

CORRECTION DE LA PERTE DE RÉOLUTION AVEC LA PROFONDEUR

P. M. KOULIBALY¹, I. BUVAT², M. PELEGRINI², G. EL FAKHRI²

¹Laboratoire de Biophysique et Traitement de l'Image - Nice

²U494 INSERM, CHU Pitié-Salpêtrière - Paris

1. Introduction

Exprimée généralement à l'aide de la largeur à mi-hauteur (FWHM) de la réponse impulsionnelle moyenne, la résolution spatiale est par définition la distance minimale permettant de séparer visuellement deux sources ponctuelles. En tomographie, elle varie en fonction de la profondeur de l'objet.

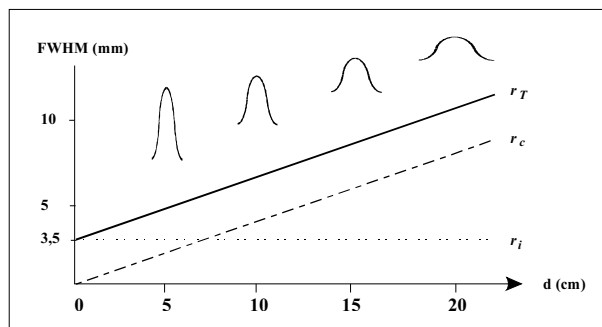
La correction du phénomène de perte de résolution des gamma caméras avec la profondeur est le parent pauvre des corrections des principaux facteurs physiques de dégradation des images. Parce que leurs effets sont mieux connus, on a tendance à s'intéresser davantage à la correction de l'atténuation et/ou du diffusé Compton. Or, ses conséquences sont pourtant non négligeables puisque visuellement, la perte de résolution induit un flou et des distorsions géométriques dans les images reconstruites. Du point de vue quantitatif, elle peut entraîner, à cause de l'effet de volume partiel, une sous-estimation des concentrations d'activité mesurées dans les organes étudiés. Il est donc nécessaire, voire obligatoire dans le cadre d'une quantification précise, de corriger ce facteur de dégradation.

2. Le phénomène de perte de résolution

La réponse impulsionnelle d'un système imageur r_T , modélisée par une gaussienne, dépend à la fois de la résolution intrinsèque r_i de la caméra et de celle du collimateur utilisé, r_c , suivant la formule :

$$r_T = \sqrt{r_i^2 + r_c^2} \quad (1)$$

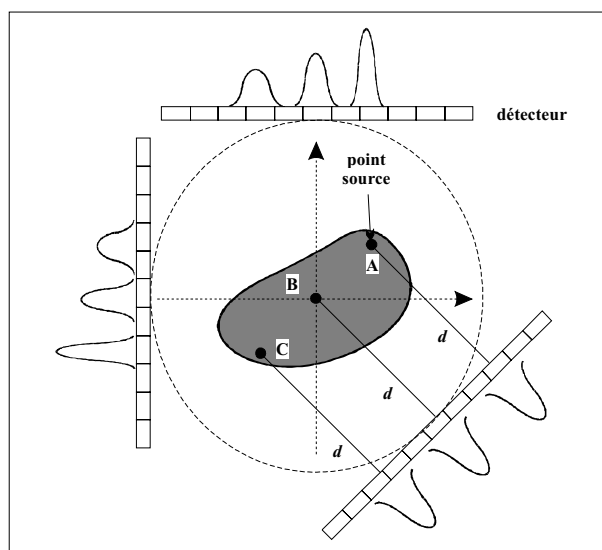
Si r_i est fixe et vaut entre 3 et 4 mm pour les caméras récentes [1], r_c varie de façon quasi linéaire avec la distance source/collimateur (**Figure 1**).



- FIGURE 1 -

Résolution du système imageur.

C'est précisément cette variation de résolution en fonction de la distance d qui pose problème, car une source ponctuelle décentrée va se projeter sur le détecteur avec une résolution différente selon la position angulaire de celui-ci (points source A et C, **Figure 2**). Ce n'est pas le cas du point source B, qui, étant positionné au centre de rotation de la caméra, va se projeter avec la même résolution dans toutes les directions de projection.



- FIGURE 2 -

Effets de la perte de résolution sur les projections d'un point source.

On observe donc, pour l'ensemble de l'objet, une dégradation spatialement variée de la résolution en fonction de la distance source/collimateur.

