

# Régularisation spatio-temporelle pour la reconstruction itérative en tomographie dynamique sans estimation de mouvement

F. Momey<sup>1,2</sup>, C. Burnier-Menessier<sup>2</sup>, É. Thiébaud<sup>1</sup>, L. Desbat<sup>3</sup>, S. Rit<sup>4</sup>

<sup>1</sup>Centre de Recherche Astrophysique de Lyon - Observatoire de Lyon, Université Claude Bernard Lyon 1

<sup>2</sup>Laboratoire Hubert Curien, Université Jean Monnet, Saint-Étienne

<sup>3</sup>TIMC-IMAG, Université Joseph Fourier, Grenoble

<sup>4</sup>CREATIS, INSA-Lyon, Université Claude Bernard Lyon 1

## Introduction

La tomographie dynamique consiste en la reconstruction d'objets dont les projections sont acquises alors qu'ils sont induits d'un mouvement (par exemple le mouvement respiratoire chez un patient). Le problème de reconstruction tomographique devient alors un problème 4-D (3-D spatiale + temps), à très faible nombre de données puisqu'une projection ne correspondra qu'à un instant spécifique de la séquence 4-D. Notre approche originale est de traiter cette reconstruction comme un problème inverse global avec un terme d'attache aux données prenant en compte la totalité des projections dynamiques pour estimer directement la séquence 4-D d'une période de mouvement de l'objet, en injectant une régularisation à la fois spatiale de l'objet, favorisant un objet globalement lisse et conservant les hauts contrastes, mais aussi temporelle et n'ayant pour seule hypothèse d'information a priori que la continuité et la périodicité du mouvement, sans estimation ni compensation de mouvement.

## Matériel et Méthode

L'acquisition des données en tomographie dynamique est corrélée au temps car l'orientation  $\theta$  du détecteur est associée à une date  $t^\theta$ . Ainsi, si l'on connaît la période  $T$  du mouvement de l'objet, ainsi que la date d'origine  $t_0$  et les instants  $t^\theta$ , et en faisant l'hypothèse qu'une acquisition est instantanée, on est en mesure de caler les projections sur la dynamique de l'objet. On peut alors en déduire un modèle spatio-temporel :

$$y^\theta = \mathbf{R}^\theta \cdot \mathbf{S}^{t^\theta} \cdot x \quad (1)$$

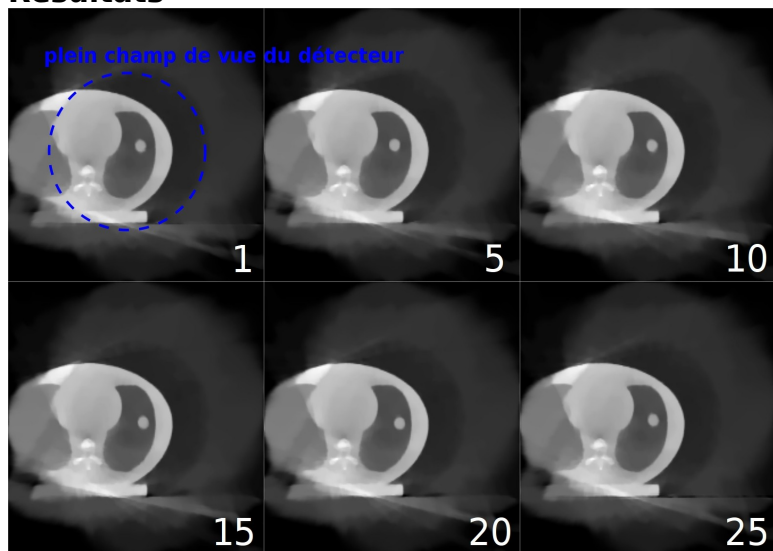
opérant une interpolation des tranches temporelles de l'objet  $\mathbf{S}^{t^\theta}$ , positionnées aux dates  $t_\ell \in [t_0, t_0 + T]$ , à la date  $t^\theta$ , suivie d'un opérateur de projection statique  $\mathbf{R}^\theta$ . L'objet spatio-temporel  $x$  représente une seule période de mouvement. En fonction du temps total d'acquisition et de la couverture angulaire du détecteur, chaque projection sera donc associée à un certain nombre de tranches temporelles, affectées d'un coefficient d'interpolation adéquat. Par conséquent, pour une tranche temporelle donnée, le nombre de projections sera assez faible en comparaison du cas de la tomographie sur objet statique. À partir de ce modèle direct, nous formulons le problème inverse de la reconstruction, dont voici le critère à minimiser :

