

# NEUVIEME COLLOQUE SUR LE TRAITEMENT DU SIGNAL ET SES APPLICATIONS

NICE du 16 au 20 MAI 1983

---

FILTRAGE D'ARTEFACTS CIRCULAIRES SUR DES IMAGES DE TOMODENSITOMETRIE

Diane DESSALLES-MARTIN, Claude BENCHIMOL

THOMSON-CSF/BEM 48, rue Camille Desmoulins 92130 ISSY-LES-MOULINEAUX France

---

## RESUME

Les images de coupes provenant de tomographes à rayons X de 3ème génération présentent des artefacts formés de cercles concentriques. Bien que noyées dans le bruit de l'image, ces structures sont pourtant très bien perçues par l'oeil. Nous proposons ici une méthode de filtrage linéaire non stationnaire supprimant ces artefacts, mais n'altérant ni les structures, ni la texture de l'image originale.

## SUMMARY

Third generation Computer Aided Tomographs (C.A.T.) give images that show artifacts in the form of rings sharing the same center. Although their level is smaller than the photon noise of the image, these structures are nevertheless very well perceived by the eye. We propose here a non stationary linear filtering method which suppresses these artifacts but does not alter original structure or texture of the image.



## 1. INTRODUCTION

La tomographie assistée par ordinateur est une technique d'imagerie très utile en diagnostic médical [1,2]. L'originalité de la méthode réside dans le fait que l'on obtient la représentation d'une coupe du corps humain et non pas une projection comme c'est le cas en radiologie conventionnelle. On peut ainsi localiser avec précision une zone malade dans le volume du corps humain.

Pour obtenir cette image, on utilise le dispositif suivant : on déplace autour du patient un ensemble constitué d'un faisceau de rayons X et d'un détecteur formé de 1024 cellules élémentaires (fig.1). Au cours d'une rotation de 360°, on analyse 1024 fois l'intensité du rayonnement reçu par chacune des cellules. Ces 1024 cellules scrutées 1024 fois génèrent un fichier de données 1024 X 1024 à partir duquel on reconstruit une image de la coupe. Un très léger défaut dans ce dispositif d'acquisition peut dégrader la qualité de l'image.

Dans la géométrie d'appareils que nous utilisons (géométrie de la 3ème génération [3]), une imperfection sur une cellule se répercute sur l'image par l'apparition d'un cercle centré sur le centre de rotation du dispositif.

L'amplitude en niveau de gris de ces artéfacts est du même ordre de grandeur que les variations dues au bruit inhérent à l'image, et pourtant l'oeil les discerne très facilement (fig.4 et 6). Notre but est de filtrer ces structures indésirables tout en gardant la qualité de l'image initiale en particulier en ce qui concerne la texture du bruit et les délimitations des différents organes du corps.

Plusieurs possibilités peuvent être retenues pour résoudre ce problème. Une première solution consiste à filtrer les données en provenance des détecteurs. C'est ce que propose Kowalski [4,5]. Notre approche est différente : c'est sur l'image une fois reconstruite que nous filtrons les artéfacts.

## 2. CARACTERISATION DES ARTEFACTS CIRCULAIRES

Les artéfacts circulaires correspondent à la présence simultanée de hautes fréquences radiales et de basses fréquences tangentielles. Cette caractéristique permet de définir un filtre. Les artéfacts circulaires ne sont cependant pas les seuls

objets à correspondre à cette définition. Les os du crâne, par exemple, présentent des hautes fréquences radiales et des basses fréquences tangentielles lorsque la tête du patient est placée non loin du centre de rotation de l'appareil.

Les artéfacts circulaires se différencient des bords d'os par le fait que la variation de leur niveau de gris est de faible amplitude.

Ce deuxième critère permettra de classer les artéfacts et les structures qui ne sont pas à filtrer.

## 3. DESCRIPTION DE LA METHODE DE FILTRAGE

Nous avons défini un filtre bidimensionnel filtrant les hautes fréquences suivant l'axe Ox, quand il y a des basses fréquences suivant l'axe perpendiculaire.

