

Les atouts et faiblesses des caméras  
TEP dédiées, TEP corps entier, TEP-CT, TEMP  
pour la quantification

---

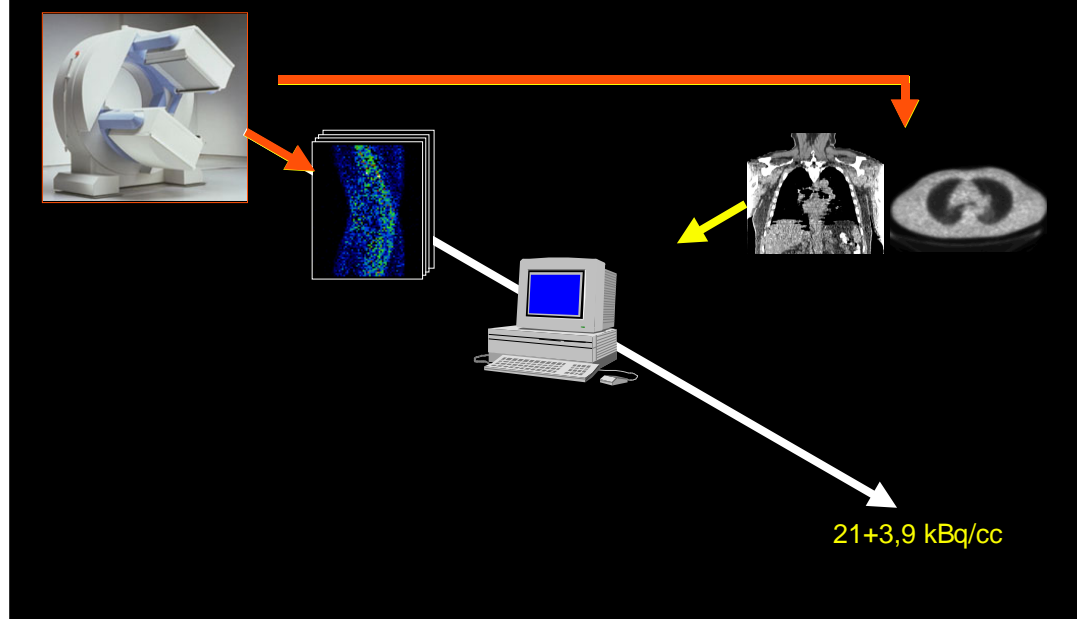
Irène Buvat

U494 INSERM  
CHU Pitié-Salpêtrière, Paris

[buvat@imed.jussieu.fr](mailto:buvat@imed.jussieu.fr)  
<http://www.guillemet.org/irene>

*Conférence Frédéric Joliot 2002 - 26 mars 2002*

## Introduction : influence des détecteurs sur la quantification



En Médecine Nucléaire, la fiabilité de la quantification est affectée par deux composantes : le détecteur qui sert à acquérir les données, et les méthodes qui servent à traiter les données pour en extraire des paramètres quantitatifs.

Les détecteurs conditionnent d'abord la qualité des données brutes à partir desquelles on effectue la quantification. La qualité de la quantification en dépend donc nécessairement, selon l'adage : « garbage in, garbage out » !

En outre, le type de détecteur affecte la fiabilité de la quantification indirectement. En effet, les méthodes de quantification peuvent nécessiter non seulement des données brutes, mais aussi des données complémentaires. Le détecteur influence donc la quantification aussi par le type d'informations complémentaires qu'il est susceptible de fournir.

Pour analyser l'influence du détecteur sur la fiabilité de la quantification, il est nécessaire de considérer tour à tour ces deux volets : d'une part, les caractéristiques des données brutes en fonction du matériel d'acquisition, et d'autre part, les informations fournies par la caméra et utiles à la mise en œuvre de méthodes de quantification performantes.

## Plan

---

- Types de détecteur
- Relation entre type de détecteur et qualité des données brutes
- Relation entre type de détecteur et méthodes de quantification applicables
- Synthèse et conclusion

Le plan de cette présentation sera donc le suivant :

- je vais tout d'abord recenser les différents types de détecteurs disponibles actuellement en Médecine Nucléaire, et les caractéristiques qui les distinguent.

- j'analyserai ensuite les relations entre type de détecteur et qualité des données brutes résultantes.

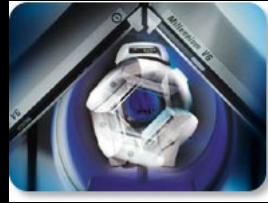
- j'examinerai enfin les relations entre type de détecteurs et méthodes de quantification qu'il est possible de mettre en œuvre.

Une synthèse de ces relations permettra de conclure sur les atouts et les faiblesses des différents types de caméra pour la quantification.

## Les types de détecteur en Médecine Nucléaire



Gamma caméras SPECT



Caméras hybrides SPECT/PET  
(NaI(Tl))



Caméras PET dédiées  
(BGO, LSO)



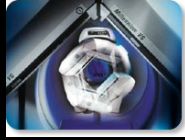
Détecteurs PET/CT et SPECT/CT

Pour faire de la quantification en Médecine Nucléaire, on peut distinguer 4 grandes catégories de machines :

- les gamma-caméras SPECT
- les caméras hybrides SPECT-PET, qui sont équipées d'un cristal épais NaI(Tl) et permettent de faire de l'imagerie entre 70 et 511 keV.
- les caméras PET dédiées avec un cristal BGO le plus souvent, ou, pour des caméras récentes commercialisées par CTI, LSO.
- les caméras couplées à un tomodensitomètre, PET-CT ou SPECT/CT.

