

## MODELISATION DE THORAX 4D PERSONNALISEES PAR RESEAUX DE NEURONES ARTIFICIELS

Pierre-Emmanuel LENI<sup>1</sup>, Rémy LAURENT<sup>1</sup>, Michel SALOMON<sup>2</sup>,  
Régine GSCHWIND<sup>1</sup>, Libor MAKOVICKA<sup>1</sup>, Julien HENRIET<sup>1</sup>

<sup>1</sup>UNIVERSITE DE FRANCHE-COMTE, IRMA/CHRONO-ENVIRONNEMENT  
UMR CNRS 6249, 4 place Tharradin, 25200 Montbéliard

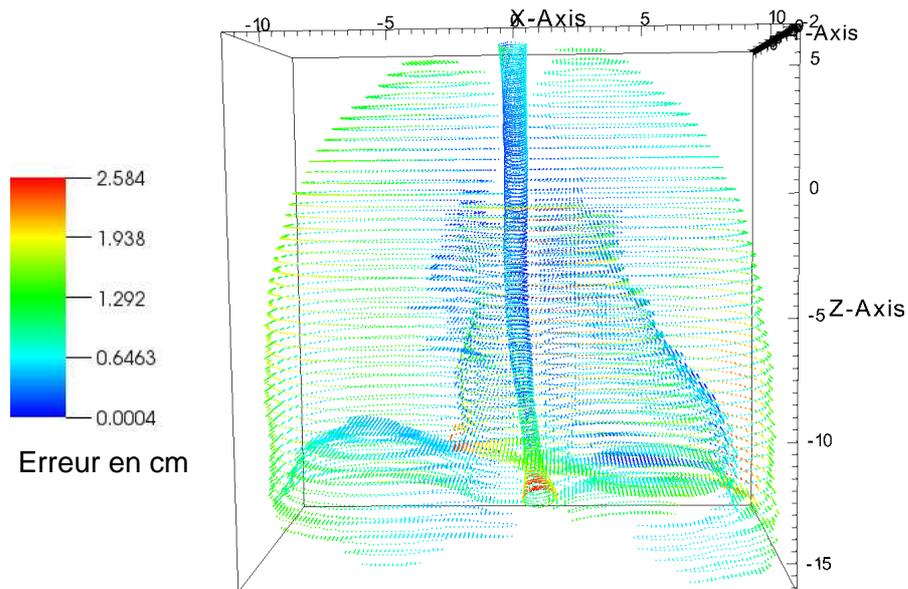
<sup>2</sup> UNIVERSITE DE FRANCHE-COMTE, AND/FEMTO-ST UMR CNRS 6174  
19 av. du Maréchal Juin, 90000 Belfort

En cas d'irradiation accidentelle, un bilan dosimétrique doit être établi rapidement pour chaque personne concernée. La plupart du temps, cette évaluation est réalisée en utilisant des modèles numériques 3D appelés fantômes. Grâce à la recherche améliorant continuellement la qualité générale des fantômes, l'ICRP s'adapte et met à jour régulièrement ses fantômes de référence. Ces fantômes ont été conçus manuellement à partir du fantôme féminin standard de l'ICRP [ICRP, 2002] pour les calculs anthroporadiométriques des poumons [Farah, 2011] et d'autres organes tels que le cœur et l'œsophage. Néanmoins, la personnalisation d'un fantôme pour une personne donnée requiert le travail laborieux d'un expert. Par ailleurs, dans les contrôles qualités des systèmes de planification de traitement (TPS), les mouvements physiologiques ou métaboliques ne sont pas encore considérés. Pourtant, les techniques de radiothérapie externe tendent de plus en plus à traiter en temps réel (*tracking*), ce qui nécessite la connaissance du mouvement de la tumeur et donc des organes.

Dans ces deux cas, l'objectif est d'obtenir une représentation la plus fidèle possible du thorax d'un patient, dans un temps raisonnable et en minimisant l'exposition à une dose d'irradiation supplémentaire provoquée par des imageurs médicaux. Pour répondre à cette problématique, le projet « Thorax4D » s'appuie sur deux applications : EquiVox [EquiVox, 2011], permettant de trouver et d'adapter des fantômes de l'IRSN à un individu quelconque ; et NEMOSIS [NEMOSIS, 2011], simulant le mouvement respiratoire [Laurent, 2012]. Dans ces applications, les interpolations des contours de trois organes (poumons, cœur, œsophage) sont réalisées par des réseaux de neurones artificiels (RNA). Les RNA, comme le cerveau humain, nécessite un apprentissage avant de pouvoir être utilisés.

