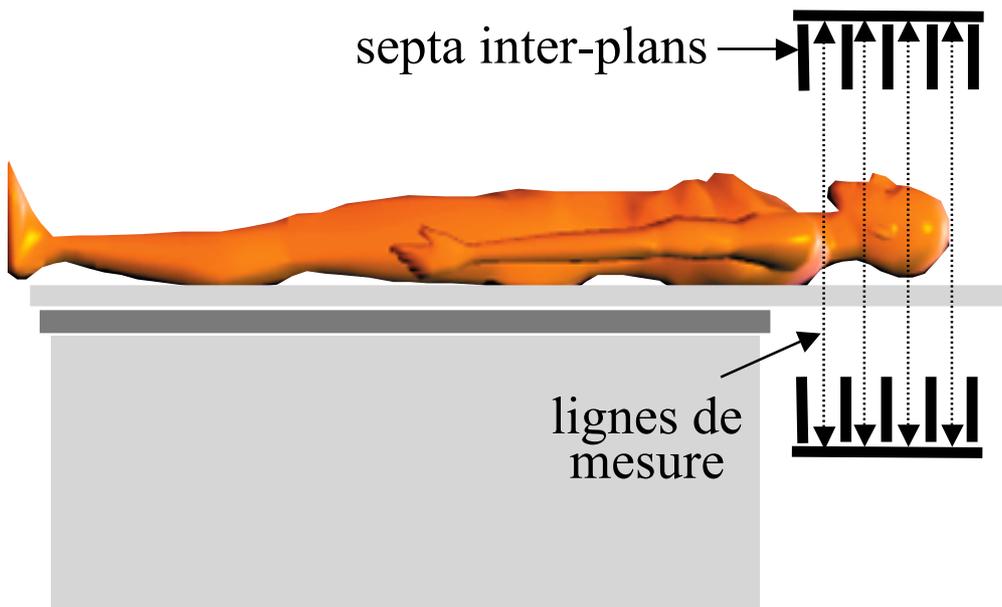
PET 2D : principe

couronnes de détecteurs



Vue transaxiale

septa inter-plans



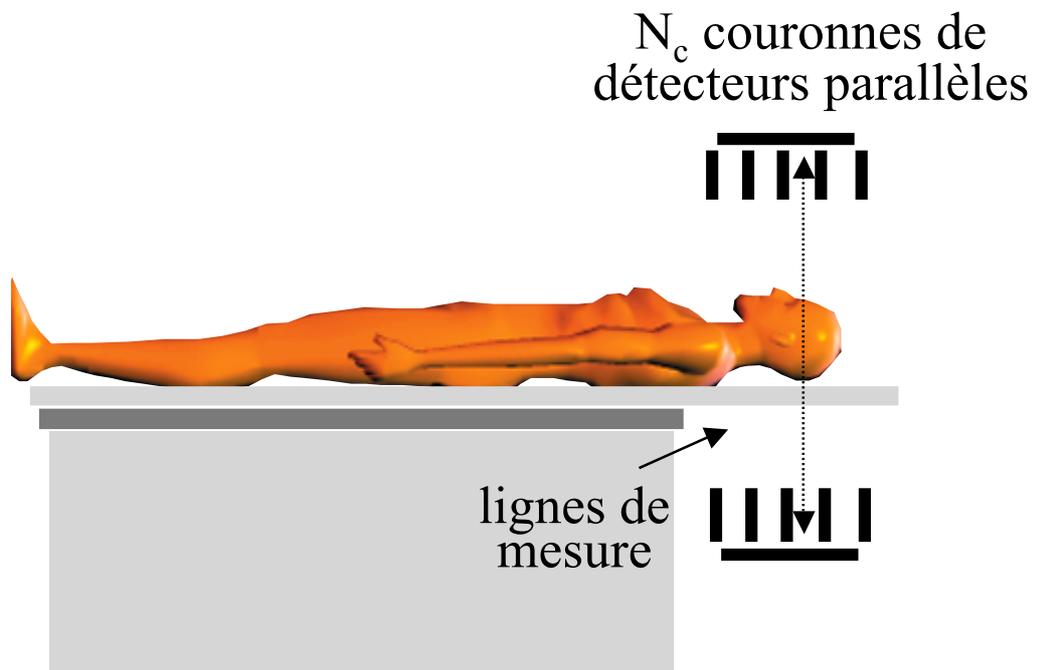
lignes de mesure

Vue axiale

Caractéristiques du PET 2D

- Imagerie 2D

- ⇒ reconstruction tomographique “coupe par coupe”
- ⇒ coupes reconstruites indépendamment

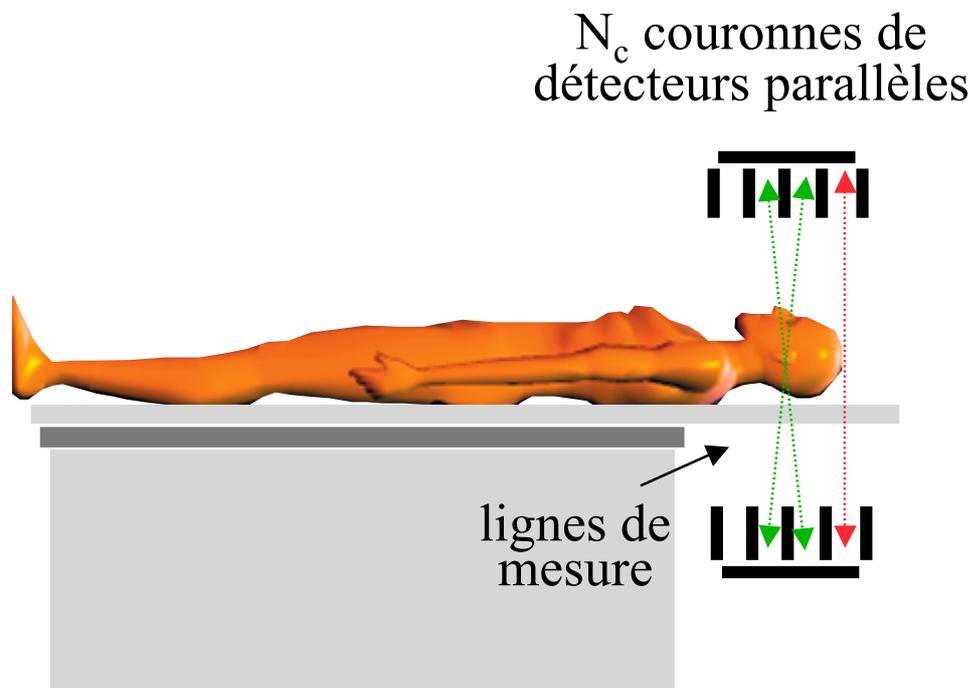


Inconvénients :

- Echantillonnage axial limité (égal à la distance axiale \square entre 2 détecteurs)
- Sensibilité par coupe limitée

PET 2D en pratique

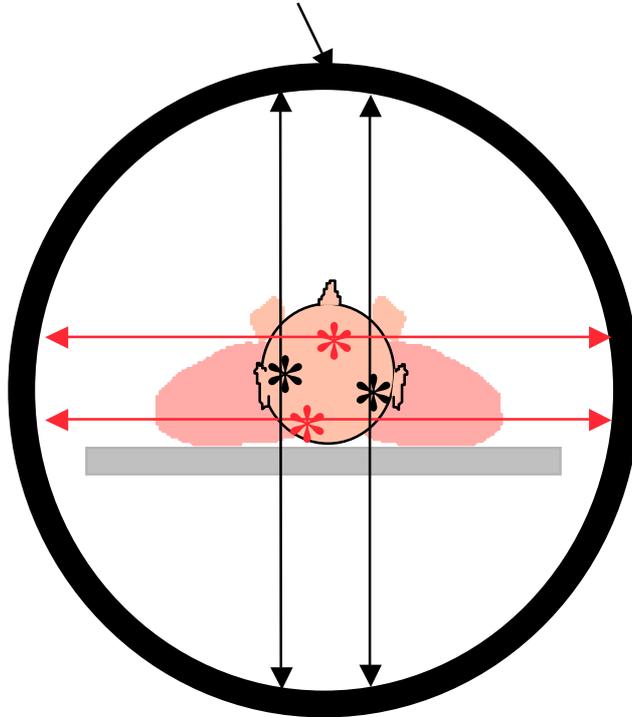
- Adjonction de lignes de mesures obliques



- ⇒ N_c coupes « **directes** » : **plans droits**
et $N_c - 1$ coupes **intermédiaires** : **plans croisés**
soit $2N_c - 1$ coupes distantes de $\Delta/2$.

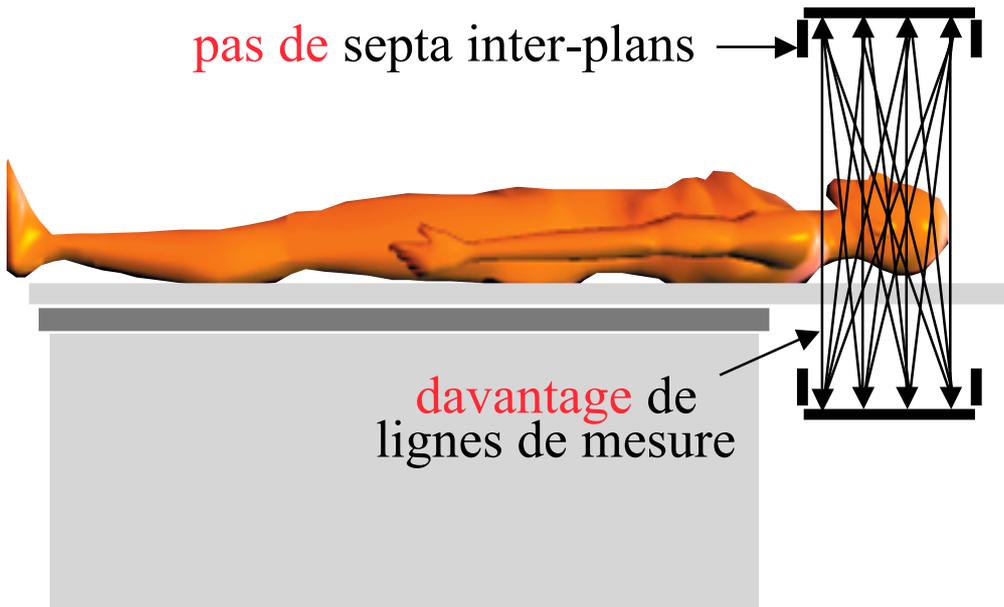
PET 3D

couronnes de détecteurs



Vue transaxiale

pas de septa inter-plans

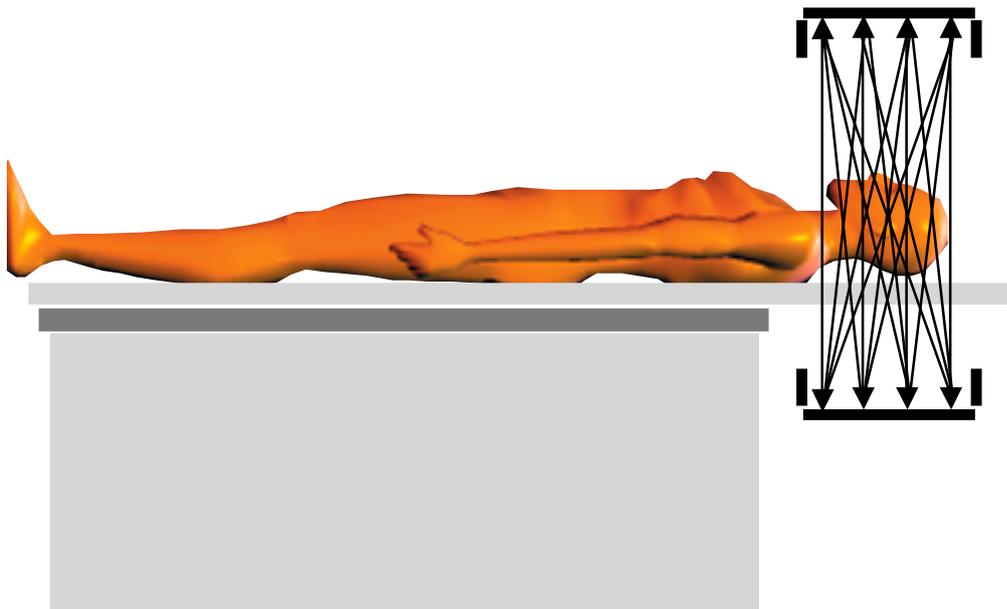


davantage de lignes de mesure

Vue axiale

PET 3D : contrôle des LOR acceptées

Distance maximale des couronnes (DMC)
entre lesquelles les LOR sont acceptées

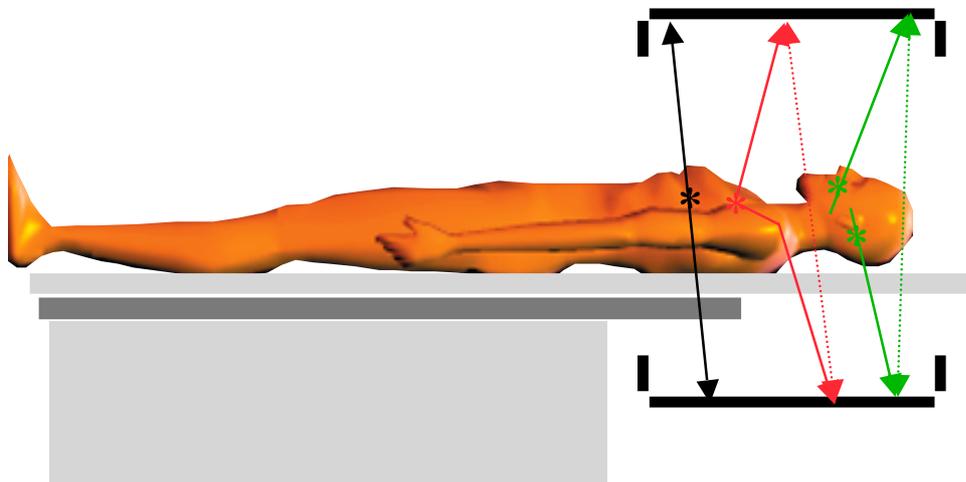


Si toutes les LOR sont acceptées, $DMC = N_c - 1$

Sensibilité de détection variable axialement

Caractéristiques du PET 3D

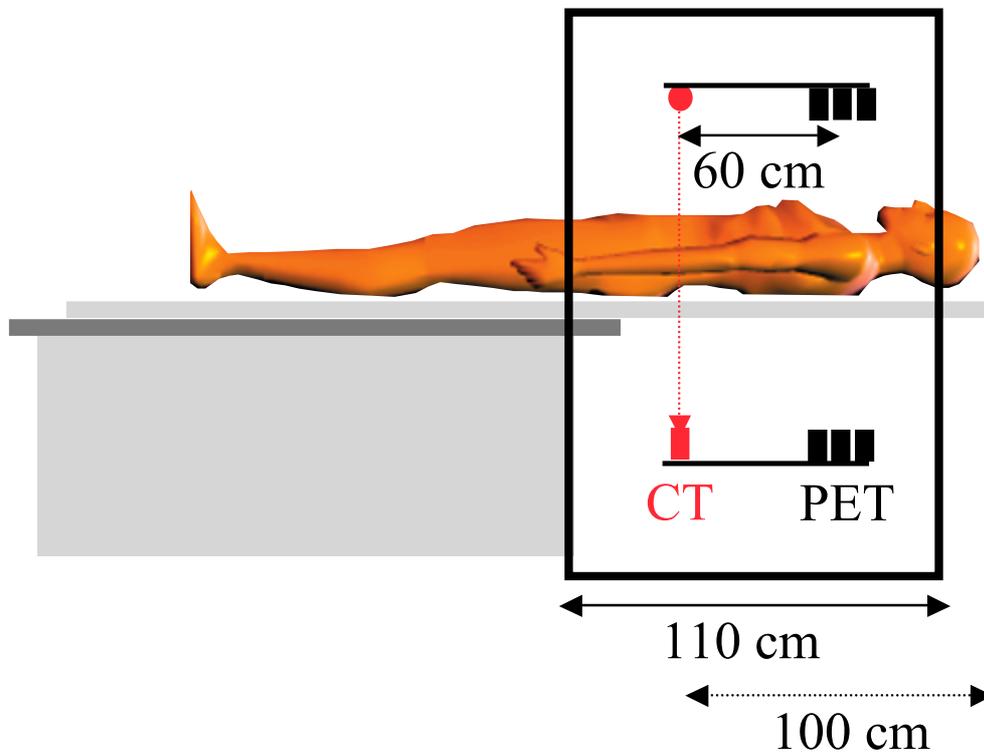
- Imagerie réellement tridimensionnelle
 - ⇒ reconstruction intégrant les lignes de coïncidence inter-coupe
- Augmentation de la sensibilité : plus d'événements sont comptabilisés
 - grâce au retrait des septas
 - grâce à l'augmentation du nombre de lignes de mesures
 - ⇒ e.g., multiplication de sensibilité par ~ 5
- Augmentation sensible de la proportion de **diffusé**
 - 10% à 20% en 2D deviennent 40% à 60% en 3D



