A. Méthodes analytiques

1. formule d'inversion de Denton

1.1. idée générale et hypothèses

Cette méthode est basée sur une généralisation de la formule de rétroprojection filtrée qui peut s'appliquer à des projections 1D ou 2D, parallèles ou divergentes :

$$f(\boldsymbol{r}) = \int \left(\int p_\tau(\boldsymbol{r}')\,\gamma(\boldsymbol{r}_\tau, \boldsymbol{r}')\,k_2(\boldsymbol{r}')\,d\boldsymbol{r}' \right) k_1(\boldsymbol{r}, \boldsymbol{\tau})\,d\Omega_\tau \quad (1)$$

avec

$p_\tau(\boldsymbol{r}')$ projection dans la direction $\boldsymbol{\tau}$ au point $\boldsymbol{r}'$,

$k_2(\boldsymbol{r}')$ terme correctif sur les projections,

$k_1(\boldsymbol{r}, \tau)$ facteur de pondération par la rétroprojection,

$\gamma(\boldsymbol{r}_\tau, \boldsymbol{r}')$ noyau de convolution,

$\boldsymbol{r}_\tau$ projection du vecteur $\boldsymbol{r}$ dans la direction $\boldsymbol{\tau}$.

1.2. principe de la méthode

On adapte cette formule dans le cas d'une reconstruction 3D à partir de projections divergentes, en prenant les facteurs correctifs suivants :

$$k_1(\boldsymbol{r}, \tau) = \frac{1}{8\pi^3}\,\frac{D^3}{(D - \boldsymbol{r}\cdot\boldsymbol{\tau})^3} \qquad k_2(\boldsymbol{r}') = \frac{D}{\sqrt{D^2 + \boldsymbol{r}'^2}}$$

$$\gamma(\boldsymbol{r}_\tau, \boldsymbol{r}') = \frac{1}{\|\boldsymbol{r}_\tau - \boldsymbol{r}' - \boldsymbol{r}'\Lambda\boldsymbol{r}_\tau/D\|^3} \quad \text{et} \quad \boldsymbol{r}_\tau = \frac{D(\boldsymbol{r} - (\boldsymbol{r}\cdot\boldsymbol{\tau})\,\boldsymbol{\tau}}{D - \boldsymbol{r}\cdot\boldsymbol{\tau}}$$

où les coordonnées dans le plan de projection sont ramenées au plan passant par l'origine O, (ce qui revient à poser, $D = D_1$ et $D_2 = 0$).

1.3. description sommaire de l'algorithme

L'algorithme peut se décomposer de la façon suivante :

– Correction des projections par le rapport de la distance source/détecteurs sur la distance de la source au point courant de la projection :

$$p'(\tau)(\boldsymbol{r}') = p_\tau(\boldsymbol{r}')\frac{D}{\sqrt{D^2 + \boldsymbol{r}'^2}} \quad (2)$$

– « Pseudo convolution » 2D des projections corrigées :

$$p_\tau(\boldsymbol{l}) = \int p'_\tau(\boldsymbol{r}')\,\frac{1}{\|\boldsymbol{l} - \boldsymbol{r}' - \boldsymbol{l}\Lambda\boldsymbol{r}'/D\|^3}\,d\boldsymbol{r}' \quad (3)$$

– Rétroprojection pondérée des projections « pseudo convoluées » :

$$f(\boldsymbol{r}) = \int \frac{1}{8\pi^3}\,\frac{D^3}{(D - \boldsymbol{r}\cdot\boldsymbol{\tau})^3}\,p_\tau(\boldsymbol{r}_\tau)\,d\Omega \quad (4)$$

Le facteur de pondération intervenant dans la rétroprojection peut s'interpréter géométriquement en fonction de la position du point courant de reconstruction M. Pour chaque position S de la source, il est égal au cube du rapport de la distance de la source à P, la projection conique du point M, sur la distance de la source au point M, $\|\boldsymbol{SP}\|^3/\|\boldsymbol{SM}\|^3$.

