

1. Symposium on image processing synthesis and
 technology applications
 Biarritz (France) 23-25 May
 CEA-CONF--7287

RECONSTRUCTION D'IMAGES EN TOMOGRAPHIE PAR EMETTEURS DE POSITONS UTILI-
 SANT LA TECHNIQUE DU TEMPS DE VOL
 IMAGE RECONSTRUCTION IN PET USING TIME OF FLIGHT INFORMATION

R.E. CAMPAGNOLO, J.L. LECONTE, A. BOUVIER

LABORATOIRE D'ELECTRONIQUE ET DE TECHNOLOGIE DE L'INFORMATIQUE - Centre d'Etudes Nucléaires de Grenoble
 85 X - 38041 GRENOBLE CEDEX - FRANCE

RESUME

C'est grâce à la découverte récente de scintil-
 lateurs efficaces et rapides que la technique
 du temps de vol a pu être appliquée à l'imagerie
 par émission de positons. Nous exposons succincte-
 ment les principes physiques de bases de la
 tomographie positon avec mesure du temps de
 vol. Nous introduisons les concepts nécessaires
 à la formalisation du problème de la reconstruc-
 tion d'image.

Un algorithme de reconstruction est alors
 déduit, et nous présentons sa réalisation
 dans le cadre de la caméra temps de vol TTVO1.
 Nous donnons l'architecture et les performances
 du système de reconstruction.

Nous concluons par un regard prospectif sur
 la seconde génération de caméra positon temps
 de vol.

SUMMARY

Recent progresses in fast time coincidence
 technique have permitted the use of time
 of flight (TOF) information in Positron
 Emission Tomography.

We describe the basic concept of positron
 time of flight imaging and introduce new
 concepts in order to incorporate the TOF
 data in the reconstruction process.

An algorithm to recover positron activity
 is then proposed. We describe the image
 reconstruction in the TTVO1 time of flight
 camera, the system architecture and the
 special purpose operators.

The time of flight tomography offers large
 development possibilities, and we look forward
 the new high resolution, high signal-to-
 noise TOF camera.

RECONSTRUCTION D'IMAGES EN TOMOGRAPHIE PAR EMETTEURS DE POSITONS UTILISANT LA
TECHNIQUE DU TEMPS DE VOL

IMAGE RECONSTRUCTION IN PET USING TIME OF FLIGHT INFORMATION

R.E. CAMPAGNOLO, J.L. LECONTE, A. BOUVIER

INTRODUCTION

Les méthodes de reconstruction d'une image à partir de l'ensemble de ses projections ont été remis à l'ordre du jour depuis l'avènement de la tomocensitométrie par rayons X. Ces travaux sont associés à l'inversion de la transformation de RADON par voie analytique ou numérique.

La technique du temps de vol est une technique classique de la physique nucléaire mais son application à l'imagerie positon ne s'est développée que grâce à la découverte de scintillateurs efficaces et rapides (CsF puis BaF₂), ceci ayant remis en cause les algorithmes de reconstruction d'image car il fallait tenir compte de cette nouvelle information.

Nous exposerons donc succinctement les principes physiques de base de la tomographie positon avec mesure de temps de vol. Nous décrirons ensuite comment cette mesure remplace la notion de projection (de la théorie classique) par la notion nouvelle d'histo-projection. La méthode de reconstruction d'une image à partir de l'ensemble de ces histo-projections sera ensuite traitée comme un problème de filtrage inverse et nous aboutirons à un algorithme spécifique.

Nous montrerons à l'aide d'une description du prototype de caméra à positons temps de vol TTVOI comment ces algorithmes ont pu être réalisés à l'aide d'opérateur spécialisé dont on évoquera les performances.

Nous concluons sur l'avenir de cette technique en présentant les grandes lignes d'une machine de seconde génération en phase de définition au laboratoire.