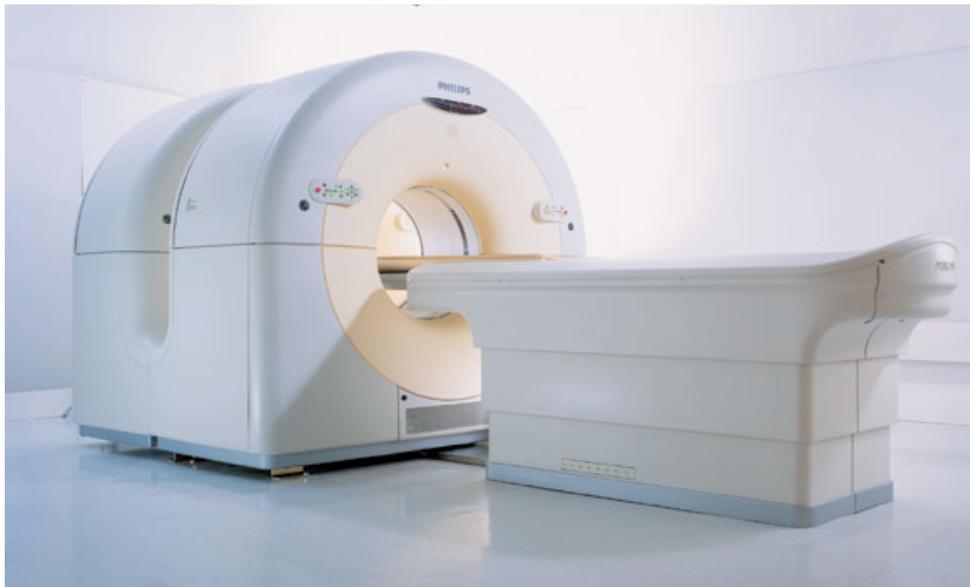
- Augmentation sensible de la proportion de **fortuits**
- Augmentation du temps mort
- Complexité de l'algorithmique de reconstruction accrue

Détecteurs bimodaux PET/CT

- Combinaison d'un tomographe PET et d'un tomodensitomètre

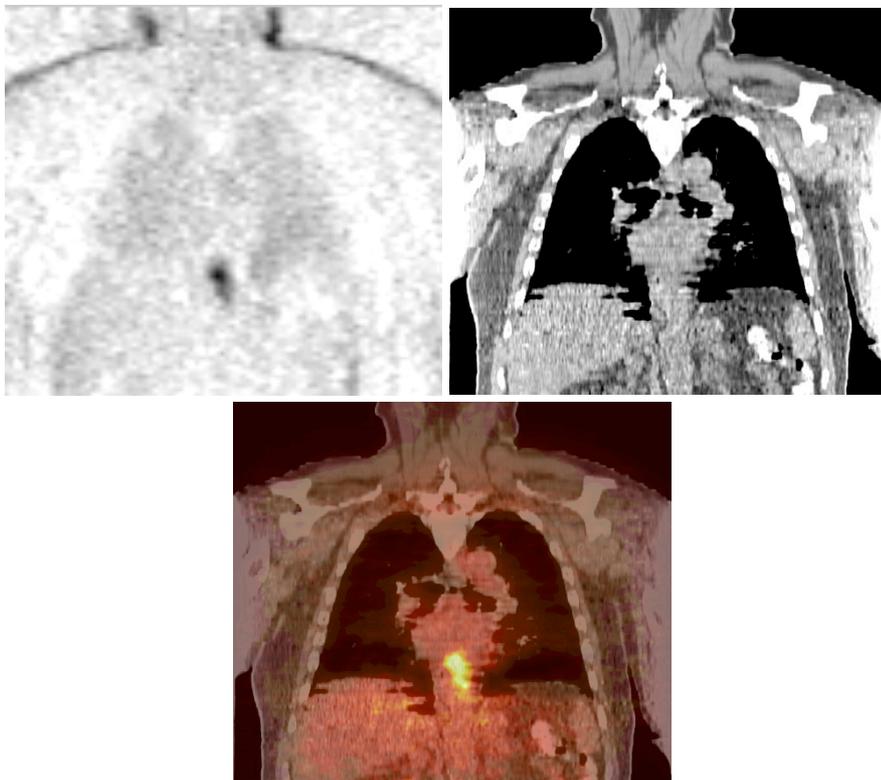


Proof of concept : 1998 (Université de Pittsburgh)



Caractéristiques de l'imagerie bimodale PET/CT

- 4/5 machines opèrent en PET 3D seulement
- Différents cristaux : BGO (Discovery LS, GE)
LSO (ACCEL, CPS)
GSO (Allegro, Philips)
- Scanner spiralé, 2 à 16 coupes
- Informations anatomiques et fonctionnelles acquises lors de la même session d'imagerie
- Possible fusion des informations anatomiques et fonctionnelles

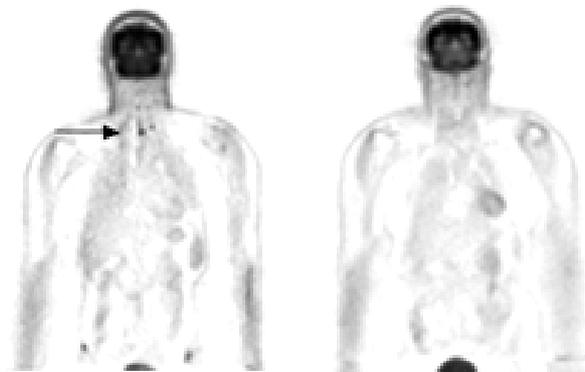


Enjeux de la quantification en PET

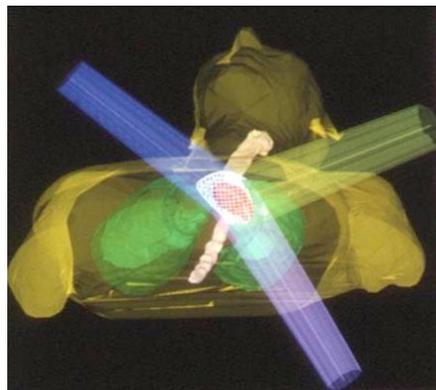
- Enjeux cognitifs, diagnostiques, pronostiques, et thérapeutiques (voir cours quantification en SPECT)
- Dans le contexte de l'oncologie :
 - Caractérisation des hyperfixations (inflammation, tumeur, grade de la tumeur)



- Suivi thérapeutique : suivi objectif de l'évolution de la taille ou du métabolisme d'une tumeur sous thérapie



- Radiothérapie : définition du volume cible pour la radiothérapie



Obstacles à la quantification en PET

- Obstacles intrinsèques

- interactions rayonnement matière

- ⇒ atténuation

- ⇒ diffusion Compton

- limites du dispositif d'imagerie

- ⇒ résolution spatiale limitée et non stationnaire

- ⇒ coïncidences fortuites en PET

- ⇒ bruit de mesure

- ⇒ reconstruction tomographique

- Obstacles potentiels

- mouvements du patient

- ⇒ physiologiques : battements cardiaques, respiration

- ⇒ fortuits car examens relativement longs

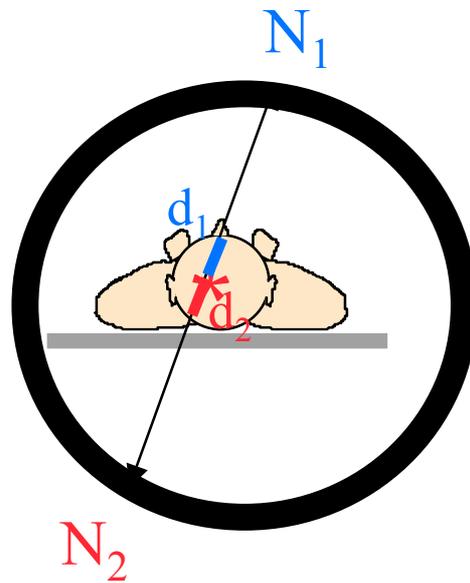
- défauts du détecteur

- ⇒ uniformité

- ⇒ temps mort

Atténuation en PET

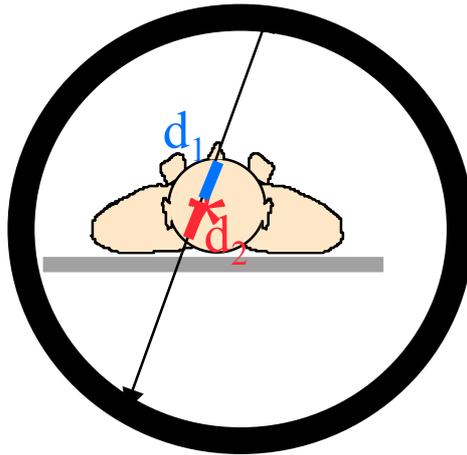
$$N_1 = N_{\square+} \exp \int_0^{d_1} -\mu(l) dl \quad N_2 = N_{\square+} \exp \int_0^{d_2} -\mu(l) dl$$



$$N_1 N_2 = N_{\square+}^2 \exp \int_{d_1}^{d_2} -\mu(l) dl = N_{\square+}^2 \exp \int_0^D -\mu(l) dl$$

Caractéristiques de l'atténuation en PET

$$N_1 N_2 = N_0^2 \exp \int_{d_1}^{d_2} -\mu(l) dl = N_0^2 \exp \int_0^D -\mu(l) dl$$

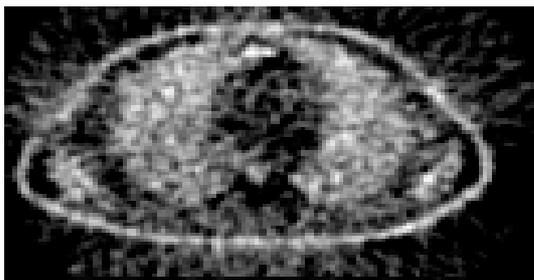


- Ne dépend pas du lieu d'émission sur la ligne de projection
- Dépend uniquement de l'atténuation intégrale sur $d_1 + d_2 = D$
- Dépend de la densité du milieu atténuant comme en SPECT
⇒ nécessaire mesure de la densité du milieu atténuant
- Identique pour tous les émetteurs de positons puisque tous donnent lieu à des photons γ de 511 keV
A 511 keV, $\mu = 0,096 \text{ cm}^{-1}$ dans les tissus mous
(rappel : $\mu = 0,15 \text{ cm}^{-1}$ à 140 keV)
- Plus pénalisante en PET qu'en SPECT, car 2 photons doivent atteindre le détecteur

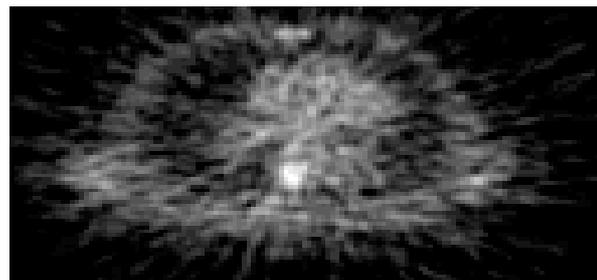
Conséquences de l'atténuation en PET

- Perte d'un grand nombre de photons
 - ⇒ diminution du rapport signal-sur-bruit
 - e.g. :
 - en PET cérébral, ~17% des paires de photons émises au centre du cerveau en émergent
 - en PET cardiaque, ~5% des paires de photons émises au centre du thorax en émergent
- Quantification erronée
- Atténuation inégale suivant la profondeur
 - ⇒ nuisible à la détection de lésions profondes

PET FDG



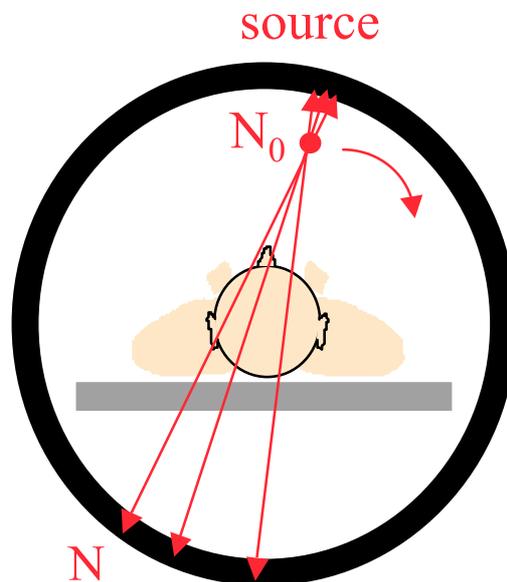
sans correction
d'atténuation



avec correction
d'atténuation

Principe des mesures de transmission en PET

- Pour connaître la densité des tissus à l'origine de l'atténuation

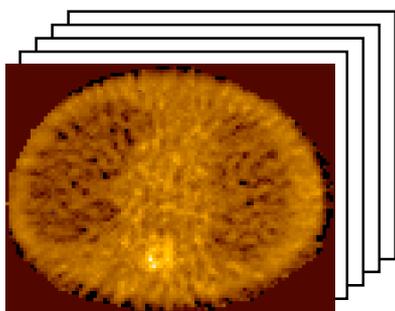


acquisition de **projections** 2D en transmission
sous différentes incidences angulaires



atténuation intégrale le long des
directions de projections

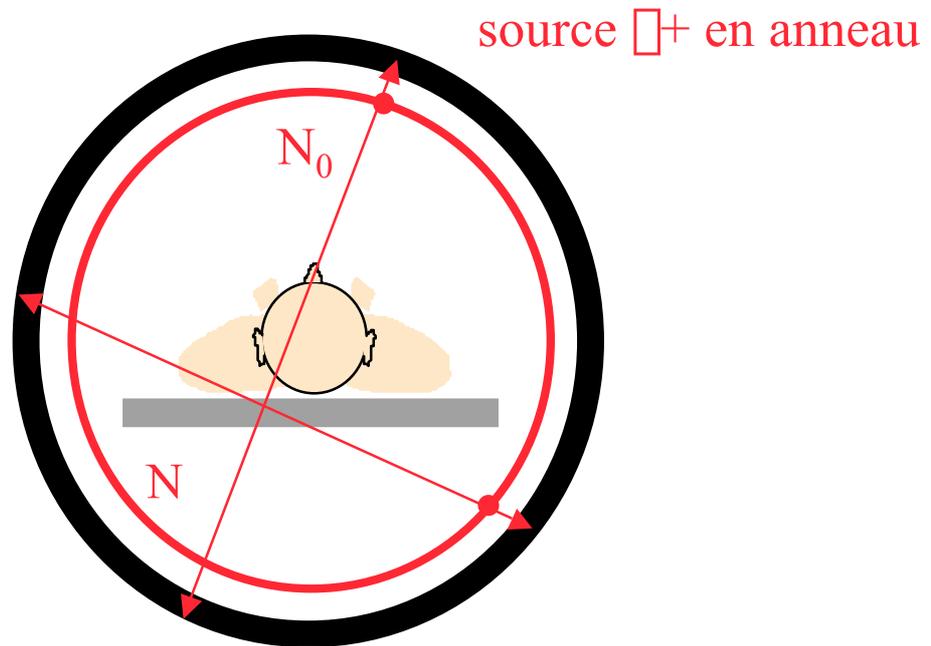
reconstruction
tomographique



cartographie des
coefficients d'atténuation □

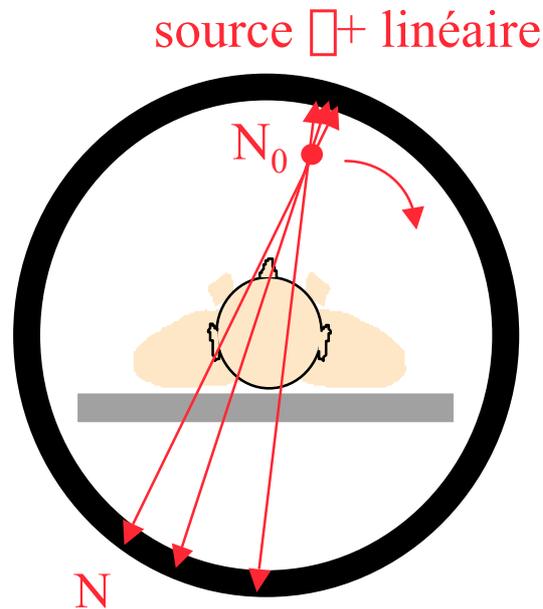
calcul de facteurs de
correction
d'atténuation intégrale