En fait, cette classification est un peu simpliste, puisqu'à l'intérieur de chacune de ces 4 catégories, il existe encore une variété de systèmes. Par exemple, les détecteurs PET des machines PET / CT peuvent être soit des détecteurs dédiés, soit des détecteurs NaI(Tl). Pour éviter de complexifier trop l'exposé, je vais m'en tenir à ces 4 catégories en général, mais j'indiquerai les cas particuliers quand cela s'avèrera nécessaire.

## Caractéristiques distinguant les détecteurs



- Type d'imagerie  
émission  $\gamma$ , transmission  $\gamma$ , émission  $\beta^+$ , transmission  $\beta^+$ , transmission X
- Géométrie d'imagerie  
2D / 3D  
Champ de vue
- Résolution spatiale
- Résolution en énergie
- Taux de comptage
- Sensibilité de détection
- Coût

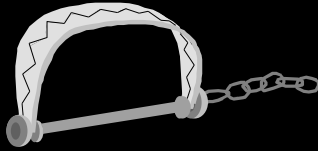
Pour déterminer quels sont les détecteurs a priori les mieux adaptés à la quantification, il faut commencer par répertorier les caractéristiques qui les distinguent. Ce sont :

- le type d'imagerie qu'ils permettent de réaliser : gamma, positons, X.
- la géométrie d'imagerie : 2D ou réellement 3D en fonction du système de collimation, et la taille du champ de vue.
- la résolution spatiale.
- la résolution en énergie.
- la sensibilité de détection.
- les performances en taux de comptage.
- la sensibilité de détection.
- le coût.

Chacune de ces caractéristiques, excepté le coût, influence la faisabilité et la qualité de la quantification, directement ou indirectement.

Pour comprendre comment ces caractéristiques interfèrent avec la faisabilité et la qualité de la quantification, rappelons les principaux phénomènes qui affectent la quantification en Médecine Nucléaire.

## Phénomènes susceptibles de biaiser les données



- Atténuation
- Diffusion Compton
- Effet de volume partiel
- Temps mort
- Coïncidences fortuites en PET
- Reconstruction tomographique

En SPECT et en PET, les principaux phénomènes biaisant les données à partir desquelles sont estimés des paramètres quantitatifs sont :

- l'atténuation des photons gamma ou des photons de coïncidence;
- la diffusion Compton de ces photons;
- l'effet de volume partiel;
- le temps mort des détecteurs;
- la détection de coïncidences fortuites en PET;
- l'estimation de la distribution 3D du radiotracer par reconstruction tomographique.

## Processus de quantification

---



- Corrections : diffusion, atténuation, effet de volume partiel, temps mort, coïncidences fortuites
- Reconstruction tomographique
- Modélisation

Le processus de quantification consiste donc à :

- mettre en œuvre des corrections des phénomènes physiques entravant la quantification,
- effectuer une reconstruction tomographique performante,
- considérer enfin un modèle de quantification et le résoudre pour estimer les paramètres d'intérêt.

## Liens entre détecteurs et quantification



- Type d'imagerie
- Géométrie d'imagerie
- Résolution spatiale
- Résolution en énergie
- Taux de comptage
- Sensibilité de détection



- Atténuation
- Diffusion Compton
- Effet de volume partiel
- Temps mort
- Coïncidences fortuites en PET
- Reconstruction tomographique



- Corrections
- Reconstruction tomographique
- Modélisation

Tout l'objet de ma présentation est donc d'essayer de faire le lien entre :

- les caractéristiques des détecteurs et les biais de quantification qu'ils engendrent, et
- les caractéristiques des détecteurs et l'applicabilité et les performances du processus de quantification.



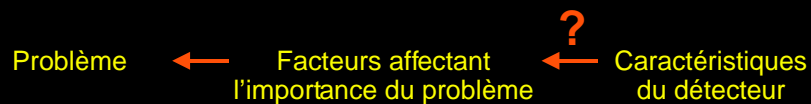
## Caractéristiques des détecteurs et problèmes de quantification



- Type d'imagerie
- Géométrie d'imagerie
- Résolution spatiale
- Résolution en énergie
- Taux de comptage
- Sensibilité de détection



- Atténuation
- Diffusion Compton
- Effet de volume partiel
- Temps mort
- Coïncidences fortuites en PET
- Reconstruction tomographique

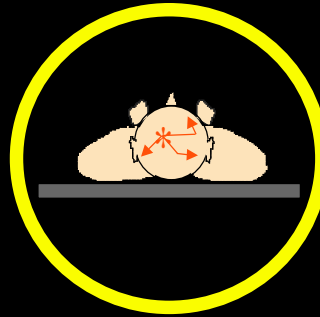
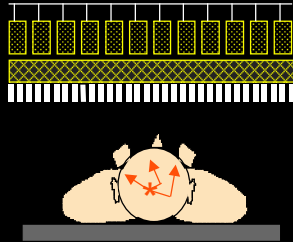


Commençons par l'étude des liens entre les caractéristiques des détecteurs et les biais de quantification.

Pour établir ces liens, nous allons reprendre chaque problème séparément, indiquer les facteurs qui affectent l'importance du problème, et déterminer enfin si ces facteurs dépendent des caractéristiques du détecteur.