PRINCIPES PHYSIQUES DE LA TOMOGRAPHIE PAR EMETTEURS

DE POSITONS AVEC MESURE DU TEMPS DE VOL

Le principe de base de l'imagerie par émission de positons est la détection en coïncidence de deux photons gamma issus de l'annihilation des positons avec les électrons de la matière.

Ces deux photons sont émis simultanément, ils ont une énergie de 511 KeV et leurs directions de propagation sont colinéaires et de sens opposé. Dans une tomographie classique, on détecte donc et on compte les coïncidences le long d'un certain nombre de trajets.

Les photons gamma se déplacent avec une célérité constante de 3×10^8 m/s.

Si le lieu d'émission est plus proche d'un des détecteurs alors il existe une différence entre les instants d'arrivée, proportionnelle à cette distance.

Cette mesure de différence des temps de vol est donc équivalente à une localisation du lieu d'annihilation. Ce concept est illustré par la figure 1 où l'on montre que le décalage Δt est relié à la position x par la relation

$$\Delta t = \frac{2x}{c}$$

Ce qui signifie que pour $x = 15$ cm nous avons un décalage Δt de 1 ns (10^{-9} s).

Dans la pratique la localisation se fait avec une imprécision (distribution gaussienne centrée) de l'ordre de 400 à 500 ps à mi hauteur, il a donc fallu étudier un algorithme qui tienne compte de cette imprécision.

RECONSTRUCTION D'UNE IMAGE A PARTIR DE MESURE DE

TEMPS DE VOL

Modélisation de la mesure du temps de vol

L'annihilation des positons dans la matière peut être modéliser comme un processus de POISSON. Si maintenant pour chaque couple de gamma détecté on s'intéresse à la variable aléatoire t qui représente le temps de vol mesure pour cet événement, alors des considérations simples, vérifiées par l'expérience conduisent à considérer que t suit une loi gaussienne de moyenne t_0 et d'écart type σ_t .

Si maintenant pour tous les couples reçus on réalise un histogramme des temps de vol réalisés avec des classes C_i qui correspondent à la localisation z déduite de la mesure t , alors nous avons montré que la variable aléatoire Z_i contenu de C_i suit une loi de POISSON de paramètre P_i tel que

$$P_i = N \times \int_{C_i} \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma} e^{-\frac{z^2}{2\sigma^2}} dz$$

où σ est le correspondant de σ_t en terme de localisation

$$\sigma = \frac{c}{2} \sigma_t$$

Nous avons aussi montré que les Z_i et Z_j sont indépendantes si $i \neq j$, le paramètre N_j étant simplement le paramètre de la loi de POISSON de l'annihilation des positons.

On peut aussi démontrer que le processus est linéaire et invariant spatialement, ce qui conduit à modéliser la mesure du temps de vol comme un filtrage linéaire appliqué au processus d'émission des couples de gamma.

Notion d'histoprojection

En tomographie classique on s'intéresse uniquement au nombre total d'annihilation positons on a donc pour une direction d'analyse l'équivalent d'une projection alors que nous avons vu que la mesure du temps de vol donne accès à une localisation des lieux d'annihilation et la notion de projection disparaît au profit de la notion d'histoprojection.

Une histoprojection n'est autre que l'ensemble des histogrammes des temps de vol pour les diverses lignes de coïncidences d'une direction donnée (figure 2).

**RECONSTRUCTION D'IMAGES EN TOMOGRAPHIE PAR ÉMETTEURS DE POSITIONS UTILISANT LA
TECHNIQUE DU TEMPS DE VOL
IMAGE RECONSTRUCTION IN PET USING TIME OF FLIGHT INFORMATION
R.E. CAMPAGNOLO, J.L. LECONTE, A. BOUVIER**

Algorithme de reconstruction d'image

Si nous reprenons une idée issue de la tomographie classique qui consiste à analyser l'objet suivant tous les angles de vue possible puis à sommer toutes les histoprojections mesurées nous obtenons alors ce que nous nommons pré-image.

