

Etude comparative de logiciels de reconstruction de tomographies d'émission monophotonique

Ing. J. FORTHOMME
Dr A-S. CARNOY
GRAMME – Liège

Ce travail est un comparatif des algorithmes de reconstruction utilisés dans plusieurs logiciels de scanners TEMP. Ces algorithmes peuvent être implémentés de plusieurs manières. Le but de ce travail est de comparer les différences obtenues entre les reconstructions d'un même objet grâce à plusieurs logiciels et d'expliquer les causes de ces différences.

Mots-clefs : médecine, nucléaire, imagerie, tomographie, algorithme, reconstruction, TEMP

This work is a comparison of the algorithms used in several SPECT scanner softwares. These algorithms can be implemented in more ways than one. The purpose of this work is to compare the differences obtained between the reconstructions of a unique objet thanks to several softwares and to explain the causes of these differences.

Keywords : medicine, nuclear, imaging, tomography, algorithm, reconstruction, SPECT

1. Introduction

Parmi les techniques d'imagerie médicale actuelles, la tomographie d'émission monophotonique ou TEMP (traduite par l'acronyme « SPECT » en anglais qui signifie « Single Photon Emission Computed Tomography ») et la tomographie par émission de positons ou TEP (traduite par « PET » en anglais qui signifie « Positron Emission Tomography ») sont deux des méthodes les plus fréquemment utilisées en routine clinique pour diagnostiquer la présence de cancers ou de maladies cardio-vasculaires. Elles permettent également l'étude du fonctionnement du cerveau et la détection de pathologies osseuses, thyroïdiennes, rénales ou cérébrales.

La TEMP et la TEP fournissent des images fonctionnelles qui reflètent le métabolisme (l'absorption de glucose dans les tissus par exemple) contrairement aux techniques comme l'IRM ou les rayons X qui fournissent une image morphologique. Certaines machines permettent de superposer ces deux types d'image pour plus de précision (fig. 1).

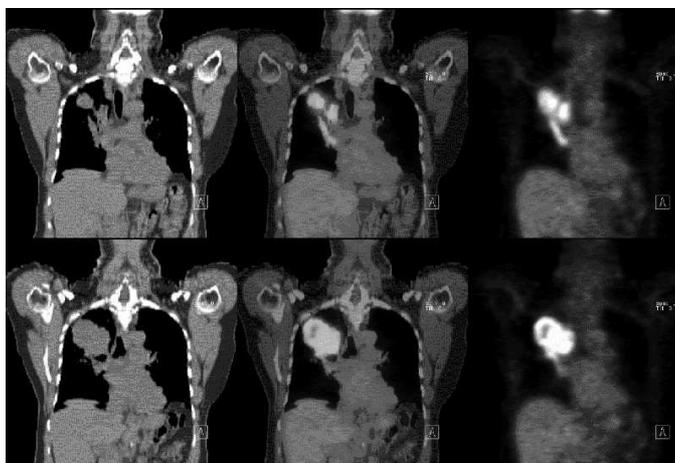


Figure 1 : Au centre, superposition de l'image morphologique (rayons X) de gauche et de l'image fonctionnelle (tomographie à émission de positons) de droite.

Afin d'obtenir ces images fonctionnelles, on administre au patient un radiotracteur qui va se loger préférentiellement dans les organes à étudier et émettre des rayons γ . Ces rayons sont ensuite détectés pour reconstruire une image qui représente la répartition du radiotracteur dans le corps du patient.

Ces images sont l'outil que le médecin utilisera pour établir son diagnostic, leur précision est donc primordiale. Cette image peut être en 2D mais les techniques informatiques actuelles permettent des reconstructions 3D qui donnent des indications volumiques.

Les images 3D sont calculées à l'aide d'algorithmes de reconstruction tomographique. Habituellement, une image 3D est constituée d'une série de tranches (appelées « coupes ») empilées les unes sur les autres. Ces coupes sont en général reconstruites séparément, il s'agit alors de reconstructions 2D. Ce travail porte sur ces reconstructions 2D.