1.4. caractéristiques de la méthode

Cette formule est exacte dans le cas où la source se déplace sur la surface d'une sphère. Comme toutes les méthodes analytiques, elle nécessite un grand nombre de vues.

On peut l'approcher en remplaçant la « pseudo convolution » par une convolution en négligeant le terme croisé $\boldsymbol{l}\Lambda\boldsymbol{r}'/D$. On convolue alors les projections avec un noyau en $1/r^3$. L'approximation est acceptable, lorsque la distance source–détecteurs D est assez grande.

1.5. implantation

Ce résultat est théorique. Une formule de discrétisation est décrite dans l'article, mais à notre connaissance, l'algorithme n'a pas été implanté.

1.6. remarques complémentaires

La méthode de Feldkamp (cf. Fiche A5) peut être considérée comme une version simplifiée de cette formule utilisant une convolution des projections dans le cas d'un cercle de points–sources. Toutefois, le filtre proposé par Feldkamp pour la convolution est différent.

BIBLIOGRAPHIE

[1] R.V. Denton, B. Friedlander, A.J. Rockmore, « Direct three dimensional image reconstruction from divergent rays », *IEEE Trans. on Nucl. Scie.*, vol. NS–26, 1979, pp. 4695–4703.

2. filtrage de la rétroprojection

2.1. idée générale et hypothèses

Gullberg a montré que la rétroprojection de toutes les projections divergentes 1D d'une image 2D (projections « Fan Beam ») est égale à une convolution de l'image originale avec un noyau en $1/r$. Il en résulte un algorithme de reconstruction connu sous le nom de « Rho filtered Layergram », où l'on effectue un filtrage 2D sur la rétroprojection. L'idée est de généraliser ce théorème de la rétroprojection pour la reconstruction d'une image 3D à partir de projections divergentes 2D.

2.2. principe de la méthode

La méthode est basée sur le résultat théorique suivant : la rétroprojection pondérée des projections corrigées $\boldsymbol{B}'p$ est égale à une convolution tridimensionnelle de l'image avec un noyau en $1/r^2$. Le facteur de pondération de la rétroprojection est égal au rapport entre la distance source–centre de rotation et la distance source–point courant :

$$\boldsymbol{B}'\,p(\boldsymbol{r}) = \int \frac{D_1}{\|D_1\,\boldsymbol{\tau} - \boldsymbol{r}\|}\, p_\tau(\boldsymbol{r}_\tau)\, d\Omega_\tau \tag{1}$$

$$\boldsymbol{B}'\,p(\boldsymbol{r}) = (f *_2 h)(\boldsymbol{r}) \text{ avec } h(\boldsymbol{r}) = 1/\boldsymbol{r}^2 \tag{2}$$

La formule de reconstruction est alors donnée par :

$$f = \boldsymbol{F}_3^{-1}(\boldsymbol{F}_3(\boldsymbol{B}'p)(\boldsymbol{R}) \cdot \|\boldsymbol{R}\|) \tag{3}$$

2.3. description sommaire de l'algorithme

La relation (A5) peut être décomposée en :

$$\boldsymbol{B}'\,p(\boldsymbol{r}) = \int \frac{D_1}{D_1 - \boldsymbol{r}\cdot\boldsymbol{\tau}}\, p'_\tau(\boldsymbol{r}_\tau)\, d\Omega_\tau \tag{4}$$

avec

$$p'_\tau(\boldsymbol{r}') = p_\tau(\boldsymbol{r}')\, \frac{D}{\sqrt{D^2 + \boldsymbol{r}'^2}} \tag{5}$$

L'algorithme est décrit par le séquencement suivant :

1) Pour chaque angle de vue, calcul de la projection corrigée en utilisant (5) (la correction consiste à multiplier la projection par le rapport entre la distance source–détecteurs et la distance de la source au point courant de la projection), puis rétroprojection pondérée de la projection corrigée (par (4)).

