



## **Filtre correcteur de l'atténuation engendrée lors d'acquisitions en tomographie par émission de positons.**

Vincent FONTAINE\*, Joël HANCQ\*,  
Luc BIDAUT\*\*, Etienne STANUS\*\*

(\*) Faculté Polytechnique de Mons, 31 Boulevard Dolez, B 7000 Mons, Belgique.

(\*\*) Hôpital Erasme, 808 Route de Lennik, B 1070 Bruxelles, Belgique.

RÉSUMÉ

ABSTRACT

La tomographie par émission de positons est une méthode d'imagerie produisant des cartes de densité d'annihilation de radioéléments dans une coupe du patient examiné. Traditionnellement, la correction de l'atténuation engendrée par les objets situés entre les radioéléments et les détecteurs est basée sur une mesure effective de la transmission du milieu atténuant. Nous proposons une méthodologie de correction basée sur la détermination d'un filtre lié à la géométrie et aux propriétés absorbantes des objets traversés. Le filtre a été appliqué à des acquisitions du cerveau démontrant l'importance et l'efficacité des corrections.

Emission tomography is a method producing annihilation density maps of patients. Usually, the attenuation produced by objects between radioelements and detectors is corrected by a transmission measure of the absorbing environment. We proposed an original method based on a filter determination taking into account the geometry and the absorbing features of the objects.

We have tested the filter on brain acquisition. This tests demonstrate the importance and the effectiveness of the applied corrections.

### **1. INTRODUCTION.**

La tomographie par émission de positons est une méthode d'imagerie médicale produisant des coupes du corps examiné. Des radioéléments émetteurs de positons sont injectés chez les patients. Les positons s'annihilent avec des électrons pour créer deux photons d'énergie connue se propageant dans des directions opposées. Ces photons sont détectés par la caméra et permettent de reconstruire les images (cartes de densité d'annihilation), en particulier par utilisation de méthodes de rétroprojection filtrée [Budinger et al.].

Avant d'atteindre les détecteurs, les rayons  $\gamma$  traversent de la matière (corps du patient, lit, support de tête). La correction de l'atténuation de ce rayonnement par les objets traversés constitue un problème crucial en tomographie par émission.

### **2. CORRECTION CONVENTIONNELLE DE L'ATTENUATION.**

La méthode conventionnelle de correction est basée sur une mesure de transmission de la zone atténuante qui sera observée en émission. Une source de rayonnement calibrée est disposée autour du patient et hors du champ de vision de la caméra. La mesure du rayonnement transmis permet alors de déduire les facteurs de correction pour chaque rayon.

Le principal inconvénient de cette méthode est la lenteur des opérations : en premier lieu, il faut effectuer la mesure de transmission; ensuite, les radioéléments sont injectés chez le patient, et lorsqu'un état d'équilibre est atteint dans la zone d'intérêt, l'acquisition des données d'émission peut débuter. Chacune de ces opérations nécessite une vingtaine de minutes. Le temps total consacré à chaque patient se situe donc aux alentours de une heure.



### 3. FILTRE CORRECTEUR.

Nous proposons une méthodologie originale de correction d'atténuation a posteriori basée sur la détermination d'un filtre correcteur tenant compte des propriétés absorbantes des objets traversés et lié à la géométrie de ceux-ci.

Cette méthode implique une description géométrique précise du milieu absorbant. Nous représentons les objets par un modèle constructif en trois dimensions à partir de volumes primitifs combinés par les opérations volumiques classiques (intersection, union, différence) [Mäntylä 88]. La représentation la plus commode des modèles constructifs est fournie par un arbre dans lequel tout noeud est associé à un solide et comporte un opérateur décrivant l'opération volumique qui l'engendre à partir des deux noeuds fils. Dans cet arbre, les feuilles sont associées aux solides primitifs et la racine représente l'objet final. Un exemple simple d'arbre de construction est donné à la figure 1.