Il s'avère que cette pré-image $e(x,y)$ n'est autre que la convolution de l'image initiale du tracerur $i(x,y)$ par un filtre linéaire dont il est aisé de montrer que la réponse impulsionnelle est de révolution et prend la forme :

$$f(r) = \frac{1}{r} \cdot \frac{e^{-\frac{r^2}{2\sigma^2}}}{\sqrt{2\pi} \sigma}$$

qui est à comparer avec la réponse impulsionnelle de l'opération projection puis épandage de la tomographie classique qui conduit au célèbre $1/r$.

Pour restituer l'image initiale il suffit donc de résoudre un problème de filtrage inverse. Mais on peut montrer qu'il existe une meilleure méthode de reconstruction qui consiste à réaliser un filtrage linéaire sur les histo-projections avant leur sommation.

Il s'agit pour chaque histo-projection $h(u,v)$ (Ov étant la direction du temps de vol) d'effectuer la convolution unidimensionnelle :

$$h(u,v) \cdot \frac{1}{\sqrt{2\pi} \sigma'} e^{-\frac{v^2}{2\sigma'^2}}$$

Le filtre associé à l'image épandue prend alors la forme

$$f_R(r) = \frac{1}{r \sqrt{2\pi} \sigma_R} e^{-\frac{r^2}{2\sigma_R^2}}$$

avec

$$\sigma_R = \sqrt{\sigma^2 + \sigma'^2}$$

Nous avons montré que le rapport signal/bruit est maximal lorsque $\sigma' = \sigma$ (filtrage adapté).

Le filtre de déconvolution d_R s'écrit alors dans le domaine des fréquences spatiales :

$$d_R(\rho) = \frac{e^{-\pi^2 \rho^2 \sigma_R^2}}{I_0(\pi^2 \rho^2 \sigma^2)}$$

Nous avons présenté un tel filtre fig. 3 avec par comparaison le filtre rampe de la tomographie classique.

Une comparaison des rapports S/B avec et sans l'information temps de vol montre, que même avec des précisions (σ) de l'ordre de 500ps, l'introduction de la mesure du temps de vol accroît notablement la qualité des images tomographiques en terme de réduction des fluctuations.

RECONSTRUCTION D'IMAGE DANS LE CADRE DU PROTOTYPE

TTVOI

Le LETI a conçu et réalisé un prototype de tomographe à position utilisant la technique du temps de vol qui est actuellement en exploitation clinique au S.H.F.J. d'ORSAY. Cette caméra est constituée de quatre couronnes de 96 détecteurs chacune sur un diamètre de 920 mm. Chaque sonde est constituée d'un cristal de 24 mm de diamètre pour 40 mm de long couplé à un photomultiplicateur de 1 pouce 1/8.

L'échantillonnage linéaire est réalisé par un mouvement de translation circulaire de l'ensemble des couronnes.

On peut donc reconstruire 7 plans de coupes en deux modes de résolution

- mode normal : 12 mm à mi-hauteur
- mode haute résolution : 7 mm à mi-hauteur

La calibration des sondes et la mesure des transmissions sont obtenues automatiquement grâce à une source annulaire.

L'architecture du système d'acquisition et de reconstruction est la suivante :

- l'électronique rapide élabore les signaux de coïncidence et produit des événements 23 bits.

L'ensemble de l'instrument est organisé autour d'un ordinateur SEMS/SOLAR 16.65, la gestion mécanique étant confiée à un micro-processeur INTEL 8086 sous contrôle du ordinateur à LAR.