2. But de ce travail

Le but de ce travail est de réaliser une étude comparative des algorithmes de reconstruction 2D utilisés dans les logiciels de différentes stations de travail de médecine nucléaire SPECT utilisées en ce moment dans les hôpitaux.

La manière la plus directe de procéder serait d'analyser l'implémentation des algorithmes dans les logiciels. Les codes sources nous sont cependant inconnus car ils sont la propriété des constructeurs! Il est nécessaire d'utiliser un autre moyen.

Nous avons utilisé les données d'acquisition de 4 fantômes différents que nous avons reconstruites sur les différents logiciels à notre disposition en utilisant plusieurs algorithmes et en faisant varier leurs paramètres. Les fantômes étant des objets de forme et de dimensions connues, il est possible de juger la qualité de la reconstruction effectuée par les logiciels en analysant les images reconstruites.

Le comparatif se fait donc sur base des résultats obtenus par l'analyse des images reconstruites par ces logiciels. L'analyse de ces images est effectuée par le logiciel libre AMIDE (<http://amide.sourceforge.net>) qui permet de lire et d'analyser les fichiers informatiques produits en imagerie médicale.

3. TEMP

La tomographie d'émission monophotonique s'effectue grâce à un appareil appelé « gamma caméra ».



Figure 2 : Exemple de gamma caméra: la Siemens E-CAM Signature du CHU de Liège. Elle dispose de deux détecteurs qui permettent d'acquérir les données plus rapidement en effectuant seulement un demi-tour autour du patient.

La phase d'acquisition des données d'une tomographie d'émission monophotonique consiste en une série de mesures 2D de l'activité radioactive à différentes positions autour du patient pour reconstituer la répartition spatiale du traceur en 3D.

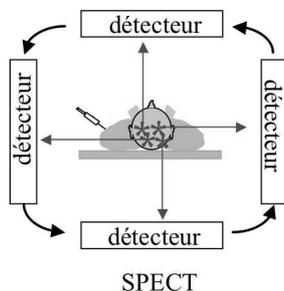


Figure 3 : Principe de la tomographie

Pour chacune de ces mesures 2D, la caméra vient se positionner à un angle précis autour du patient et mesure l'activité radioactive. Elle effectue un tour complet en tournant autour du patient d'un nombre de pas déterminés et en prenant une nouvelle acquisition 2D à chaque pas.

Les rayons gamma émis par le patient atteignent le détecteur de la gamma caméra. Grâce au collimateur, seuls les rayons perpendiculaires au détecteur sont pris en compte. Les rayons gamma non déviés rencontrent ensuite un cristal scintillant. Ce cristal a comme propriété de transformer l'énergie du rayon gamma en énergie lumineuse. Ces photons lumineux sont envoyés vers un réseau de photomultiplicateurs qui produisent une impulsion électrique dont l'intégrale est proportionnelle à l'énergie lumineuse et donc à l'énergie du rayon gamma. Les techniques informatiques actuelles permettent de récolter et de stocker toutes ces données électriques lors de la tomographie pour ensuite reconstruire une image.

Chacune des mesures 2D est ce qu'on appelle une projection.

L'ensemble des projections acquises pendant la rotation de la caméra est ensuite regroupé dans un sinogramme.

La reconstruction tomographique 2D consiste à calculer la répartition du traceur dans une coupe à partir de ce sinogramme.

L'objet en 3D est ensuite constitué d'une série de coupes (tranches) empilées les unes sur les autres.

4. Algorithmes de reconstruction

Il existe 2 familles de méthodes de reconstruction : les algorithmes analytiques et les algorithmes itératifs.

