

Un modèle de thorax respirant pour l'évaluation d'algorithmes de reconstruction d'organes en mouvement par tomographie virtuelle.

Patrick CLARYSSE¹, Jyrki LOTJONEN³, Céline LAVOREL^{1,2}, Alain GLIERE², Pierre GRANGEAT², Isabelle E. Magnin¹

¹CREATIS, UMR CNRS 5515,

INSA Bâtiment Blaise Pascal, 69621 Villeurbanne Cedex, France

²CEA Grenoble, LETI

DSIS/SSBS, 17, rue des Martyrs, 38054 GRENOBLE Cedex 9, France

³VTT Information Technology,

P.O.Box 1206, FIN-33101 Tampere, Finland

{clarysse,magnin}@creatis.insa-lyon.fr, {pierre.grangeat, alain.gliere}@cea.fr

Résumé - Nous proposons un système de tomographie dynamique et virtuel du thorax destiné à mettre en évidence l'effet du mouvement respiratoire sur la reconstruction de coupes. Ce système est basé sur un modèle anatomique des structures du thorax animé de manière réaliste à partir de fonctions de déformation volumiques dites de forme libre. Des projections X sont simulées à partir de ce modèle dynamique dans des configurations conformes à celles utilisées sur les tomographes dynamiques. La reconstruction à partir des projections montre l'impact du mouvement respiratoire sur la qualité des coupes reconstruites.

Abstract – A virtual and dynamical tomographic system of the thorax is proposed in order to highlight the impact of the respiratory motion onto the slice reconstruction. It is based on an anatomical model of the thorax structures which is realistically animated using volumetric deformation functions known as free form deformations. X-rays projections are simulated from this model according to configurations used in dynamic tomography. The reconstruction from the simulated projections demonstrates the artifacts due to the respiratory motion.

1. Introduction

Les nouveaux systèmes de tomographie dynamique, comme les tomographes X à rotation continue ultra-rapide fonctionnant en mode tomo-fluoroscopique temps réel [1] ou les tomographes par Résonance Magnétique [2], sont particulièrement destinés à l'exploration des organes en mouvement et à l'aide au guidage du geste chirurgical par l'image. Les algorithmes de reconstruction classiques ne sont pas adaptés à ce mode d'acquisition continue et génèrent dans les images des artefacts dus à la cinétique des organes. L'objectif de ce travail est de proposer une méthodologie d'évaluation des algorithmes de reconstruction en tomographie dynamique thoracique. Elle est basée sur la simulation d'un thorax et de ses structures au cours de la respiration à partir de laquelle des projections X sont calculées dans des configurations conformes à celles utilisées dans les tomographes dynamiques réels. Ces projections sont finalement exploitées par les algorithmes de reconstruction 3D du thorax pour la mise en évidence des artefacts dus au mouvement. L'ensemble de cette chaîne constitue un *système de tomographie dynamique et virtuelle du thorax*.

L'approche classique en tomographie virtuelle repose sur des fantômes géométriques par assemblage de formes élémentaires, par analogie avec les approches de synthèse d'image de type Constructive Solid Geometry (CSG). Ainsi, l'Université de Caroline du Nord (UNC) a créé le fantôme

MCAT (Mathematical Cardiac Torso) pour des applications en tomographie d'émission pour la médecine nucléaire [3]. Le passage à des surfaces plus complexes met en oeuvre un paramétrage en utilisant des NURBS (Non-Uniform Rational B-splines) ou des surfaces de Bézier. Ainsi, une nouvelle version du fantôme MCAT a été obtenue par mise en correspondance de NURBS sur les coupes scanner du Visible Human [4]. L'animation des fantômes MCAT est réalisée en faisant varier les paramètres des formes géométriques. Pour la version utilisant les NURBS, des transformations affines ont été appliquées aux points de contrôle des fonctions splines [5]. Les techniques reposant sur des déformations de formes libres (Free Form Deformation, FFD) ont été introduites pour modéliser le thorax et ses organes, notamment pour réaliser des reconstructions d'image par mise en correspondance à partir d'un modèle initial [6-8]. Les techniques FFD classiques sont bien adaptées pour des formes globales. Elles offrent la possibilité de réduire de manière significative le nombre de points de contrôle et entraînent une moins grande complexité mathématique comparées aux B-splines. C'est donc cette technique que nous avons retenue.