Dans le domaine de Fourier, le filtre a l'expression suivante :

$$\bullet \text{ Pour } (f_1, f_2) \text{ appartenant au carré } \left[-\frac{1}{2}, \frac{1}{2}\right] \times \left[-\frac{1}{2}, \frac{1}{2}\right]$$

$$F(f_1, f_2) = 1 - \left(\cos \frac{\pi f_2}{X}\right)^{2\eta} \quad \text{si } |f_1| > f_g \text{ et } |f_2| < \frac{X}{2}$$

$$F(f_1, f_2) = 1 - \left(\cos \frac{\pi f_2}{X}\right)^{2\eta} + \left[\sin \frac{\pi}{2} \left(\frac{|f_1| - f_g}{f_f - f_g}\right)\right]^2 \times \left[\sin \pi X \left(\frac{|f_2| - \frac{X}{2}}{X}\right)\right]^2$$

$$\text{si } f_f < |f_1| < f_g \quad \text{et } |f_2| < \frac{X}{2}$$

$$F(f_1, f_2) = 1 \quad \text{partout ailleurs}$$

\bullet A l'extérieur du carré  $\left[-\frac{1}{2}, \frac{1}{2}\right] \times \left[\frac{1}{2}, \frac{1}{2}\right]$ , le filtre est la répétition de ce qu'il y a dans le carré.

L'allure de ce filtre est donnée sur la figure 2. Nous nous sommes réservé la possibilité de jouer sur un certain nombre de paramètres pour pouvoir adapter le filtrage à différents types d'images.

Les paramètres ont été définis de la manière suivante :

- $\eta$  : pente du filtre suivant  $Of_1$
- $f_f$  : début de la décroissance du filtre suivant  $Of_1$  ( $f_f \in [0, 1/2]$ )
- $f_g$  : le filtre est nul suivant  $Of_1$  si  $|f_1| > f_g$  ( $f_g \in [0, 1/2]$ )
- $X$  : fréquence de coupure suivant  $Of_2$  ( $X \in [0, 1]$ )

Au moyen d'une transformée de Fourier bidimensionnelle inverse, on obtient les coefficients d'un filtre qui permet d'éliminer les hautes fréquences suivant un axe (ici  $Ox$ ) quand il y a des basses fréquences suivant l'autre axe ( $Oy$ ) (fig.3).

On réduit la taille de la matrice au moyen d'une fenêtre de Kaiser pour diminuer le nombre d'opérations élémentaires par point à effectuer [6].

Pour chaque pixel, la matrice de convolution doit effectuer une rotation pour que les directions de filtrage correspondent au rayon et à la tangente. Comme la matrice n'est définie que pour des valeurs discrètes, la rotation de la matrice fait que les coefficients que l'on connaît ne correspondent plus aux pixels. On calcule les véritables coefficients des pixels par interpolation au moyen des quatre coefficients connus les plus proches. Par cette méthode, on obtient un filtre liénaire, non stationnaire, qui par convolution locale permet de filtrer des cercles concentriques.

Cependant, nous ne désirons pas altérer les contours osseux présentant des hautes fréquences radiales quand il y a des basses fréquences tangentielles. Pour cela, on introduit un critère qui permet de savoir si l'on est au voisinage d'un os. Autour du pixel à filtrer, on considère les points éloignés d'une distance de 6 pixels. Si l'un de ces pixels a un niveau de gris correspondant à la matière osseuse, on est dans une région où il n'est pas désirable de filtrer. On laisse alors au pixel sa valeur initiale et on ne le filtre pas.

4. REALISATION

L'étape suivante de notre étude a été de réaliser le filtrage d'un grand nombre d'images de divers types. Pour chaque catégorie d'image, nous avons adapté les paramètres du filtre et la valeur du seuil pour la détection de fort gradient. Les résultats obtenus (fig. 4 à 7) sont tout à fait satisfaisants et nous permettent d'envisager une réalisation microprogrammée de l'algorithme de filtrage.

