

E. Brard, D. Brasse

Université de Strasbourg, IPHC, 23 rue du Loess 67037 Strasbourg, France, CNRS, UMR7178, 67037 Strasbourg, France

Introduction

La tomographie par émission de positrons (TEP) est une technique d'imagerie nucléaire utilisant des noyaux radioactifs. Ceux-ci décroissent en émettant un positron qui en interagissant avec les noyaux voisins produit deux photons gammas émis à 180°. Un scanner conventionnel est constitué de modules de détection entourant le patient et orientés vers le centre du système (radialement). Ce type de tomographe fournit des informations spatiales discrétisées de l'interaction entre le gamma et le module de détection, généralement la position du cristal d'interaction. Malgré l'extension radiale du cristal, il n'y a pas d'information de la profondeur de l'interaction dans le cristal. Cette incertitude sur la profondeur d'interaction entraîne une dégradation de la résolution spatiale dans les images TEP. Plusieurs approches ont été étudiées afin d'ajouter la coordonnée radiale. Des détecteurs mesurant la profondeur d'interaction ont été proposés. Une alternative prometteuse est l'utilisation de la géométrie axiale : les modules de détection sont alors orientés de façon axiale, parallèlement au patient. Cette géométrie permet une mesure de la profondeur d'interaction (plan transverse) ainsi que de la position axiale (plan axiale) grâce au couplage de deux photo-détecteurs à chaque extrémité. Les récents développements en imagerie TEP du petit animal ont permis une mesure de l'information 3D de l'interaction à l'intérieur du module permettant de discerner ou reconstruire les événements à diffusion Compton en ne conservant que la première interaction, celle appartenant réellement à la ligne de réponse. Ceci améliore considérablement l'efficacité de détection et la résolution spatiale et donc la qualité de l'image. Plusieurs paramètres tels que le partage de lumière, l'électronique de lecture de la charge doivent être étudiés afin d'éviter une dégradation d'image. En dehors de l'instrumentation, la qualité de l'image dépend aussi de l'algorithme de reconstruction. Afin de montrer les performances d'une telle approche une simulation dédiée ainsi qu'un algorithme adaptée à la géométrie ont été mise en place pour un système petit animal.

Matériel et Méthode

Le prototype du tomographe simulé est composé de 4 modules offrant un champ de vue transverse de 40 mm de diamètre et un champ de vue axiale de 25mm avec des cristaux de 1,5mm de section. Un algorithme de reconstruction adapté à la géométrie a été implémenté permettant de préserver la mesure continue de la position axiale. La simulation d'un fantôme composé de 12 points sources a permis d'obtenir la résolution spatiale du tomographe dans tout le champ de vue.

Résultats

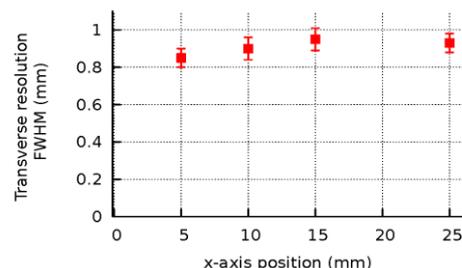
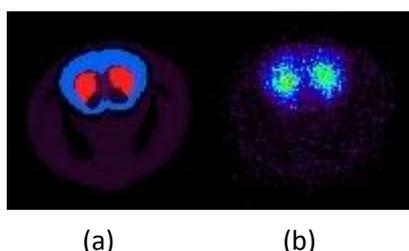


Figure 2 Résolution transverse

Figure 1: (a) représentation du fantôme numérique, (b) : image reconstruite.

La figure 1 montre une coupe transverse d'un fantôme numérique de souris ainsi que l'image reconstruite à partir de 2,5 millions de coïncidences simulées. Les structures internes du cerveau de la souris sont très bien distinguées malgré un contraste de 4 :1 entre les striata et le cortex. La figure 2 indique la variation de la résolution transverse dans le champ de vue. Elle varie de $0,85 \pm 0,05$ mm à $0,98 \pm 0,06$ mm. La résolution axiale varie de $0,72 \pm 0,09$ mm à $1,03 \pm 0,08$ mm.

Conclusion

Un TEP petit animal utilisant des cristaux orientés axialement a été simulée. Nous avons montré qu'en utilisant un algorithme adapté à la géométrie, nous pouvons pleinement tirer profit des avantages de cette géométrie. La résolution spatiale volumétrique est estimée à moins de 1 mm^3 avec une efficacité de détection proche de 15%. Ces performances sont pleinement adaptées à l'imagerie de la souris et potentiellement transférable à l'homme.