Ce ordinateur est équipé d'un disque d'acquisition de 300 Méga bits, d'un disque système, de deux consoles et d'une unité de visualisation. Toutes les opérations spécialisées sont confiées à des opérateurs rapides que nous allons présenter :

- opérateur d'acquisition : à partir des indications issues de l'électronique rapide qui donne les numéros des détecteurs en coïncidence et à partir des informations de position provenant du micro-processeur de gestion mécanique cet opérateur inscrit sur disque (300 Méga bits) les événements nucléaires correctement identifiés ainsi que les codes "étiquettes" nécessaires à l'exploitation à partir des données en mode liste. Ceci avec une cadence maximale de 450 000 événements par seconde.
- opérateur d'historgramme : par lecture du disque d'acquisition, cet opérateur produit en mémoire divers modes d'historgrammes pour le calcul des corrections lors de l'échantillonnage ou lors de la reconstruction. Cette unité permet aussi la correction des données brutes ainsi que le lissage des informations temps de vol. Le temps nécessaire à la réalisation d'un histogramme correspondant à un million d'événements est d'environ 13 s alors que le lissage des 96 histo-projections "12x12" prend 11 s.

RECONSTRUCTION D'IMAGES EN TOMOGRAPHIE PAR ÉMETTEURS DE POSITONS UTILISANT LA
TECHNIQUE DU TEMPS DE VOL
IMAGE RECONSTRUCTION IN PET USING TIME OF FLIGHT INFORMATION
R.E. CAMPAGNOLO, J.L. LECONTE, A. BOUVIER

- opérateur d'épandage et de déconvolution une première partie de l'opérateur élabore la pré-image à partir des histo-projections corrigées et lissées, la seconde partie réalise le filtrage par transformée de Fourier bidimensionnelle rapide. L'épandage de 96 histo-projections lissées s'effectue en 4 secondes pour une image 128 x 128 points, alors que le filtrage complet dure 5 s.

CONCLUSION

L'amélioration des images obtenues en tomographie à positon grâce à la mesure du temps de vol est un fait bien établi, cependant les caméras de première génération souffrent de leur résolution spatiale modeste (liée à la taille des détecteurs) en regard de la demande en recherche clinique.

Une seconde génération de tomographie est actuellement à l'étude au laboratoire et devrait conduire à des résolutions spatiales de 5 à 8 mm, ce qui accroît encore le volume d'information à traiter. De nombreux progrès restent à faire pour améliorer la structure des opérateurs pour accroître la vitesse de reconstruction, ou pour mettre en place une reconstruction temps réel. D'autre part le problème de la reconstruction peut être vu comme une résolution du système linéaire et des recherches sont en cours dans cette voie.

BIBLIOGRAPHIE

- [1] G.L. Brownell, C.A. Burnham and al.
New development in scintigraphy and the application of cyclotron produced positron emitters
Medical Radioisotope scintigraphy - Vol 1 - Proceedings of a Symposium - Salzburg August 6-15, 1968
- [2] W.L. Dunn
Time-of-flight localization of positron emitting isotopes
Thesis in Physics - Vanderbilt University - Nashville - Tennessee, 1975
- [3] R. Allemand, C. Gresset, J. Vacher
Potential advantages of a Cesium fluoride scintillator for a time-of-flight positron camera. J. Nucl. Med. 21 (2) 153,155 - 1980
- [4] R. Campagnolo, Ph. Garderet, J. Vacher
Tomographie par émetteurs de positrons avec mesure de temps de vol. Colloque international sur le traitement du signal
Nice - Mai 1979
- [5] R. Allemand, R. Campagnolo, Ph. Garderet, R. Gariod, C. Gresset, C. Janin, M. Laval, R. Odru, E. Tournier, J. Vacher
A new time-of-flight method for positron computed tomography - U.S.A. - France Seminar on biomedical image processing - St Pierre de Chartreuse (France) - May, 26 1980
- [6] M. Laval, R. Gariod, R. Allemand, E. Cormorèche, M. Moszynski
The "LETI" positron tomograph architecture and time-of-flight improvements Workshop on time-of-flight tomography - May 17-19, 1982
Washington University - St Louis - Mo
- [7] M.M. Ter Pogossian, N.A. Mullani, D.C. Ficke, S. Murkham, D.L. Snyder
Photon time-of-flight assisted positron emission tomography
J. Comput. Assist. Tomogr. 5 (2) 227-230, 1981
- [8] M.M. Ter Pogossian, D.C. Ficke, M. Yamamoto, J.T. Hood
Design characteristics and preliminary testing of super PETT 1
Workshop on time-of-flight tomography, May 17-19, 1982
Washington University - St Louis Mo -