## Atténuation

$$N = N_0 \exp \int_0^d -\mu(l) dl$$



Dépend uniquement de l'objet : pas de composante « détecteur »

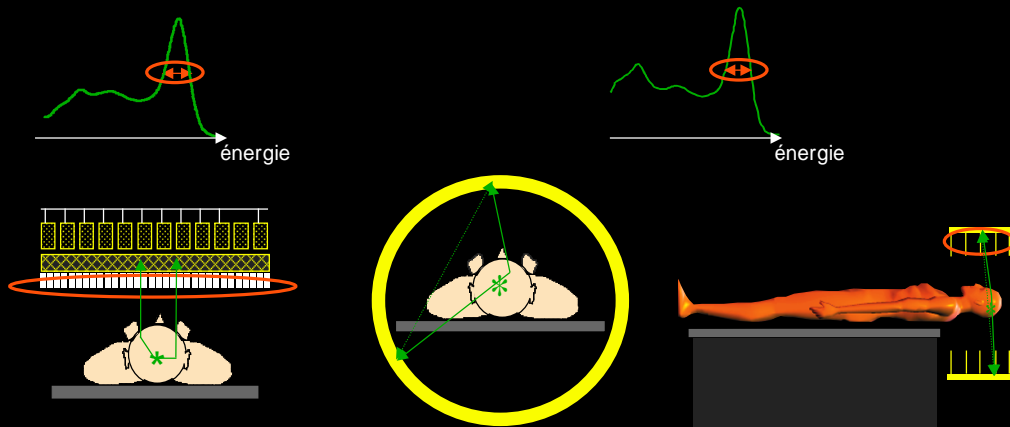
Tous les détecteurs sont égaux face au **problème** de l'atténuation

L'atténuation :

En SPECT et en PET, c'est l'atténuation par les tissus du patient examiné qui pose problème. Les photons atténués n'étant pas détectés, l'importance des artefacts liés à l'atténuation dépend uniquement du sujet examiné, et pas du détecteur.

Tous les détecteurs sont par conséquent égaux face au problème de l'atténuation (mais attention, pas face à la correction du problème, nous y reviendrons).

## Diffusion



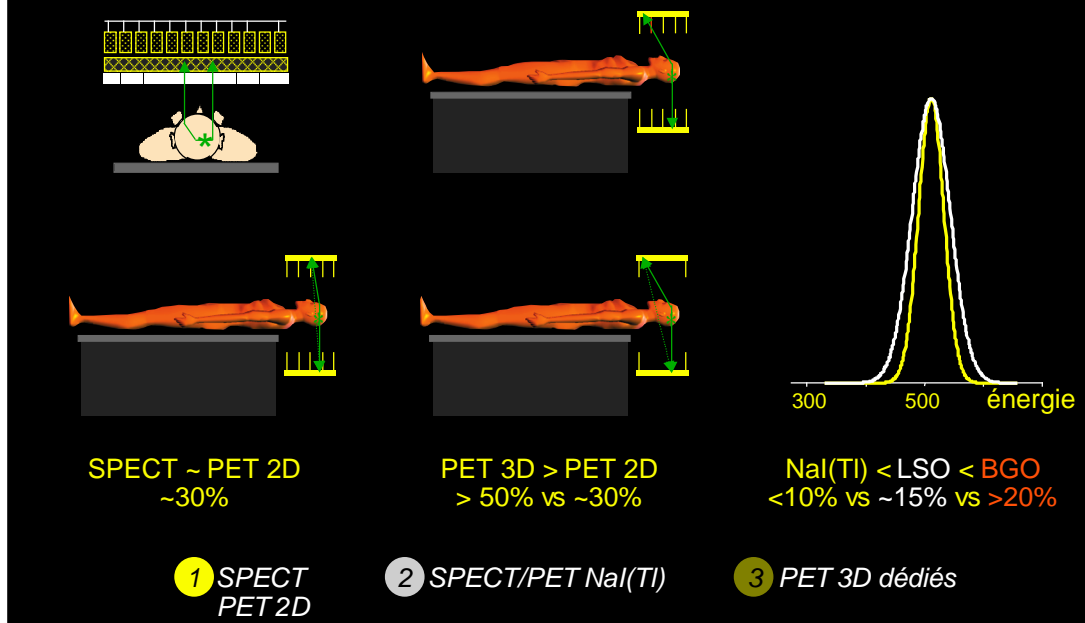
*L'importance de la diffusion dépend de la capacité du détecteur à exclure les photons diffusés à l'acquisition*

Un deuxième problème est la diffusion. Là encore, c'est surtout la diffusion des photons dans le patient qui pose problème. Cependant, contrairement aux photons atténués, les photons diffusés sont susceptibles d'être détectés. L'importance du problème dépend donc du détecteur, et plus exactement de la capacité du détecteur à rejeter les photons diffusés à l'acquisition. L'efficacité de l'exclusion des photons diffusés à l'acquisition dépend de deux composantes du détecteur :

- sa géométrie de collimation,
- sa résolution en énergie, puisque c'est l'énergie de détection de chaque photon qui donne une information sur la probabilité que le photon ait été diffusé.

Tous les détecteurs ne sont donc pas égaux face au problème de diffusion, puisque la géométrie de collimation des détecteurs et leur résolution en énergie varient.