Cette approche repose sur des modèles graphiques. Des modèles mécaniques plus élaborés du système pulmonaire [9] et du torse humain [10] ont aussi été proposés pour des études physiologiques. Mais ces modèles nécessitent l'identification d'un nombre important de paramètres.

2. Méthode

2.1 Principe du système de tomographie virtuelle du thorax

Le principe du tomographe virtuel repose sur les 4 étapes représentées sur la Figure 1 [11]. Un modèle anatomique réaliste du thorax, des poumons et de l'enveloppe péricardique est obtenu à partir de la segmentation d'un jeu de coupes obtenues en Imagerie par Résonance Magnétique (IRM). Ce modèle est animé d'un mouvement respiratoire selon deux approches basées sur le principe des déformations de forme libre (Free Form Deformation ou FFD en anglais) [12]. La première approche déplace un ensemble de nœuds de la grille de déformation sur des trajectoires empiriques. La seconde, qui se veut plus réaliste, apprend les trajectoires des nœuds à partir de la segmentation et du suivi des structures du thorax à 4 instants du cycle inspiratoire. L'étape suivante consiste à simuler l'acquisition des plans de projections selon une configuration géométrique et une répartition temporelle conforme à celles des tomographes dynamiques actuels. Cette simulation prend en compte le modèle animé au cours de la respiration. Enfin, on réalise la reconstruction tomographique qui met en évidence, comme nous le verrons dans la section 3, les artefacts dus au mouvement respiratoire.

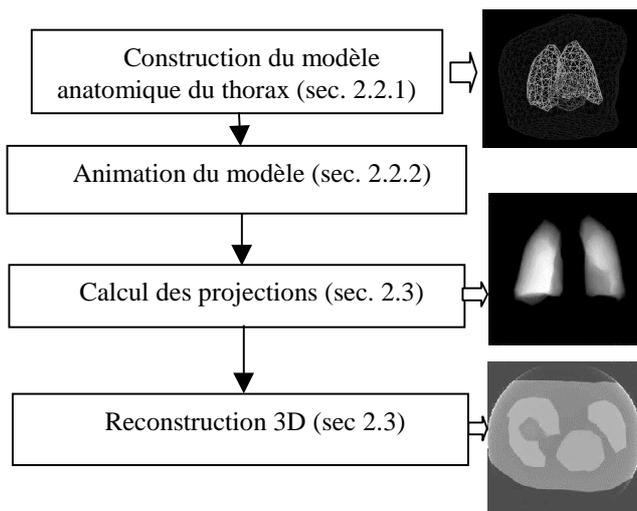


FIG. 1 : Principe du système de tomographie dynamique et virtuelle du thorax

2.2 Modèle réaliste de thorax respirant

Le modèle inclut la définition de l'anatomie des structures du thorax (surface thoracique, poumons, enveloppe péricardique) et une procédure de déformation contrôlée de ces structures. Les techniques de déformation de forme libre [12], introduites à l'origine en synthèse d'images, permettent d'engendrer une déformation d'espace à partir d'une grille régulière de points de contrôle couvrant le volume de données. Dans notre modèle, les points de contrôle sont déplacés de façon à simuler grâce aux FFD un mouvement continu et réaliste du thorax au cours de la respiration. Cette approche permet également de calculer des champs denses de déplacement.