4.1 Algorithmes analytiques

La première idée pour reconstruire une coupe consiste à faire une rétroprojection : comme la distance entre la source d'activité et le détecteur est inconnue, on répartit uniformément l'activité mesurée en chaque point de chaque projection sur une ligne perpendiculaire au détecteur. La

rétroprojection a comme inconvénient de générer un artefact en étoile dans l'image. Cet artefact, qui dépend du nombre de projections, produit un halo autour de la source. Ceci engendre une perte du contraste de l'image.

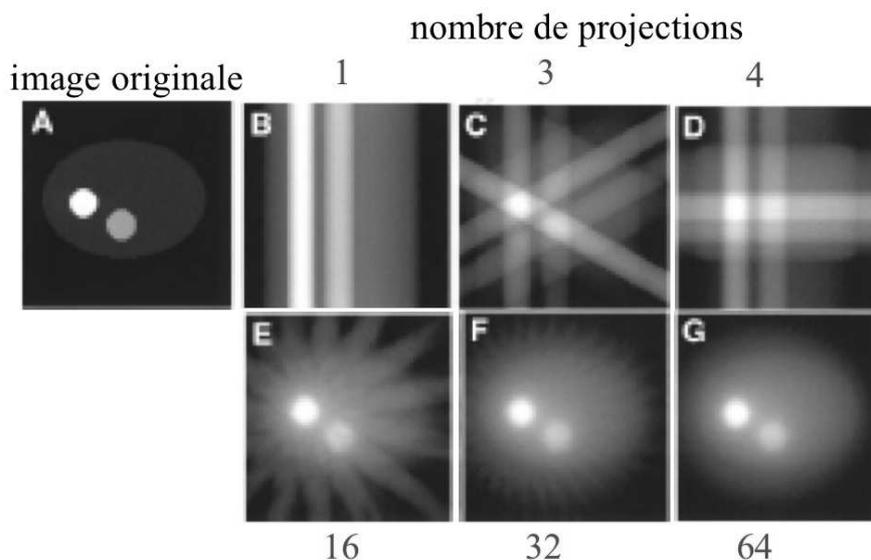


Figure 4 : Influence du nombre de projections récoltées sur la qualité de l'image rétroprojetée. Pour 1, 3 et 4 projections, on ne distingue rien. Pour 16 et 32 projections, l'image possède un artefact en forme d'étoile. A 64 projections, l'image est semblable mais souffre d'une perte de contraste.

Le principe de base de la rétroprojection appliqué tel quel ne donne donc pas des résultats satisfaisants. Pour contrecarrer le flou, un filtre est appliqué aux données. C'est ce qui s'appelle « la rétroprojection filtrée ». Elle peut s'appliquer selon 2 méthodes : la méthode de transformée de Fourier dans le domaine fréquentiel et la méthode de convolution dans le domaine spatial.

La méthode de la transformée de Fourier consiste à décomposer l'image rétroprojetée grâce à une transformée de Fourier puis à la recomposer en changeant préalablement le poids des composantes de fréquences différentes. Ainsi, on peut diminuer les composantes de basses fréquences de l'image que l'on sait être la source du flou observé.

La deuxième méthode filtre directement les données d'acquisition en faisant

le produit des projections avec un filtre appelé noyau de convolution. Le but de cette méthode est de recalculer la valeur de chaque pixel en prenant en compte l'influence des pixels adjacents à celui-ci. On élimine ainsi le flou présent dans la rétroprojection simple.

Filtres

Dans le cadre de la méthode de la transformée de Fourier, le filtre idéal est le filtre rampe (fig. 5). Il possède 2 caractéristiques principales : il amplifie les composantes de hautes fréquences et il annule la composante continue du signal ce qui a pour effet d'introduire des valeurs négatives car la composante continue représente la moyenne du signal. En théorie, les valeurs négatives permettent d'éliminer l'artefact en étoile.