Nous n'évoquerons pas ici les problèmes de linéarité ou d'alignement du centre de rotation de la caméra pouvant également entraîner des distorsions géométriques, ni celui de l'utilisation d'un nombre réduit de projections. Un contrôle de qualité régulier et un échantillonnage angulaire suffisant des projections peuvent y remédier.

3. L'influence des trajectoires d'acquisition

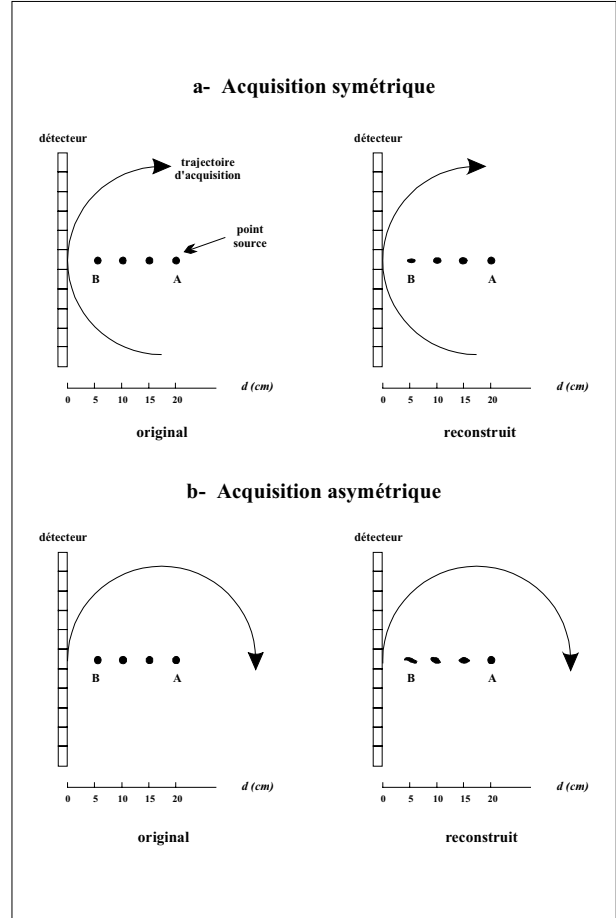
L'importance du phénomène de perte de résolution dépend en premier lieu des caractéristiques du collimateur et, plus particulièrement, de la variation de sa résolution en fonction de la distance. Cependant, ses effets dépendent aussi de certains paramètres de l'acquisition : l'orbite de rotation du détecteur et le domaine angulaire exploré.

Afin de rester le plus près possible de l'organe à étudier, différentes trajectoires d'acquisition peuvent être utilisées en fonction de l'examen : orbite circulaire, elliptique ou suivant le contour du corps. Sachant que l'orbite utilisée détermine la distance séparant l'organe étudié de la caméra pour les différentes projections, elle influence directement la qualité des images reconstruites, à cause de la variation de la résolution du collimateur en fonction de la distance.

Le fait d'acquérir sur 180 ou 360 degrés a aussi son importance. Théoriquement, l'information obtenue à l'aide d'une rotation sur 180° est suffisante pour reconstruire correctement l'objet. Cependant, du fait de la variation de la résolution du collimateur avec la distance, la qualité de restitution de la forme d'un point source dépendra de sa position non seulement par rapport au centre de rotation de la caméra mais aussi, par rapport à l'angle de départ de la trajectoire (Figure 3).

4. Les effets du phénomène de perte de résolution sur les images reconstruites

D'un point de vue **qualitatif**, la Figure 3 décrit les conséquences visuelles de la perte de résolution sur la reconstruction de points sources.



- FIGURE 3 -

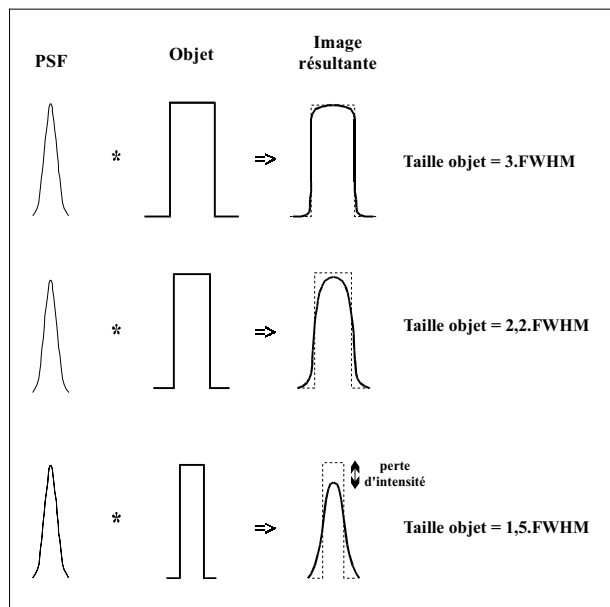
Influence de la position du point source et de l'angle de départ de la trajectoire. D'après [2].