## Importance de la diffusion en fonction du détecteur



Plus précisément :

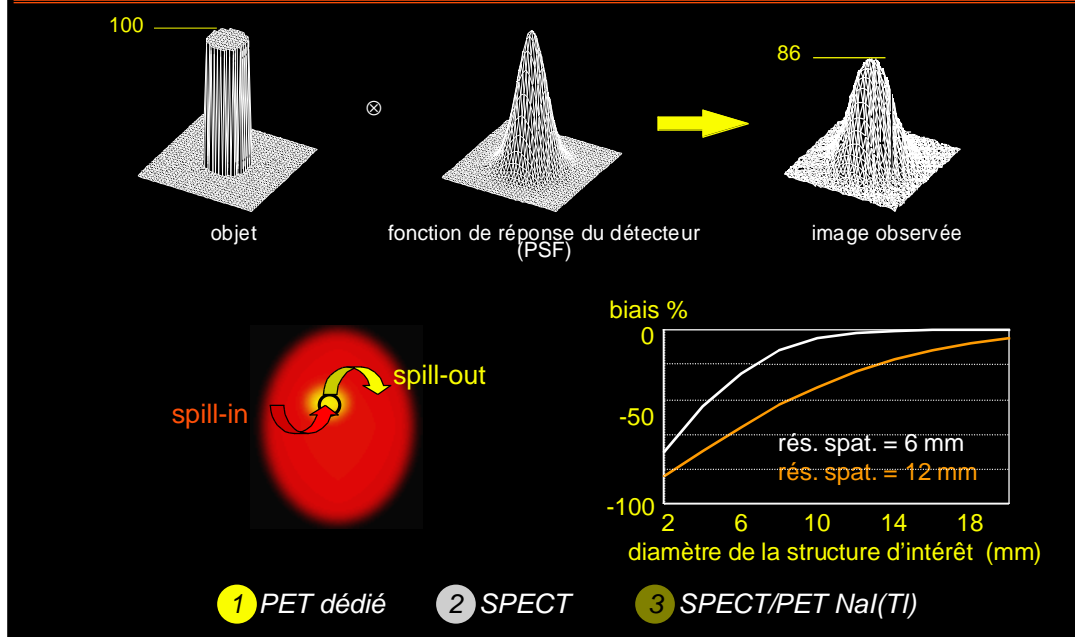
La proportion de photons diffusés détectés en SPECT et en PET 2D est à peu près équivalente (30%).

Cependant, on détecte bien davantage de photons diffusés en PET 3D qu'en PET 2D, du fait de l'absence des septa intercouronnes qui arrêtent des photons diffusés en 2D. Les schémas montrent par exemple comment un événement diffusé est détecté en 3D alors qu'il est arrêté par un septa en 2D.

Les cristaux NaI(Tl) présentent une meilleure résolution en énergie que les cristaux BGO, et permettent par conséquent une meilleure identification des photons diffusés à l'acquisition. Les détecteurs PET utilisant du NaI(Tl) produisent donc des données moins affectées par la diffusion que les détecteurs équipés de cristaux BGO. Les nouveaux détecteurs équipés de LSO présentent une résolution en énergie à 511 keV intermédiaire entre celle du NaI(Tl) et celle du BGO.

Ces observations montrent que face à la diffusion, les détecteurs SPECT tendent à être plus favorables pour la quantification que les détecteurs PET. Les caméras hybrides PET / SPECT utilisant un cristal NaI(Tl) conduisent à des données moins perturbées par la diffusion que les caméras PET dédiées, qui sont les détecteurs qui posent les plus gros problèmes de diffusion, en particulier en mode de fonctionnement 3D.

## Effet de volume partiel



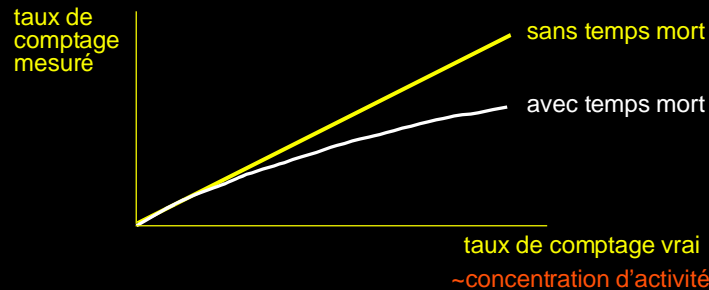
Un troisième problème rencontré lorsqu'on s'intéresse à la quantification est l'effet de volume partiel.

L'effet de volume partiel provient de la résolution spatiale du dispositif d'imagerie. La fonction de réponse du détecteur, que l'on modélise généralement par une gaussienne, « étale » le signal, de sorte que le signal détecté présente une amplitude plus faible que le signal original. Cet étalement fait qu'une partie de l'activité dans une structure d'intérêt est détectée à l'extérieur de cette structure, et de façon similaire, une partie de l'activité extérieure à la structure est détectée dans la structure. On parle respectivement de spill-in et spill-out. Les deux ne se compensant pas, il en résulte des biais quantitatifs.

Plus la résolution spatiale du détecteur est mauvaise, plus les biais introduits par l'effet de volume partiel sont importants, comme le montre ce graphe indiquant la sous-estimation d'activité en fonction de la taille de la structure d'intérêt et de la résolution spatiale. Par conséquent, l'imagerie PET, pour laquelle la résolution est généralement voisine de 6 mm, est moins affectée par l'effet de volume partiel que le SPECT, pour lequel la résolution est plutôt voisine de 12 mm.

Les systèmes hybrides tendent à avoir une résolution spatiale moins bonne que les systèmes SPECT, du fait d'un cristal NaI(Tl) plus épais que celui équipant les systèmes SPECT dédiés. Les données issues des caméras hybrides sont donc plus affectées par l'effet de volume partiel que les données issues des caméras SPECT dédiées.