L'adaptation de contour des organes s'appuie sur le Raisonnement à Partir de Cas (RàPC), qui est une technique d'Intelligence Artificielle reproduisant le raisonnement d'un médecin face à un patient : à partir de symptômes, il en déduit la maladie, puis le traitement. Des fantômes tridimensionnels déjà connus sont stockés sous la forme de fichiers Rhino3D (un outil de Conception Assistée par Ordinateur) dans la base de connaissances. Les valeurs des descripteurs des sujets (taille, âge, poids, etc.) qu'ils représentent sont intégrées dans une ontologie spécialement créée pour ce projet. De ces thorax complets sont extraits les contours des différents organes qui vont entraîner un RNA, pour donner, à partir des fantômes connus une approximation des contours de chaque organe. Actuellement, la plateforme interpole les poumons, le cœur et l'œsophage. Les résultats sont présentés de manière détaillée dans les articles [Henriet *et al.*, 2013] et mettent en lumière l'importance du jeu d'apprentissage avec lequel le RNA est entraîné.

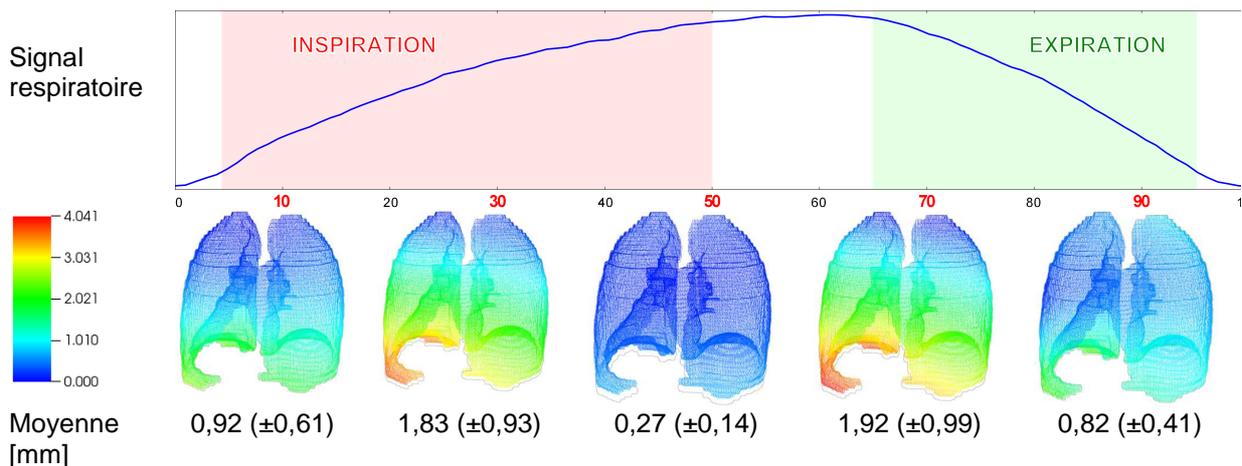
La Figure 1 montre une représentation tridimensionnelle obtenue par interpolation : les écarts les plus importants apparaissent en rouge, les plus faibles en bleu. Nous pouvons constater que la plupart des erreurs se situent sur la partie des organes la plus proche du diaphragme. En effet, ces zones sont les parties de ces organes subissant le plus de déformations induites par la respiration, donc les parties les plus variables d'un fantôme à l'autre.



**Figure 1** : Fantôme 3D des poumons, cœur et œsophage calculé par le module d'interpolation. Test effectué sur un fantôme connu (non appris par le RNA) pour évaluer la précision de l'interpolation.

La mise en mouvement s'appuie sur des réseaux de neurones entraînés à partir de données issues de scanners 4D de patients.