Pour une orbite circulaire du détecteur, le point source A qui se trouve au centre de rotation de la caméra ne subit aucune déformation quel que soit le domaine angulaire parcouru. Il n'en est pas de même pour le point B : dans le cas d'une trajectoire d'acquisition symétrique (Figure 3.a), sa forme devient elliptique avec le petit axe parallèle à la direction pour laquelle le détecteur offre une meilleure résolution spatiale. Lorsque la trajectoire est asymétrique (Figure 3.b), les distorsions sont plus "chaotiques". On retrouve toutefois une meilleure résolution selon la même direction que dans le cas de trajectoire symétrique.

Concernant la forme des trajectoires d'acquisition, Maniawski et al [3] ont en outre montré que, pour de faibles statistiques de comptage, une orbite elliptique engendrait des problèmes d'uniformité ainsi que des distorsions de la forme des objets. L'utilisation d'orbites circulaires est donc recommandée dans ce cas.

D'un point de vue **quantitatif**, les effets de la perte de résolution varient en fonction de la taille des objets (dimensions par rapport à la FWHM) et de leur activité. La

Figure 4 illustre les phénomènes observés dans le cas d'objets "chauds" de différentes tailles [4].



- FIGURE 4 -
Effets de la résolution spatiale.

L'image observée résulte de la convolution de l'objet avec la réponse impulsionnelle de la caméra. Un objet ne sera affecté par l'effet de volume partiel que si l'une de ses dimensions est inférieure à 2,5 fois la FWHM du système imageur. Dans ce cas, la valeur maximale de l'intensité à l'intérieur de l'objet sera réduite, entraînant alors une perte de contraste. L'objet subit le même phénomène que si on lui appliquait un filtre lissant.

5. Les méthodes de correction

Une première précaution "technique" à prendre consiste à placer l'objet le plus près possible du centre de rotation de la caméra, afin de réduire les distorsions.

Si aucune correction n'est envisagée, une façon simple de réduire les distorsions géométriques consiste à acquérir les projections sur 360°, puis à faire la moyenne arithmétique des vues opposées. Initialement appliqué pour corriger le phénomène d'atténuation, ce procédé diminue aussi l'effet de la perte de la résolution avec la profondeur. Toutefois, cette réduction des distorsions s'accompagne d'une diminution de la résolution globale sur toute l'image.

Du fait de la nature spatialement variante du phénomène de perte de résolution, on conçoit aisément qu'un simple procédé de déconvolution stationnaire par filtrage ne soit

pas efficace. Pour traiter de la nature non stationnaire du problème, il existe deux types d'approche : soit par **prétraitement** non stationnaire des projections (c'est généralement l'approche utilisée lorsque l'on a recours à des méthodes analytiques de reconstruction tomographique, telle que la rétroprojection filtrée), soit en modélisant le phénomène de perte de résolution **dans le processus de reconstruction** pour le corriger implicitement. Cette seconde option est propre aux méthodes algébriques (e.g., EM, gradient conjugué). Le principe de ces deux approches est maintenant présenté.

5.1. Prétraitement des projections

La correction de la perte de résolution avec la profondeur par une technique de prétraitement des projections requiert la mise en oeuvre d'une déconvolution non stationnaire des projections. Pour cela, une approche possible consiste à utiliser le principe fréquence-distance [5].

Le principe fréquence-distance (PFD).

Pour comprendre ce principe, il est nécessaire de considérer la transformée de Fourier des sinogrammes acquis. En effet, à partir des seuls sinogrammes, il est impossible de déterminer la profondeur des sources ayant contribué majoritairement au contenu d'un pixel.