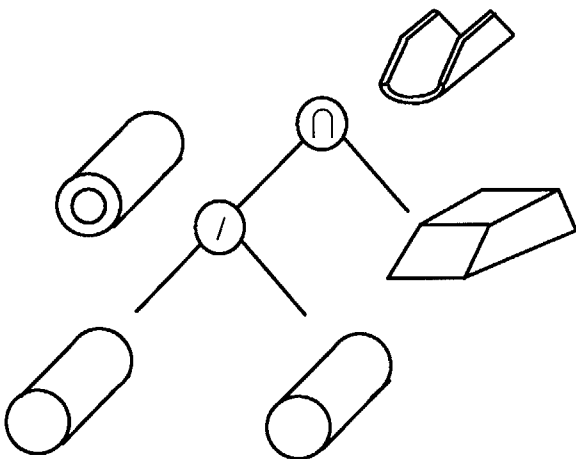


Figure 1 : Arbre de construction d'une tétière simplifiée.

Les équations du modèle ainsi obtenu sont alors générées dans un repère orthonormé associé à celui-ci. Ce repère est quelconque a priori mais nous choisirons celui qui engendre les équations les plus simples. Ces équations seront utilisées lors de chaque acquisition pour laquelle les objets sont présents dans le champ de la caméra.

L'étape de description résolue, nous calculons les paramètres du filtre correcteur qui s'identifient aux longueurs d'interception du modèle par chaque rayon de détection, multipliées par les différents coefficients d'absorption composant le modèle.

Comme il s'avère nécessaire de calculer l'atténuation subie par chaque rayon détecté par la caméra, nous devons exprimer ces équations par

rapport à différents repères orthonormés. Ces multiples changements de coordonnées sont réalisés grâce à la théorie matricielle des transformations de coordonnées [Newman & Sproull 81]. Cette méthode calcule pour tout changement de repère une matrice de dimension quatre obtenue par multiplications des matrices représentant les transformations élémentaires (translation et rotation autour des axes coordonnés):

$$[T] = [\text{Transl}] \cdot [R_z] \cdot [R_y]$$

[Transl] est la matrice élémentaire de translation :

$$[\text{Transl}] = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ T_x & T_y & T_z & 1 \end{bmatrix}$$

[R<sub>z</sub>] est la matrice élémentaire de rotation autour de l'axe z :

$$[R_z] = \begin{bmatrix} \cos \theta & -\sin \theta & 0 & 0 \\ \sin \theta & \cos \theta & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

[R<sub>y</sub>] est la matrice élémentaire de rotation autour de l'axe y et est de la même forme.

A chaque rayon de détection de la caméra nous associons un repère orthonormé dont l'axe x est confondu avec ce rayon.

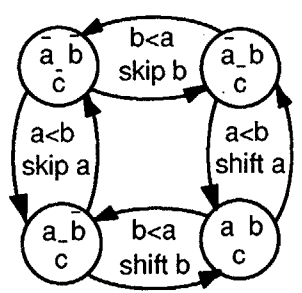
La détermination des points d'intersection entre le rayon et le modèle se déroule en parcourant l'arbre de construction des feuilles vers la racine et en appliquant un traitement adéquat selon le type de noeud rencontré.

Si le noeud considéré est une feuille, nous devons rechercher les points d'intersection entre un volume primitif et le rayon. Nous exprimons dans ce cas l'équation de la primitive dans le repère associé au rayon. Les points d'intersection sont alors déterminés en résolvant l'équation en la variable x obtenue en posant y = z = 0 dans l'équation de la primitive. Afin de limiter la puissance de calcul, nous avons choisi les volumes primitifs de sorte que l'équation à résoudre ait un degré inférieur ou égal à deux. L'algorithme produira une liste des points d'intersection (deux au plus) associée au noeud traité.

Si le noeud considéré est associé à une opération volumique, aucun nouveau point d'intersection ne

sera généré mais les segments qui correspondent à de la matière traversée dans le volume seront modifiés. Il s'agit donc de fusionner les listes des points d'intersection associées à chacun des deux volumes impliqués dans l'opération traitée. L'algorithme de fusion, dépendant de l'opération, produira donc une nouvelle liste associée à un volume plus complexe.

Considérons le cas de l'intersection des volumes dont les listes associées sont notées A et B. Le résultat de leur intersection sera notée dans une liste C. Associons à ces listes un état qui sera dit actif lorsque le segment correspond à de la matière et inactif dans le cas contraire. Cette notion d'état permet de conclure que l'intersection existera chaque fois que les deux listes sont simultanément actives. Le processus de fusions des deux listes peut être représenté par le diagramme à quatre  tats représenté à la figure 2 [Daoust 90]. Dans cette figure l'opération skip(A) fait avancer d'un élément dans la liste A et shift(A) recopie un élément de A dans C.