Source de transmission β^+ en anneau



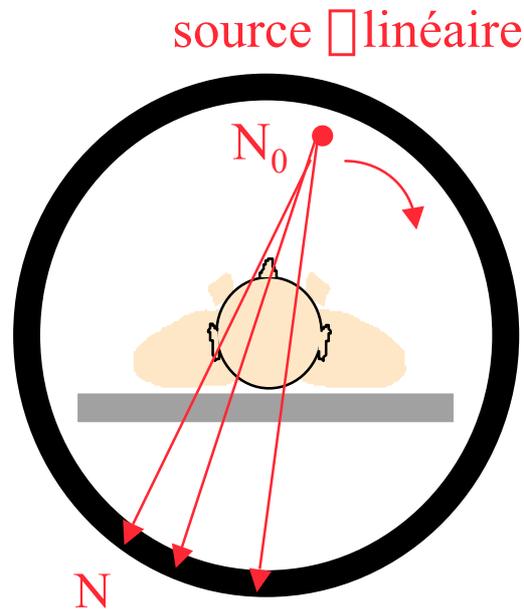
- Ge68 (511 keV)
 - \Rightarrow utilisable sur une grande durée ($T=271$ jours)
- Temps mort important pour le bloc de détecteurs proche de la source
- Difficile manufacture d'une source en anneau homogène

Source de transmission β^+ linéaire



- Ge68 (511 keV)
⇒ utilisable sur une grande durée (T=271 jours)
- Possible acquisition simultanée de données émission et transmission par collimation électronique
- Temps mort important pour le bloc de détecteurs proche de la source

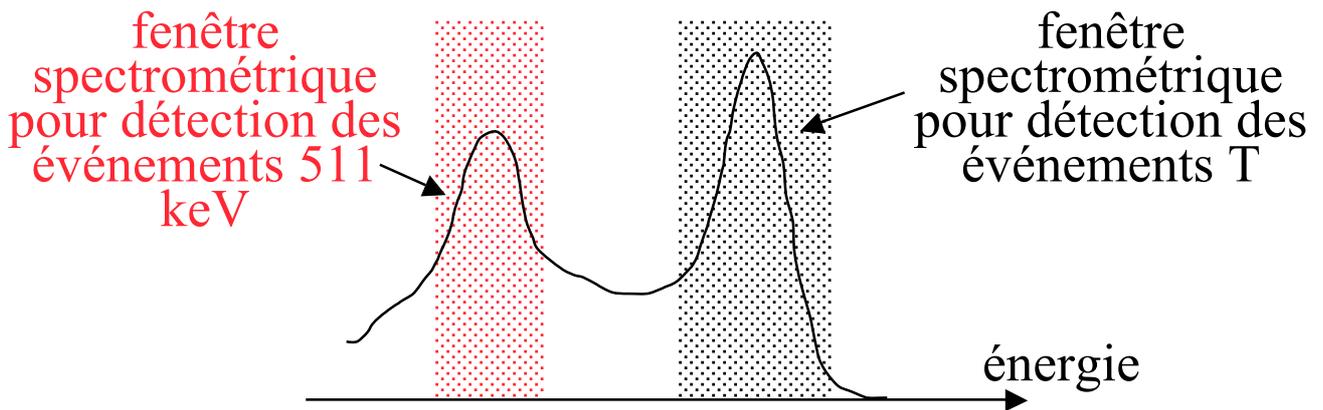
Source de transmission \square monophotonique



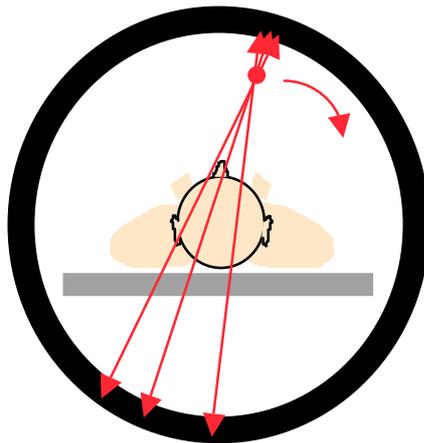
- Enregistrement d'un plus grand flux de photons qu'avec un système de coïncidence
- Cs137 (662 keV)
 - \Rightarrow utilisable sur une grande durée ($T=30,2$ ans)
 - \Rightarrow différentiation spectrométrique entre événements 511 keV et 622 keV
 - \Rightarrow nécessité de convertir les valeurs des coefficients d'atténuation mesurées à 622 keV en coefficients d'atténuation à 511 keV

Acquisitions émission / transmission simultanées

- Si l'isotope émission différent de l'isotope transmission et possible séparation spectrométrique des isotopes
 - e.g., Cs137 en PET



- OU si collimation électronique possible
 - e.g., ligne source Ge68 en PET



- ⇒ pas d'augmentation de la durée des examens
- ⇒ données E et T en parfaite correspondance spatiale : pas de recalage d'images nécessaire

Acquisitions émission / transmission séquentielles

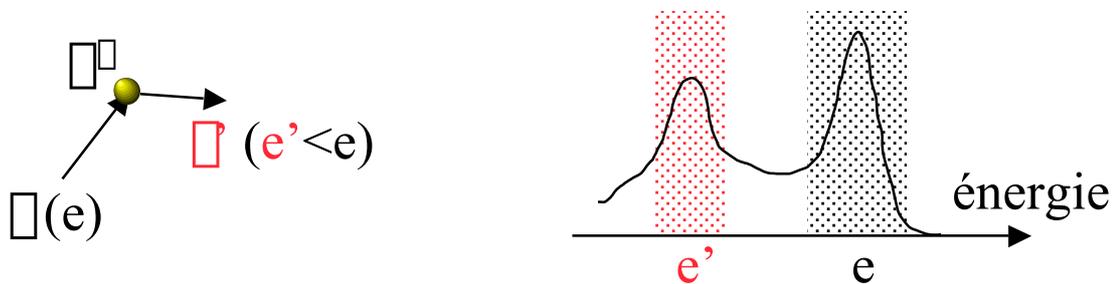
- T avant E
 - toujours possible

- T après E
 - si l'isotope émission différent de l'isotope en transmission et possible séparation spectrométrique des isotopes
 - si collimation électronique possible
 - ⇒ mêmes contraintes que pour les acquisitions simultanées

- ⇒ allongement de la durée totale d'examen
- ⇒ possible mouvement du patient entre T et E
 - données E et T décalées spatialement
 - artefacts dans les images reconstruites avec correction de l'atténuation

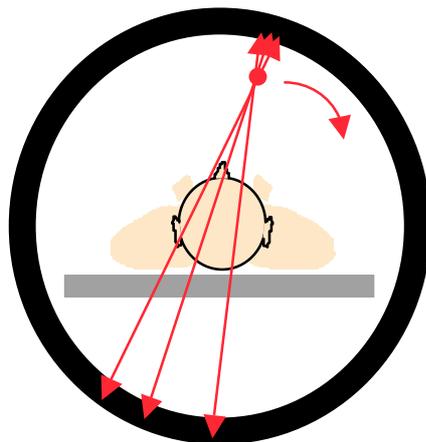
Problèmes de contamination

- Si acquisitions E et T simultanées
ou acquisition T après acquisition E
- Contamination spectrale
 - événements diffusés issus de l'isotope de plus haute énergie (T) détectés dans la fenêtre spectrométrique de plus basse énergie



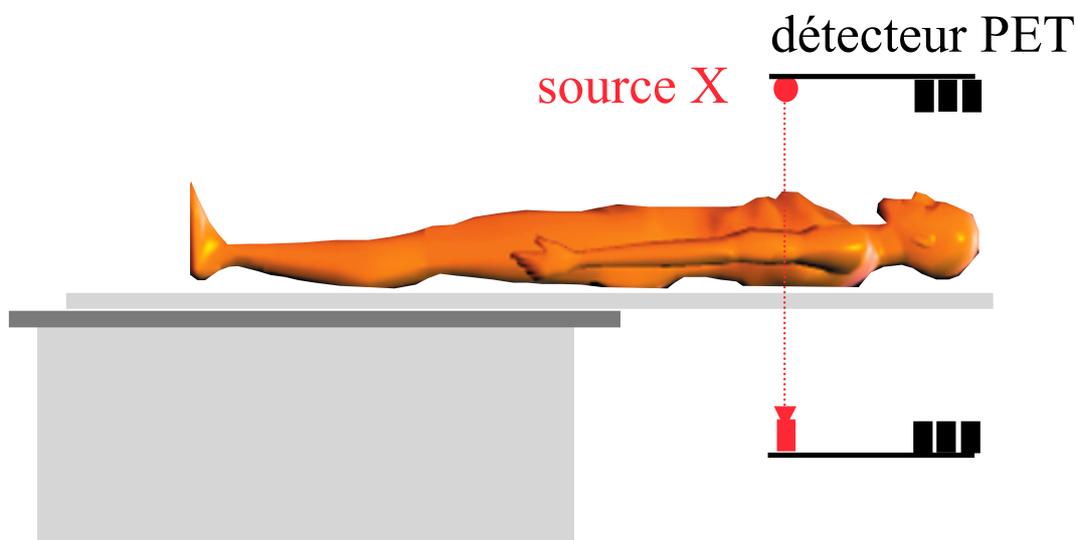
⇒ activité du radiotraceur surestimée

- Contamination électronique
 - événements en émission vrais ou diffusés dans la fenêtre électronique de transmission



⇒ atténuation sous-estimée

Solution alternative : systèmes bimodaux



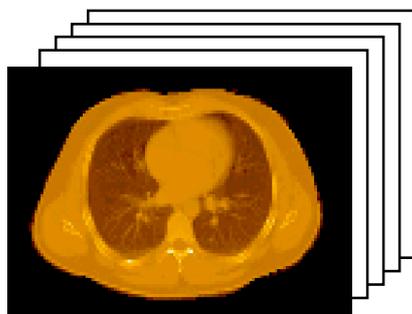
acquisition de **projections scanner** 2D en transmission
sous différentes incidences angulaires



atténuation intégrale le long des
directions de projections

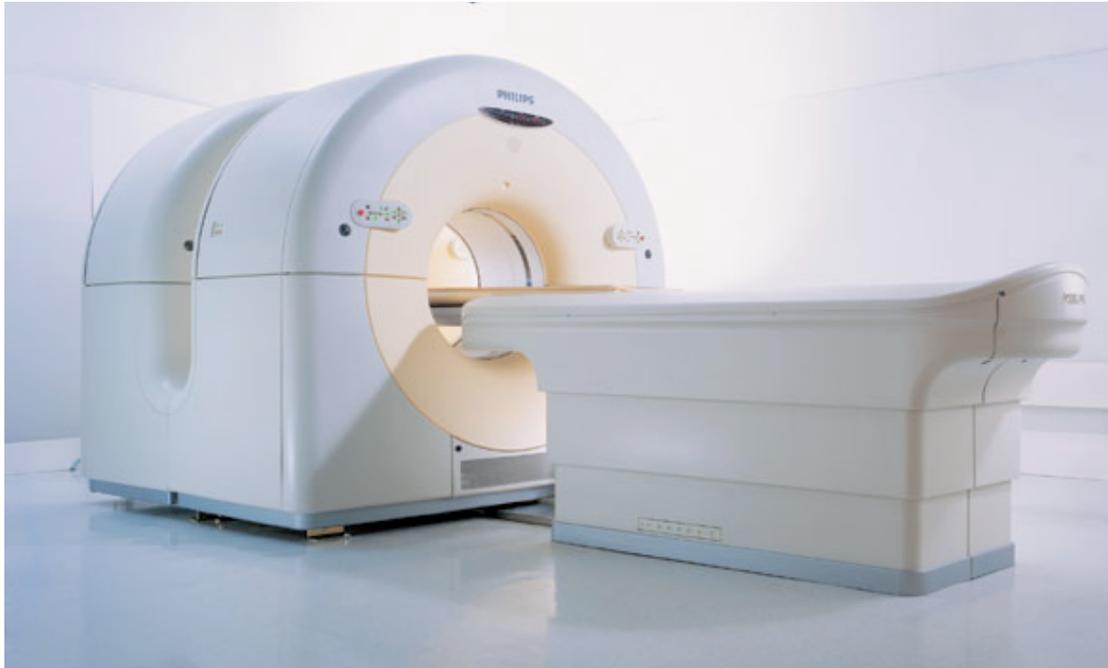


reconstruction
tomographique X



cartographie des coefficients d'atténuation de Hounsfield

Systemes bimodaux PET/CT

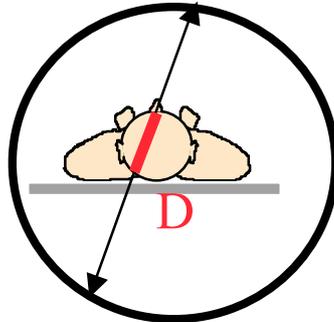


cartographie des coefficients d'atténuation μ dérivée du CT
mais...

- problème du mouvement respiratoire, notamment dans le cas des cancers pulmonaires
- extrapolation des valeurs de μ mesurées à ~ 70 keV à 511 keV

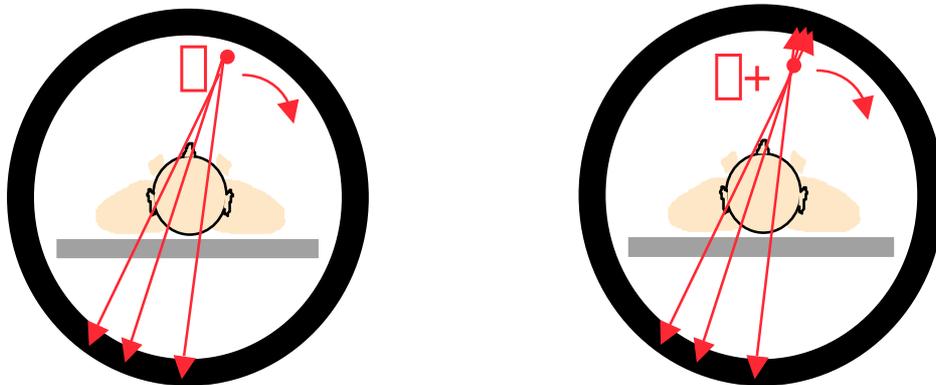
Correction d'atténuation en PET : stratégie

- Atténuation indépendante de la position sur la ligne de projection, mais uniquement de D



- ⇒ nécessité de connaître uniquement la distribution d'atténuation mais pas la distribution d'activité
- ⇒ solution analytique au problème

- Mesure de la densité du milieu atténuant
- au moyen de dispositifs de transmission



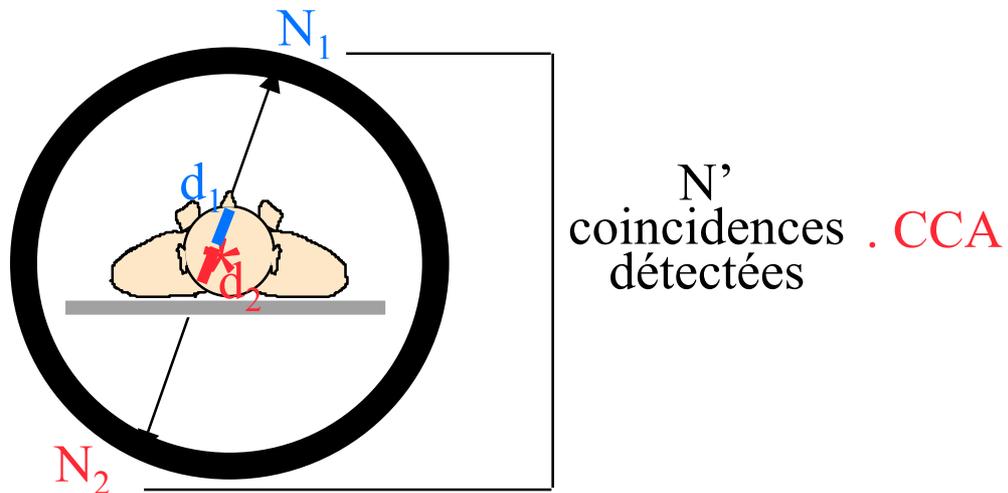
- ⇒ mise à l'échelle des coefficients de transmission si mesurés à une énergie différente de 511 keV

$$\mu_{E2}(\text{milieu } i) = \mu_{E1}(\text{milieu } i) \cdot [\mu_{E2}(\text{eau}) / \mu_{E1}(\text{eau})]$$

- ⇒ correction d'atténuation

Correction d'atténuation en PET : méthodes

- 2 approches seulement
- Correction des projections acquises
 - calcul de coefficients de correction (CCA) à appliquer aux projections acquises
 - multiplication des projections par les CCA
 - reconstruction tomographique des projections corrigées