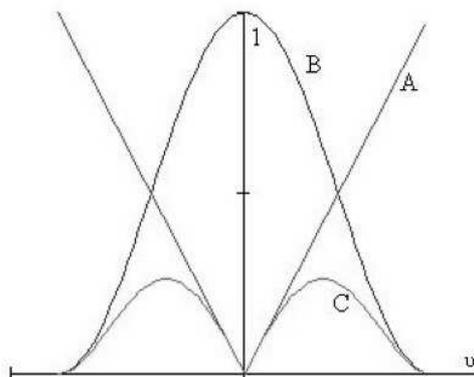
Le filtre rampe seul est un filtre passe-haut qui amplifie fortement les hautes fréquences (le bruit augmente). Pour corriger cet effet, on utilise un deuxième filtre, passe-bas (ou lissant) cette fois.

Il existe plusieurs manières de combiner les deux types de filtres pour obtenir un résultat.

Nous avons utilisé les 2 filtres passe-bas les plus fréquemment utilisés en pratique clinique : le filtre de Hanning et le filtre de Butterworth.

Le filtre Hanning possède un paramètre: la fréquence de coupure.

Le filtre Butterworth possède 2 paramètres: la fréquence critique et l'ordre du filtre.



*Figure 5 : A=Filtre Rampe; B=Filtre Hanning;
C=Combinaison de A et B*

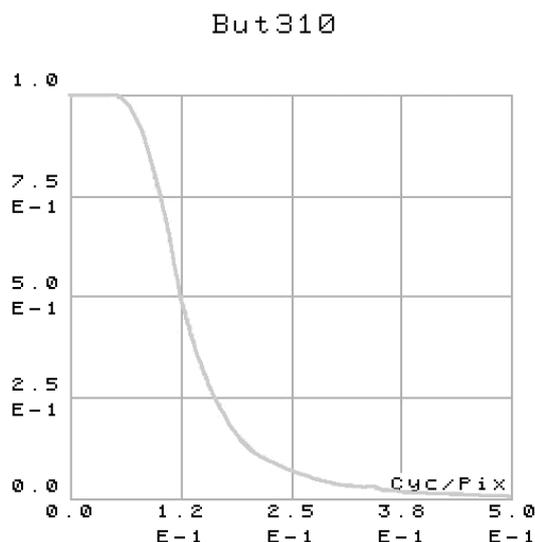


Figure 6: Allure d'un filtre Butterworth. Ici, le filtre a une fréquence critique de 0,1 cycle/pixel et un ordre 3.

4.2 Algorithmes itératifs

Le principe des algorithmes itératifs est de trouver le vecteur f qui vérifie la relation $g = Af$ avec

- g le vecteur des données des projections acquises de l'image
- f le vecteur des données reconstruites de l'image
- A la matrice utilisée pour vérifier la relation.

Chaque élément a_{ij} de la matrice A est la probabilité de détecter sur l'élément détecteur j de la caméra (dans une projection donnée) un photon originaire du voxel i de la coupe (un voxel est un « pixel volumique »). La matrice A étant souvent mal conditionnée, on préfère utiliser un algorithme itératif pour calculer f . En comparant une estimation n du vecteur f avec les projections acquises, on construit une nouvelle estimation $n + 1$ du vecteur f plus proche de la réalité et ainsi de suite jusqu'à ce que la convergence apparaisse.

L'algorithme le plus utilisé est le ML-EM (Maximum Likelihood - Expectation Maximisation).

Pour accélérer le calcul, on utilise OSEM (Ordered-Subsets Expectation Maximisation). Il s'agit de faire des sous-ensembles (subsets) parmi les projections acquises. L'image obtenue avec 1 itération sur n subsets est comparable à une image obtenue avec n itérations de MLEM sur toutes les projections. Le temps de calcul est donc plus ou moins divisé par le nombre de subsets.

Contrairement aux algorithmes analytiques qui se basent sur des intégrales, les algorithmes itératifs ont l'avantage de prendre en compte des paramètres réels qui influencent la reconstruction comme l'atténuation, la diffusion et la résolution. Par contre, la reconstruction devient bruitée lorsqu'on augmente le nombre d'itérations et le temps de calcul est augmenté (bien que la technique OSEM apporte déjà une solution en termes de temps de calcul).