$x$  : liste X active;  
 $\bar{x}$  : liste X inactive.

Figure 2 : Automate partiel d'intersection.

La même discussion pourrait être reprise pour les opérations d'union et de différence. Cependant, les lois de De Morgan nous indiquent :

$$A \cup B = C(C(A) \cap C(B))$$

$C(A)$  représentant le complément de A.

L'étude complète permet alors d'aboutir à un diagramme à huit  tats, en ayant soin d'ôter les transitions stériles [Daoust 90]. Un seul diagramme suffit à implanter les opérateurs de base, lesquels sont simplement obtenus en sélectionnant le bon noeud d'entrée. Ce diagramme est présenté à la figure 3.

Lorsque les points d'intersection sont déterminés le long d'un rayon, l'atténuation globale subie par le rayon est déterminée et mémorisée dans le filtre de correction. Le filtre est compl tement défini lorsque

cette opération a été effectuée pour chaque rayon de détection. Ce filtre correcteur est directement appliqué sur les données fournies à la sortie de la caméra après acquisition et avant reconstruction.

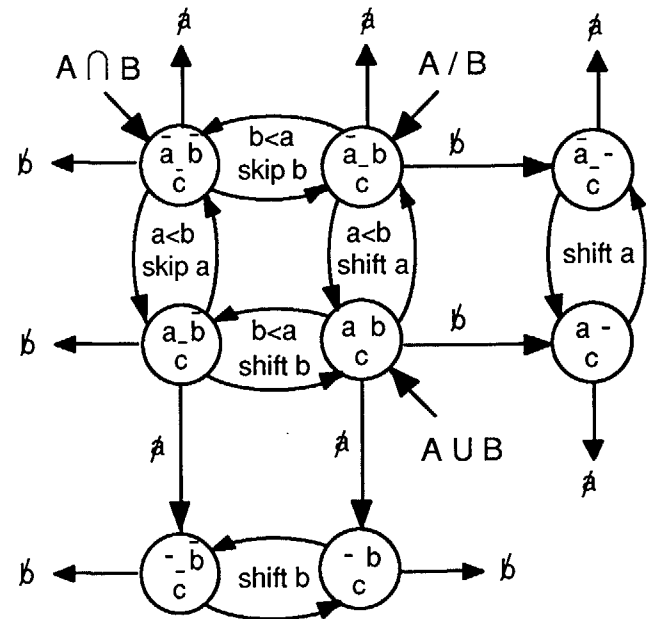


Figure 3 : Automate général de fusion eulérienne.

#### 4. RESULTATS

Parmi les objets à corriger, il convient de distinguer les objets extérieurs au patient du patient lui-même. En effet, si des objets "industriels" tels qu'un lit ou un support de tête sont faciles à modéliser, le corps humain est par contre beaucoup plus complexe à décrire géométriquement. Le filtre correcteur décrit dans ce papier trouve toute son application dans la correction d'acquisitions du cerveau : un algorithme de détection de contour du crâne corrige l'atténuation de celui-ci en considérant qu'il possède un coefficient d'atténuation constant. Des comparaisons ont été effectuées entre la correction traditionnelle et le filtrage automatique de l'image. Ces tests ont démontré d'une part l'importance qu'il faut attacher à la correction de l'atténuation des objets externes au patient par notre méthode, ce qui n'est pas réalisé par les méthodes automatiques actuelles, et d'autre part, l'efficacité du filtre correcteur et son utilité en routine clinique.

En combinant des séquences d'acquisitions à d'autres modèles, il pourrait même être possible de corriger efficacement l'atténuation d'ensembles de structures plus complexes telles que l'abdomen ou la poitrine.



### Références :

[Daoust 90] Daoust Y., *Concepts unificateurs pour l'élaboration et la validation d'algorithmes géométriques*, Faculté Polytechnique de Mons, 1990.

[Budinger et al.] T.F. Budinger, G.T. Gullberg, R.H. Huesman, *Topics in Applied Physics, volume 32 : Image reconstruction from projections*.

[Newman & Sproull 81] Newman, Sproull, *Principles of Interactive Computer Graphics*, Mac Graw-Hill (International Student Edition), 1981.

[Mäntylä 88] Mäntylä M., *An introduction to Solid Modeling*, Computer Science Press (Helsinki), 1988.