## Temps mort

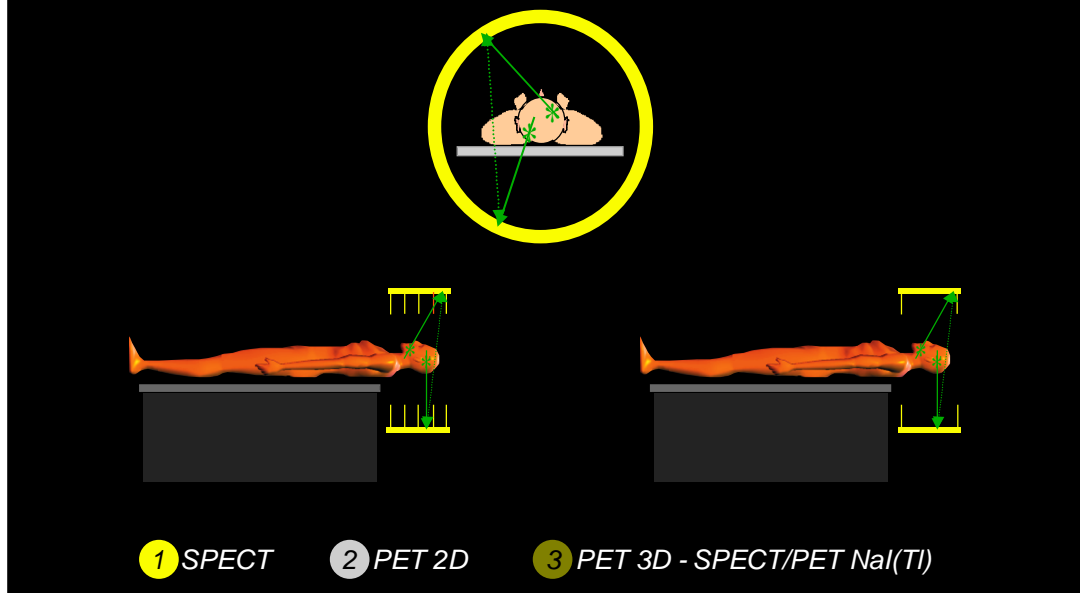


- 1 PET dédié    2 SPECT/PET NaI(Tl)    3 SPECT

Un autre élément perturbant la quantification est le problème du temps mort des caméras. En effet, le temps mort observé à haut taux de comptage entraîne une sous-estimation du vrai taux de comptage à taux de comptage élevé. Le taux de comptage étant proportionnel à la concentration d'activité en l'absence d'autres phénomènes perturbateurs, le temps mort rend non linéaire la relation entre nombre d'événements détectés et concentration d'activité.

Le temps mort est caractérisé par les performances en taux de comptage des caméras. La quantification est d'autant plus aisée que les caméras admettent de hauts taux de comptage. La région dans laquelle la réponse du détecteur est linéaire est alors d'autant plus grande. Les caméras admettant les plus hauts taux de comptage sont les caméras PET dédiées, suivies des caméras hybrides PET/SPECT, suivies enfin des gamma caméras.

## Coïncidences fortuites en PET

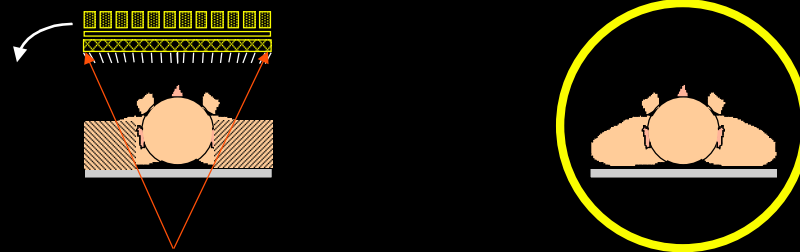


Un autre facteur susceptible de biaiser la quantification spécifique au PET est la détection de coïncidences fortuites. Ce biais défavorise le PET par rapport au SPECT.

Les coïncidences fortuites sont plus probables en 3D qu'en 2D, du fait de l'absence de septa entre les couronnes de détection. Le schéma montre par exemple une coïncidence fortuite, arrêtée par les septa en 2D, et détectée en 3D.

Du point de vue des coïncidences fortuites, le PET 3D est donc plus pénalisé que le PET 2D. Les systèmes hybrides, qui présentent une géométrie 3D, sont par conséquent plus pénalisés que les systèmes PET dédiés fonctionnant en 2D.

## Reconstruction tomographique



- Reconstruction d'autant plus fiable que les données sont peu bruitées :  
détecteurs les plus sensibles plus favorables  
détecteurs autorisant des hauts taux de comptage plus favorables

1 PET 3D

2 PET 2D

3 SPECT/PET NaI(Tl)

Enfin, un autre problème est celui de la reconstruction tomographique. Il se pose de façon très similaire en PET et en SPECT, mais il est important de souligner deux aspects qui rendent le problème dépendant du détecteur.

- En SPECT, les données peuvent être tronquées, contrairement au PET, où l'anneau de détection assure un échantillonnage complet des projections. La reconstruction tomographique est toujours moins fiable en présence de données tronquées. Les détecteurs PET permettant l'acquisition de données non tronquées sont donc avantageux de ce point de vue.

- Plus les projections sont bruitées, plus le problème de reconstruction tomographique est « mal posé » : les détecteurs présentant une forte sensibilité fournissent donc des données mieux conditionnées pour la reconstruction tomographique. Là encore, cette caractéristique favorise l'imagerie PET par rapport au SPECT.