5. Tests effectués

Quatre fantômes ont été utilisés. Nous possédons en fait les données d'acquisition d'une tomographie pour chacun de ces fantômes. Il est préférable de transférer les mêmes données à tous les logiciels pour effectuer les reconstructions plutôt que de placer le fantôme sur chaque caméra. D'une part pour gagner du temps, d'autre part pour faciliter la comparaison. En effet, la position du fantôme pourrait varier et il ne faut pas oublier que les phénomènes radioactifs conduisent à des mesures de nature statistique.

5.1 Fantômes utilisés

Line On et Line Off

Ces deux premiers fantômes sont en fait deux simples cylindres d'activité extrêmement minces. L'un a son axe centré par rapport à l'axe de rotation de la caméra (Line On) et l'autre est décentré (Line Off) (fig. 7). Les projections sont obtenues par une simulation Monte Carlo d'une acquisition avec une caméra SPECT Elscint Helix (voir MC-ET project : <http://www.ibfm.cnr.it/mcet/index.html>).

Ils permettent de comparer la résolution des logiciels. En effet, nous connaissons leur taille réelle et il est facile de mesurer la taille reconstruite sur l'image avec le logiciel AMIDE.

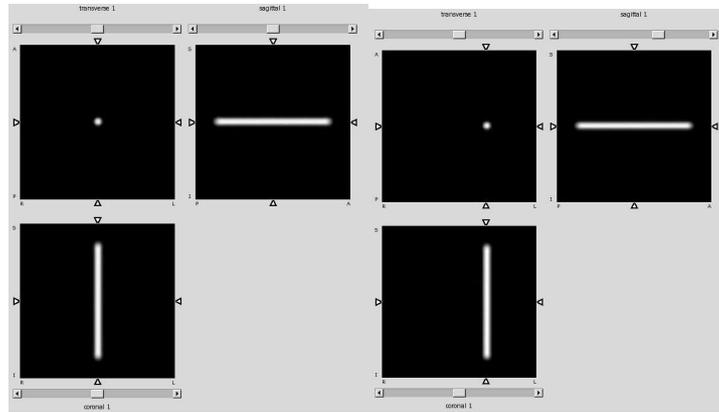


Figure 7 : les 3 vues du Line On à gauche et celles du Line Off à droite

Skull

Le troisième fantôme comporte 5 cylindres d'activité. Il sert à faire un contrôle de qualité de la caméra SPECT/CT General Electric Infinia Hawkeye (cette caméra combine la technologie SPECT avec la « Computed Tomography », tomographie effectuée avec des rayons X). Il permet de vérifier la correspondance entre les images SPECT et les images CT. Son utilité réside dans le fait que ses données sont réelles et non plus simulées comme pour les 2 précédents.

Nous avons analysé le point central et le point supérieur (fig. 8).

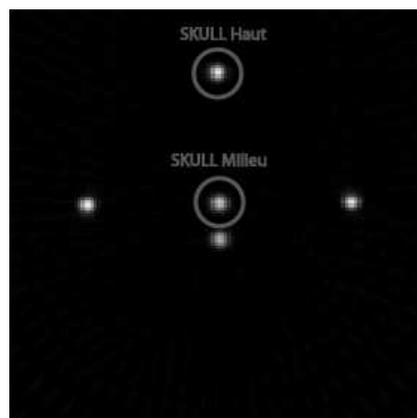


Figure 8 : La vue du dessus du fantôme Skull. Les points sont en fait des cylindres de hauteurs égales.

TOM

Le quatrième est un cylindre d'activité uniforme, il sert à évaluer

- l'uniformité grâce au nombre moyen de coups par voxel.
- le niveau de bruit des reconstructions.

