

Méthode de reconstruction en ligne pour un système SPECT adaptatif

Mélanie BERNARD¹, Guillaume MONTÉMONT¹, Sylvain STANCHINA¹, Stéphane MANCINI², Loïck VERGER¹

¹CEA-LETI

Minattec campus, FR-38054 Grenoble, France

²Laboratoire TIMA

UGA FR-38031 Grenoble, France

melanie.bernard@cea.fr, guillaume.montemont@cea.fr
stephane.mancini.fr

Résumé – Afin d’aller au delà du compromis résolution - sensibilité des systèmes SPECT imposé par le collimateur, l’adaptation dynamique de la géométrie du système permet d’optimiser le champ de vue à un objet donné. Cette adaptation dynamique requiert une reconstruction en ligne de l’objet à imager. Pour mener à bien la reconstruction, cette étude propose une méthode basée sur une projection analytique, notamment du collimateur et sur des mises à jour partielles de l’estimation.

Abstract – Dynamic adaptation of the SPECT system geometry is a way to overcome the SPECT specific trade-off between resolution and sensitivity imposed by the collimator. This dynamic adaptation depends on an online calculation of the estimation of the object to be imaged. This paper proposes an online algorithm based on an analytic reconstruction, especially through the collimator, and on partial updates of the estimation.

1 Introduction

L’émergence des détecteurs à base de CZT a permis d’améliorer les performances des systèmes d’imagerie SPECT, grâce à leurs performances intrinsèques accrues par rapport aux scintillateurs NaI(Tl). Cependant, le collimateur reste un facteur hautement limitant. Il impose un compromis entre la sensibilité S et la résolution spatiale R_{sp} qui dépend du champ de vue F du détecteur, ainsi que de l’angle solide Ω_{det} du détecteur :

$$\frac{S.F}{R_{sp}^2} \leq \frac{\Omega_{det}}{4\pi}. \quad (1)$$

En plus de leurs performances intrinsèques, les détecteurs CZT permettent une plus grande flexibilité des systèmes d’imagerie, grâce à leur compacité. De nouveaux dispositifs permettent d’orienter les têtes de détection de manière à préciser le champ de vue, et ainsi optimiser le compromis résolution - sensibilité.

Une connaissance de l’objet est nécessaire à l’adaptation du champ de vue. Celle-ci peut provenir d’un *a priori*, ou encore d’une tomodensitométrie. La solution que nous étudions ici consiste à adapter le champ de vue selon une estimation de l’objet, calculée à partir de mesures précédemment acquises. Une méthode de reconstruction en ligne est alors nécessaire. Afin d’adapter dynamiquement le système, cette étude propose un algorithme de reconstruction permettant d’affiner l’estimation de l’objet au cours du temps, tout en disposant d’estimations intermédiaires accessibles en une dizaine de secondes.

2 Cadre d’étude

2.1 Module de détection

Nous avons basé notre étude sur un détecteur CZT pixellisé de $40 \times 40 \times 5$ mm, composé de 256 anodes. Un module de lecture et de pré-traitement permet la localisation des interactions dans la direction de la profondeur, et dans le plan du détecteur avec une résolution inférieure à la taille des anodes [1]. La profondeur d’interaction peut alors être utilisée pour affiner la résolution du collimateur [2].

2.2 Collimateur

Un collimateur à trous parallèles a été dimensionné afin de maximiser la sensibilité pour une résolution de 6 mm à une distance de 200 mm de l’objet, nécessaire pour l’imagerie cardiaque. Le pas du collimateur est fixé à 2.5 mm afin de correspondre au découpage des anodes du détecteur. Sa hauteur est de 20 mm, et chaque trou mesure 1 mm dans les deux directions. La distance entre le collimateur et le détecteur est fixée à la limite du multiplexage, soit 15 mm dans notre cas. Ce collimateur a une sensibilité de 1.5×10^{-4} .

2.3 Géométrie

Nous fixons cette étude sur un système de 10 têtes de détection positionnées selon un arc de cercle de 120 degrés autour du patient, à une distance de 22 cm du centre de l’objet,

dans l'esprit du système DSPECT proposé par Spectrum Dynamics [3]. Chaque tête de détection peut tourner sur elle-même suivant l'axe y et selon un angle de ± 22 degrés. Le système est illustré en figure 1. Les têtes de détection sont composées de 4 détecteurs alignés dans la direction y , formant une surface de détection de 40×160 mm. Le volume à estimer est un cube de 140 mm de côté.