$$x^+ = \arg \min_{x \in \mathbb{X}} \sum_{\theta \in \Theta} \|y^\theta - \mathbf{R}^\theta \cdot \mathbf{S}^{t^\theta} \cdot x\|_W^2 + \mu \mathcal{J}_{\text{prior}}(x) \quad (2)$$

$\mathcal{J}_{\text{prior}}(x)$  constitue notre terme de régularisation spatio-temporel, réglé par 2 hyperparamètres  $\mu_{\text{space}}$  (spatial) et  $\mu_{\text{time}}$  (temporel). La régularisation choisie est une variation totale relaxée :

$$\mathcal{J}_{\text{prior}}(x) = \sum_{k \in \mathbb{Z}^3} \left[ \mu_{\text{space}} \sum_{l=1}^3 \left( \frac{\partial x_k}{\partial r_{k_l}} \right)^2 + \mu_{\text{time}} \left( \frac{\partial x_k}{\partial t} \right)^2 + \epsilon^2 \right]^{1/2} \quad (3)$$

## Résultats



**Figure 1.** Reconstructions 225x225 avec 25 tranches temporelles d'un fantôme mécanique de thorax, acquises au Centre Léon Bérard, à Lyon, sur un scanner Elekta Synergy cone-beam CT, équipé d'un détecteur plan 512x512. Dans l'un des poumons, une petite sphère a été insérée, qui peut être animée d'un mouvement de translation circulaire dans le plan transversal, et rectiligne dans la direction crânio-caudale, reproduisant ainsi le mouvement d'une tumeur lors de la respiration. Seules les projections correspondant à la coupe transversale centrale ont été extraites pour effectuer des reconstructions 2-D en géométrie fan beam. Environ 600 projections sur 360° ont été acquises sur une durée de 120 secondes. L'objet est tronqué par le détecteur. La période du mouvement de l'insert est de 4 secondes. On montre 6 tranches temporelles de l'objet reconstruit avec les hyperparamètres spatio-temporels donnant une bonne qualité de reconstruction. Sur la première, on indique la zone correspondant au plein de champ de vue du détecteur, autrement dit la zone ne subissant pas l'effet de la troncature des données.

## Conclusion

Nos objectifs futurs sont la mise en application de nos algorithmes dans le cas 3-D + temps. Pour le moment, notre approche n'est démontrée que dans le cas d'objets ayant des variations périodiques constantes. Or nous savons qu'en pratique, le mouvement respiratoire d'un patient n'est que pseudo-périodique. Nous devons donc développer encore nos algorithmes pour tenir compte de ces variations, notre objectif restant de pouvoir réaliser une reconstruction dynamique sans autre information que celle apportée par les projections, et sans chercher à estimer le mouvement. Enfin, nous prévoyons d'améliorer la régularisation dans ce type d'application, afin de prendre notamment en compte les lois de conservation de la masse dans le cas d'un objet subissant des déformations non rigides.

## Références

1. L. Desbat *et al.* IEEE Transactions on Medical Imaging, 26:261-269, 2006.
2. E. Gravier *et al.* Physics in Medicine and Biology, 51:4603-4619, 2006.
3. A.A. Isola *et al.* Physics in Medicine and Biology, 63:6777-6797, 2008.
4. S. Rit *et al.* IEEE Transactions on Medical Imaging, 28:1513-1525, 2009.