## Bilan : qualité des données issues des détecteurs

	SPECT	SPECT/PET (NaI(Tl))	PET dédiées (BGO, LSO)	PET/CT SPECT/CT
• Atténuation	○	○	○	*
• Diffusion Compton	●	○	●	*
• Effet de volume partiel	○	●	●	*
• Temps mort	●	○	●	*
• Coïncidences fortuites	●	●	○	*
• Reconstruction	●	○	●	*

● plus favorable  
○  
● moins favorable

\* cf type de détecteur SPECT ou PET

Voici un résumé des atouts et des limites des différents types de détecteurs, pour ce qui est de la qualité des données brutes qu'ils fournissent. En jaune, le détecteur le plus avantageux pour le phénomène considéré, en gris, le second, et en vert bronze, le troisième.

Ce tableau montre clairement qu'aucun détecteur ne fournit de données idéales à tous les points de vue.

On voit aussi, comme on pouvait s'y attendre, que les détecteurs hybrides, adaptés à la fois à l'imagerie SPECT et PET, ne s'avèrent optimaux à aucun égard.

Les gamma caméras pour l'imagerie SPECT sont des détecteurs mieux adaptés à la quantification que les machines PET dédiés en ce qui concerne les problèmes de diffusion Compton et, bien sur, l'absence du problème de coïncidences fortuites.

En revanche, les machines PET dédiées minimisent les problèmes liés à l'effet de volume partiel et permettent d'être dans de bonnes conditions de reconstruction tomographique.

## Caractéristiques des détecteurs et traitement de l'information



- Type d'imagerie
- Géométrie d'imagerie
- Résolution spatiale
- Résolution en énergie
- Taux de comptage
- Sensibilité de détection



- Corrections
- Reconstruction tomographique
- Modélisation



Traitement  
de l'information



Informations  
requises



Caractéristiques  
du détecteur

Quelque soit le type de détecteur dont sont issues les données, la quantification passe par la mise en œuvre de méthode de traitement de l'information.

Ces méthodes sont les corrections visant à compenser des phénomènes parasites que nous venons de répertorier, la reconstruction tomographique, et les méthodes d'analyse du signal quantifié pour estimer des paramètres pertinents physiologiquement.

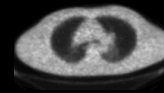
La mise en œuvre de ces méthodes nécessite souvent de disposer d'un certain nombre d'informations, qui sont, ou non, fournies par le détecteur. Si l'information n'est pas fournie par le détecteur, la méthode ne peut pas être mise en œuvre, et donc a priori, le détecteur est moins favorable à la quantification. C'est cet aspect là que nous allons maintenant examiner, en étudiant les potentialités fournies par les différents types de détecteurs en matière de traitement de l'information, et donc d'estimation fiable de paramètres quantitatifs.

## Correction d'atténuation

- Solution théorique exacte en PET contrairement au SPECT par multiplication des sinogrammes par des facteurs de correction d'atténuation
- Disponibilité d'une cartographie des coefficients d'atténuation
  - SPECT : parfois
  - PET/SPECT NaI(Tl) : toujours
  - PET dédiés : toujours
  - PET/CT et SPECT/CT : toujours
- Transmission SPECT ou PET versus CT ?



meilleure résolution spatiale  
meilleur rapport signal-sur-bruit



*Mais* - résolutions spatiales différentes en émission et transmission → artefacts  
- flou cinétique différent en CT et en médecine nucléaire  
- mise à l'échelle des coefficients d'atténuation

1 PET dédié, PET/CT, PET/SPECT NaI(Tl)

2 SPECT/CT

3 SPECT

Si l'importance de l'atténuation est identique quel que soit le détecteur, la possibilité de mettre en œuvre une correction d'atténuation efficace dépend du détecteur.

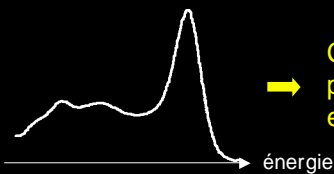
Tout d'abord, la correction d'atténuation est plus facile en PET qu'en SPECT, du fait de l'existence d'une correction d'atténuation théoriquement exacte en PET, contrairement à la situation en SPECT. Les caméras PET sont donc avantagées.

D'autre part, la correction d'atténuation requiert une cartographie des coefficients d'atténuation en correspondance spatiale avec les données SPECT ou PET. Les caméras SPECT ne sont pas toujours équipées d'un dispositif de transmission permettant de mesurer cette cartographie, elles sont donc désavantagées. Les machines hybrides et les PET dédiées ont toutes, elles, un dispositif d'acquisition en transmission gamma ou beta +. Bien évidemment, les machines combinant un SPECT ou un PET et un scanner dispose de fait de la cartographie d'atténuation fournie par le scanner X.

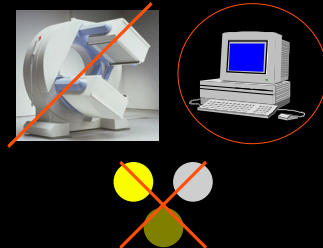
Une autre question concerne les performances respectives de la correction d'atténuation suivant qu'elle est réalisée à partir d'une cartographie en transmission gamma, beta + ou CT. Si, la cartographie CT présente une meilleure résolution spatiale et un meilleur rapport signal-sur-bruit, son utilisation pose aussi des problèmes, notamment à cause des différences de résolution spatiale entre CT et PET ou SPECT, et de la mise à l'échelle des valeurs des coefficients d'atténuation mesurées. A notre connaissance, la supériorité clinique de la correction d'atténuation réalisée par CT sur celle réalisée par transmission classique n'a pas encore été démontrée.