2) Déconvolution 3D du résultat (par (3)) : transformation de Fourier 3D du résultat après avoir bordé celui–ci de zéro, multiplication par le filtre, puis transformation de Fourier inverse et sélection de la zone centrale.

2.4. caractéristiques de la méthode

Cette méthode nécessite un nombre important de points–sources répartis sur la surface d'une sphère. Cette méthode est robuste par rapport à un bruit additif gaussien.

2.5. implantation

Cet algorithme a été effectivement implanté sur divers calculateurs. Il a en particulier été vectorisé sur un calculateur vectoriel (CYBER 205 et ETA10, de Control Data). Il a été appliqué à des données simulées et expérimentales acquises par GE CGR.

2.6. remarques complémentaires

L'algorithme a été testé pour 3 types de répartition de points–sources : une sphère, un cercle, 2 circonférences orthogonales. La méthode est exacte seulement dans le premier cas. Lorsque la divergence est très importante, les résultats obtenus dans le cas d'un cercle ou de 2 circonférences orthogonales présentent beaucoup d'artefacts à la périphérie de l'objet. En revanche, lorsque la divergence est faible ($< 10°$), si l'on adapte le filtre de reconstruction (utilisé dans (A7)), la méthode donne une bonne approximation de l'objet. L'analyse de la réponse impulsionnelle du système pour ces trois cas d'acquisition est décrite dans [4].

BIBLIOGRAPHIE

[1] F. Peyrin, « The generalized back projection theorem for cone beam projection data », *IEEE Trans. on. Nucl. Sciences*, vol. NS–32, 1985, pp. 1512–1519.

[2] G.T. Gullberg, « The reconstruction of Fan Beam Data by filtering the back–projection », *Computer Graphics and Image Processing*, vol. 10, 1979, pp. 30-47.

[3] F. Peyrin, « Méthodes de reconstruction d'images 3D à partir de projections coniques de rayons X », *Thèse d'Etat INSA/Université Lyon I*, 1990.

[4] F. Peyrin, R. Goutte, M. Amiel, « Analysis of a cone beam X–ray tomographic system for different scanning modes », *Journal of Optical Society of America A*, Index 576, 1992, pp. 1553-1563.

3. approximation multicoupes éventail

3.1. idée générale et hypothèses

L'idée est de se ramener à une séquence de reconstructions 2D par rétroprojection filtrée. Pour cela, on néglige partiellement la divergence du faisceau, en assimilant le faisceau conique à un ensemble de faisceaux en éventail (Fan–Beam) parallèles.

3.2. principe de la méthode

Supposons que la source décrive la circonférence d'un cercle dans le plan $y0z$. Le faisceau conique est assimilé à un ensemble de faisceaux en éventail parallèles au plan $y0z$. Chaque plan, d'abscisse x_o, de la matrice 3D est alors reconstruit par l'algorithme de rétroprojection filtré 2D, adapté à la géométrie éventail.

3.3. description sommaire de l'algorithme

Pour chaque plan $x = x_o$ de la matrice 3D :

Pour chaque angle θ :

– approximation de la projection éventail de ce plan à partir des projections coniques :

$$\tilde{p}_\theta(r) = \tilde{p}_\theta(x_o \frac{D}{D_1}, r),$$

– correction et filtrage de la projection approchée,

– rétroprojection pondérée.

3.4. caractéristiques de la méthode

La reconstruction est exacte uniquement dans le plan central ($x = 0$). La formule de reconstruction est approchée aussi bien au niveau de la rétroprojection, qu'au niveau du filtrage.

Les artefacts provoqués par l'approximation dépendent de la forme de l'objet reconstruit et sont plus sévères à la périphérie de l'objet (dès que l'angle entre le plan de la source et le plan de la section reconstruite dépasse environ 3°).

Cette méthode est utilisable si la divergence du faisceau est très faible (inférieure à 7°–8°).