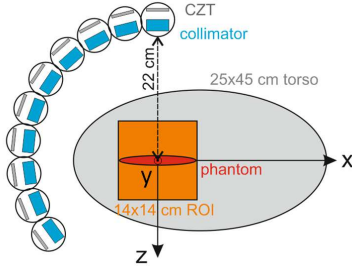


FIGURE 1: Géométrie du système étudié.

3 Méthode de reconstruction

La reconstruction de l'objet à partir des mesures acquises correspond à un problème inverse que l'on formalise de manière algébrique avec l'équation $M = \mathbf{R}O$, où M est l'histogramme des mesures, O la représentation matricielle de l'objet à estimer, et la matrice du modèle \mathbf{R} lie l'activité dans l'objet aux mesures obtenues. Chaque élément $\mathbf{R}_{m,a}$ correspond à la probabilité d'obtenir une mesure m à partir d'une émission de photon dans le voxel a de l'objet.

3.1 Accélération de l'algorithme MLEM

La méthode itérative MLEM est largement employée en tomographie d'émission. L'estimation $O^{(n+1)}$ de l'objet est affinée au fil des itérations à partir des mesures M et de l'espérance des mesures déduite de l'estimation précédente. Cet algorithme n'est pas utilisable dans sa forme algébrique en raison de la taille trop conséquente de l'ensemble des mesures \mathcal{M} , rendant le modèle \mathbf{R} impossible à précalculer et à stocker.

3.1.1 Parcours en mode liste

Le problème de la taille de l'espace de mesure est généralement contourné en traitant l'ensemble des mesures en une liste plutôt qu'en un histogramme [4]. Dans notre cas, l'histogramme des mesures étant peu peuplé, il y a moins d'interactions k dans le détecteur que d'éléments m dans l'histogramme :

$$O_a^{(n+1)} = \frac{O_a^{(n)}}{N_a} \times \sum_k \frac{\mathbf{R}_{m_k,a}}{\sum_{b \in \mathcal{O}} \mathbf{R}_{m_k,b} O_b^{(n)}}, \quad (2)$$

où N_a est un terme de normalisation égal à $\sum_{m \in \mathcal{M}} \mathbf{R}_{m,a}$, et m_k désigne l'élément du détecteur correspondant à l'événement

k . L'histogramme M n'apparaît pas dans l'équation puisque $\sum_k \delta_m(m_k) = M_m$.

3.1.2 Modélisation analytique

Afin de s'affranchir de la représentation matricielle du modèle, une méthode couramment employée complémentaire du mode liste consiste à calculer chaque terme $\mathbf{R}_{m,a}$ à la volée. Afin de simplifier le problème, on propose de séparer le modèle en trois sous-modèles : le détecteur (\mathbf{D}), le collimateur (\mathbf{C}), et la géométrie (\mathbf{G}). Le modèle se factorise de telle manière que $\mathbf{R} = \mathbf{DCG}$, et les calculs des coefficients du modèle se font étape par étape.

Tout d'abord, le modèle du détecteur tient compte de l'hétérogénéité en sensibilité des points de détection. Une carte d'homogénéité est obtenue en amont par calibration pour chaque pixel. L'intensité du signal reçu par les anodes peut alors être pondérée en conséquence. Ensuite, l'intensité du signal étant proportionnelle à l'énergie de l'interaction, il est possible de ne sélectionner que les mesures provenant directement d'une source, sans avoir subi de diffusion.

Le modèle du collimateur permet de déterminer pour chaque mesure l'ensemble des voxels de l'objet dont l'activité peut être à l'origine de la mesure. Cet ensemble est constitué d'un ou de plusieurs cônes de réponse, selon le nombre de trous depuis lesquels le point de mesure est visible. Dans la littérature, on trouve notamment les projecteurs de Siddon et de Joseph [5, 6]. Ils consistent tout deux à tracer la ligne de réponse reliant l'impact et le centre du trou, et d'étendre la zone de réponse autour de cette ligne selon la résolution spatiale à une distance donnée.