## Correction de diffusion

- Informations spectrales



Correction du diffusé provenant de sources extérieures au champ de vue



- Densité des tissus diffusants

→ cartographie des coefficients d'atténuation

SPECT : parfois

PET/SPECT NaI(Tl) : toujours

PET dédiés : toujours

PET/CT et SPECT/CT : toujours

1 PET dédié, PET/CT, SPECT/CT, PET/SPECT NaI(Tl)

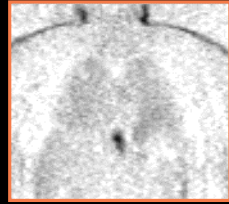
2 SPECT

Concernant la correction de la diffusion, deux types d'information qui ne sont pas forcément fournies par toutes les caméras peuvent être requises par la méthode de correction.

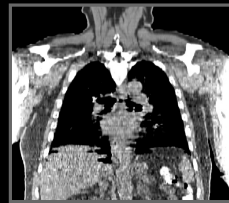
La première, c'est le spectre en énergie des événements détectés dans chaque pixel, enregistré avec un échantillonnage suffisamment fin. Il s'agit en l'occurrence davantage d'une fonctionnalité logicielle que matérielle. Pour permettre une correction de diffusion efficace, et notamment corriger le diffusé émanant de l'extérieur du champ de vue en PET 3D, il faut privilégier les caméras fournissant des informations spectrales précises.

La seconde, c'est la cartographie de densité du milieu diffusant, pour les méthodes modélisant la diffusion par simulation en prenant en compte la densité des tissus. Comme nous l'avons vu pour la correction d'atténuation, cette cartographie n'est pas toujours disponibles pour les gamma caméras SPECT, mais l'est systématiquement sur les caméras PET ou les caméras combinées à un scanner X. Pour la correction de la diffusion, on se ramène donc à la même classification que pour la correction d'atténuation.

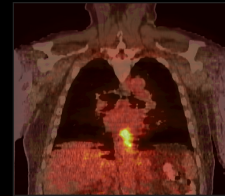
## Correction de volume partiel



Images fonctionnelles



Images anatomiques  
haute résolution



Mesures corrigées  
de l'effet de volume partiel



① PET/CT, SPECT/CT

② SPECT, PET dédiés, SPECT/PET NaI(Tl)

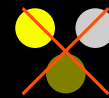
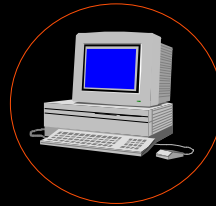
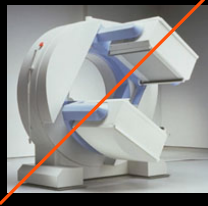
Les travaux actuels concernant la correction de l'effet de volume partiel tendent à montrer qu'une correction efficace requiert la disponibilité d'informations anatomiques haute résolution en correspondance spatiale avec les informations fonctionnelles SPECT ou PET.

A cet égard, les dispositifs PET / CT et SPECT / CT sont indéniablement avantageés par rapport à tous les autres.

## Correction de temps mort

- Pas d'informations spécifiques nécessaires

- Caractéristique logicielle

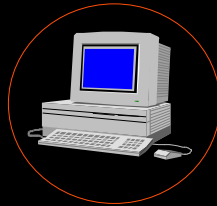
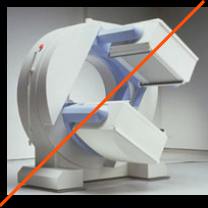


Les méthodes de correction de temps mort ne requièrent pas d'informations spécifiques qui ne seraient pas fournies par toutes les machines.

Ce qui distingue les machines concernant la correction de temps mort est surtout la disponibilité d'une telle correction, c'est à dire encore une fois un aspect logiciel mais pas détecteur. Tous les détecteurs sont donc a priori égaux face à la correction de temps mort.

## Correction de coïncidences fortuites

- Par ligne retard ou à partir des taux de photons simples
- Caractéristique logicielle

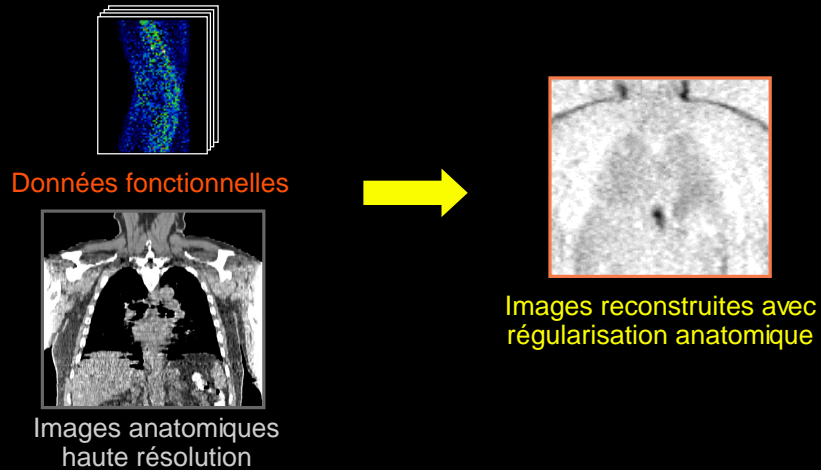


Il en est de même pour la correction de coïncidences fortuites en PET. Cette correction s'effectue soit au moyen d'une ligne retard, soit en utilisant le taux de photons simples mesurés.

A priori, tous les détecteurs PET sont égaux face à la correction de coïncidences fortuites, dès lors que le logiciel est disponible.

