

Méthode de quantification en radiographie X spectrale : application en angiographie

CAROLINE PAULUS¹, MARC ARQUES¹, VERONIQUE REBUFFEL¹, JEAN-MICHEL VIGNOLLE², PIERRE ROHR², PHILIPPE DOUEK³, LOÏCK VERGER¹

¹ CEA, LETI Minatec Campus, F-38054 Grenoble, Cedex 9, France

² Trixell, Moirans, France

³ Université Claude Bernard Lyon 1, Villeurbanne, France

¹caroline.paulus@cea.fr, veronique.rebuffel@cea.fr, loick.verger@cea.fr,

²jean-michel.vignolle@trixell-thalesgroup.com, pierre.rohr@trixell-thalesgroup.com,

³philippe.douek@creatis.insa-lyon.fr

Résumé - L'imagerie à rayons X spectrale suscite un intérêt croissant. Principalement développée dans les scanners à rayons X avec des détecteurs linéaires, le travail présenté ici fait partie d'un projet dont l'objectif était de fournir des capacités spectrales similaires en radiographie conventionnelle 2D. Nous avons mené une étude sur l'intérêt clinique de disposer d'un détecteur spectrométrique dans le cas de l'angiographie. La nature spectrale de l'information enregistrée doit permettre de séparer les contributions associées aux tissus mous, aux os et au produit de contraste injecté. Nous proposons une méthode d'estimation par maximum de vraisemblance des différentes contributions basée sur une décomposition sur une base étalonnée. L'étude proposée est réalisée sur des simulations utilisant un fantôme de thorax numérique dans lequel des inserts d'agent de contraste à diverses concentrations ont été ajoutés. Nous montrons que le traitement de décomposition combiné à un détecteur à 5 canaux donne de bons résultats et permet ainsi de détecter et de quantifier les différentes concentrations d'agent de contraste dans les cavités pulmonaires en une seule acquisition.

Abstract - X-ray spectral imaging is raising increasing interest. Mainly developed in X-ray CT scanners with linear detectors, the work presented here is part of a project aiming at providing similar spectral capabilities to conventional 2D radiography. We conducted a study on the clinical benefit of having spectrometric detectors in the case of angiography. The spectral nature of the recorded information should make it possible to separate the contributions associated with soft tissues, bones and injected contrast agent. We propose a maximum log-likelihood estimation method of the different contributions based on a decomposition over a calibrated basis. The proposed study is conducted on simulations using a numerical thorax phantom in which various concentrations of contrast agent inserts were added in lung cavities and behind the spine. We show that the decomposition processing combined with a 5-channel detector provides good results and makes it possible to both detect and quantify different concentrations of gadolinium in pulmonary cavities in only one acquisition.

1 Introduction

L'imagerie spectrale à rayons X suscite un intérêt croissant en radiologie car elle permet de distinguer les différents constituants d'un patient, tels que les os, les tissus mous ou des produits de contraste injectés comme l'iode ou le gadolinium. Des systèmes utilisant la modalité double énergie (par double acquisition, par commutation rapide de la tension du tube ou avec des détecteurs bi-énergie) sont déjà présents sur le marché et permettent une séparation des os et des tissus mous [1]. Des avancées récentes avec les détecteurs linéaires à comptage de photons et résolus en énergie [2] permettent d'acquérir des données à de multiples énergies ce qui permet d'améliorer encore la possibilité de discrimination des constituants.

Le travail présenté dans ce papier est une partie des résultats associés à un projet visant à fournir des capacités spectrales similaires en radiographie conventionnelle. Deux questions principales se sont posées. La première est la faisabilité d'un tel détecteur 2D spectrométrique. A cet effet, une électronique de circuit de lecture dédiée SPHINX a été conçue [3].

Deuxièmement, nous avons étudié l'intérêt clinique de disposer d'un tel détecteur spectrométrique 2D et les nouvelles perspectives ouvertes pour l'imagerie à rayons X notamment pour des applications cardiovasculaires. Un traitement dédié a ainsi été développé pour permettre de séparer les contributions des tissus mous, des os et de l'agent de contraste tel que l'iode, le gadolinium ou encore le bismuth et l'or ; rendant ainsi cette séparation possible en une unique acquisition. Actuellement, un examen classique en cardiologie est l'angiographie par soustraction digitale, DSA [4] (Digital Subtraction Angiography), qui permet de visualiser les vaisseaux sanguins par soustraction de deux acquisitions successives, l'une sans et l'autre avec produit de contraste. Cette technique possède deux inconvénients, d'une part elle nécessite deux acquisitions et donc une dose double pour le patient ; d'autre part, elle souffre d'un potentiel flou de l'image associé au mouvement du patient entre les deux acquisitions. Un intérêt de l'imagerie spectrale serait donc de pouvoir détecter et quantifier le produit de contraste et donc imager les vaisseaux et le cœur en une unique acquisition.