Enfin, le modèle géométrique évalue la probabilité de détection d'un événement par une tête, et permet la transformation géométrique de l'événement selon la position de la tête au moment de la détection. Par la suite, \mathcal{L} désignera l'espace des événements dans l'espace objet orienté dans le repère lié au détecteur, entre \mathbf{C} et \mathbf{G} , à distinguer de \mathcal{O} , l'espace objet dans l'espace absolu, une fois la transformation géométrique \mathbf{G} effectuée.

3.2 Contributions

Les méthodes d'accélération précédemment décrites ne permettent pas une estimation suffisamment rapide de l'objet pour une adaptation en ligne. Afin d'y parvenir, nous proposons ici d'optimiser le projecteur et la méthode de mise à jour.

3.2.1 Projecteur

On propose d'utiliser un projecteur par tirages aléatoires dans les zones de réponse déterminées de manière exacte. Le processus utilisé est illustré en figure 2, et comparé avec une méthode de parcours dite systématique, où chaque voxel contenu dans la zone de réponse est incrémenté.

Après avoir sélectionné les trous impliqués dans la rétro-projection, les droites délimitant les zones de réponse corres-

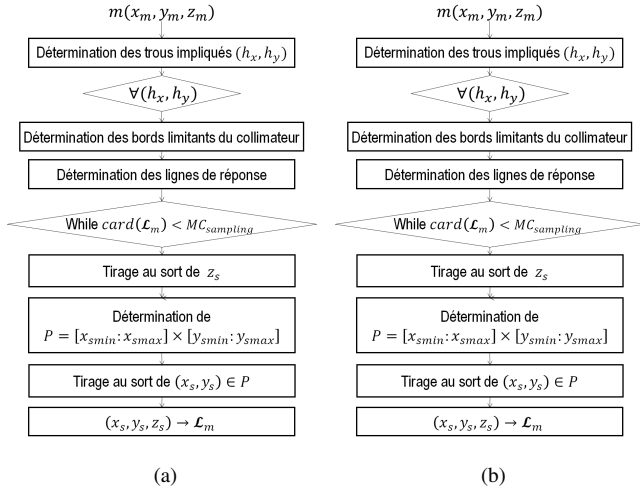


FIGURE 2: Méthode de rétro-projection d'une mesure par tirage aléatoire (a) et par parcours systématique (b).

pendant à une mesure sont déterminées, en tenant compte de la position de la mesure par rapport au trou comme illustré en figure 3. Trois systèmes d'équation sont en effet envisageables suivant que la mesure soit à gauche, en dessous ou à droite du trou. La résolution spatiale est ainsi déterminée de manière exacte pour toute distance entre le collimateur et l'objet. L'échantillonnage dans l'objet se fait ensuite en tirant au sort un certain nombre de points (sous-événements) exprimés en coordonnées flottantes dans les zones identifiées.

La rotation modélisant la géométrie des têtes de détection est plus aisée, car appliquée à un ensemble de point et non à un histogramme. Le tirage au sort de points flottants a également l'avantage d'éviter les lourdeurs liées à la pondération des voxels partiellement inclus dans les zones de réponse. Enfin, il est possible d'ajuster la distribution des tirages en fonction du besoin en densité, et surtout afin de respecter la distribution en sensibilité du collimateur. En effet, la distribution de sensibilité est uniforme suivant la profondeur. Or, à cause de la forme conique de la zone de réponse, une distribution homogène dans l'espace de réponse sur-représenterait les couches de l'objet éloignées du collimateur. Ainsi, l'étape de normalisation peut être allégée en effectuant les tirages de manière uniforme selon le sens de la profondeur.

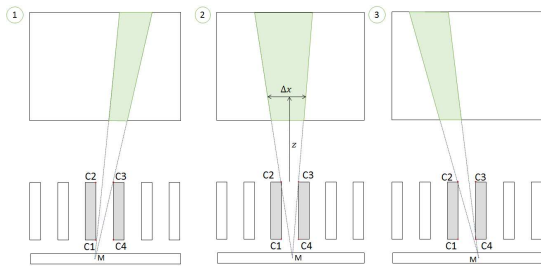


FIGURE 3: Trois configurations possibles de rétro-projection.