3.5. implantation

Cette méthode a été implantée en particulier sur le DSR (Dynamic Spatial Reconstructor) de la Mayo Clinic, aux USA [1].

3.6. remarques complémentaires

Cette méthode est algorithmiquement très efficace, mais utilisable seulement quand la divergence du faisceau est très faible.

BIBLIOGRAPHIE

[1] R. Robb, (Ed), *Three dimensional biomedical imaging X-ray computed tomography : advanced systems and applications in biomedical research and diagnosis* Boca Raton, Florida : CRC Press Inc, vol. 1, chap. 5, 1985.

[2] F. Peyrin, « Méthodes de reconstruction et de visualisation d'images tridimensionnelles en tomographie numérique par rayon X », *Thèse de 3e cycle, INSA*, 1982.

4. algorithme TTR : réorganisation des données coniques et rétroprojection des projections filtrées

4.1. idée générale et hypothèses

L'idée est de réorganiser l'ensemble des projections coniques (divergentes) en un ensemble de projections cylindriques (parallèles) lorsque la source de rayons X balaye la surface d'une sphère. Les projections parallèles correspondent au cas-limite des projections coniques lorsque la distance source-centre de l'objet tend vers l'infini. A partir des projections parallèles (2D), l'image est obtenue par rétroprojection des projections 2D filtrées.

4.2. principe de la méthode

Dans le cas de projections parallèles, la rétroprojection des projections $\boldsymbol{B}p$ est égale à une convolution tridimensionnelle de l'image avec un noyau en $1/r^2$:

$$\boldsymbol{B}p(\boldsymbol{r}) = (f *_3 h) \text{ avec } h(\boldsymbol{r}) = 1/\boldsymbol{r}^2 \qquad (1)$$

En utilisant la transformation de Fourier 3D, on obtient une formule de reconstruction généralisant le « Rho filtered Layergram » (cf fiche A2) :

$$f = \boldsymbol{F}_3^{-1} \left(\boldsymbol{F}_3(\boldsymbol{B}p)(\boldsymbol{R}) \cdot \|\boldsymbol{R}\|\right) \qquad (2)$$

En utilisant une généralisation du théorème de la projection aux images 3D, on peut récrire cette relation sous la forme :

$$f(\boldsymbol{r}) = \boldsymbol{B}\,(p *_2 k)(\boldsymbol{r}) \text{ avec } \boldsymbol{F}_2 k(\boldsymbol{R}) = \|\boldsymbol{R}\| \qquad (3)$$

où $k(\boldsymbol{r})$ est un filtre bidimensionnel tel que :

$$\boldsymbol{F}_2 k(\boldsymbol{R}) = \|\boldsymbol{R}\| \qquad (4)$$

4.3. description sommaire de l'algorithme

L'algorithme TTR se déroule en deux étapes :

1) Réorganisation des données : estimation des projections parallèles à partir des projections coniques.

2) Pour chaque projection parallèle estimée,
   - convolution 2D avec un filtre k satisfaisant la relation (4)
   - rétroprojection 2D du résultat.

4.4. caractéristiques de la méthode

Cette méthode nécessite un nombre important de points–sources répartis sur la surface d'une sphère. Par ailleurs, le « réarrangement » des données, pour passer des projections coniques aux projections parallèles, nécessite un certain nombre d'approximations et d'interpolations.

4.5. implantation

Cette méthode a été effectivement implantée, et appliquée à diverses simulations. Elle peut être utilisée en tomographie par émission de positons (TEP).

4.6. remarques complémentaires

Cette méthode a été étendue afin de pouvoir travailler directement à partir de projections coniques dans [3]. Elle fait intervenir un filtre variant spatialement, qui est approché lors de l'implantation par un filtre spatialement invariant. Elle a l'avantage d'éviter l'étape de réorganisation des données et donne ainsi des résultats supérieurs à l'algorithme TTR original.

BIBLIOGRAPHIE

[1] O. Nalcioglu, Z.H. Cho, « Reconstruction of 3–D objects from cone beam projections », *Proc. of the IEEE*, Nov., vol. 66, n°11, 1978, pp. 1584–1585.