Dans un premier temps, nous allons détailler la méthode de traitement des données mise en œuvre afin d'extraire les informations pertinentes de la mesure spectrale. La méthode proposée est une méthode statistique basée sur une décomposition des spectres sur une base étalonnée par une technique de maximum de vraisemblance. Dans un deuxième temps, nous présenterons les simulations réalisées et les résultats du traitement sur les données simulées.

2 Méthode

Nous considérons un objet illuminé par un faisceau de rayonnement X. L'objet est composé d'une superposition de matériaux m caractérisés par leur coefficient d'atténuation linéaire μ_m (en cm^{-1}) et leur épaisseur l_m (en cm) selon la direction du faisceau. Le nombre de photons $N(E_k)$ dans le canal d'énergie E_k détectés après traversée de l'objet est donné par:

$$N(E_k) = \sum_E N_0(E) \cdot R(E_k, E) \cdot \exp\left(-\sum_m \mu_m(E) l_m\right) \quad (1)$$

avec $N_0(E)$ le spectre d'émission à l'énergie E de la source de rayons X (cf. Figure 4) et $R(E_k, E)$ la réponse du détecteur (cf. Figure 3). Cette quantité peut être vue comme la probabilité qu'un photon d'énergie E soit détecté par le détecteur avec une énergie E_k . Le signal $N(E_k)$ suit une statistique de Poisson.

Ce signal peut être exploité pour estimer la composition chimique de l'objet. L'approche standard consiste à décomposer les objets sur une base de deux matériaux [5] avec une approche polynomiale. Cette approche permet de séparer la contribution des os et des tissus mous mais n'est pas adaptée en présence d'agent de contraste. Nous proposons d'utiliser une méthode statistique de décomposition sur une base de trois matériaux afin de pouvoir séparer les os, les tissus mous et l'agent de contraste. Cette technique nécessite d'avoir au moins trois canaux d'énergie, mais elle convient également pour un plus grand nombre de canaux.

Soit $\mu_1(E)$, $\mu_2(E)$ et $\mu_3(E)$ les coefficients d'atténuation linéaire des trois matériaux constitutifs de notre base (typiquement tissus mous, os et agent de contraste), on peut alors approximer la décomposition suivante:

$$\sum_m \mu_m(E) l_m = l_1 \mu_1(E) + l_2 \mu_2(E) + l_3 \mu_3(E) \quad (2)$$

avec l_1 , l_2 et l_3 les longueurs équivalentes des trois matériaux de la base. L'objectif de la décomposition est d'estimer les longueurs équivalentes l_i .

Une approche par maximum de vraisemblance peut être appliquée pour comparer le spectre mesuré à ceux contenus dans l'ensemble des données d'étalonnage simulées et correspondant à différentes superpositions de diverses épaisseurs des trois matériaux de cette base. Sous l'hypothèse d'une distribution poissonnienne, la vraisemblance entre le spectre mesuré N^m et un spectre N^c de la base d'étalonnage s'écrit :

$$\mathcal{L}(N^m, N^c) = \prod_i \frac{N_i^c N_i^m}{N_i^m!} e^{-N_i^c} \quad (3)$$

avec i un canal en énergie.

Pour estimer les longueurs l_i , nous réalisons une maximisation de la log-vraisemblance sur la base de données d'étalonnage en utilisant un algorithme de type simplexe de Nelder-Mead :

$$\text{argmax}_{l_1, l_2, l_3} [\sum_i (N_i^m \ln(N_i^c(l_1, l_2, l_3)) - N_i^c(l_1, l_2, l_3))] \quad (4)$$

La position du maximum de log-vraisemblance donne une estimation des épaisseurs l_i solutions de l'équation (2). La base d'étalonnage étant parcimonieuse, une interpolation est nécessaire. Pour cela, nous utilisons une interpolation tri-linéaire ou avec des splines sur le logarithme des spectres.

3 Simulations

Les simulations sont basées sur un fantôme de thorax labellisé numériquement [6] dans lequel plusieurs séries de tubes verticaux de différents diamètres contenant un agent de contraste ont été insérées (Figure 1) dans les cavités pulmonaires et derrière le rachis. Ils émulent différentes tailles de vaisseaux de 3 à 20 mm de diamètre. L'agent de contraste est du gadolinium à deux concentrations différentes : la concentration à l'injection 0,5 mmol / ml (Gd1) et après une dilution par 10 (Gd 0,1). La géométrie d'acquisition simulée est présentée sur la figure 2. La source de rayons X correspond au cône rouge et le détecteur au rectangle bleu.