3.2.2 Mise à jour partielle

Afin d'obtenir des reconstructions intermédiaires en cours d'acquisition, nous avons adapté la méthode RBI-EM [7], une des variantes de l'OSEM, à notre application. Elle consiste à grouper les mesures selon leur localité, à reconstruire l'image à partir de chacun des groupes, puis à rassembler les résultats en un seul. Le nombre d'itérations nécessaires sur l'ensemble des mesures est ainsi réduit. Nous groupons ici les événements **par date**. Ainsi, chaque groupe temporel permet une mise à jour partielle. Les mesures précédemment traitées ne sont ensuite plus nécessaires, et peuvent être oubliées. La mise à jour de l'estimation se fait suivant l'équation (3) :

$$O_a^{(n+1)} = O_a^{(n)} + \frac{1}{N_a} \times \left(\sum_k \frac{\mathbf{R}_{m_k, a} O_a^{(n)}}{\sum_{b \in \mathcal{O}} \mathbf{R}_{m_k, b} O_b^{(n)}} - 1 \right). \quad (3)$$

Les mises à jour intermédiaires s'affinent au fur et à mesure de l'arrivée des mesures. Les reconstructions obtenues à partir d'une tomographie simulée du myocarde avec le système et la méthode présentée sont illustrées en coupe en figure 4. Les mises à jour sont faites toutes les 5000 mesures.

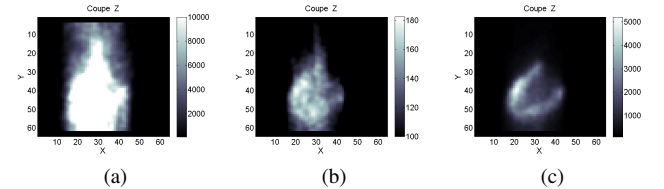


FIGURE 4: Coupes de l'estimation du myocarde au cours de l'arrivée des mesures : après 5k mesures (a), après 15k mesures (b), et après 60k mesures (c).

Le nombre d'événements par groupe est un paramètre crucial. En effet, un nombre trop faible d'événements ne suffit pas à estimer correctement un objet étendu, mais si on attend trop longtemps avant de faire une mise à jour, le nombre d'événements à venir est insuffisant pour affiner le résultat.

Afin d'illustrer l'importance du nombre d'événements par groupe, la figure 5 donne l'évolution de l'erreur quadratique moyenne par rapport au fantôme au cours des mises à jour successives, pour différentes fréquences de mise à jour, en simulation sur le myocarde.

On constate en effet que la taille des groupes influe sur la rapidité de convergence de l'algorithme. Sur cette courbe, chaque point correspond à une mise à jour. On voit alors que plus les mises à jour sont rapides, plus l'erreur est rapidement réduite. Cependant, les premières mises à jour sur des groupes peu peuplés sont très fausses, car les groupes ne sont pas porteurs d'assez d'information pour faire évoluer l'estimation vers la solution. Il est important d'imposer une régularisation sur les contributions afin qu'elles ne fassent pas diverger l'estimation, notamment lorsque les groupes sont de petites tailles. On utilise ici un seuil bas et un seuil haut sur la reconstruction, ainsi qu'un filtrage gaussien avec un écart type égal à la résolution

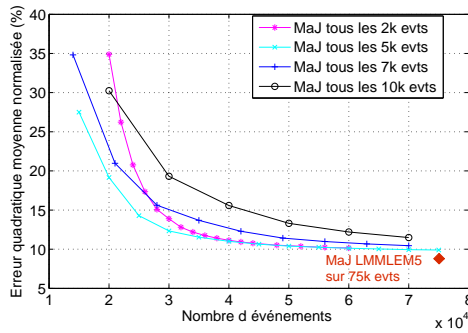


FIGURE 5: Évolution de l'erreur quadratique pour différentes fréquences de mise à jour.

spatiale du collimateur.

Réduire le nombre d'événements par groupe réduit le temps de calcul par mise à jour, dans la limite du temps nécessaire pour les rétro-projections. Pour 5k événements par mise à jour, les temps de calcul pour la rétro-projection de toutes les mesures du groupe et de la mise à jour sont égaux à 0.7 s.