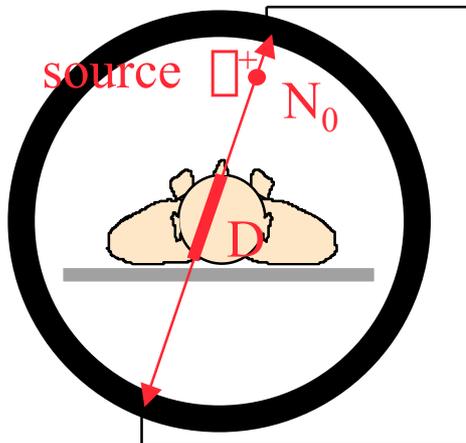


- Correction pendant la reconstruction tomographique
 - reconstruction tomographique de la cartographie 3D des coefficients d'atténuation μ
 - modélisation de l'atténuation dans le projecteur d'un algorithme de reconstruction itérative
 - reconstruction tomographique

$$p = R_{\mu} f$$

Correction des projections

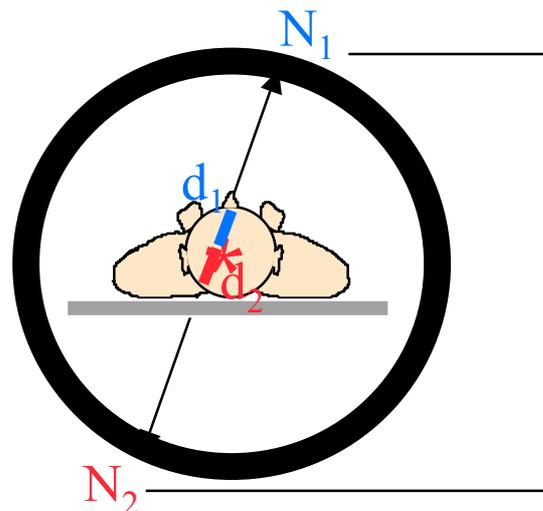
- Calcul des coefficients de correction d'atténuation (CCA) à partir des mesures en transmission



N coïncidences détectées pour cette raie de projection

$$\frac{N_0}{N} = \exp \int_0^D \mu(l) dl = CCA$$

Mesure affectée par l'atténuation :



N' coïncidences détectées

$$N' \mu N_1 N_2 = N_{\square+}^2 \exp \int_{d_1}^{d_2} -\mu(l) dl = N_{\square+}^2 \exp \int_0^D -\mu(l) dl$$

⇒ Correction

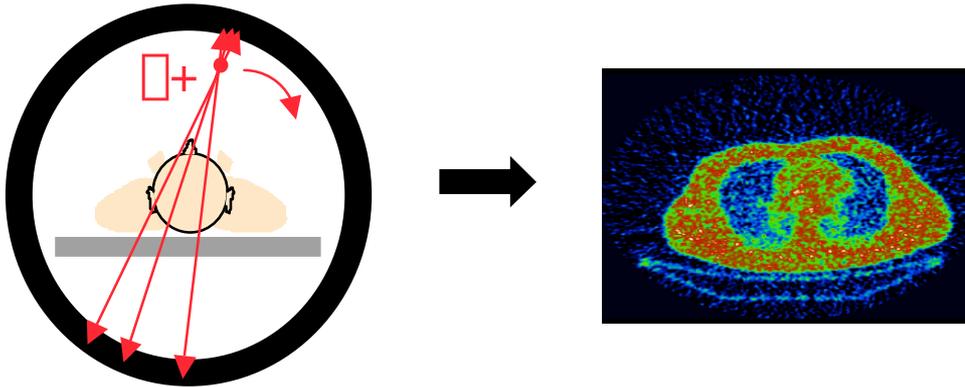
$$N'_{\text{corr}} = N' \cdot CCA \mu N_{\square+}^2$$

← mesure non affectée par l'atténuation

⇒ Reconstruction tomographique des projections corrigées

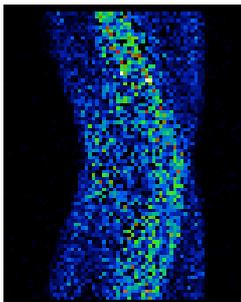
Correction d'atténuation pendant la reconstruction

- Reconstruction tomographique de la cartographie des coefficients d'atténuation μ à partir des projections de transmission acquises (comme en SPECT)



- Reconstruction itérative avec modélisation de l'atténuation dans le projecteur

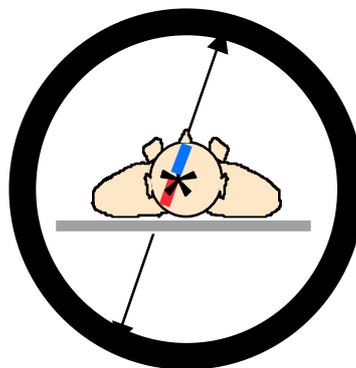
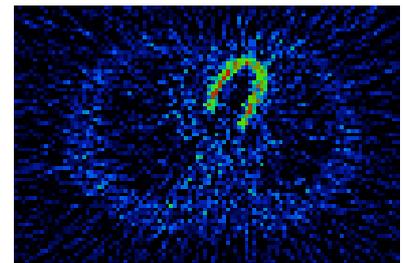
Sinogrammes ou projections acquises



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

opérateur de projection

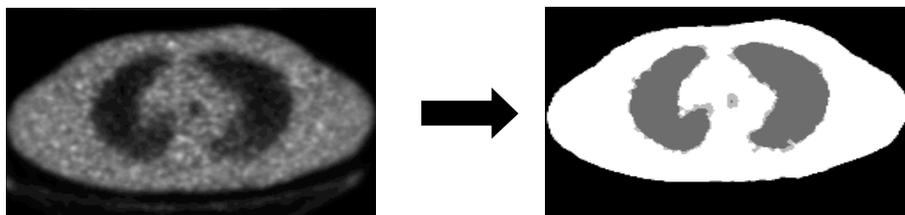
objet à reconstruire



- Adapté à tous les algorithmes de reconstruction itérative

Problèmes liés à la correction d'atténuation en PET

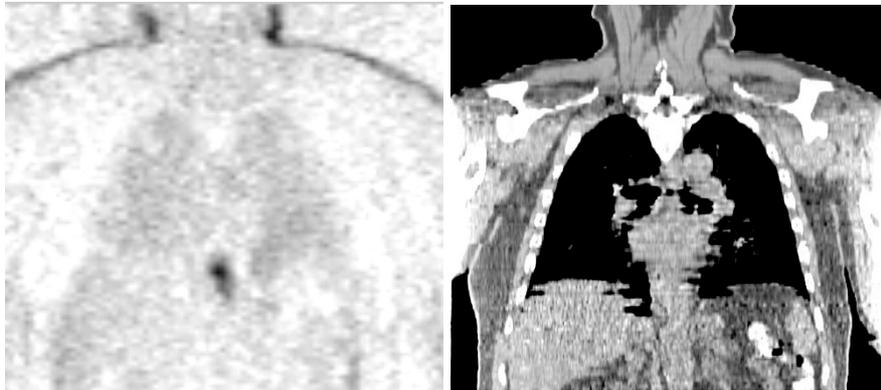
- Problèmes communs au PET et SPECT
 - Mouvement du patient entre les examens émission et transmission
 - ⇒ biais quantitatifs
 - ⇒ solutions potentielles :
 - recalage des données émission et transmission
 - acquisitions émission/transmission simultanées avec traitement des problèmes de contamination
 - Bruit dans les acquisitions en transmission
 - ⇒ propagation du bruit dans les images corrigées de l'atténuation
 - ⇒ solutions potentielles :
 - filtrage des cartes des μ
 - segmentation des cartes des μ et affectation de valeurs de μ a priori dans les différentes régions (os, tissus mous, poumons)



- carte des μ issue d'une tomodensitométrie sur les machines bimodales PET/CT

Le solution : les machines bimodales ?

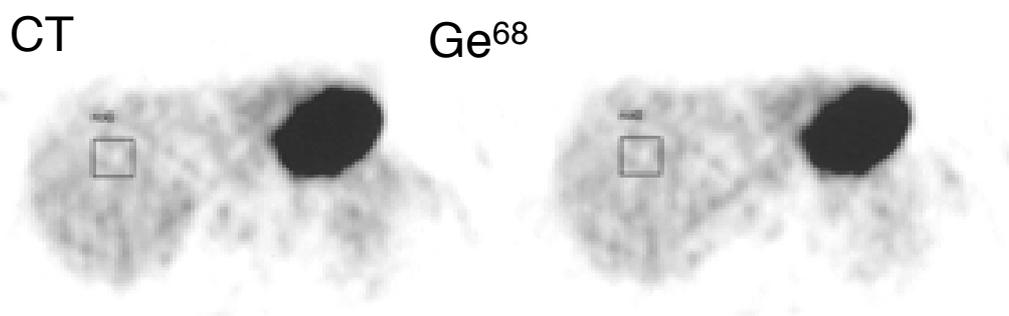
- Calcul de la carte des μ à partir de l'image CT



$$HU = 1000 \frac{\mu - \mu_{\text{eau}}}{\mu_{\text{eau}}}$$

- Avantages
 - Acquisition en transmission très rapide
 - Données anatomiques utiles pour la localisation des anomalies fonctionnelles
 - Haute résolution spatiale
 - Données très peu bruitées
 - Examens en émission et en transmission en correspondance spatiale
- Difficultés
 - Conversion des unités Hounsfield en μ à 511 keV
 - Flous cinétiques différents
 - Résolution spatiale différente de celle des examens PET

Impact de la cartographie d'atténuation utilisée

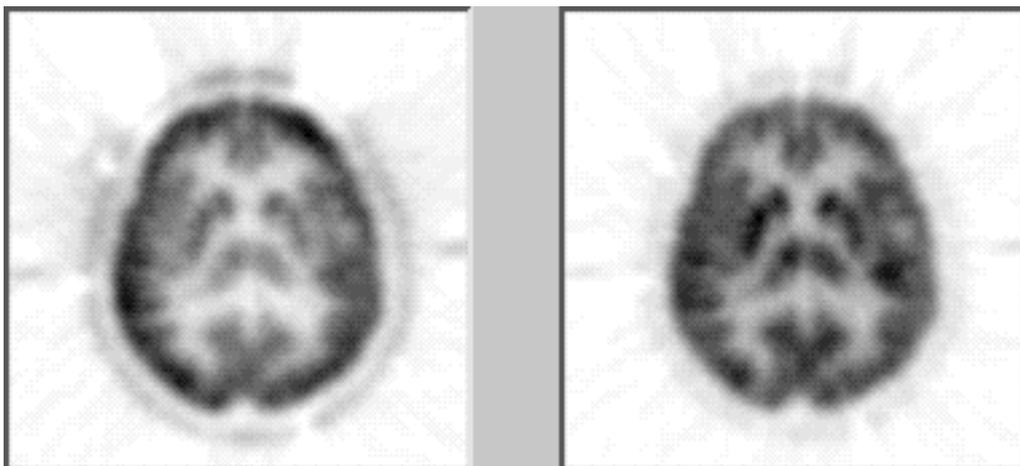


Concentrations d'activité environ 10% supérieure avec la correction utilisant la carte CT

Nakamoto et al, J Nucl Med 2002:1137-1143

Correction d'atténuation en PET : synthèse

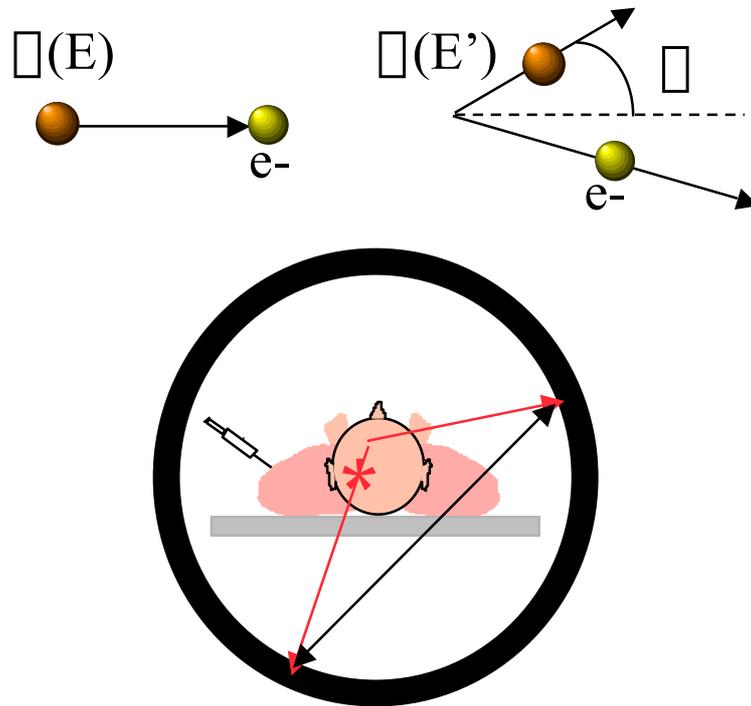
- Dispositifs d'acquisition en transmission systématiquement associés aux caméras dédiés PET ou PET/CT
- Solution théoriquement exacte par précorrection des projections au moyen des CCA
- Correction indispensable à la quantification absolue de l'activité (mesure de SUV)
- Pratique de routine
 - correction via les CCA la plus fréquente
 - correction fréquemment utilisée en imagerie cardiaque et cérébrale
 - intérêt de la correction davantage discuté en imagerie oncologique



sans correction
d'atténuation

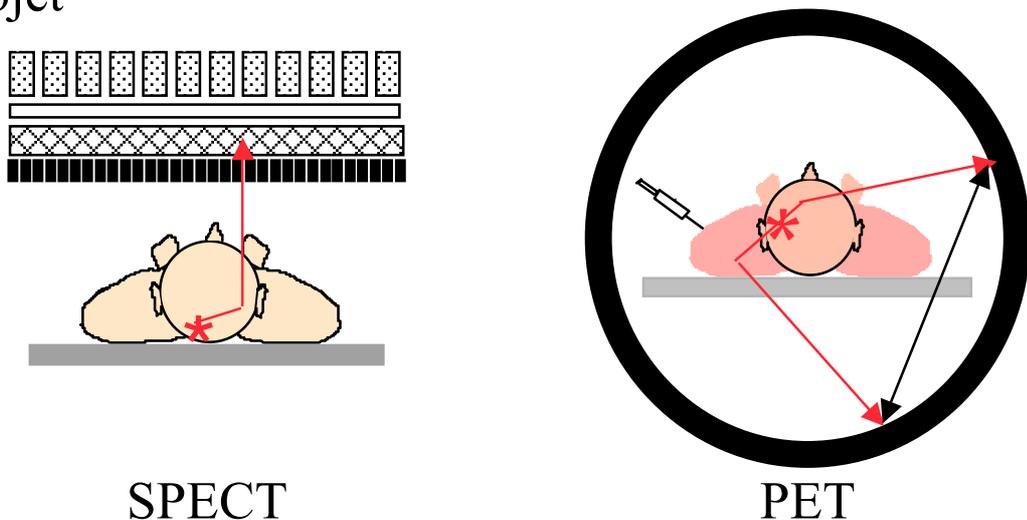
avec correction
d'atténuation

Diffusion en PET



- Dans le patient (1 ou 2 photons diffusés)
- Dans le cristal

⇒ coïncidences mal localisées
⇒ détection possible de coïncidences en dehors de l'objet