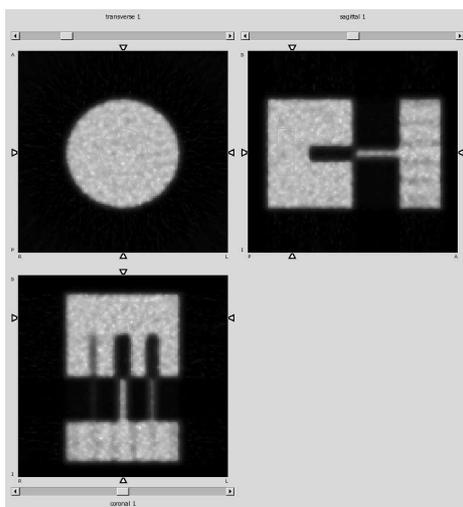


Figure 9 : les 3 vues du fantôme TOM et la région d'intérêt cylindrique tracée en bleu



Figure 10 : Le fantôme TOM réel. La partie utilisée est la partie supérieure.

5.2 Logiciels testés

Ces fantômes ont été reconstruits sur chaque logiciel (voir tableau ci-dessous) grâce à la rétroprojection filtrée avec différentes combinaisons de filtres et grâce à MLEM/OSEM avec différentes organisations de subsets.

Logiciel	Marque
Xeleris	GENERAL ELECTRIC
Vision	GENERAL ELECTRIC ^a
XT	GENERAL ELECTRIC ^a
eSoft	SIEMENS
Icon	SIEMENS
Mirage	SEGAMI
JetStream ^b	PHILIPS
KUL	Logiciel de l'Université de Leuven (Prof. J. Nuyts)

^aAprès absorption de Sopha Medical Vision (SMV) par General Electric

^bL'OSEM de ce logiciel existe en 2 versions : 2D et 3D

5.3 Reconstructions effectuées

Voici la liste des reconstructions que nous avons planifiées. Elles n'étaient cependant pas toutes réalisables sur chaque machine.

- Rétroprojection filtrée:
Les fréquences de coupure (Hanning) et les fréquences critiques (Butterworth) sont exprimées en *cycle/pixel*. La notation « O(n) » signifie « ordre n » pour les filtres Butterworth.

Préfiltre	Filtre	Abréviation
-	Rampe seule	Ramp
-	Rampe + Hanning 0,20	RampHann20
-	Rampe + Hanning 0,35	RampHann35
-	Rampe + Hanning 0,50	RampHann50
Hanning 0,20	Rampe	Hann20Ramp
Hanning 0,35	Rampe	Hann35Ramp
Hanning 0,50	Rampe	Hann50Ramp
Butterworth O(3) 0,10	Rampe	But310Ramp
Butterworth O(3) 0,20	Rampe	But320Ramp
Butterworth O(3) 0,35	Rampe	But335Ramp
Butterworth O(3) 0,50	Rampe	But350Ramp
Butterworth O(6) 0,10	Rampe	But610Ramp
Butterworth O(6) 0,20	Rampe	But620Ramp
Butterworth O(6) 0,35	Rampe	But635Ramp
Butterworth O(6) 0,50	Rampe	But650Ramp

- MLEM/OSEM:

Subsets	1	4	8	16	32	64
Itérations	16	4	2	1	-	-
	32	8	4	2	1	-
	48	12	6	3	-	-
	64	16	8	4	2	1

Toutes les reconstructions ci-dessus ont été effectuées sur les logiciels lorsqu'elles étaient possibles à l'exception des reconstructions itératives du Xeleris et de l'eSoft. Ces deux logiciels possèdent bien la fonction « reconstruction itérative » mais ne sont pas capables de traiter les données des fantômes. C'est plus que probablement un problème de compatibilité.

5.4 Analyse des images

Pour comparer les images des fantômes LINE ON, LINE OFF et SKULL obtenues avec les différents logiciels, nous avons utilisé une fonction du logiciel AMIDE qui permet de placer un axe dans l'image et fournit la fonction de l'activité par rapport à la position sur l'axe.