3.3 Performances des algorithmes

La figure 6 donne les compromis entre temps de calcul et qualité de reconstruction, évalué à partir de l'erreur quadratique par rapport au fantôme du myocarde, pour la MLEM en mode liste pour plusieurs nombres d'itérations avec rétro-projection systématique, la MLEM mode liste sur 8 itérations avec rétro-projections par tirage aléatoire pour différents nombres de tirages par mesure (MC), et pour la méthode de reconstruction par mises à jour partielles avec rétro-projection systématique pour différentes tailles de groupe (PU). Ces simulations ont été effectuées sur CPU (i7-3770) sur un seul cœur, à partir de 100k événements.

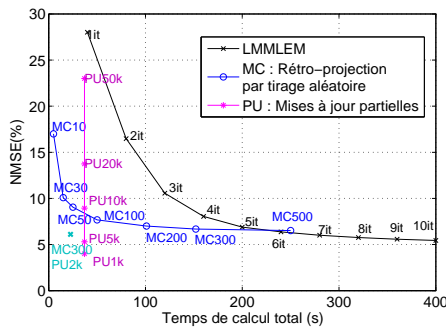


FIGURE 6: Comparaison des méthodes de reconstruction.

Toutes les méthodes présentées ici permettent d'atteindre une erreur quadratique inférieure à 8 % par rapport à l'objet. Un gain important en temps de calcul est permis par la rétro-projection par tirage aléatoire. Ce gain peut être augmenté selon le besoin en rapidité sans trop modifier la qualité de l'image. Le temps

total de calcul est encore réduit en utilisant les mises à jour partielles, grâce au fait qu'il ne soit pas utile d'itérer plusieurs fois sur les mêmes mesures. L'intérêt majeur de cette méthode est de pouvoir accéder aux mises à jour partielles, dont les premières de qualité satisfaisante sont disponibles en 6 secondes dans notre cas d'étude, soit 15 fois plus rapidement qu'avec la méthode MLEM en mode liste.

4 Conclusion

L'adaptation dynamique des systèmes SPECT permet d'améliorer les performances en termes de résolution et de sensibilité. Afin de procéder à une adaptation en ligne à partir d'une estimation de l'objet, il est nécessaire d'utiliser une méthode de reconstruction fiable et rapide. La solution exposée ici propose d'abord une modélisation analytique à la volée du système, afin de s'affranchir de la représentation matricielle du modèle. La rétroprojection par tirages aléatoires permet ensuite une reconstruction précise et rapide, en contournant le problème de volume partiel et de normalisation du modèle du collimateur. Enfin, les mises à jour partielles de l'estimation permettent d'accéder à plusieurs reconstructions intermédiaires, avec une qualité satisfaisante. Il devient ainsi possible d'adapter le champ de vue à l'objet au fur et à mesure de l'arrivée des événements.

Références

- [1] G. Montemont, S. Lux, O. Monnet, S. Stanchina, and L. Verger. *Studying Spatial Resolution of CZT Detectors Using Sub-Pixel Positioning for SPECT*. IEEE Transactions on Nuclear Science, Oct. 2014.
- [2] C. Robert, G. Montémont, V. Rebuffel, I. Buvat, L. Guérin, and L. Verger. *Simulation-based evaluation and optimization of a new CdZnTe gamma-camera architecture (HiSens)*. Phys. Med. Biol., 2010.
- [3] K. Erlandsson, K. Kacperski, G. Van, and B. F. Hutton. *Performance evaluation of D-SPECT : A novel SPECT system for nuclear cardiology*. Physics in Medicine and Biology, 2009.
- [4] H. H. Barrett, T. White, and L. C. Parra. *List-mode likelihood*. J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis, Nov. 1997.
- [5] R. L. Siddon. *Fast calculation of the exact radiological path for a three-dimensional CT array*. Medical Physics, Mar. 1985.
- [6] P. M. Joseph. *An Improved Algorithm for Reprojecting Rays through Pixel Images*. IEEE Transactions on Medical Imaging, Nov. 1982.
- [7] C. L. Byrne, "Accelerating the EMLL algorithm and related iterative algorithms by rescaled block-iterative methods," IEEE Transactions on Image Processing, vol. 7, no. 1, pp. 100–109, Jan. 1998.