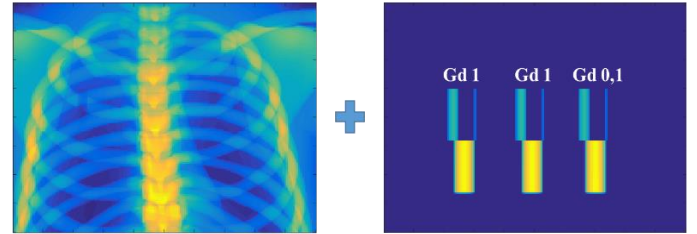


Figure 1 : Objet simulé (fantôme de thorax et 3 zones d'inserts de gadolinium)

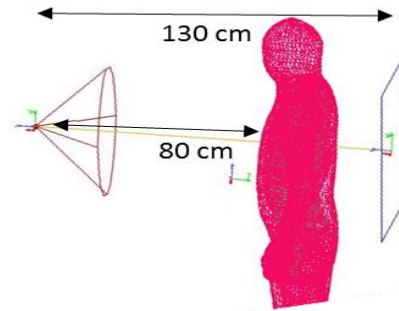


Figure 2 : Géométrie d'acquisition simulée

Le détecteur simulé a une taille de 2000 par 2000 pixels au pas de 200 μm . Pour le traitement, les pixels sont regroupés par 10 dans les deux dimensions ce qui équivaut à des pixels de 2mm. Le détecteur permet une discrimination de l'énergie des photons sur 5 canaux d'énergie. Sa réponse est représentée par une matrice de réponse (figure 3). Un détecteur parfait correspondrait à une matrice diagonale. Chaque colonne représente la réponse du détecteur à une raie mono-chromatique. Les évènements sous la diagonale sont dus à des phénomènes de fluorescence dans le détecteur ou à du partage de charges entre les pixels.

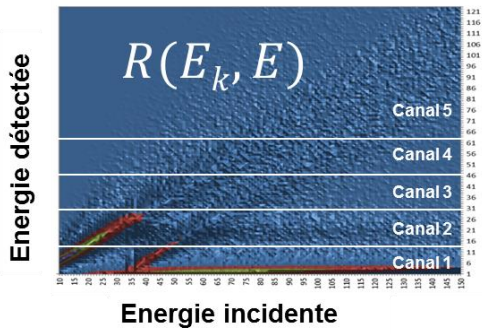


Figure 3 : Matrice de réponse du détecteur

Le spectre incident simulé (Figure 4) correspond au spectre produit par un tube à rayons X ayant une tension de 110kV à 1mAs et filtré avec 2.5mm d'aluminium. Le nombre de photons incidents a été choisi de sorte à être conforme aux exigences en termes de dose admissible par le patient pour ce type d'examen radiologiques ; à savoir 183 μ Gy dans l'air à 1 m. Les données simulées sont bruitées (statistique de Poisson).

La chaîne de simulation complète permet de simuler un ensemble d'images spectrales (Figure 6) correspondant à l'objet inspecté et pour la géométrie d'acquisition choisie. Le nombre de photons est plus grand dans les canaux de basse énergie que dans ceux de haute énergie. Il est aussi possible de simuler une image qui serait obtenue avec un détecteur classique en mode intégration (Figure 5). Ces détecteurs ne fournissent qu'une unique valeur du signal intégré par pixel.

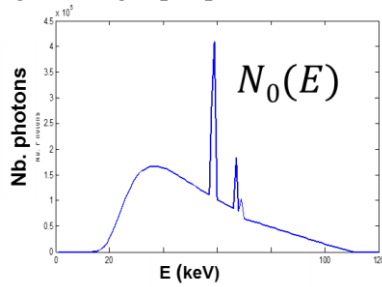


Figure 4 : Spectre incident

4 Résultats

Les données simulées sont décomposées selon la méthode décrite au paragraphe 2 sur une base de trois matériaux : os, tissus mous et gadolinium. Dans la figure 5 qui correspond à l'image qui serait obtenue avec un détecteur en intégration classique, le Gadolinium est impossible à détecter derrière la colonne vertébrale et quand nous pouvons le détecter, il est clairement difficile à discriminer des os. La Table 1 correspond à l'ensemble des épaisseurs théoriques (colonne de gauche) et estimée (colonne de droite) d'os, de tissus mous et de gadolinium obtenues avec la décomposition par maximum de vraisemblance sur les images spectrales. Les épaisseurs de tissus mous et d'os sont bien reconstruites. Dans le premier cas d'étude (3 zones d'inserts de Gadolinium à différentes concentrations), on obtient une bonne détection des trois zones de gadolinium. Il y a cependant beaucoup de fausses détections dans les zones superposées à l'os. Pour le 2^{ème} cas de simulation, le cœur contient du produit de contraste à la concentration d'injection. On constate à nouveau que les quantités sont

bien estimées sans superposition avec les os et plus difficilement avec superposition.