[2] Z.H. Cho, J.B. Ra, S.K. Hilal, « True Three–dimensional reconstruction algorithm for the spherical positron emission tomograph », *IEEE Trans. on Medical Imaging*, vol. n°2, 1983, pp. 6–18.

[3] S.Z. Lee, J.B. Ra, S.K. Hilal, Z.H. Cho, « True Three–Dimensional Cone Beam Reconstruction (TTCR) Algorithm », *IEEE Trans. on Medical Imaging*, vol. 8, n°4, 1989, pp. 304–312.

5. reconstruction 3D en géométrie conique par filtrage - rétroprojection

5.1. idée générale et hypothèses

Il s'agit d'une généralisation empirique de l'algorithme de reconstruction 2D en géométrie éventail, dans le cas d'une trajectoire d'acquisition circulaire de la source X.

5.2. principe de la méthode

Pour chaque incidence de mesure, chaque point du volume à reconstruire définit un plan unique passant par la source et contenant la tangente à la trajectoire. La contribution à ce point est calculée comme s'il s'agissait d'une reconstruction 2D en géométrie éventail, en assimilant ce plan au plan de rotation de la source.

5.3. description sommaire de l'algorithme

Supposons que la source décrive la circonférence d'un cercle dans le plan $y0z$. Considérons les projections p'_τ pondérées par le rapport de la distance source–origine à la distance de la source au point courant de projection $\|\boldsymbol{SO}\|/\|\boldsymbol{SP}\|$:

$$p'_\tau(\boldsymbol{r}') = p_\tau(\boldsymbol{r}')\, \frac{D}{\sqrt{D^2 + \boldsymbol{r}'^2}} \qquad (1)$$

où les coordonnées dans le plan de projection sont ramenées au plan passant par l'origine O.

Si les projections p_τ définissent la transformation rayons X, les projections corrigées p'_τ définissent la transformation rayons X pondérée.

La première étape est de filtrer chaque ligne du détecteur parallèle à la trajectoire par le filtre rampe classique monodimensionnel k :

$$\tilde{p}_\tau(\boldsymbol{r}') = p'_\tau(x', y') *_{y'} k(y') \quad \text{où} \quad \boldsymbol{F_1}k(Y) = |Y| \qquad (2)$$

où $*_{y'}$ représente l'opérateur de convolution par rapport à la variable y.

La deuxième étape est une rétroprojection pondérée, en chaque point de l'objet :

$$f(\boldsymbol{r}) = \frac{1}{2} \cdot \int_{\theta=o}^{2\pi} \tilde{p}_\tau(\boldsymbol{r}_\tau) \cdot \frac{D^2}{(D_1 - \boldsymbol{r}\cdot\boldsymbol{\tau})^2}\, d\theta \qquad (3)$$

où $\boldsymbol{r}_\tau$ est la projection conique de $\boldsymbol{r}$ sur le plan des détecteurs. Si $\boldsymbol{r} = \overrightarrow{OM}$, le facteur de pondération est égal au carré du rapport de la distance de la source à la projection conique du point M, sur la distance de la source au point M, $\|\boldsymbol{SP}\|^2/\|\boldsymbol{SM}\|\boldsymbol{2}$.

5.4. caractéristiques de la méthode

– L'algorithme est simple à mettre en œuvre.

– La méthode est approchée.

– Plusieurs publications étudient les distorsions obtenues quand on applique cette méthode; pour réduire ces artefacts, son utilisation doit se limiter à de faibles ouvertures angulaires.

5.5. implantation

C'est la méthode la plus utilisée. Elle a été appliquée aux divers types de tomographes X, pour l'imagerie médicale comme pour le contrôle non destructif, et à la tomographie d'émission gamma en géométrie conique. Le LETI l'a mise en œuvre dans le logiciel EVEGEN.