## Reconstruction tomographique

Le futur ?



① PET/CT, SPECT/CT

② SPECT, PET dédiés, SPECT/PET NaI(Tl)

Actuellement, la reconstruction tomographique s'effectue à partir des seules données SPECT ou PET acquises.

A l'avenir cependant, il est possible de voir se développer des méthodes de reconstruction utilisant une information anatomique haute résolution pour la régularisation des opérations de reconstruction tomographique.

Les détecteurs SPECT / CT et PET / CT deviendraient alors avantageux en terme de reconstruction tomographique, par rapport à tous les autres types de détecteurs.



## Modélisation

- Données peu bruitées → résolution du modèle plus robuste
- Acquisitions dynamiques → plus grande richesse des informations cinétiques
- Échantillonnage temporel fin → plus grande richesse des informations cinétiques
- Grand champ de vue → étude simultanée des cinétiques dans différents compartiments



Détecteurs haute sensibilité et grand champ  
plus favorables

1 PET dédié

2 SPECT/PET NaI(Tl)

3 SPECT

Les méthodes d'analyse des données que l'on peut mettre en œuvre (imagerie paramétrique, SPM, modélisation, etc) ne dépendent pas du type de détecteur sur lequel ont été réalisées les acquisitions.

On peut cependant légitimement s'attendre à ce que les performances de ces méthodes soient d'autant meilleures que :

- les données sont peu bruitées : les machines haute sensibilité sont donc à privilégier.
- il est possible d'effectuer des acquisitions dynamiques.
- l'échantillonnage temporel qu'il est possible de considérer est fin, de façon à acquérir des informations cinétiques précises. Là encore, ce critère tend à favoriser les machines haute sensibilité.
- enfin, les détecteurs grand champ sont plus favorables car ils permettent d'étudier les cinétiques dans davantage de compartiments simultanément : par exemple, ils permettent d'acquérir la fonction d'entrée en même temps que les images des structures d'intérêt.

Concernant les méthodes de modélisation, les machines PET ou PET-CT sont donc a priori mieux adaptées que les gamma-caméras ou les machines hybrides.

## Bilan : possibilité d'appliquer des méthodes de quantification performantes

	SPECT	SPECT/PET (NaI(Tl))	PET dédiées (BGO, LSO)	PET/CT SPECT/CT
• Correction d'atténuation	●	●	●	β+ ● γ ●
• Correction de diffusion	●	●	●	●
• Correction de volume partiel	●	●	●	●
• Correction de temps mort	○	○	○	○
• Correction de fortuites	○	○	○	○
• Reconstruction	●	●	●	●
• Modélisation	●	●	●	β+ ● γ ●

*PET plus « quantitatif » que le SPECT*

Cette diapositive récapitule les atouts et les limites des différents types de détecteurs pour appliquer des méthodes de quantification. Elle met en évidence le fait que les méthodes de quantification tendent à être mieux adaptées aux données PET qu'aux données SPECT, ce qui explique la connotation d'imagerie quantitative bien souvent donnée au PET par rapport au SPECT.

Cette diapositive montre également qu'en terme de traitement, ce sont indéniablement les détecteurs PET/CT qui offrent le plus de potentialités. La disponibilité d'informations tomographiques pourraient permettre d'envisager d'appliquer toutes les corrections dans les meilleures conditions.

## Synthèse : atouts et faiblesses des différents détecteurs

	SPECT	SPECT/PET (NaI(Tl))	PET dédiées (BGO, LSO)	PET/CT SPECT/CT
<i>Qualité des données brutes</i>				
• Diffusion Compton	●	●	●	*
• Effet de volume partiel	●	●	●	*
• Temps mort	●	●	●	*
• Coïncidences fortuites	●	●	●	*
• Reconstruction	●	●	●	*
<i>Méthodes de traitement</i>				
• Correction d'atténuation	●	●	●	β+ γ
• Correction de diffusion	●	●	●	●
• Correction de volume partiel	●	●	●	●
• Reconstruction	●	●	●	●
• Modélisation	●	●	●	β+ γ

*Pas de détecteur idéal pour la quantification*

Voici maintenant une synthèse ne retenant que les caractéristiques distinguant les différents types de caméras, en séparant les aspects qualité des données brutes et possibilités de traitement.

Cette diapositive permet de tirer les principales conclusions de cette étude :

- il n'existe pas de détecteur idéal à tous les points de vue. Tous présentent des avantages et des inconvénients.

- la quantification n'est pas l'apanage du PET, comme on l'entend trop souvent dire. Actuellement, même si les conditions sont moins favorables en SPECT qu'en PET pour faire de la quantification, en particulier en ce qui concerne les méthodes de traitement, il est parfaitement envisageable de quantifier relativement précisément en SPECT. Un bon exemple est le travail qu'a effectué ici au SHFJ Pedro Almeida concernant la quantification d'exams à l'<sup>111</sup>In chez le singe.

- enfin, les détecteurs qui présentent actuellement les potentialités les plus grandes pour faire de la quantification sont les détecteurs qui associent un système PET à un scanner X. Les informations apportées par le scanner X peuvent en effet être exploitées à toutes les étapes du processus de quantification, pour améliorer la fiabilité de la quantification.

## Conclusion

---



*Le futur : approche multimodalité de la quantification des traceurs ?*

Ce constat nous amène tout naturellement à conclure que l'avenir de la quantification des traceurs passe très certainement par une approche multimodalité, qui devient désormais envisageable grâce à l'avènement des détecteurs combinant un SPECT ou un PET et un scanner X.