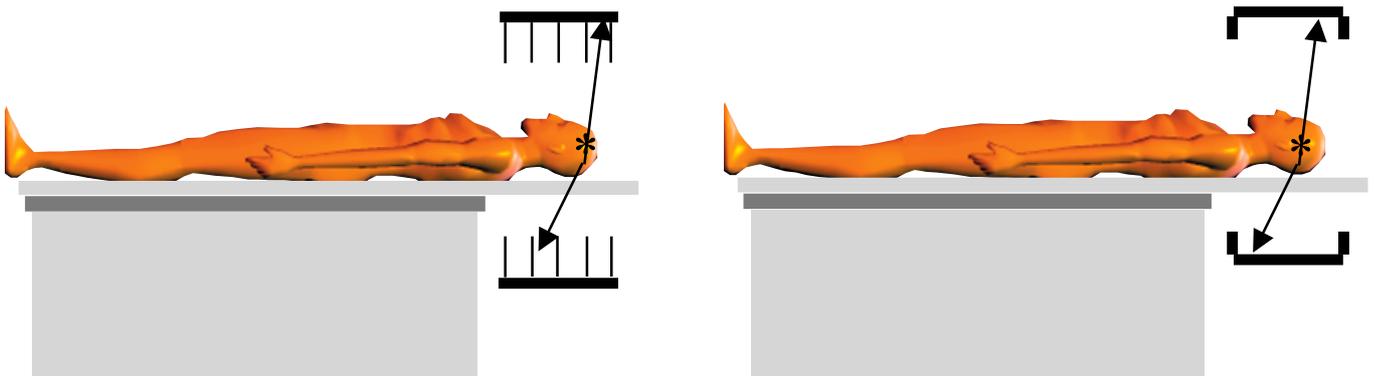
SPECT

PET

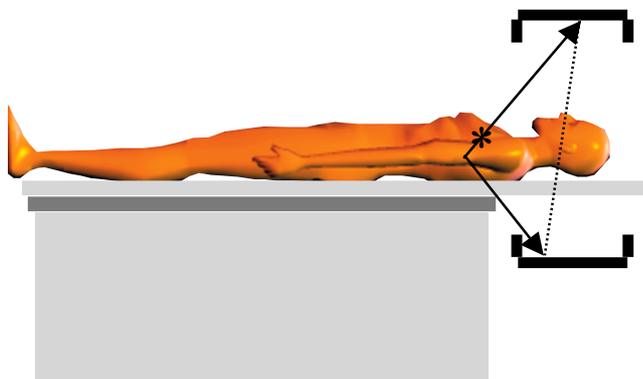
⇒ photons ayant perdu de l'énergie

Conséquences de la diffusion en PET

- Photons mal positionnés
 - ⇒ flou
 - ⇒ diminution du contraste dans les images
 - ⇒ activité extérieure à l'objet
 - ⇒ biais quantitatifs
- Phénomène pénalisant beaucoup le PET 3D
 - ⇒ ~30% en 2D
 - ⇒ >50% en 3D



- En 3D, diffusion provenant d'activité extérieure au champ de vue



Correction de diffusion en PET : stratégies

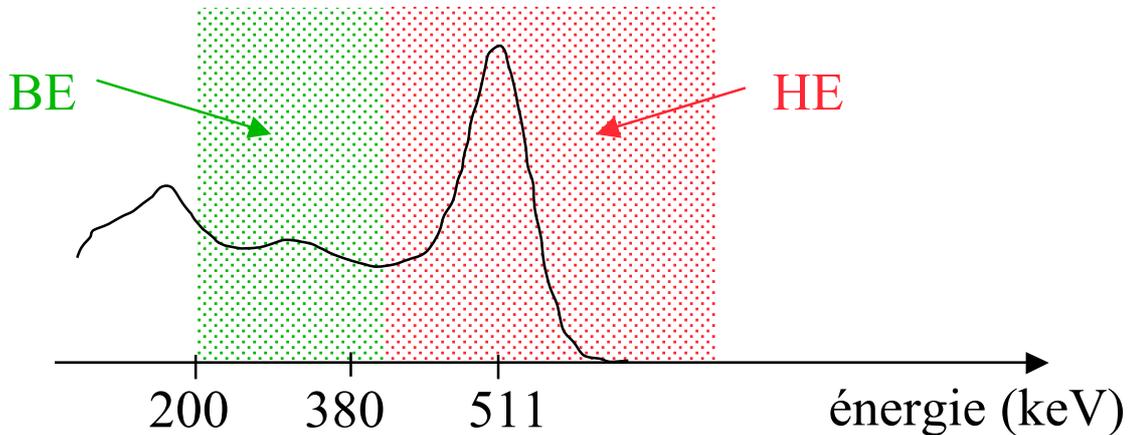
- Trois stratégies
 - estimation du diffusé à partir des événements détectés dans différentes fenêtres en énergie
 - e.g., :
 - * double fenêtre en énergie
 - * estimation des vraies coïncidences

 - ajustement de la distribution spatiale des photons diffusés à partir des mesures
 - e.g., :
 - * convolution
 - * ajustement des événements diffusés à partir des événements détectés à l'extérieur de l'objet

 - calcul direct de la contribution du diffusé
 - e.g., :
 - * par simulations analytiques
 - * par simulations de Monte Carlo

Méthode de la double fenêtre en énergie

- Enregistrement des coïncidences dans deux fenêtres en énergie distinctes



- Hypothèses

- $N_{BE} = N_{BE\text{-nondiffusé}} + N_{BE\text{-diffusé}}$
- $N_{HE} = N_{HE\text{-nondiffusé}} + N_{HE\text{-diffusé}}$
- $R_{\text{diffusé}} = N_{BE\text{-diffusé}}/N_{HE\text{-diffusé}}$ connu (calibration)
- $R_{\text{nondiffusé}} = N_{BE\text{-nondiffusé}}/N_{HE\text{-nondiffusé}}$ connu (calibration)

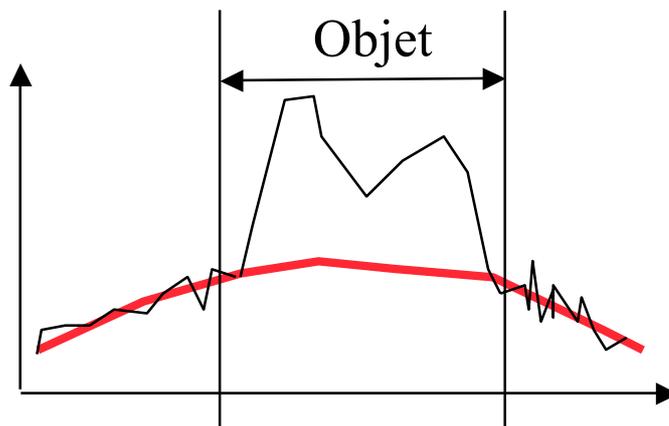
- Mise en oeuvre

- estimation des sinogrammes des photons diffusés dans la fenêtre haute énergie par $N_{HE\text{-diffusé}} = [N_{BE}/(R_{\text{diffusé}} - R_{\text{nondiffusé}})] - [N_{HE} \cdot R_{\text{nondiffusé}} / (R_{\text{diffusé}} - R_{\text{nondiffusé}})]$
- filtrage de cette image pour réduire les fluctuations statistiques
- soustraction de l'image filtrée à l'image des photons détectés dans la fenêtre haute énergie

$$N_{HE\text{-nondiffusé}} = N_{HE} - N_{HE\text{-diffusé}}$$

Ajustement des queues de distribution

- Hypothèses
 - activité mesurée en dehors de l'objet = événements diffusés
 - image du diffusé = image basse fréquence
- Mise en oeuvre
 - filtrage des sinogrammes pour réduire l'influence du bruit
 - ajustement par une fonction analytique simple (e.g., gaussienne) de l'activité enregistrée en dehors de l'objet dans les sinogrammes
 - soustraction la contribution du diffusé ainsi estimée



Calcul direct de la contribution du diffusé

- Hypothèses

- distribution d'émission connue (~ images reconstruites sans correction de la diffusion)
- distribution d'atténuation connue (reconstruite à partir des acquisition en transmission)
- majorité des photons diffusés diffusés une fois seulement

- Mise en oeuvre

1. simulation analytique (diffusé 1er ordre) ou Monte Carlo simplifié (diffusé multiple) des projections (sinogrammes) des photons diffusés à partir des images reconstruites sans correction de la diffusion

⇒ sinogrammes des photons diffusés

2. soustraction des sinogrammes correspondant aux photons diffusés des sinogrammes acquis

⇒ sinogrammes corrigés de la diffusion

3. reconstruction des sinogrammes résultants

⇒ coupes reconstruites corrigées de la diffusion

4. réestimation des projections (sinogrammes) des photons diffusés à partir des coupes corrigées de la diffusion obtenues à l'étape 3

⇒ sinogrammes des photons diffusés

Correction de la diffusion en PET : performances

Amélioration indéniable de la quantification,
et faibles biais résiduels en 3D

Figure of merit Case/compartiment	Absolute concentration (kBq/ml)	
	B	D
Calibration concentration	5.88	4.86
AC	7.66±0.28	5.31±0.17
DEW	6.05±0.23	4.62±0.18
CVS	6.49±0.30	4.68±0.23
SRBSC	6.52±0.30	4.76±0.22
MCBSC1	6.51±0.24	4.81±0.21
MCBSC2	6.55±0.27	4.78±0.15

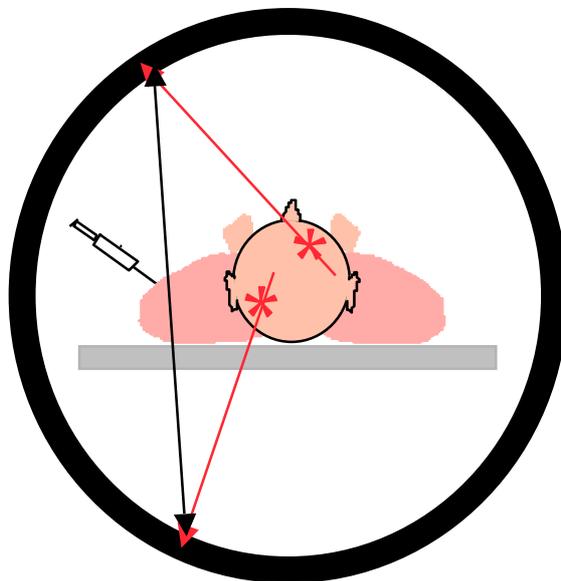
- correction d'atténuation : erreurs : 9% à 30%
- différentes corrections de diffusion : erreurs : -5% à 12%

Zaidi et al, Eur J Nucl Med 2000:1813-1826

Correction de diffusion en PET : synthèse

- Correction indispensable pour une quantification non biaisée
 - activité apparente dans des régions dénuées d'activité
 - sans correction, surestimation de l'activité $> 10\%$, notamment en PET 3D
- Pas de solution exacte mais de nombreuses approches de correction
 - approche spectrale :
 - ⇒ simple, rapide, prise en compte du diffusé émanant de l'extérieur au champ de vue
 - ⇒ calibration nécessaire
 - ajustement de la distribution spatiale des photons diffusés
 - ⇒ simple, rapide, pas de mesures supplémentaires nécessaires, prise en compte du diffusé émanant de l'extérieur au champ de vue
 - ⇒ modèle d'ajustement simpliste et non nécessairement réaliste
 - calcul direct de la contribution du diffusé
 - ⇒ théoriquement séduisant
 - ⇒ complexe en pratique, pas de prise en compte du diffusé émanant de l'extérieur au champ de vue
- Pas de correction de la diffusion systématique par une méthode "standard" mais quelques méthodes disponibles sur les caméras
 - ajustement gaussien des queues de distributions
 - calcul direct de la contribution du diffusé premier ordre

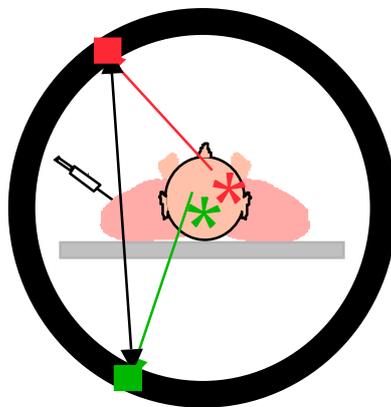
Coïncidences fortuites en PET



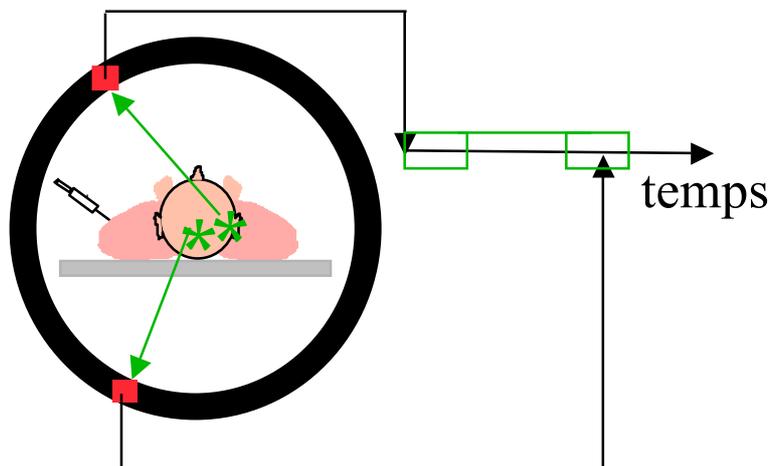
- Dépendent de :
 - la longueur de la fenêtre en coïncidence
 - la quantité de radioactivité dans le champ de vue de la caméra (proportionnel au carré de l'activité vue par le détecteur)
 - Mauvaise localisation
 - Réduction des capacités de comptage
 - Biais quantitatif
- ⇒ Nécessite une correction systématique

Correction des fortuites en PET : stratégies

- Estimation du nombre de coïncidences fortuites $N_{\text{random}(i,j)}$ pour chaque ligne de coïncidence (i,j) au moyen d'une des deux approches suivantes :
 - Estimation à partir des nombres d'événements non coïncidents enregistrés



- Mesure directe au moyen d'une ligne à retard

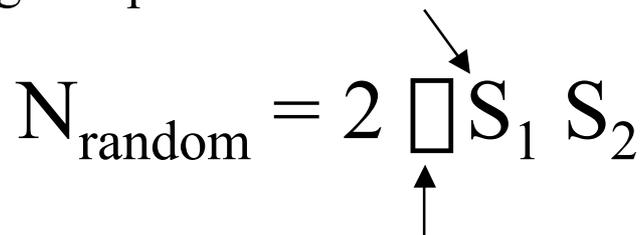


- Soustraction du nombre de coïncidences fortuites $N_{\text{random}(i,j)}$ pour chaque ligne de coïncidence (i,j) avant reconstruction

Importance des coïncidences fortuites en PET

- Nombre de coïncidences fortuites

Nb d'événements simples
enregistré par le détecteur 1

$$N_{\text{random}} = 2 \square S_1 S_2$$


longueur de la fenêtre de coïncidence

⇒ proportionnel au carré de l'activité A vue par le détecteur

- Coïncidences vraies proportionnelles à l'activité A

⇒ (fortuits / vrais) proportionnel à A

- Réduction des coïncidences fortuites

- par réduction de la fenêtre de coïncidence

⇒ une correction reste cependant nécessaire

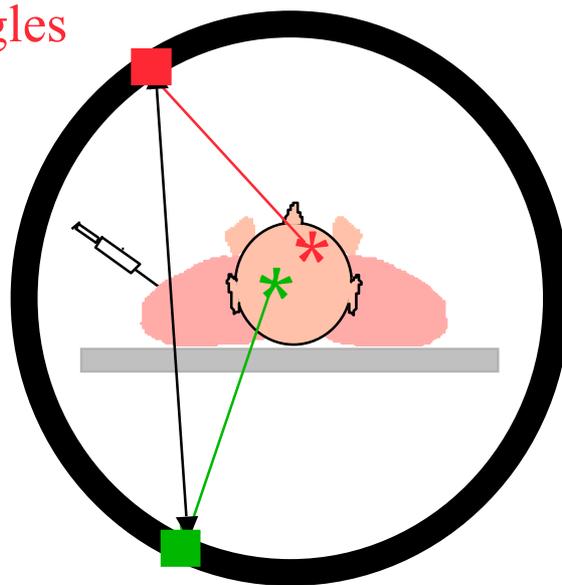
Estimation via les événements non coïncidents