5.6. remarques complémentaires

– L'algorithme est exact dans le cadre d'une trajectoire d'acquisition linéaire [3].

– Généralisation au cas de trajectoires d'acquisition ellipsoïdale [4], [5] et hélicoïdales [6].

BIBLIOGRAPHIE

[1] L.A. Feldkamp, L.C. Davis, J.W. Kress, « Practical cone–beam algorithm », *J. Opt. Soc. Am.*, vol. 1, n°6, 1984, pp. 612–619.

[2] S. Webb, J. Sutcliffe, Burkinshawl, A. Horsman, « Tomographic reconstruction from experimentaly obtained cone–beam projection », *IEEE Trans. on Med. Imag.*, MI–6, n° 1, 1987, pp. 67–73.

[3] B.D. Smith, « Cone Beam convolution formula », *Comput. biol. Med.*, vol. 13, n°2, 1983, pp. 81–87.

[4] X.H. Yan, R.M. Leahy, « Derivation and analysis of a filtered backprojection algorithm for cone beam projection data », *IEEE Trans. on Med. Im.*, vol. 10, n°3, 1991, pp. 462–472.

[5] G.T. Gullberg, G.L. Zeng, « A cne beam filtered backprojection algorithm for cardiac single photon emission computed tomography », *IEEE Trans. on Med. Imag.*, vol. 11, n°1, 1992, pp. 91–101.

[6] X.H. Yan, R.M. Leahy, « Cone beam tomography with circular, elliptical and spiral orbits », *Phys. Med. Biol.*, vol. 37, n°3, 1992, pp. 493–506.

6. reconstruction 3D en géométrie conique via la transformation de Radon

6.1. idée générale et hypothèses

En dimension 3, l'ensemble des droites rencontrant la trajectoire d'acquisition est décrit par trois paramètres alors que l'ensemble des droites passant par le support de l'objet en nécessite quatre. Aussi, il n'est pas possible d'effectuer directement un changement de coordonnées. En revanche, les ensembles de plans rencontrant respectivement la trajectoire et le support de l'objet sont décrits par trois paramètres, et sont ainsi bien adaptés pour réaliser le réarrangement en dimension 3. La transformation de Radon 3D affecte une valeur intégrale à chacun de ces plans.

6.2. principe de la méthode

La méthode repose sur une formule exacte reliant la transformée rayons X, $\boldsymbol{X}f$, à la dérivée première de la transformée de Radon, $\boldsymbol{R}'f$ [1,2]. Pour retrouver la fonction originale f, il reste à inverser $\boldsymbol{R}'f$. Une autre solution est d'utiliser la transformée de Hilbert de cette dérivée première $\boldsymbol{HR}'f$ [3]. Mais ceci impose des filtrages globaux sur les projections, alors que la première approche n'utilise que des filtrages locaux.

6.3. description sommaire de l'algorithme

Pour chaque position de source S, l'opération principale consiste à sommer les dérivées premières de la projection le long de la droite d'intersection de chaque plan avec le détecteur. La dérivée première $\boldsymbol{R}'f$ de la transformée de Radon est reliée aux mesures par la relation :

$$\boldsymbol{R}'f(\boldsymbol{OS}\cdot\boldsymbol{n},\boldsymbol{n}) = \frac{\|\boldsymbol{OS}\|^2}{\|\boldsymbol{OS}\Lambda\boldsymbol{n}\|^2}\cdot\frac{\partial \boldsymbol{SY}f}{\partial p'}(S,\boldsymbol{n}) \qquad (1)$$