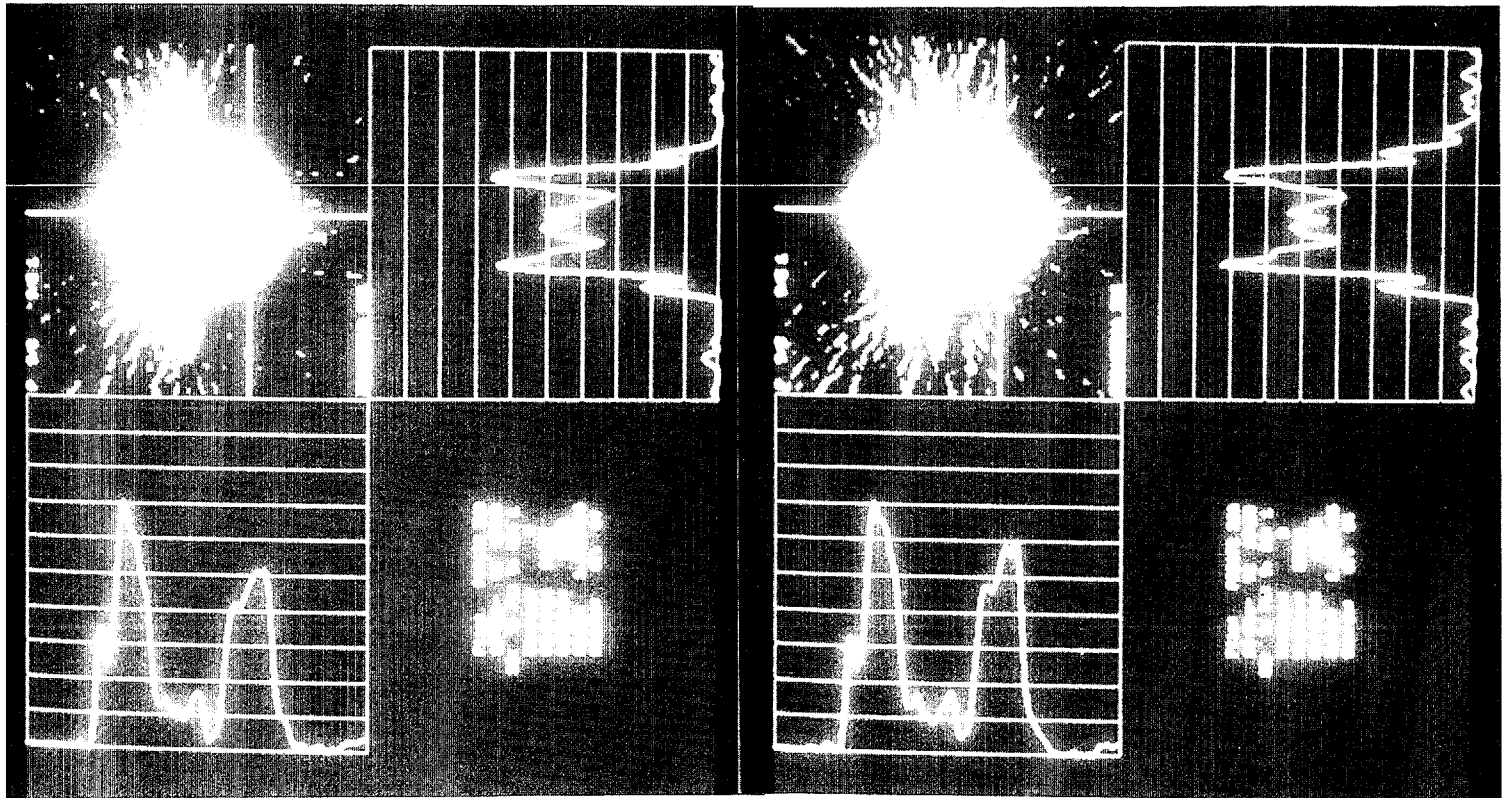


Figure 4 : Acquisition du cerveau reconstruite sans aucune correction d'atténuation. Les graphiques donnent l'activité détectée le long des deux axes en surbrillance.

Figure 5 : Acquisition du cerveau corrigée pour les objets externes au patient. L'importance de la correction peut se mesurer sur les courbes d'activité tracées le long des axes de la figure 4.