Considérons donc une source ponctuelle dans une coupe (**Figure 5**). L'acquisition tomographique de cette source ponctuelle conduit à un sinogramme $p(x, \theta)$. La transformée de Fourier de ce sinogramme résulte en un signal $P(\rho, \Theta)$ exprimé dans l'espace (ρ, Θ) . Le principe fréquence-distance associe à tout point (ρ, Θ) de cet espace des fréquences une distance $s_p - D$ entre une source ponctuelle et le détecteur, où D représente le rayon de rotation. Pour cette distance $s_p - D$, la fonction de réponse du collimateur $h(x, s_p - D)$ est connue, et la valeur de sa transformée de Fourier $H(\rho, s_p - D)$ est donc également connue. La déconvolution non stationnaire consiste donc, dans l'espace de Fourier, à multiplier chaque valeur $P(\rho, \Theta)$ de la transformée de Fourier du sinogramme par le coefficient inverse $H^{-1}(\rho, s_p - D)$. Ceci permet de restaurer la valeur $P'(\rho, \Theta)$ qui serait observée si le détecteur présentait une réponse parfaite (distribution de Dirac) quelle que soit la distance.

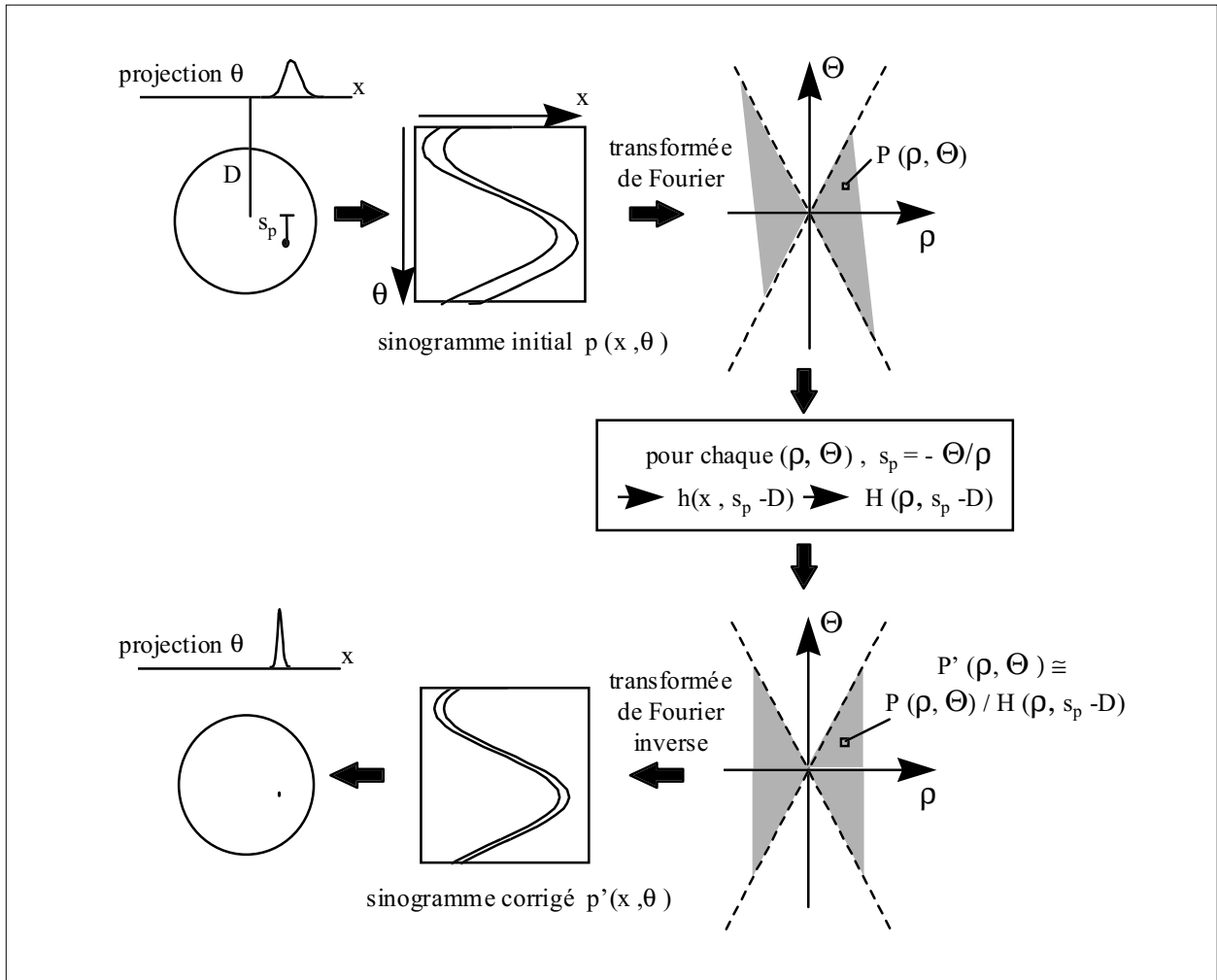
En considérant une source étendue comme la superposition de sources ponctuelles et sachant que les opérations impliquées sont linéaires, ce principe de déconvolution peut être généralisé aux sources étendues [6].