2.2.1 Modèle anatomique de référence

L'anatomie de référence du thorax est fournie par une série de coupes IRM contiguës, interpolées en un volume 3D isotrope 128x128x100. La reconstruction de la géométrie 3D des structures (thorax, poumons, enveloppe péricardique) est réalisée par l'algorithme des pyramides déformables développé par J. Lötjönen [6-7], lui aussi basé sur les FFD.

2.2.2 Animation du modèle

Nous avons expérimenté 2 approches. Une approche empirique consiste à déplacer de façon réaliste les points de contrôle les plus proches du thorax selon une loi périodique du type $A_i v_i \sin \omega t$ dont l'amplitude A_i et la direction v_i varient en fonction du point de contrôle et de la région du thorax. L'autre approche apprend le mouvement à partir d'un jeu de 4 acquisitions IRM correspondant à 4 instants de la phase d'inspiration indicées en fonction de l'élévation du diaphragme (Données DynCT). On effectue une segmentation des structures à l'instant initial et un suivi sur les instants suivants. L'enchaînement des déplacements des points de contrôle au cours des 4 phases reproduit la déformation du thorax et de ses structures au cours de la respiration. Le déplacement subit par un point $U(x,y,z)$ s'exprime en fonction des coordonnées des nœuds déplacés P de la grille par :

$$D(U) = \sum_{i=0}^L \sum_{j=0}^J \sum_{k=0}^K P_{ijk} B_i^L(x) B_j^J(y) B_k^K(z)$$

où les B_i^L sont des polynômes de Bernstein de degré L , et les P_{ijk} les coordonnées des points de contrôle.

2.3 Calcul des projections et reconstruction

La simulation de l'acquisition des projections lors de la rotation du tomographe virtuel comprend les deux étapes suivantes :

1) A l'instant t , la déformation du modèle de thorax est calculée à partir de la loi empirique de mouvement ou interpolée linéairement en fonction des valeurs de déplacement aux instants d'apprentissage du mouvement.

2) Une projection est simulée par le logiciel Sindbad (CEA-LETI) [13] pour la position courante de mesure du tomographe après affectation de propriétés de matériau pour le thorax (tissus adipeux), les poumons (matériaux poumon ou air) et le cœur (matériau cœur). Dans ce but, le modèle est centré et mis à l'échelle. La simulation s'effectue par rotation du modèle autour de l'axe z .

Le nombre total de projections, le nombre de projections par tour et la durée d'un tour sont des paramètres réglables de la simulation. La reconstruction est calculée par un algorithme de reconstruction en éventail généralisé en géométrie conique, développé au CEA-LETI (algorithme de Feldkamp [14]).

3. Résultats

3.1 Obtention du modèle anatomique

La Figure 2 illustre l'obtention du modèle anatomique du thorax par l'algorithme des pyramides déformables et sa

représentation 3D. Le résultat a été obtenu avec 3 niveaux de résolution de la grille des points de contrôle [7].

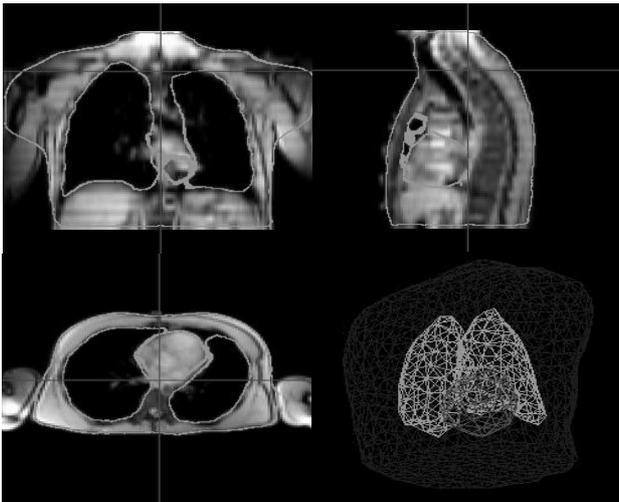


FIG. 2 : Segmentation automatique des structures du thorax dans un volume IRM interpolé (128x128x100). Coupes coronale (en haut à gauche), sagittale (en haut à droite) et transverse (en bas à gauche). Les contours extraits des structures thoraciques sont dessinés. Le modèle triangulé 3D de référence est représenté en bas à droite.