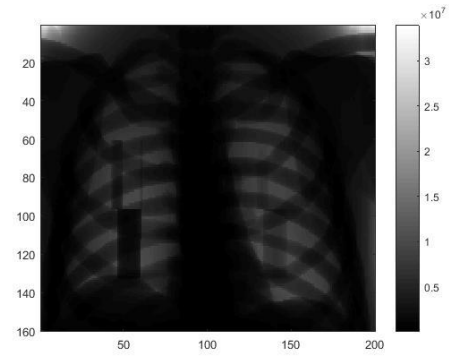


Figure 5 : Image simulée avec un détecteur en mode intégration

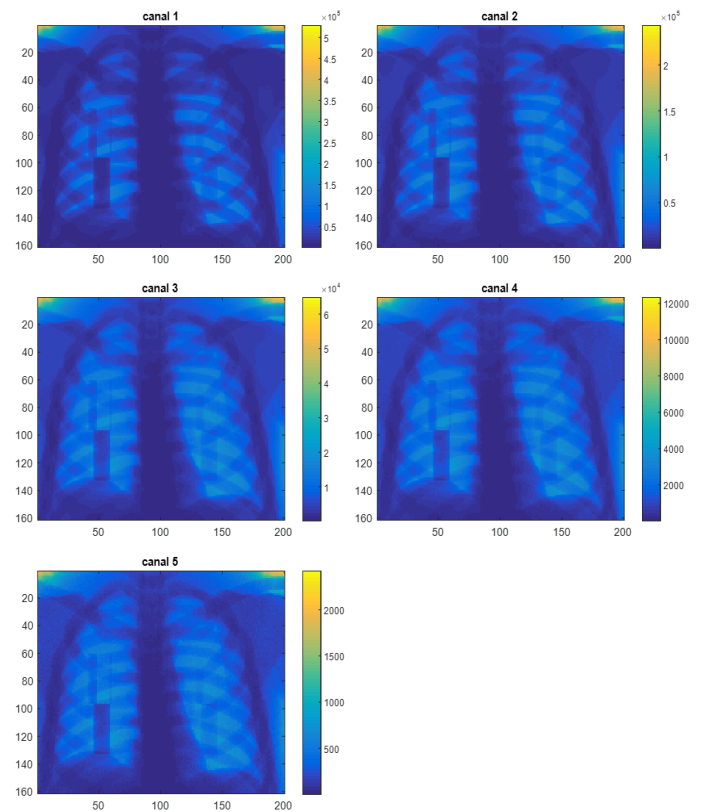


Figure 6 : Images simulées avec un détecteur spectrométrique (5 canaux). La valeur en chaque pixel correspond à un nombre de photons.

Nous nous intéressons à présent à la quantification des estimations obtenues et notamment pour l'épaisseur de produit de contraste. La figure 7 montre le positionnement des coupes dans l'image des longueurs de gadolinium. Les figures 8 et 9 correspondent à la superposition des longueurs estimées et théoriques de gadolinium respectivement au niveau des gros inserts (coupe 2) et au niveau des petits inserts (coupe 1). Sur ces deux figures, la quantification du gadolinium est très bonne dans les zones où il y a effectivement du gadolinium. L'estimation est relativement bruitée dès lors que le produit de contraste est superposé à l'os, c'est le cas sur la zone d'inserts centrale qui est superposée à la colonne vertébrale. Enfin, on constate des zones de mauvaises détections du gadolinium sur les bords de l'image (autour des pixels 10 et 180). Ces zones correspondent à des zones de fortes épaisseurs d'os.