Mise en oeuvre du PFD.

La mise en oeuvre du PFD nécessite que soit mesurée $h(x, s_p - D)$, la fonction de réponse du collimateur en fonction de la distance $s_p - D$, afin que les coefficients de sa transformée de Fourier $H(\rho, s_p - D)$ puissent être tabulés. La déconvolution s'effectue dans le domaine de Fourier par filtrage inverse $P'(\rho, \Theta) = P(\rho, \Theta)H^{-1}(\rho, s_p - D)$. Comme tout fil-

trage inverse, il est nécessaire de supprimer les hautes fréquences afin d'éviter l'amplification du bruit. Différentes approches de suppression des hautes fréquences ont

été proposées [6]. Les résultats présentés ci-dessous ont été obtenus en utilisant une expression $H^{-1}(\rho, s_p - D) \equiv H(\rho, s_p - D) / [H^2(\rho, s_p - D) + \tau]$.



- FIGURE 5 -
Le principe fréquence-distance.

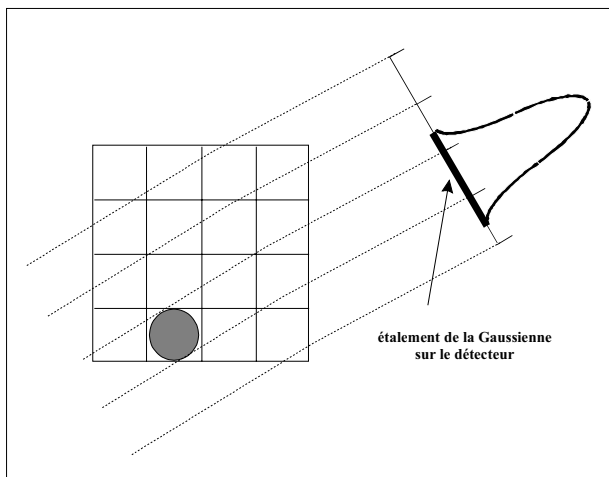
Validité du principe fréquence-distance

La dérivation du principe fréquence-distance[5] suppose que la source est relativement excentrée par rapport au centre de rotation. La mise en oeuvre de cette méthode est donc d'autant plus justifiée que l'on s'intéresse à des sources excentrées. Pour de petites sources proches du centre de rotation, la méthode reposant sur le PFD ne devrait en toute rigueur pas être utilisée.

Développée initialement dans le cadre des orbites circulaires [5], la méthode de déconvolution reposant sur le PFD a été généralisée à des orbites quelconques [6]. En outre, elle peut être utilisée aussi bien pour des orbites sur 360° que pour des orbites sur 180° [7].

5.2. Correction dans le processus de reconstruction

L'approche alternative consiste à corriger de la perte de résolution avec la profondeur lors du processus de reconstruction tomographique, en modélisant la perte de résolution avec la profondeur dans les opérateurs de projection/rétroprojection utilisés lors de la reconstruction par une méthode algébrique. Pour cela, il faut modéliser l'étalement de la projection d'un pixel sur les raies du détecteur, étalement d'autant plus important que la distance à laquelle se trouve la source est grande (Figure 6). Plus la distance pixel-détecteur est grande, plus le pixel contribuera à un grand nombre de raies du détecteur.



- FIGURE 6 -

Etalement de la projection d'un pixel sur le détecteur.

La modélisation de cet étalement peut se faire soit de façon monodimensionnelle [8] [9] [10], soit de façon bidimensionnelle [11], et selon différentes stratégies pour accélérer les calculs (calcul dans l'espace réel ou dans le domaine des fréquences par exemple, modélisation uniquement dans le projecteur ou dans la paire projecteur/réprojecteur). La modélisation bidimensionnelle est plus exacte puisqu'elle rend compte non seulement de l'étalement dans le plan de coupe, mais aussi de l'étalement entre les coupes successives. Cependant, elle est beaucoup plus coûteuse en temps calcul. Les exemples illustrés ci-dessous ont été obtenus en utilisant une modélisation monodimensionnelle de la fonction de dispersion d'un point source.