3.2 Modèle de thorax respirant

3.2.1 Approche empirique

La Figure 3 montre le modèle à 3 instants de l'inspiration. L'animation a été réalisée par le déplacement des nœuds de la boîte de points de contrôle proches du thorax. Chaque nœud est soumis à une loi de déplacement sinusoïdale dans les 3 directions qui diffère selon sa position. Les nœuds de la partie inférieure du thorax se déplacent dans le plan (x,y) tandis que ceux de la partie supérieure évoluent également vers le haut.

3.2.2 Apprentissage du mouvement

Le mouvement est appris à partir de la segmentation des structures du thorax et de son suivi au cours de 4 instants successifs de l'inspiration. Le programme de segmentation et de suivi des structures suit le même principe que celui qui a été utilisé pour l'obtention du modèle anatomique de référence. Une seule dimension de grille est utilisée afin de permettre la reconstruction des trajectoires des nœuds à partir de leur position à chaque phase de la respiration. La Figure 4 illustre le résultat du suivi de la segmentation à 2 instants.

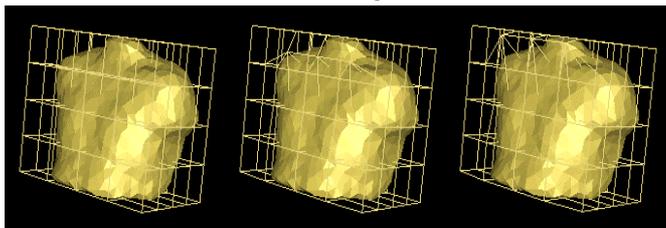


FIG. 3 : 3 phases successives du mouvement du thorax au cours de l'inspiration, engendrées par le déplacement des points de contrôle pilotant la déformation FFD.

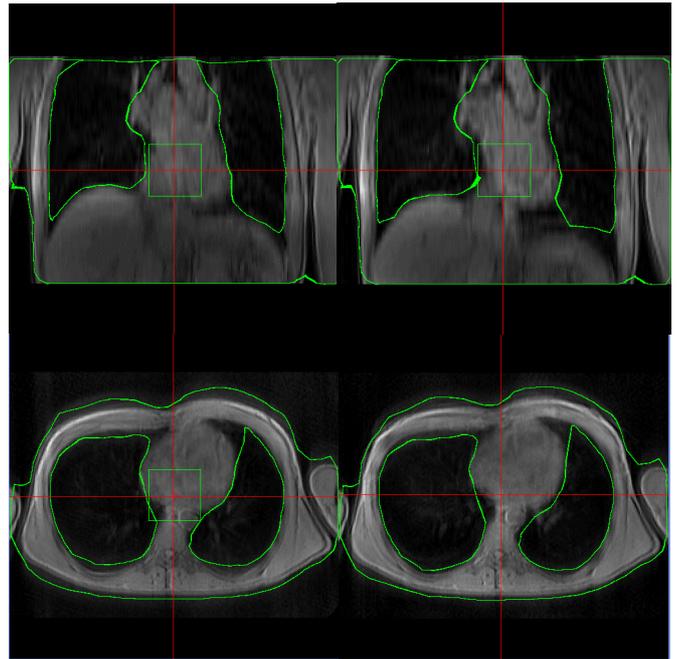


FIG. 4 : 2 phases successives de la segmentation et du suivi du thorax et de ses structures au cours de l'inspiration. A droite pour 2cm d'élévation du diaphragme, à gauche pour 4cm (plan coronal et transverse en haut et en bas, respectivement).