Nous avons analysé 3 paramètres :

- C la position du centre du pic d'activité
- FWHM la largeur du pic à mi-hauteur (Full Width at Half Maximum)
- FWTM la largeur du pic au dixième de la hauteur (Full Width at Tenth Maximum).

Pour chaque reconstruction, ces 3 mesures ont été effectuées à 0° et à 90°.

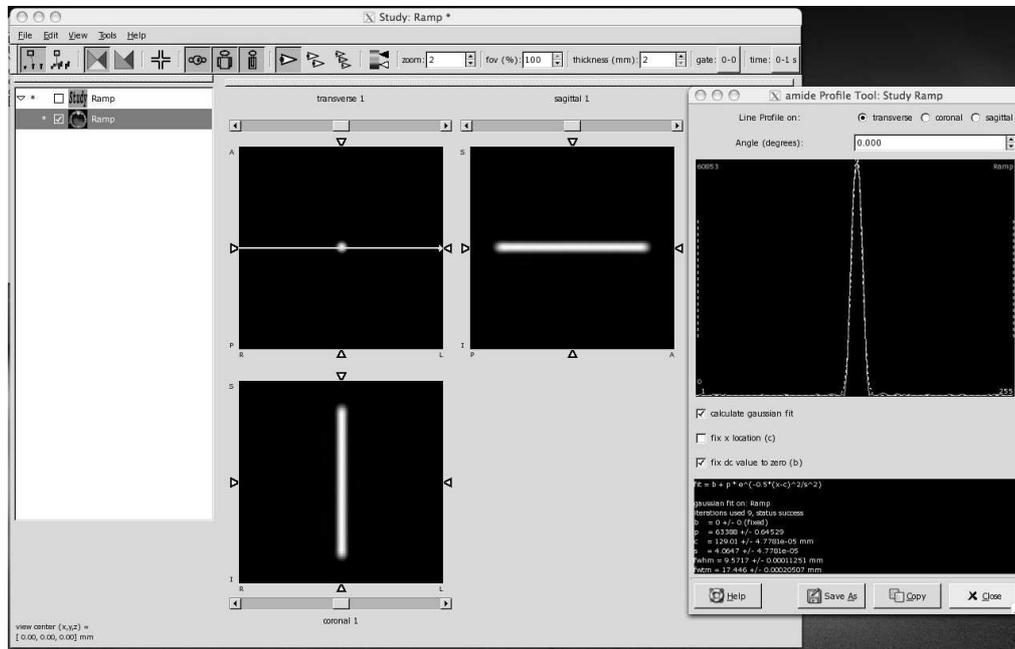


Figure 11 : L'utilitaire « line profile » du logiciel AMIDE exécuté sur une image reconstruite avec le filtre rampe seul du fantôme LINE ON à 0° et à la moitié de la hauteur du tube. La fenêtre de droite donne la fonction de l'activité sur l'axe tracé dans la fenêtre de gauche.

Le TOM est traité de manière différente des autres fantômes. Il présente une partie uniforme dans laquelle nous avons défini une région d'intérêt (ROI) cylindrique de 30 pixels de diamètre et de 11 pixels de hauteur pour éviter les effets de bord.

L'utilitaire « ROI statistics » de AMIDE calcule la moyenne des coups par voxel ainsi que le coefficient de variation obtenu en divisant la déviation standard par la moyenne.

5.5 Résultats

Toutes ces données ont été résumées en graphiques mais nous ne donnerons ici que les résultats globaux.

Rétroprojection filtrée

Pour un même type de filtre, le paramètre analysé (C, FWHM, FWTM, Moyenne ou COV) évolue de façon semblable pour les différents logiciels mais la valeur moyenne des courbes est parfois décalée. Il est possible que ce décalage soit en fait dû à la définition du filtre rampe qui peut varier d'un logiciel à l'autre.