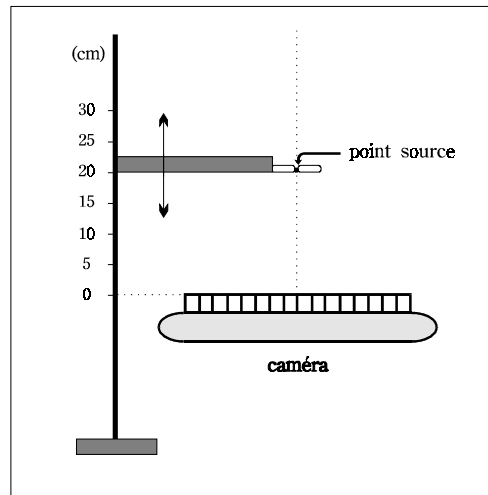
Quelle que soit l'approche de correction envisagée (prétraitement ou correction pendant le processus de reconstruction), il est indispensable de déterminer la fonction de dispersion d'un point source en fonction de la distance.

5.3. Mesure de la fonction de dispersion ponctuelle

Du fait du fonctionnement des gamma caméras (intégration par ligne), il est souvent plus simple de modéliser la fonction de dispersion linéique (LSF) qui, sous certaines conditions d'invariance, est directement reliée à la fonction de dispersion ponctuelle par une relation intégrale classique. La LSF est généralement modélisée par une Gaussienne dont l'écart-type est fonction de la distance d entre la source et le collimateur :

$$LSF(x, d) = \frac{1}{\sigma(d)\sqrt{2\pi}} e^{-\frac{x^2}{2\sigma^2(d)}} \quad (2)$$

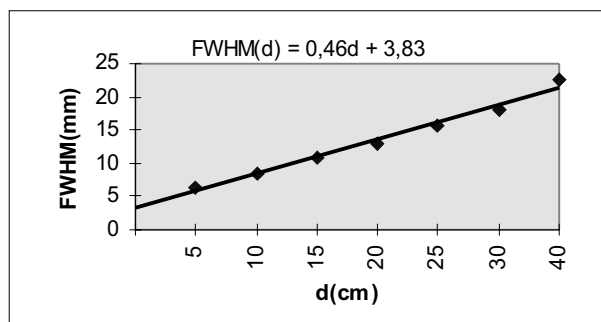
$\sigma(d)$ est estimé expérimentalement en cherchant l'équation de la droite de la FWHM en fonction de la distance. Pour cela, il suffit de mesurer la réponse d'un point source placé à différentes distances de la caméra (position statique) comme indiqué en Figure 7.



- FIGURE 7 -

Acquisition des LSF en faisant varier la distance source/caméra.

Pour chaque distance d (de 0 à 25 cm), la valeur de la FWHM est mesurée et, par régression linéaire, l'équation de la droite $FWHM(d)$ est déduite. La Figure 8 montre le résultat obtenu pour une caméra Picker PRISM 3000 (Picker International, Cleveland, OH) équipée de collimateurs parallèles basse énergie, haute résolution.



- FIGURE 8 -

Equation de la FWHM en fonction de la distance d .

$FWHM(d)$ est ensuite relié à $\sigma(d)$ par la relation :