L'algorithme de suivi se comporte globalement bien mais présente toutefois des difficultés à converger dans les concavités profondes (partie basse des poumons).

3.3 Calcul des projections X

La Figure 6 illustre un résultat de calcul des projections X avec les poumons seuls, avec et sans respiration. L'obtention de 360 radiographies 256x256 a nécessité 3h30 de calcul sur un serveur SUN Entreprise 3500.

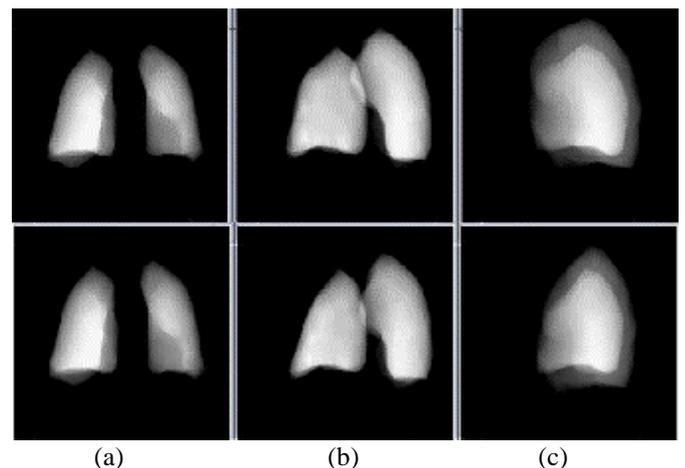


FIG. 6 : Projections des poumons avec (haut) et sans respiration (bas) : (a) 0°, (b) 45°, (c) 90°. 360 projections sont acquises en une rotation de 5s.

3.4 Effet du mouvement sur la reconstruction

La Figure 7 compare les reconstructions en statique et en dynamique.

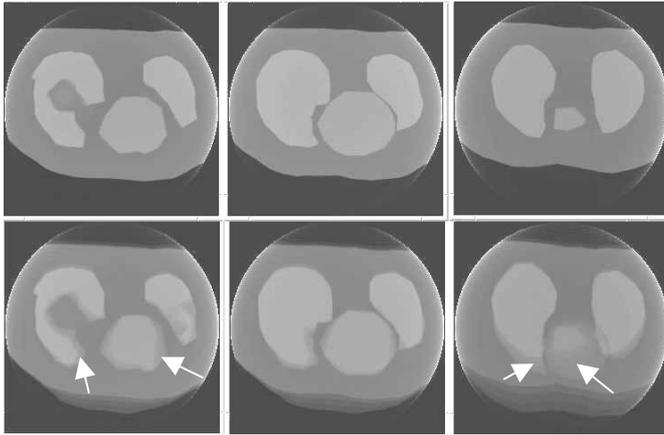


FIG. 7 : Reconstruction du thorax en vue transverse (900 projections, 5 tours, 1s/t): (haut) sans respiration, en statique, (bas) avec respiration.

Les artefacts engendrés par le mouvement de la respiration sont bien visibles (zones fléchées en gris intermédiaire) par rapport au cas statique.

4. Conclusion et Perspectives

Ce travail s'intègre dans le cadre du projet Européen DynCT (IST-1999-10515) qui a pour but la reconstruction et la visualisation d'images pour la tomographie X dynamique. L'enjeu lors de la reconstruction est de compenser le mouvement pour réduire les artefacts et réaliser un lissage spatio-temporel des données afin de réduire les doses de rayonnement délivrées. Le système de tomographie dynamique et virtuelle du thorax que nous proposons met en évidence l'impact du mouvement sur la qualité de la reconstruction et démontre l'intérêt potentiel de la compensation du mouvement. Il sera également possible a priori d'évaluer la qualité de diverses approches de la compensation du mouvement et de proposer ainsi un schéma optimal en termes de précision et de temps de calcul. Une évolution du système de tomographie dynamique et virtuelle, sur laquelle nous travaillons, va consister à animer directement les jeux de données tomographiques, pour éviter d'introduire un niveau d'atténuation uniforme à l'intérieur des objets modélisés.