où $(\boldsymbol{OS}\cdot\boldsymbol{n},\boldsymbol{n})$ sont les coordonnées normales du plan de sommation dans le repère d'origine O; $\boldsymbol{Y}f$ représente la transformation rayon X pondérée et $\boldsymbol{SY}f$ la sommation de $\boldsymbol{Y}f$ le long de la droite d'intersection de ce plan avec le plan de détection; $\partial/\partial p'$ symbolise la différenciation perpendiculairement à cette droite. Après avoir procédé ainsi pour chaque incidence de mesure, l'opération de réarrangement redistribue ces valeurs intégrales associées à chaque plan, du système de coordonnées sphériques du domaine de Radon. On réalise aussi l'interpolation de la zone d'ombre du domaine de Radon, liée aux plans qui ne coupent pas le trajectoire. Le calcul de la fonction f se termine par l'inversion de la dérivée première de la transformée de Radon, $\boldsymbol{R}'f$. La première étape est une opération de convolution– rétroprojection sur chaque plan méridien du domaine de Radon :

$$\boldsymbol{HD}\tilde{\boldsymbol{X}}f(\varphi,B) = -\frac{1}{4\pi^2}\int_{\theta=o}^{\pi}\frac{\partial^2\boldsymbol{R}f}{\partial\rho^2}(\boldsymbol{OB}\cdot\boldsymbol{n}(\theta,\varphi),\boldsymbol{n}(\theta,\varphi))\cdot\sin\theta d\theta \qquad (2)$$

La deuxième étape est une rétroprojection sur chaque plan axial transverse :

$$f(M) = \int_{\varphi=0}^{\pi}\boldsymbol{HD}\tilde{\boldsymbol{X}}\,f(\varphi,B(\varphi,M))\,d\varphi \qquad (3)$$

où $B(\varphi,M)$ est la projection orthogonale de M sur le plan méridien de longitude φ.

6.4. caractéristiques de la méthode

La méthode est exacte si la trajectoire d'acquisition décrit tous les plans passant par le support de l'objet. Dans le cas d'une trajectoire circulaire, il est possible de combler par interpolation la zone d'ombre du domaine de Radon, liée aux plans qui ne rencontrent pas la trajectoire. Ceci atténue les distorsions, permettant ainsi de travailler avec des ouvertures du cône d'irradiation plus grandes. L'algorithme se décompose en un enchaînement de traitements élémentaires bidimensionnels parallélisables. L'utilisation d'un espace intermédiaire nécessite plus d'espace–mémoire et plus de calculs.

6.5. implantation

Le logiciel correspondant, appelé RADON, a été développé au LETI (Fortran 77). Les principaux projets d'application sont : la radiologie tridimensionnelle (projet MORPHOMÈTRE en collaboration avec GE–CGR); le contrôle voludensitométrique de céramiques (projet européen BRITE EVA en collaboration avec INTERCONTRÔLE); la tomographie d'émission gamma avec collimateur conique (projet TOMOCONIC en collaboration avec SOPHA MÉDICAL).

6.6. remarques complémentaires

– Reconstruction à partir de deux trajectoires circulaires inclinées, par imbrication des domaines de Radon associés [4];

– Reconstruction d'une région d'intérêt à partir de deux acquisitions, l'une globale sur tout l'objet, et l'autre à fort grossissement, focalisée sur la région d'intérêt (Grangeat P. *et al*, *Demande de brevet français*, n°9211148 du 18/09/1992.)

BIBLIOGRAPHIE

[1] P. Grangeat, « Analyse d'un système d'imagerie 3D par reconstruction à partir de radiographies X en géomérie conique », *Thèse de doctorat ENST Paris*, 1987.

[2] P. Grangeat, « Mathematical Framework of Cone Beam 3D Reconstruction via the First Derivative of the Radon Transform », Herman G.T., Louis A.K., Natterer F. Eds, *Mathematical Methods in Tomography*, Lecture Notes in Mathematics, Springer Verlag., no1497, 1991, pp. 66-97.

[3] B.D. Smith, Cone-Beam Tomography : Recent Advance and a Tutorial Review », *Optical Engineering*, vol. 29, n°5, 1990, pp. 524-534.

[4] Ph. Rizo *et al*, in *Review of Progress in quantitative non destructive evaluation*, D.O. Thomson and D.E. Chimenti eds, Plenum Press, vol. 11, 1992, pp. 379-386.