$$\sigma(d) = FWHM(d) / 2\sqrt{2 \ln 2} \quad (3)$$

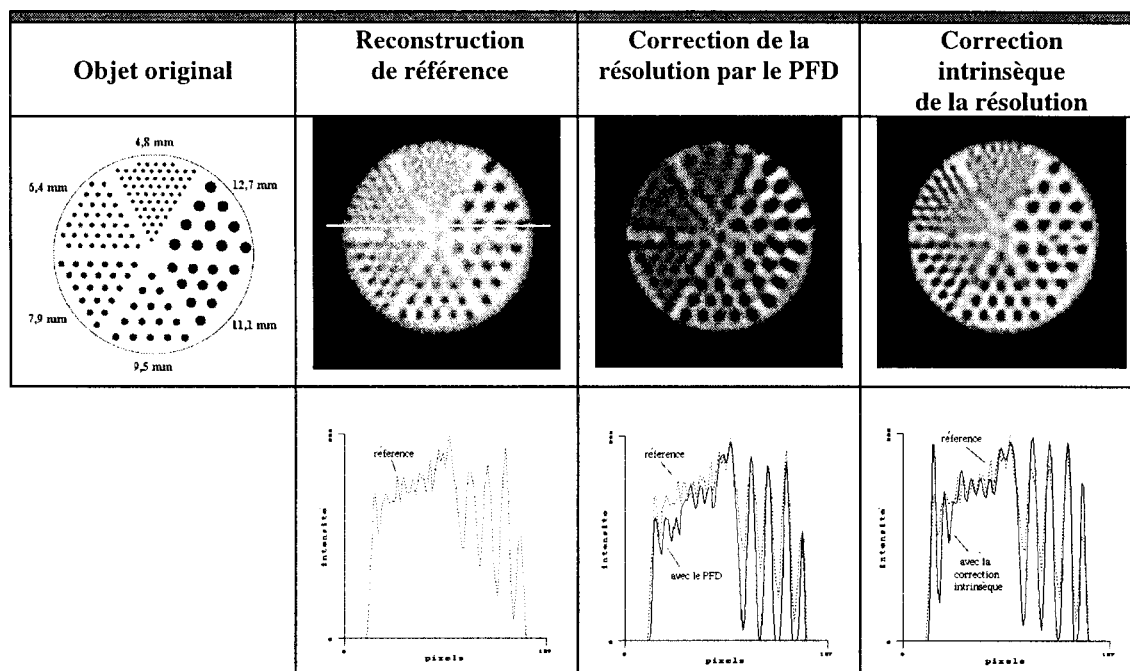
L'expression résultante $\sigma(d)$ est alors utilisée dans la méthode de correction considérée.

6. Résultats

L'effet des 2 méthodes de correction présentées ci-dessus est d'abord illustré sur la partie basse (les barres) d'un fantôme réel de Jaszczak, de diamètre 21,5 cm. Les données ont été acquises au Centre Antoine Lacassagne de Nice sur une caméra 3 têtes Picker PRISM 3000. Le proto-

Correction de la perte de résolution avec la profondeur

cole d'acquisition était de 120 directions de projection de 128 raies chacune (taille du pixel = 2,23 mm), sur une orbite circulaire de rayon de rotation 13,2 cm. Une coupe épaisse d'environ 8 cm (nombre total de coups = 32 millions) a été considérée. La reconstruction a été effectuée par l'algorithme du gradient conjugué [12] et incorporait une correction uniforme de l'atténuation.



- FIGURE 9 -

Résultats comparés des deux méthodes de correction de la perte de résolution en profondeur sur un fantôme de Jaszczak. La correction d'atténuation est réalisée de manière identique dans tous les cas.

On constate que les zones froides sont significativement plus proches de leur valeur théorique de zéro après correction. Cette correction est cependant moins efficace pour les objets de taille bien inférieure à la résolution spatiale de la caméra (10 mm à la distance de rotation de la caméra).

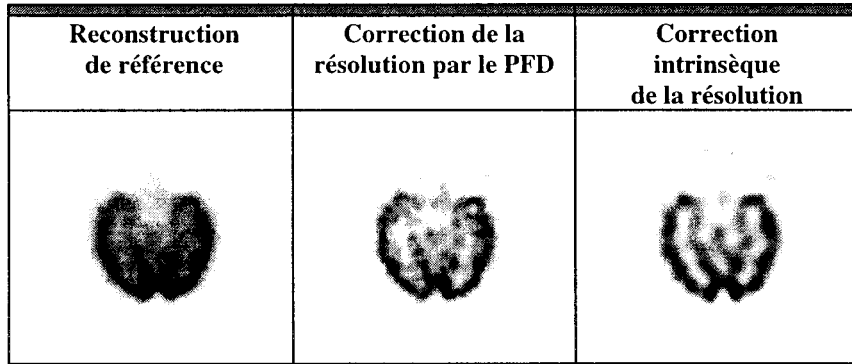
Nous illustrons ensuite l'apport de la correction de la perte de résolution sur des données cérébrales réelles. Le protocole d'acquisition était là encore de 120 directions de projection de 128 raies chacune (taille du pixel = 3,17 mm), acquises sur 360°. Le rayon de rotation de la trajectoire circulaire était de 12,7 cm. Une coupe d'environ 6 mm d'épaisseur (830 000 coups au total) a été considérée. Les reconstructions, obtenues après 30 itérations de l'algorithme du gradient conjugué, sont régularisées à l'aide d'une contrainte globale de douceur [13]. Aucune correction de l'atténuation n'a été effectuée.