- Nombre de coïncidences fortuites pour une ligne de coïncidence entre les détecteurs 1 et 2 :

$$N_{\text{random 1-2}} = 2 \square S_1 S_2$$

↑
longueur de la fenêtre de coïncidence

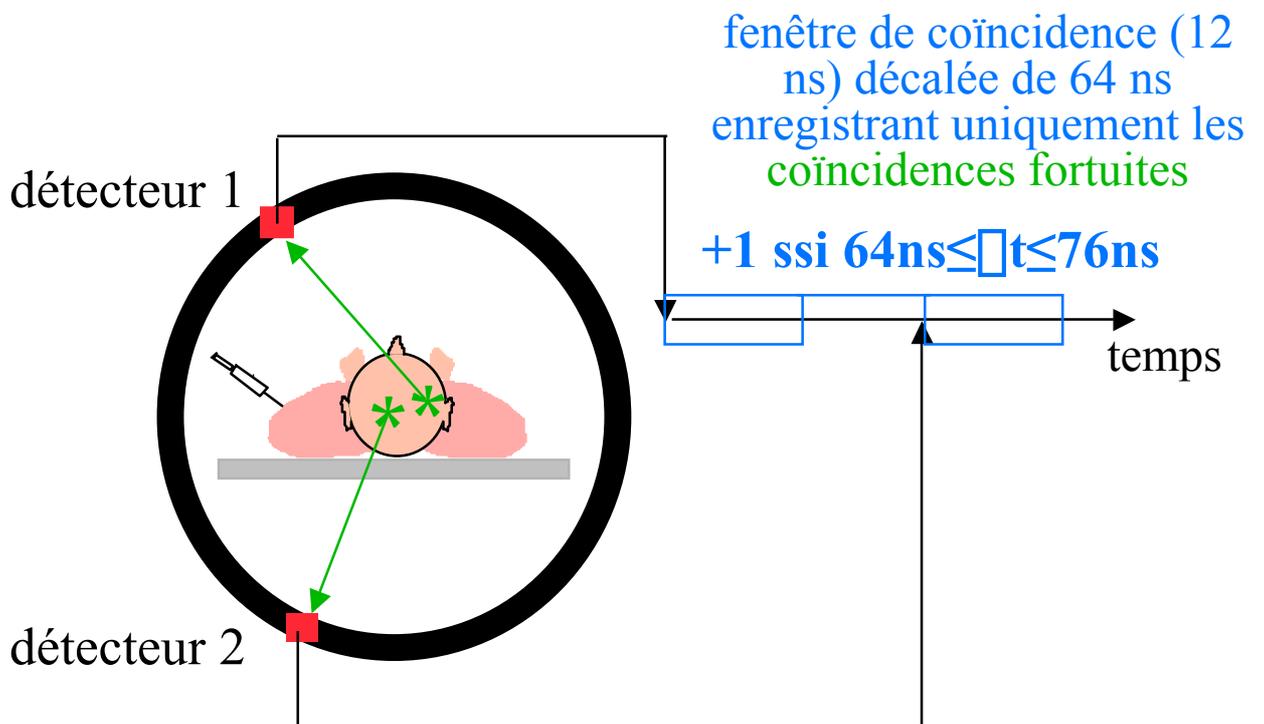
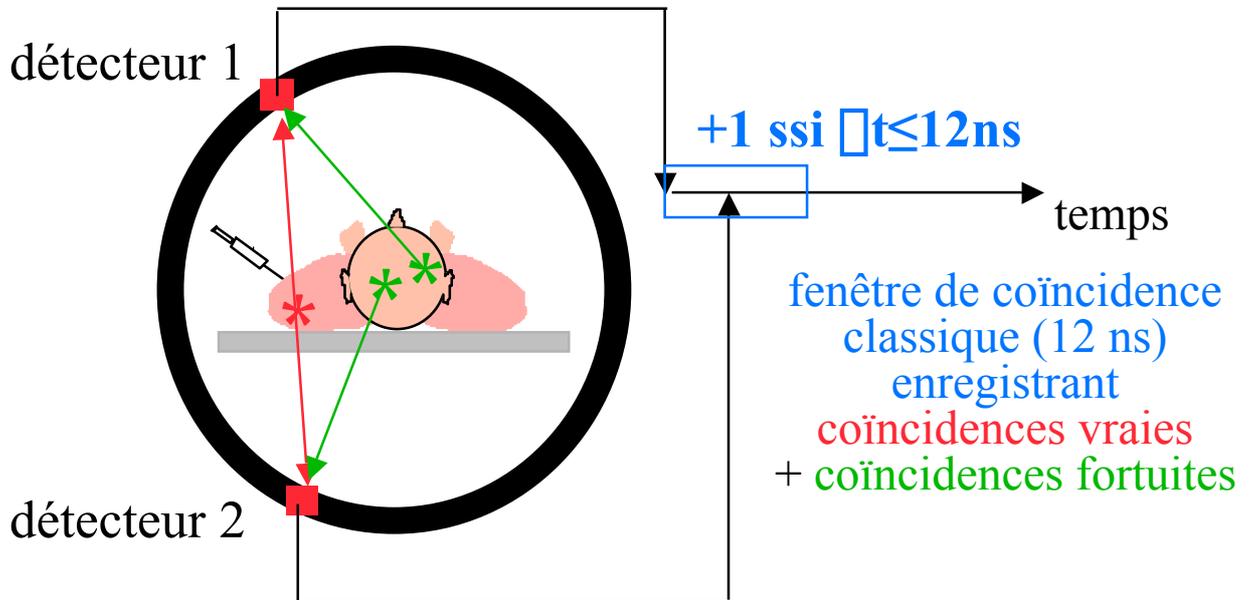
détecteur 1 :
 S_1 singles



détecteur 2 :
 S_2 singles

Estimation via une ligne retard

- Utilisation de deux circuits de coïncidences



Coïncidences fortuites en PET : synthèse

- Correction systématique sur toutes les caméras, le plus souvent par une ligne retard
- Pourtant, nécessité de limiter le nombre de coïncidences fortuits, car :
 - sans coïncidences fortuites :

$$\sigma(\text{vraies} + \text{diffusées}) = \sqrt{(\text{vraies} + \text{diffusées})}$$



incertitude sur le nombre de coïncidences détectées

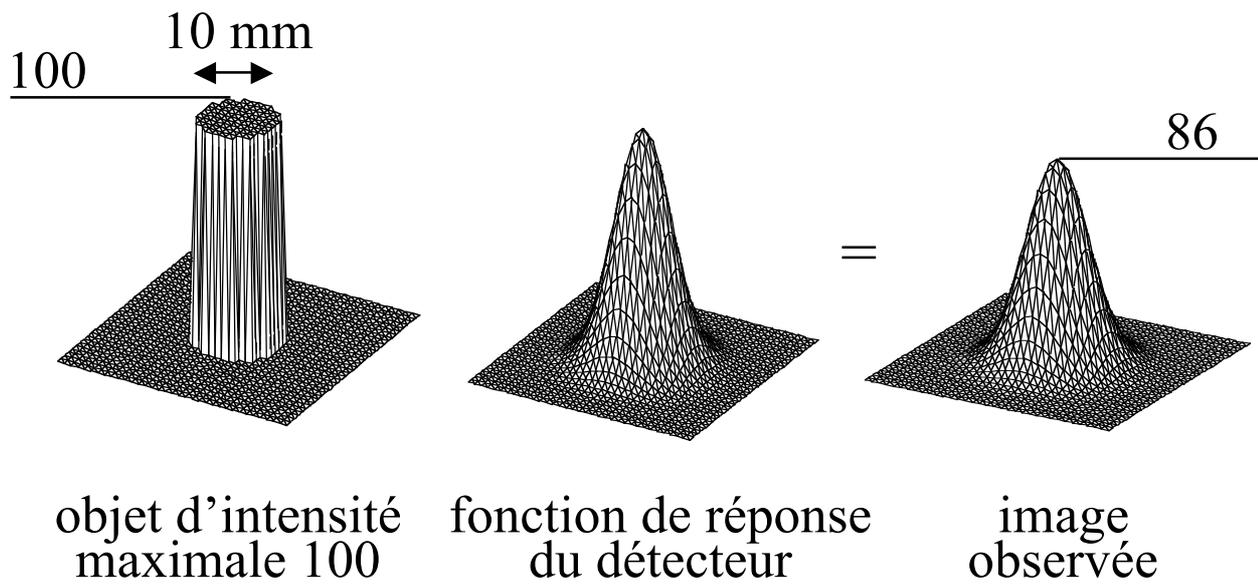
- avec coïncidences fortuites, après soustraction des coïncidences fortuites :

$$\sigma(\text{vraies} + \text{diffusées}) = \sqrt{(\text{vraies} + \text{diffusées} + 2 * \text{fortuites})}$$

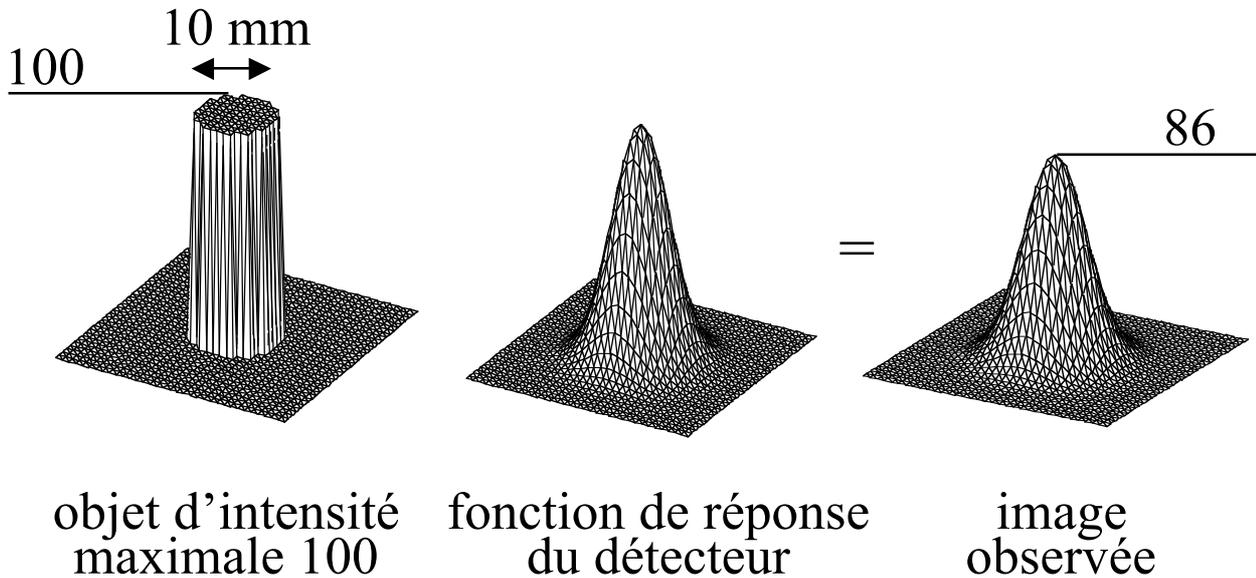
La détection de coïncidences fortuites augmente le bruit dans les images, même si on sait les soustraire !

Effet de volume partiel en PET

- Effet identique au phénomène rencontré en SPECT

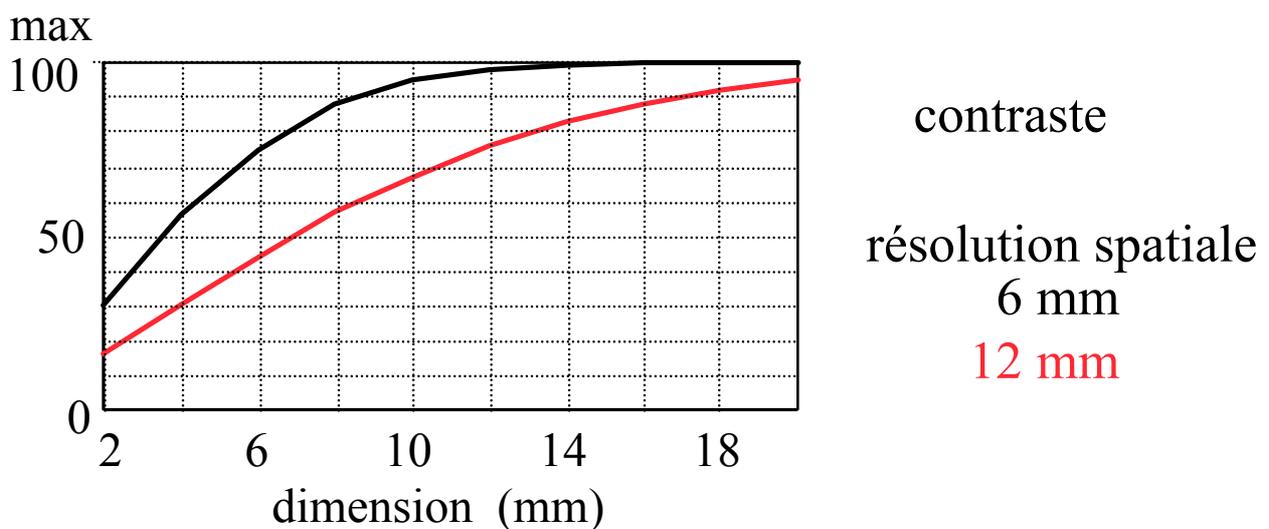


Caractéristiques de l'effet de volume partiel en PET



• Sous-estimation de l'activité dans les structures de petite taille dépendant

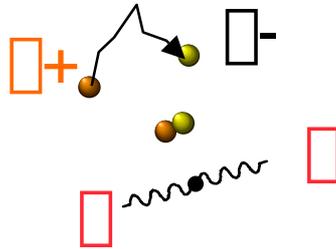
- ⇒ du contraste objet / fond
- ⇒ de la dimension de l'objet
- ⇒ de la résolution spatiale du système
- ⇒ de l'échantillonnage spatial
- ⇒ de la région d'intérêt considérée



⇒ affecte les structures de taille $< 2-3$ FWHM

Résolution spatiale en PET : limitations physiques

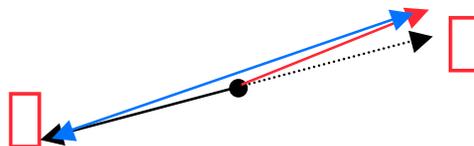
- Libre parcours moyen des positons avant annihilation



Isotope	Parcours moyen dans l'eau (mm)	LMH (mm)
Idéal	0	4*
Fluor 18 : F18	0,6	4,1
Carbone 11 : C11	1,1	4,3
Gallium 68 : Ga68	3,1	5,0

* pour un scanner de résolution idéale = 4 mm

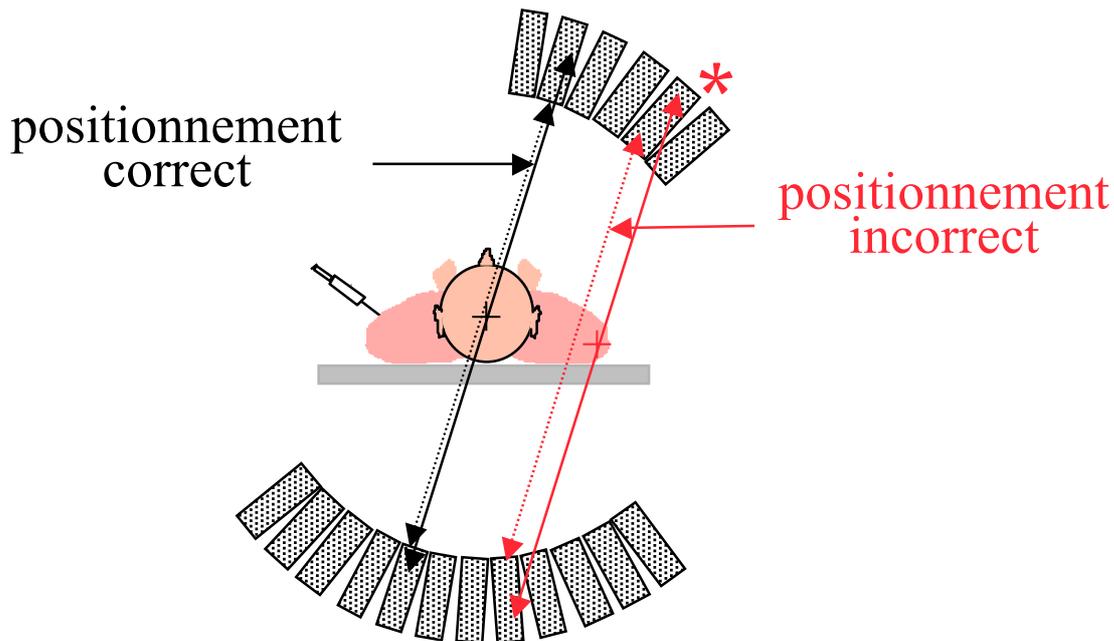
- Non-colinéarité des deux γ émis de $(180^\circ \pm 0,6^\circ)$