En effet, la théorie de la rétroprojection filtrée fait intervenir des intégrales, elle est valable pour une situation utopique pour laquelle le nombre de projections récoltées est égal à l'infini. En pratique, un examen SPECT possède un nombre fini de projections. C'est pour cette raison que la définition du filtre rampe a été adaptée empiriquement dans les logiciels pour obtenir de meilleurs résultats. Cette adaptation est vraisemblablement l'ajout d'une composante continue au filtre rampe, ce qui lui ajoute un décalage à fréquence nulle et qui empêche la mise à zéro de la composante continue de l'image. Les différences entre logiciels proviennent donc certainement de cette valeur non nulle à fréquence nulle qui est définie à des valeurs différentes pour chaque logiciel.

Reconstructions itératives

Le JetStream de Philips possède deux modes de reconstructions itératives: MLEM et OSEM 3D. Ce logiciel donne des valeurs de largeur à mi-hauteur moins bonnes que les autres logiciels, surtout pour la partie MLEM. Les valeurs du coefficient de variation COV sont également moins bonnes sur le JetStream.

6. Conclusions

Au vu des graphiques obtenus, nous pouvons conclure que les différences entre logiciels ne sont pas très nombreuses, ce qui est plutôt une bonne nouvelle !

Il reste néanmoins quelques différences non négligeables :

- Un décalage de position du pic sur le Vision d'un demi pixel en FBP et d'un pixel en MLEM-OSEM.
- En rétroprojection filtrée, les valeurs de FWHM sont plus faibles sur le Vision. Cet effet semble provenir du filtre rampe.
- En MLEM-OSEM, les valeurs de FWHM sont plus élevées sur le JetStream, en particulier avec la partie MLEM du logiciel, l'effet est moins marqué pour la partie OSEM 3D du logiciel.
- Aussi bien en FBP qu'en MLEM-OSEM, le coefficient de variation, donc le bruit, est nettement plus élevé sur le JetStream.

Les différences les plus importantes concernent essentiellement deux stations de travail : Vision et JetStream.

- Le Vision n'est plus commercialisé suite à l'absorption de SMV par General Electric qui ne distribue plus que le Xeleris sur lequel se retrouve l'OSEM du Vision. Il nous a cependant été impossible d'effectuer les reconstructions itératives sur le Xeleris car le logiciel n'accepte pas nos données. Il est probable que le format de données soit différent. Nous n'avons malheureusement pas eu le temps de rencontrer l'ingénieur de la firme et donc de résoudre ce problème avant la clôture de ce travail.
- Philips (qui commercialise le JetStream) a été informé de ces résultats.

7. Références bibliographiques

BRUYANT, Philippe P., *Analytic and iterative reconstruction algorithms in spect*, The Journal of Nuclear Medicine, 43(10), octobre 2002.

DUBOIS F., *Reconstruction des images tomographiques par rétroprojection filtrée*, ACOMEN, volume 4, n°2, 1998, pages 92-99.

MATHEUS, Marie-Line, *Evaluation d'un algorithme de correction de l'atténuation en tomographie à émission de positrons cérébrale au 18-florodésoxyglucose*, Travail de fin d'études I.S.I. Gramme, 2002.

NGUYEN, Thibaut, *Etude comparative des performances en contraste de tomographes d'émission*, Travail de fin d'études I.S.I. Gramme, 2005.

SAHA, GOPAL B., *Physics and radiobiology of Nuclear Medicine*, Springer, third edition, 2006.

S. VANDENBERGHE, Y. D'ASSELER, R. VAN DE WALLE, T. KAUPPINEN, M. KOOLE, L. BOUWENS, K.VAN LAERE, I. LEMAHIEU AND R.A. DIERCKX, *Iterative reconstruction algorithms in nuclear medicine. Computerizes Medical Imaging and Graphics*, 2001, Pages 105-111.

ZENG, G.L., *Image reconstruction – a tutorial*, Computerized Medical Imaging and Graphics, 2000, Pages 97-103.