Là encore, on constate une amélioration générale du contraste sur toute l'image, entraînant une meilleure différen-

ciation des lobes temporaux internes par rapport à la substance blanche.

Si notre but n'est pas ici de comparer les deux méthodes, notons tout de même quelques unes de leurs caractéristiques :

- Elles donnent toutes les deux de bons résultats et améliorent de façon sensible la résolution des images reconstruites.
- Sur le fantôme de Jaszczak, la méthode utilisant le PFD semble surestimer la taille des trous les plus gros (diamètre > 10 mm). Ces derniers ont même une forme elliptique. En revanche, la méthode ne parvient pas à séparer spatialement les objets de dimensions inférieures à 7 mm. La méthode de correction intrinsèque semble mieux respecter la taille des objets reconstruits.
- Les temps de calcul sont en moyenne trois fois plus longs avec la méthode de correction intrinsèque qu'avec la méthode reposant sur le PFD, du fait de la dimension des opérateurs utilisés (modélisation de l'étalement de la Gaussienne).



- FIGURE 10 -

Résultats comparés des deux méthodes de correction de la perte de résolution en profondeur sur un cerveau.
Aucune correction de l'atténuation n'a été effectuée.

7. Conclusion

Les corrections de perte de résolution avec la profondeur commencent à être disponibles chez plusieurs constructeurs. Leur utilisation est justifiée car l'absence de la prise en compte de ce phénomène est à l'origine d'une dégradation de la qualité des images et nuit aussi à leur interprétation quantitative. En première approche, les deux méthodes décrites ci-dessus, qui sont la correction des projections selon le principe fréquence-distance d'une part, et la correction lors de la reconstruction tomographique par un algorithme algébrique d'autre part, peuvent conduire à des améliorations sensibles de la résolution des images reconstruites.

Bibliographie

- Mestais C, Allemand R, Peyret, O, Tournier E. Les compromis physiques de la détection nucléaire incidence sur la conception des caméras. *Médecine Nucléaire - Imagerie fonctionnelle et métabolique* 1994, 18, 303-309.
- Eisner RL, Nowak DJ, Pettigrew R, Fajman W. Fundamentals of 180° Acquisition and Reconstruction in SPECT Imaging. *Journal of Nuclear Medicine* 1986, 27, 1717-1728.
- Maniawsky PJ, Morgan HT, Wackers FJT. Orbit-Related Variation in Spatial Resolution as a Source of Artifactual Defects in Thallium-201. *Journal of Nuclear Medicine* 1991, 32, 871-875.
- Kojima A, Matsumoto M, Takahashi M, Hirota Y. Effect of Spatial resolution on SPECT Quantification Values. *Journal of Nuclear Medicine* 1989, 30, 508-514.
- Lewitt RM, Edholm PR, Xia W. Fourier method for correction of depth dependent collimator blurring. *SPIE Med. Imag. III : Image Processing*, 1989, 232-243.
- Xia W, Lewitt RM, Edholm PR. Fourier correction for spatially variant collimator blurring in SPECT. *IEEE Transactions on Medical Imaging* 1995, 14, 100-115.
- Pélégrini M. Quantification en tomographie d'émission monophotonique. Méthodologie globale pour la reconstruction et la correction de phénomènes physiques. Thèse de doctorat. Université de Paris-Sud. 1997.
- Formiconi AR, Pupi A, Passeri A. Compensation of spatial system response in SPECT with conjugate gradient reconstruction technique. *Physics in Medicine and Biology* 1989, 34, 69-84.
- Passeri A, Formiconi AR, Meldolesi U. Physical modelling (geometrical system response, Compton scattering and attenuation) in brain SPECT using the conjugate gradient reconstruction method. *Physics in Medicine and Biology* 1992, 37, 1727-1744.
- Tsui BMW, Hu HB, Gilland DR, Gullberg TG. Implementation of simultaneous attenuation and detector response correction in SPECT. *IEEE Transactions on Nuclear Science* 1988, 35, 778-783.
- Zeng GT, Gullberg TG, Tsui BMW, Terry JA. Three dimensional iterative reconstruction algorithms with attenuation and geometric point response correction. *IEEE Transactions on Nuclear Science* 1991, 38, 693-702.
- Koulibaly PM. Régularisation et corrections physiques en tomographie d'émission. Thèse de doctorat. Université de Nice-Sophia Antipolis. 1996.
- Tikhonov AN. Regularization of incorrectly posed problems. *Sov Math Dokl* 1963, 4, 1624-1627.