Tab 1 : Epaisseurs théoriques et estimées de tissus mous, d'os et de gadolinium

	Epaisseur théorique (cm)	Epaisseur estimée (cm)
Tissu mou		
Os		
Gadolinium (1^{er} cas avec des inserts)		
Gadolinium (2^{ème} cas dans le cœur)		

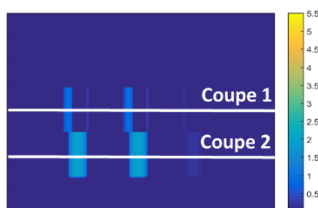


Figure 7 : Positionnement des coupes dans l'image des longueurs de Gadolinium

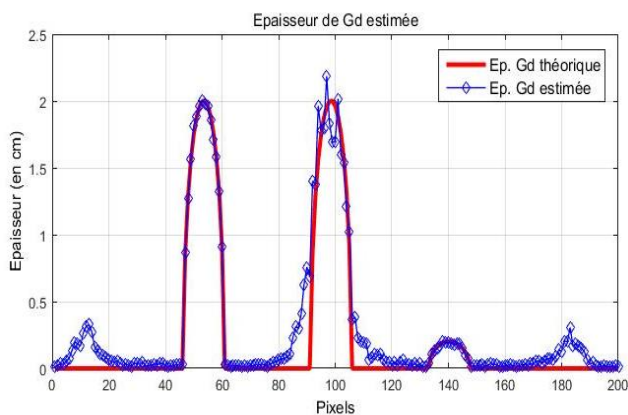


Figure 8 : Longueur estimée et théorique du Gadolinium au niveau de la coupe 2 de la figure 7

5 Conclusions

Dans ce travail, nous avons proposé une méthode d'estimation des épaisseurs des tissus traversés à partir d'une radiographie à rayons X spectrale. Nous avons montré sur des simulations l'intérêt de cette modalité pour des applications cardiovasculaires et notamment dans le cas de l'angiogramme coronarien.

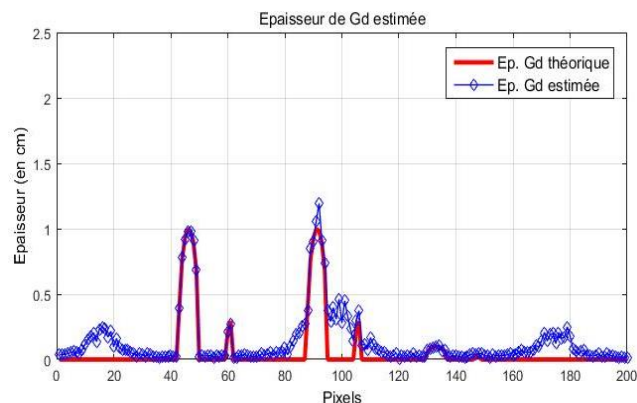


Figure 9 : Longueur estimée et théorique du Gadolinium au niveau de la coupe 1 de la figure 7

L'ensemble de l'étude a été mené sur des simulations utilisant un fantôme de thorax labellisé numériquement dans lequel des inserts d'agent de contraste ont été ajoutés dans les cavités pulmonaires et derrière le rachis. Nous avons évalué la capacité des détecteurs spectrométriques et du traitement associé à détecter et quantifier différentes concentrations de produit de contraste. La méthode de traitement utilisée est une décomposition sur une base de trois matériaux par maximum de vraisemblance sous hypothèse de loi de Poisson. Nous avons montré que ce traitement, associé à un détecteur à 5 canaux, donne de bons résultats et permet de détecter et de quantifier le gadolinium dans les cavités pulmonaires, y compris le gadolinium dilué 10 fois. Derrière la colonne vertébrale, seul le gadolinium non dilué est détectable mais difficilement quantifiable. En perspective, nous souhaitons d'une part travailler sur une technique de traitement d'image permettant de réduire les fausses détections, et d'autre part comparer nos résultats avec des images références acquises avec l'angiographie de soustraction numérique standard.

Remerciements

Ce travail a été soutenu financièrement par l'Agence Nationale de la Recherche (ANR) dans le projet "Spexix".

Références

- [1] C. H. McCollough *et al.*, "Dual- and Multi-Energy CT: Principles, Technical Approaches, and Clinical Applications" in *RSNA Radiology*, 276(3), 2015
- [2] E. Roessl *et al.*, "K-edge imaging in X-ray computed tomography using multi-bin photon counting detectors" in *Physics in Medicine and Biology*, 52(15) : 4679–4696, 2007
- [3] A. Habib *et al.*, "Sphinx1: Spectrometric photon counting and integration pixel for X-ray imaging with a 100 electron LSB", *IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference (NSS/MIC)*, 2013
- [4] W. D. Jeans, "The development and use of digital subtraction angiography", *British Institute of Radiology*, 53(747), 1989
- [5] R.E. Alvarez *et al.*, « Energy-selective reconstructions in X-ray computerized tomography ». *Physics in Medicine and Biology* 21(5): 733-744, 1976
- [6] J. Tabary *et al.*, "Realistic X-ray CT simulation of the XCAT phantom with SINDBAD", *IEEE Medical Imaging Conference*, pp. 3980-3983, 2009