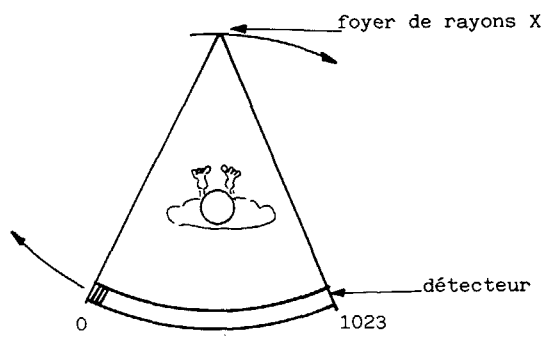


Fig.1.: Tomographe de 3<sup>ème</sup> génération

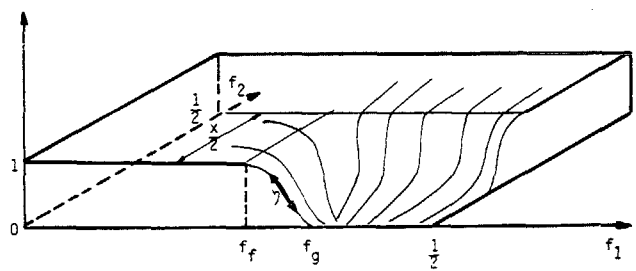


Fig.2 : Représentation dans le 1<sup>er</sup> quadrant du filtre dans le domaine fréquentiel. Les autres quadrants se déduisent par symétrie par rapport aux axes.

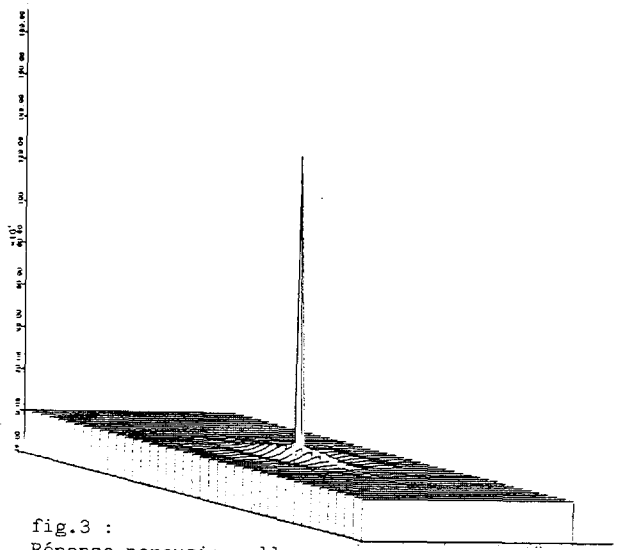


fig.3 : Réponse percussive



Fig.4 : CRANE RECONSTRUIT EN CHAMP 260

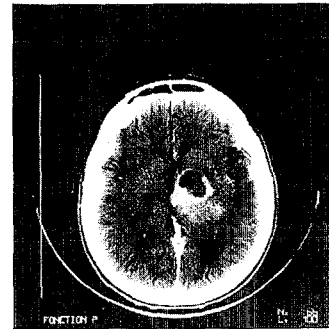


Fig.5 : IMAGE DE LA FIGURE 4 FILTREE



Fig.6 : CRANE RECONSTRUIT EN CHAMP 130



Fig.7 : IMAGE DE LA FIGURE 6 FILTREE

#### REFERENCES

1. SCUDDER  
Introduction to Computed Aided Tomography.  
Avril 1978.  
Proceedings of the IEEE Vol 66 N°6.
2. SHEPP et LOGAN  
The Fourier Reconstruction of a Head Section.  
IEEE Trans. on Nuclear Science.  
Vol NS - 21 June 1974
3. BERTHOLD K.P. HORN  
Fan Beam Reconstruction Methods.  
Proceedings of the IEEE - December 1979  
Vol 67 N°12.
4. KOWALSKI  
Reduction of circular artefacts in fan-beam  
scanner.  
IEEE Transactions on Nuclear Science.  
Vol NS-24 N°6 December 1977
5. KOWALSKI  
IEEE Transactions on Nuclear Science.  
Vol NS-25 April 1978
6. KUNT  
Traitement numérique des signaux.  
Editions Georgi St Saphorin Suisse p.118.