- ⇒ effet dépendant du diamètre d de l'anneau
- ⇒ dégradation de LMH de 1 à 2 mm

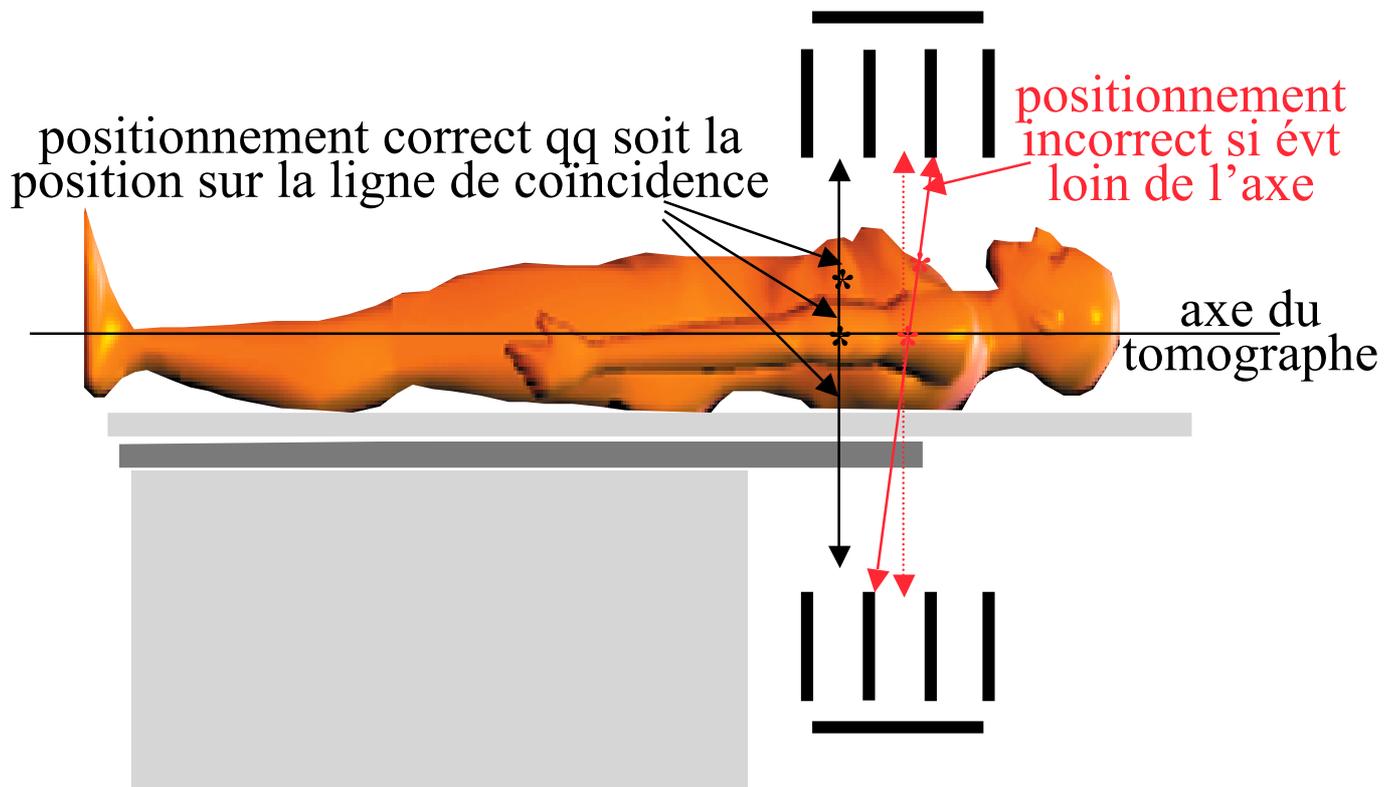
Résolution spatiale en PET : non uniformité transverse

- Dans le plan transverse



- ⇒ positionnement incorrect plus probable pour les lignes de coïncidence écartées du centre
- ⇒ effet relativement faible (variation de LMH < 1 mm entre le centre et la périphérie du champ de vue)
- ⇒ dépend de la taille et de l'arrangement des détecteurs

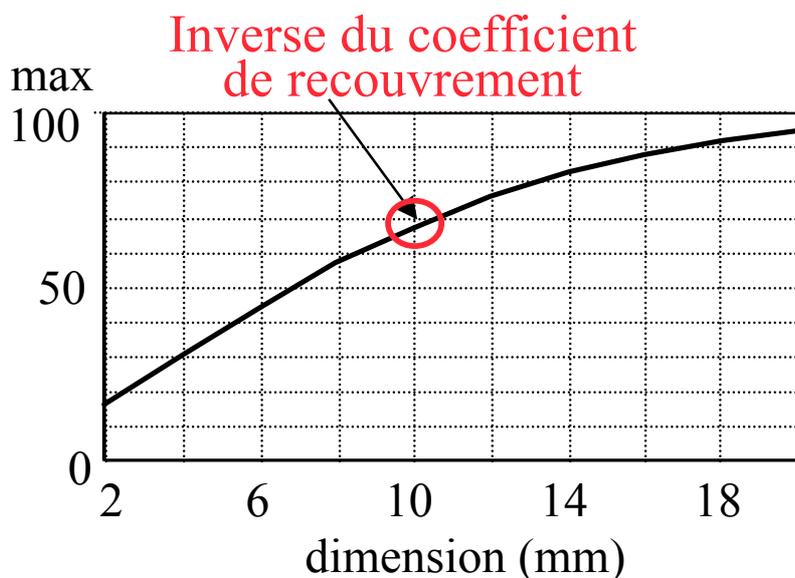
Résolution spatiale en PET : non uniformité axiale



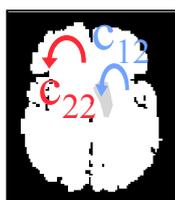
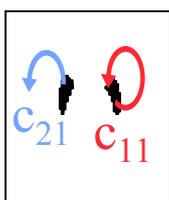
- ⇒ positionnement d'autant plus incorrect que l'émission est éloignée de l'axe du tomographe
- ⇒ positionnement d'autant plus incorrect que l'angle d'acceptance entre couronnes est élevé
- ⇒ variation de LMH de ~ 1 à $1,5$ mm
- ⇒ dépend de la taille et de l'arrangement des détecteurs et de l'espacement entre couronnes

Correction de volume partiel

- Deux mêmes stratégies qu'en SPECT
 - coefficients de recouvrement



- inversion d'une matrice de contamination croisée



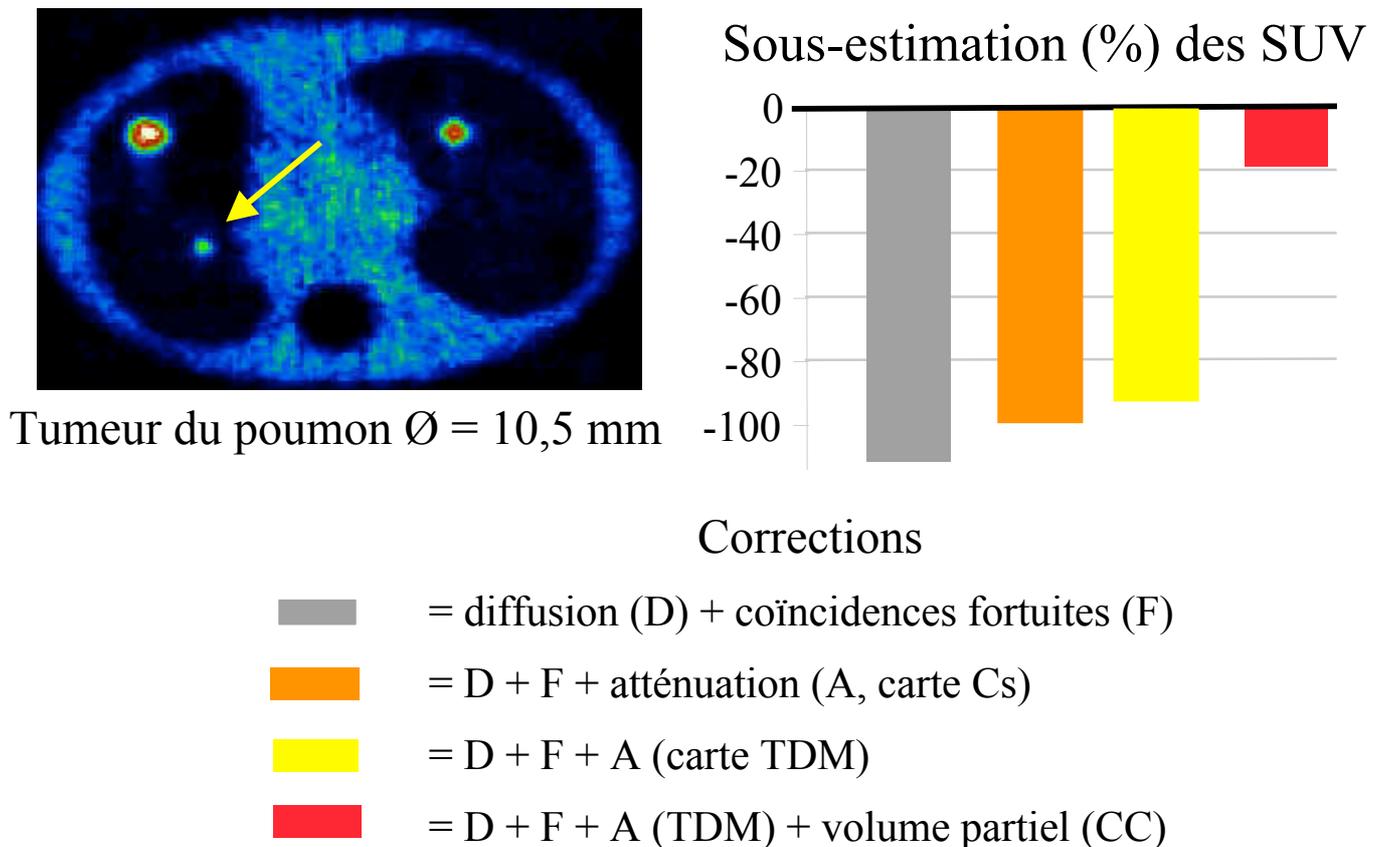
$$m_1 = c_{11} a_1 + c_{12} a_2$$

$$m_2 = c_{21} a_1 + c_{22} a_2$$

- Plus de travaux effectués initialement en PET qu'en SPECT sur la correction de volume partiel

Correction de volume partiel : synthèse

- Correction non nécessaire pour estimer l'activité dans des structures de grande taille (> 3 FWHM)
- Correction indispensable pour une estimation non biaisée de l'activité dans les structures de taille $< 2-3$ FWHM



- Pas de correction systématiquement appliquée en routine
- Pas de consensus quant à la meilleure méthode de correction : différentes méthodes actuellement en développement

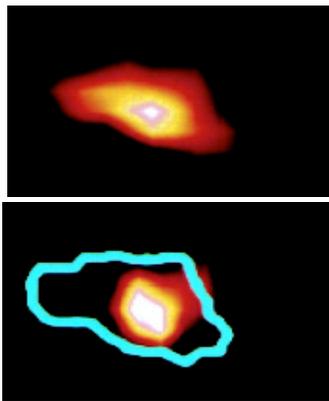
Quantification en PET : synthèse

- Quantification absolue
 - corrections d'atténuation et de coïncidences fortuites indispensables
 - correction de diffusion nécessaire pour éviter de fortes surestimations d'activité, notamment en PET 3D
 - correction de volume partiel indispensable pour éviter une sous-estimation de l'activité dans les structures de petites tailles ($< 2-3$ FWHM)
- Quantification relative
 - correction de diffusion nécessaire pour réduire l'activité parasite dans les structures pas ou peu fixantes
 - correction de volume partiel nécessaire pour diminuer les biais
- En pratique
 - correction de coïncidences fortuites systématique
 - correction d'atténuation quasi-systématique (parfois en sus des images non corrigées)
 - corrections de diffusion disponibles mais encore peu utilisées
 - correction de volume partiel non disponible en routine et utilisée seulement en recherche

Mouvement

- Même problématique qu'en SPECT :
 - fortuits
 - physiologiques (respiratoire et cardiaque)
- Exemple d'impact quantitatif du mouvement en PET oncologique pulmonaire :

PET FDG pulmonaire



avec flou cinétique

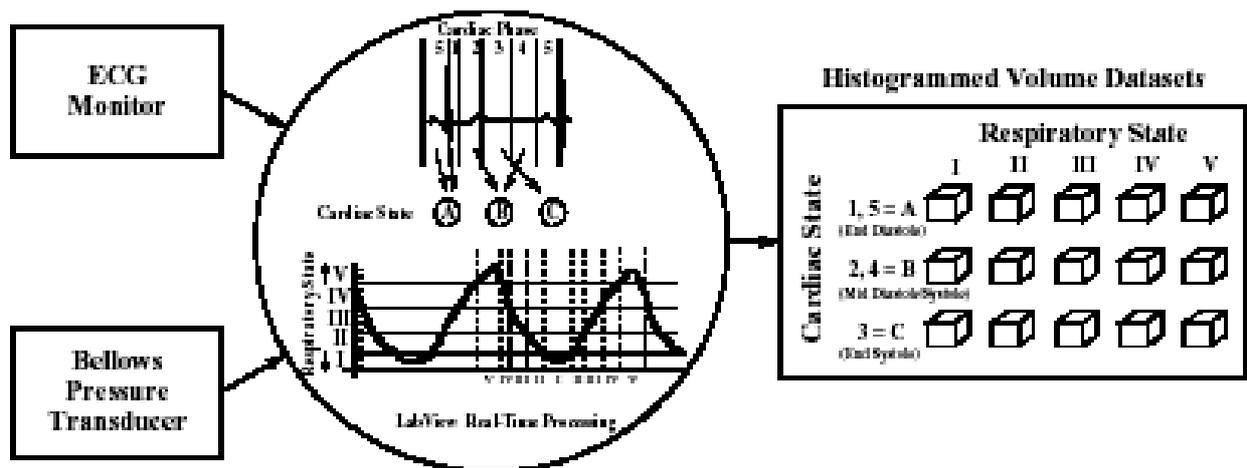
« sans » flou cinétique

- ➔ 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

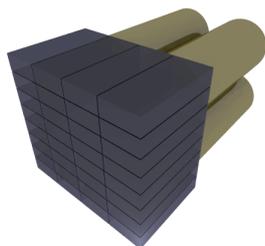
Correction de mouvement

- Même solutions qu'en SPECT :
 - synchronisation à l'ECG
 - synchronisation respiratoire (plusieurs travaux en cours)

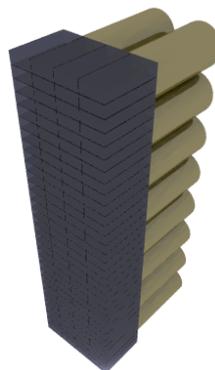


Problème de normalisation

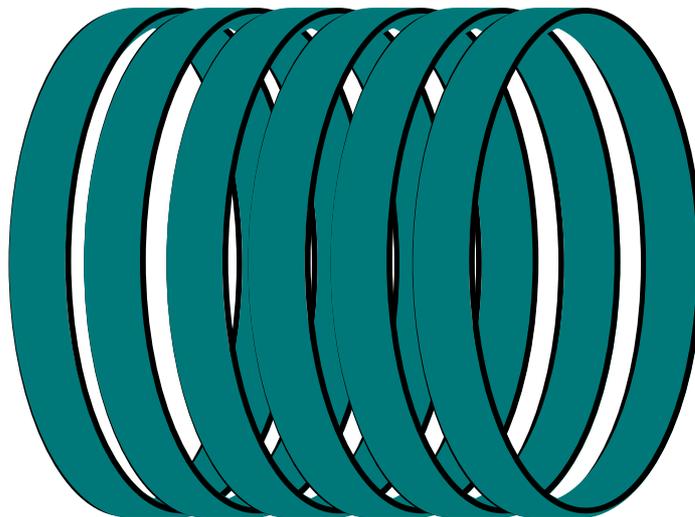
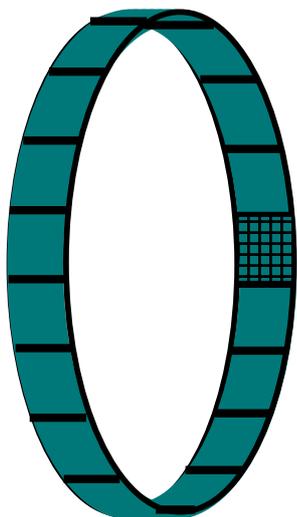
- Tomographe PET « typique » : entre 10 000 et 20 000 cristaux détecteurs



blocs : 8x8 détecteurs



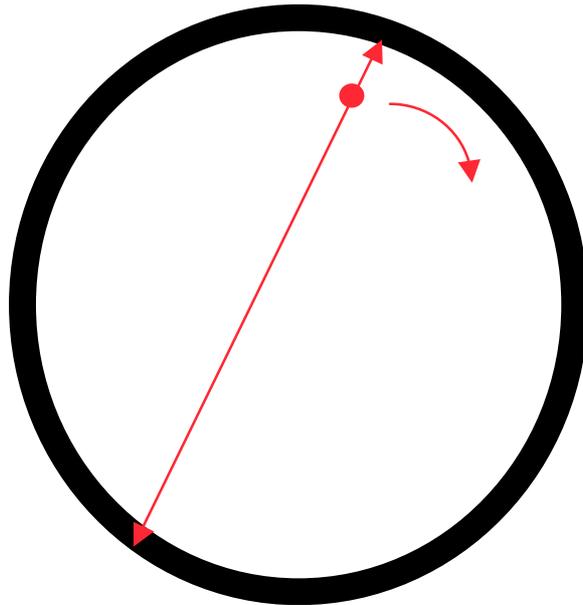
bucket = 256 détecteurs



- Les cristaux peuvent être très légèrement différents en dimensions, ou fraction de la lumière de scintillation arrivant sur les tubes photomultiplicateurs, ou épaisseur du cristal vue par les photons incidents suivant l'angle d'incidence
 - ➔ réponses variables des différents cristaux détecteurs
- Correction de ces effets = normalisation