RECONSTRUCTION D'IMAGES EN TOMOGRAPHIE PAR EMETTEURS DE POSITONS UTILISANT LA
 TECHNIQUE DU TEMPS DE VOL
 IMAGE RECONSTRUCTION IN PET USING TIME OF FLIGHT INFORMATION
 R.E. CAMPAGNOLO, J.L. LECONTE, A. BOUVIER

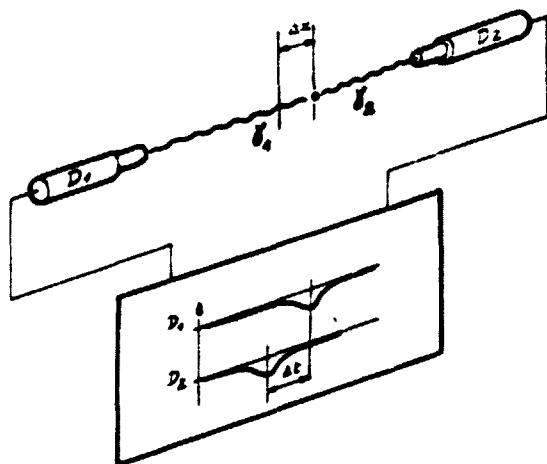
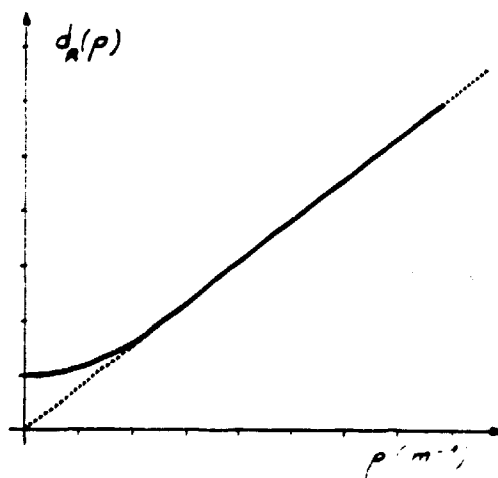


Figure 1 : Principe de la mesure du temps de vol



..... Filtre rampe
 — Filtre temps de vol

Figure 3 : Filtres de déconvolution

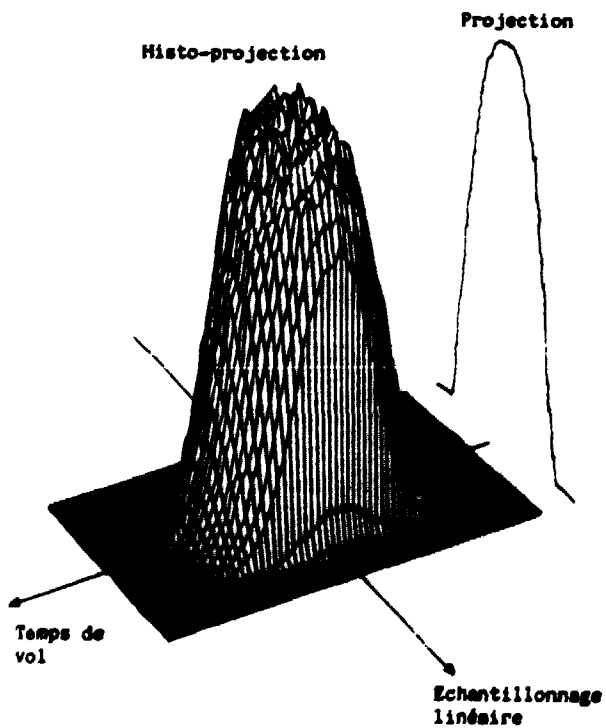


Figure 2 : Notion d'histo-projection