Remerciements

Le projet DynCT est cofinancé par la Commission Européenne, sous le contrat IST-1999-10515. Les auteurs remercient le laboratoire de recherche de Philips à Hambourg pour sa collaboration.

Ce travail a été réalisé en association avec l'action incitative CNRS inter GDR-PRC ISIS, ALP et MSPC "Coeur Battant", soutenue par la société Lipla Santé, filiale du groupe MERCK KGaA.

Références

- [1] B. Daly and P.A. Templeton, Real-time CT fluoroscopy : Evolution of an interventional tool, *Radiology*, 211, pp. 309-315, 1999.
- [2] V. Rasche, D. Holz and R. Proksa, MR fluoroscopy using projection reconstruction multi-gradient-echo (prMGE) MRI. *Magn. Reson. Med.*, 42, pp. 324-334, 1999.
- [3] B.M.W. Tsui, J.A. Terry, and G.T. Gullberg, Evaluation of cardiac cone-beam SPECT using observer performance experiments and ROC analysis, *Investigative Radiology*, 28(12), pp. 1101-12, 1993.
- [4] W.P. Segars, D.S. Lalush, B.M.W. Tsui, The next generation MCAT: a realistic spline-based torso phantoms, *Joint Meeting of BMES and EMBS*, Atlanta, 1999.
- [5] W.P. Segars, D.S. Lalush, B.M.W. Tsui, Modelling respiratory mechanics in the MCAT and spline-based MCAT phantoms, *IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference*, Seattle, 1999.
- [6] J. Lötjönen, I.E. Magnin, J. Nenonen, T. Katila, Reconstruction of 3D geometry using 2D profiles and a geometric prior model, *IEEE Trans. Med. Imaging*, 18(10), pp. 992-1002, 1999.
- [7] J. Lötjönen, P.-J. Reissman, I.E. Magnin. and T. Katila, Model extraction from magnetic resonance volume data using the deformable pyramid, *Medical Image Analysis*, 3(4), pp. 387-406, 1999.
- [8] X. L. Battle, C. Le Rest, A. Turzo and Y. Bizais, Three-Dimensional attenuation map reconstruction using geometrical models and free-form deformations, *IEEE Trans. Med. Imag.*, 19(5), pp.404-411, 2000.
- [9] J. Kaye, D. Metaxas, N. Badler, J. Clarke, B. Webber, *Linking anatomy and physiology in modeling respiratory mechanics*, *Health Care in the Information Age*, Ed. by H. Sieburg, S. Weghorst, K. Morgan, IOS Press, 1996.
- [10] E. Promayon, P. Baconnier, C. Puech, Physically-based model for simulating the human trunk respiration movements, In *Lecture notes in Computer Science (CVRMED II-MRCAS III first joint conference)*, vol. 1205, pp 379-388, 1997. Springer Verlag.
- [11] C. Lavorel, Développement d'un modèle de thorax respirant en vue de simuler des projections X et de tester des algorithmes de reconstruction, *Rapport de fin d'études*, CPE-Lyon & CEA-LETI, DYN/00E-336, 2000.
- [12] T. W. Sederberg, and S. R. Parry, Free-form deformation of solid geometric models, *ACM Comp. Graph.*, 20(4), pp. 151-160, 1986.
- [13] A. Glière, Sindbad. From CAD model to synthetic radiographs, *Review of Progress in Quantitative Nondestructive Evaluation*, 17A:387-394, ed. by D.O. Thomson and D. Chimenti, Plenum Press, New York, 1998.
- [14] L. A. Feldkamp, L. C. Davis, J. W. Kress, Practical cone-beam algorithm, *J. Opt. Soc. Am.*, 1(6) : pp. 612-619, 1984