Méthode de normalisation

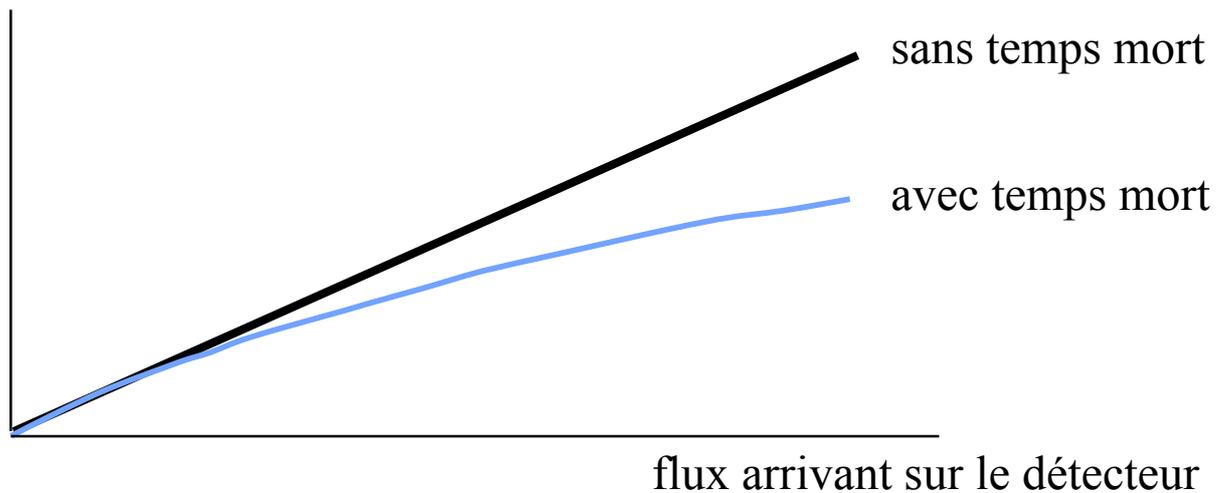
- Enregistrement de la réponse du tomographe lorsque celui-ci est soumis à un flux de photons uniforme



- Idéalement, toutes les LOR (i,j) devraient recevoir le même nombre d'événements N_{ij}
- Facteur de normalisation de la LOR (i,j) = N_{ij} / \bar{N} , où \bar{N} est la valeur moyenne de N_{ij} pour toutes les LOR
- Correction : pour chaque acquisition, le nombre de coups enregistrés sur la LOR (i,j) est divisé par le facteur de normalisation.

Temps mort

taux de comptage mesuré

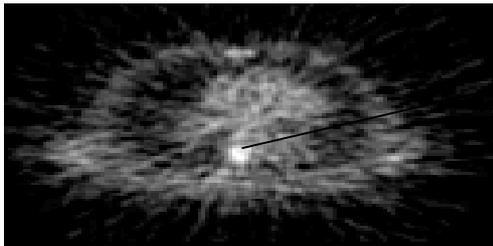


effet surtout pénalisant en TEP 3D (> 100 kcps/s)

- effectuer si possible les mesures dans la zone de flux correspondant à une réponse linéaire du détecteur
- effectuer l'étalonnage de sensibilité dans la zone de flux d'intérêt

Calibration

Relier un nombre de coups par seconde à une activité,
i.e., rendre compte de la sensibilité de détection

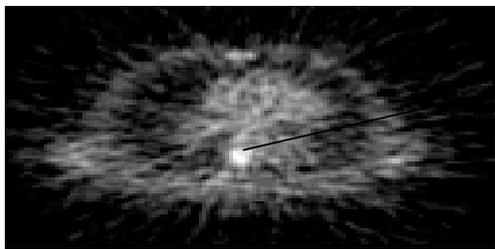


Facteur d'étalonnage

X coups/s/pixel \longrightarrow Y kBq/ml

- Calcul du facteur d'étalonnage K par une expérience préliminaire d'étalonnage (utilisant généralement un cylindre uniforme), d'activité connue : $K = Y/X$
- Activité = $K \cdot X$

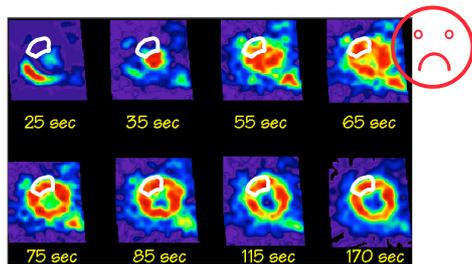
Au delà de la mesure de concentration d'activité...



$$X \text{ coups/s/pixel} \xrightarrow{\times K} Y \text{ kBq/ml}$$

Estimation de paramètres d'interprétation
physiologique ?

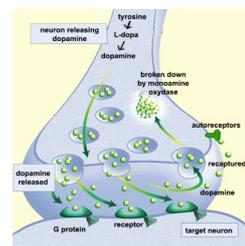
Principe de l'estimation de paramètres physiologiques



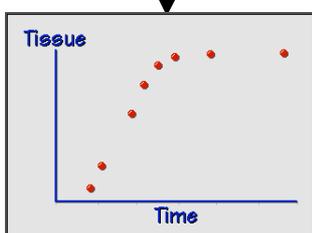
séquence d'images dynamique



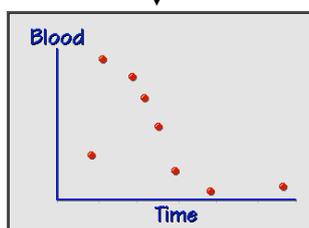
prélèvement sanguin



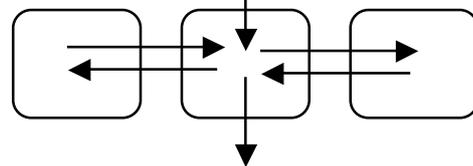
connaissances biochimiques



cinétique associée à une région

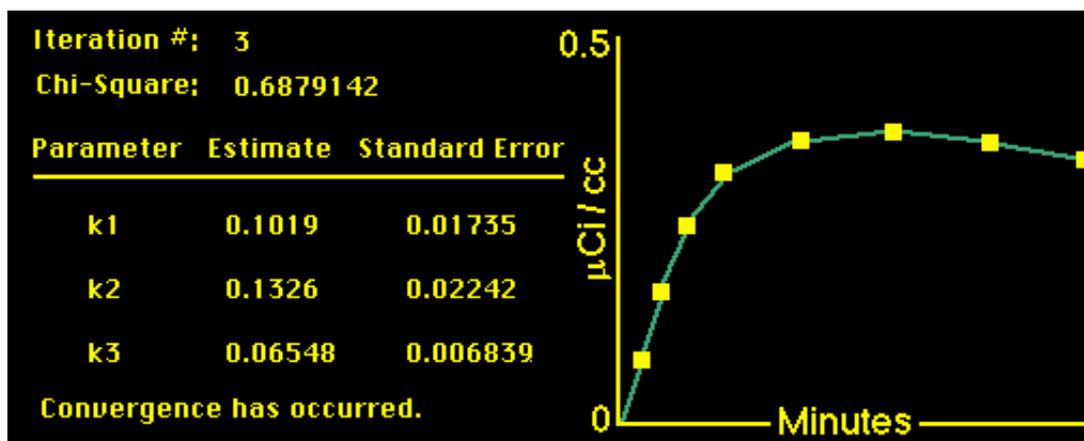


fonction d'entrée



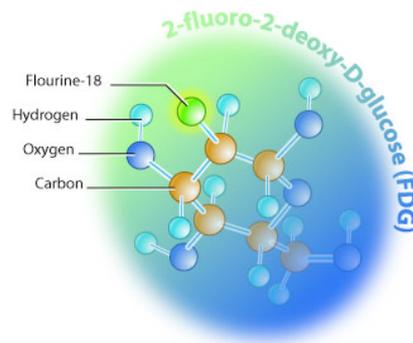
modèle

ajustement des mesures au modèle



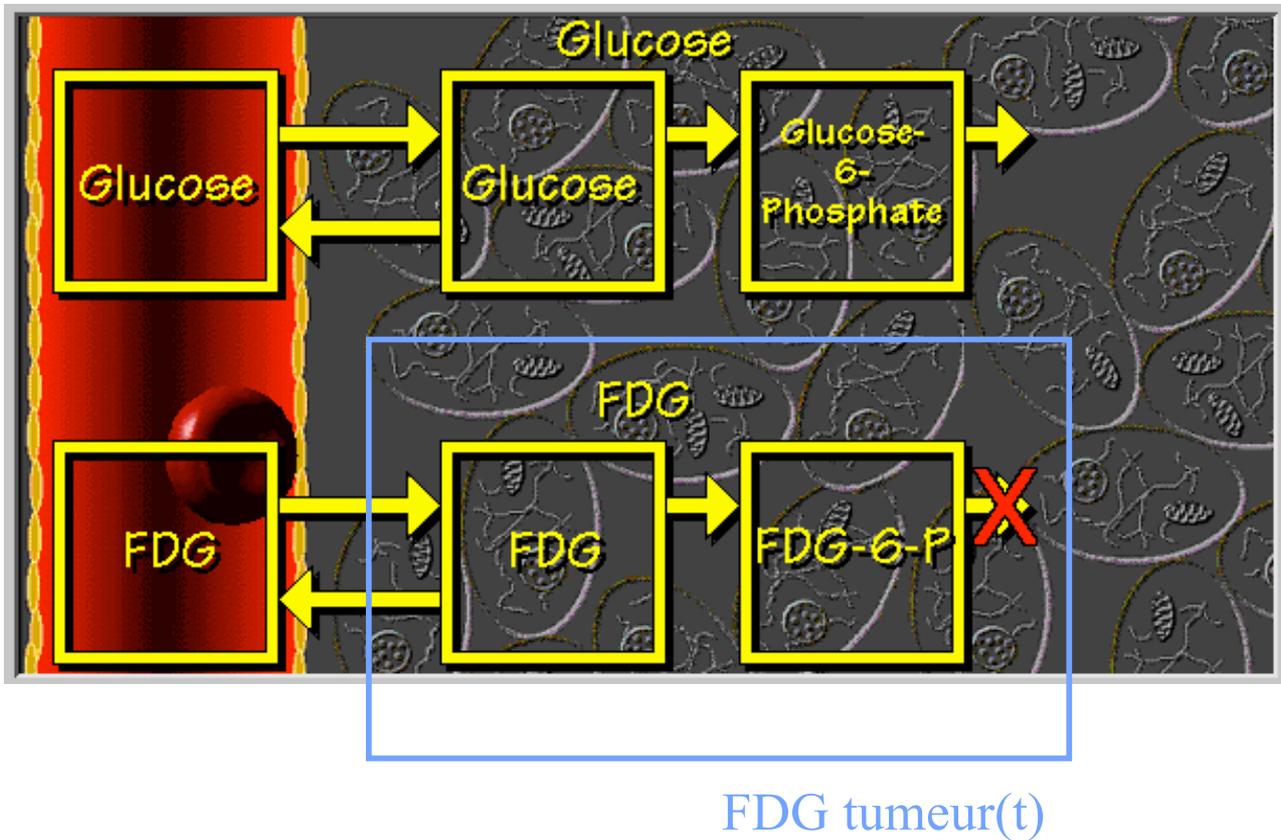
paramètres physiologiques relatifs à la région, e.g., constante d'échange, flux sanguin, densité de récepteurs

Imagerie du métabolisme du glucose : PET au FDG



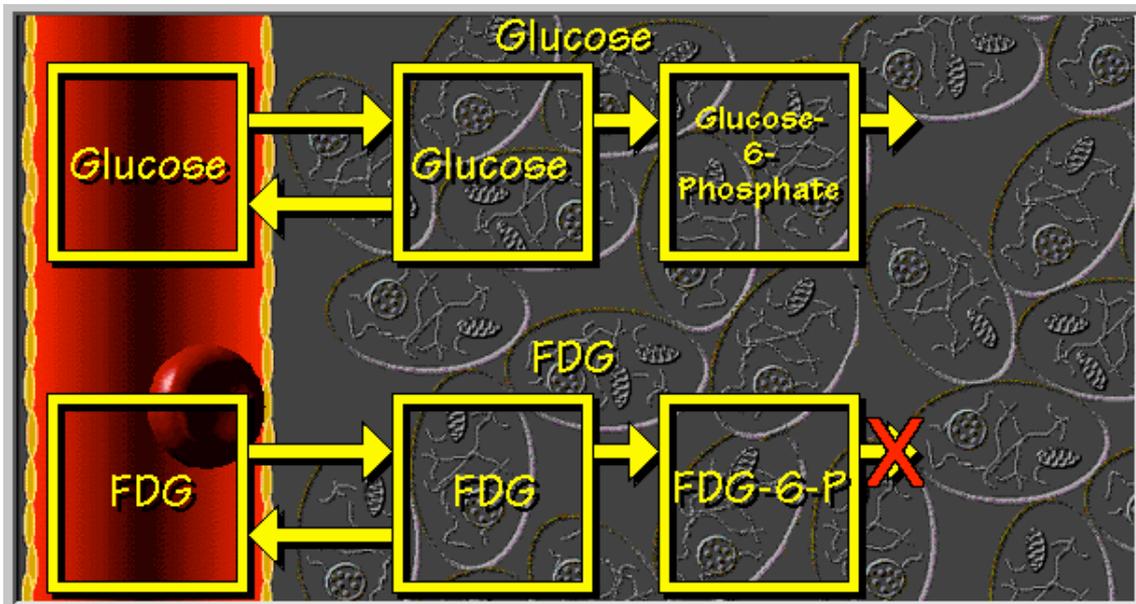
- Diagnostic
- Bilan d'extension (examens corps entiers) :
détection de métastases
- Suivi thérapeutique

Modélisation du FDG en PET



$$\text{FDG tumeur}(t) = K_i \int_0^t \text{AIF}(\square) d\square + \text{FDG non métabolisé}(t)$$

Simplification de l'analyse cinétique complète



$$\text{FDG tumeur}(t) = K_i \int_0^t \text{AIF}(\square) d\square + \text{FDG non métabolisé}(t)$$

$$K_i = \frac{\text{tumeur}(t) - \text{FDG non métabolisé}}{\int_0^t \text{AIF}(\square) d\square}$$

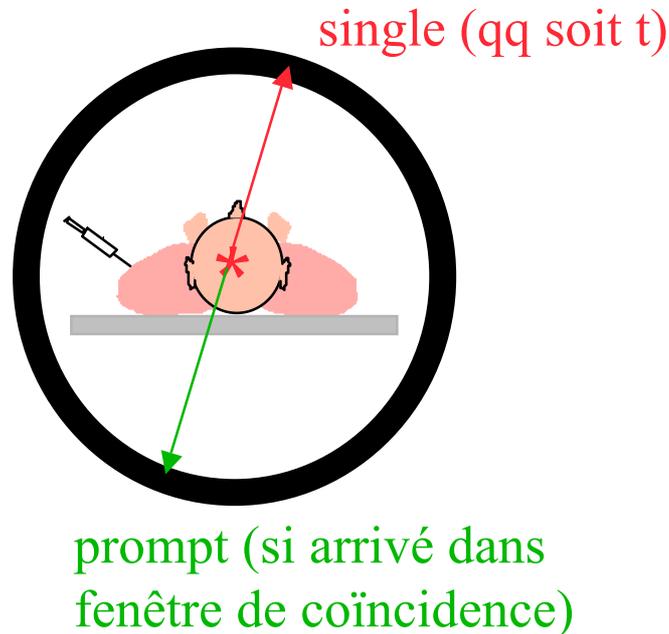
~ dose injectée / volume de dilution
~ dose injectée / poids du patient

$$\text{SUV} = \frac{\text{tumeur}(t)}{\text{dose injectée} / \text{poids du patient}}$$

Si distribution homogène dans tout l'organisme, SUV = 1

Moins précis que K_i

Vocabulaire PET



Singles : événement détecté à l'intérieur de la fenêtre en énergie, qqsoit son instant d'arrivée par rapport à une fenêtre de coïncidence

Prompt : événement détecté à l'intérieur de la fenêtre en énergie et dans la fenêtre de coïncidence

Multiples : ≥ 2 prompts dans une fenêtre temporelle

Random (fortuit) : événement non coïncident détecté dans la fenêtre de coïncidence

Scattered (diffusé) : prompts issus d'une diffusion Compton

Delayed : événements enregistrés dans une fenêtre temporelle décalée (pour correction de coïncidences fortuites)

Prompts = Trues + Scattered + Multiples + Randoms