La Figure 2 présente pour 5 phases respiratoires (phase 10, 30, 50, 70 et 90%) l'évolution du fantôme au cours de la respiration. En plus de cette représentation, le contour du poumon à sa phase initiale (0%) est projeté (en trait gris) sur chacune des phases afin de mieux illustrer l'amplitude du mouvement à chaque étape. Le signal respiratoire est donné à titre indicatif et est issu d'un signal respiratoire de patient : il est donc représentatif d'un cycle respiratoire réel. Pour ce cas présentant le fantôme de 185 cm, l'amplitude maximale du mouvement est de 12,54 cm. La moyenne et l'écart-type présentés sont calculés à partir des variations de tous les points pour chaque phase respiratoire.



**Figure 2** : Simulation du mouvement pulmonaire par NEMOSIS sur le fantôme de 185 cm.

L'application du mouvement à des fantômes donne des résultats prometteurs. La validation est effectuée en comparant notre simulation phase par phase avec les images acquises par TDM 4D d'un patient test.

Le Tableau I présente les volumes mesurés sur les images TDM du patient test, le volume

calculé par NEMOSIS, leur recouvrement, et l'indice de Dice mesurant la similitude de deux ensembles (voir équation 1 où  $V_{4D}$  et  $V_{NEM}$  représentent respectivement le volume mesuré sur les TDM 4D et le volume simulé par NEMOSIS).

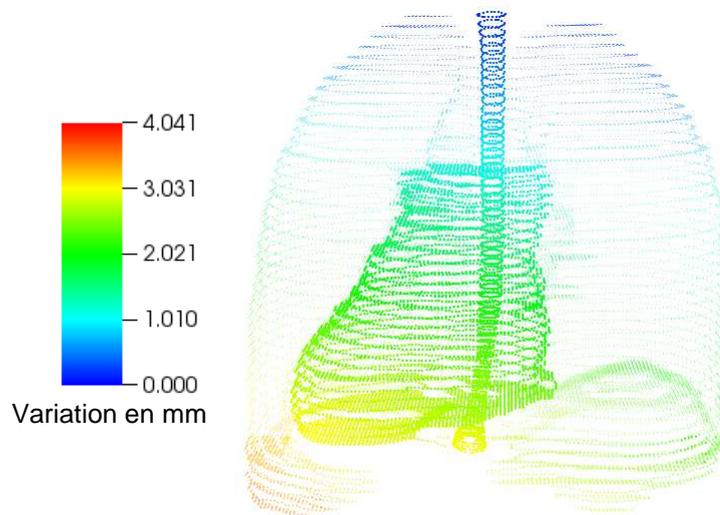
$$D(V_{4D}, V_{NEM}) = \frac{2 \cdot \text{card}(V_{4D} \cap V_{NEM})}{\text{card}(V_{4D}) + \text{card}(V_{NEM})} \quad (\text{équation 1})$$

| Patient test              |      |      |      |      |      |      |      |      |      |      |
|---------------------------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|
| Phase (%)                 | 0    | 10   | 20   | 30   | 40   | 50   | 60   | 70   | 80   | 90   |
| $V_{4D}$ (l)              | 5,69 | 5,64 | 5,54 | 5,44 | 5,32 | 5,22 | 5,19 | 5,28 | 5,43 | 5,57 |
| $V_{NEM}$ (l)             | 5,68 | 5,63 | 5,61 | 5,50 | 5,45 | 5,40 | 5,42 | 5,49 | 5,58 | 5,67 |
| $V_{4D} \cap V_{NEM}$ (l) | 5,68 | 5,53 | 5,43 | 5,30 | 5,20 | 5,15 | 5,01 | 5,21 | 5,39 | 5,54 |
| $D(V_{4D}, V_{NEM})$      | 1,00 | 0,98 | 0,97 | 0,97 | 0,97 | 0,97 | 0,94 | 0,97 | 0,98 | 0,99 |

**Tableau I** : Comparaison des volumes pulmonaires simulés avec un patient test.

En ce qui concerne l'œsophage et le cœur, le manque de données actuel, fortement dépendant de la disponibilité des médecins ou des stations de contourage, ne permet pas de créer un RNA pour chacun des organes. Cependant, nous avons pu appliquer le RNA entraîné sur les poumons sur ces deux organes issus des fantômes. Les résultats obtenus (figure 3) ont montré à la fois que la forme de l'organe était conservée pendant la respiration et que les mouvements simulés n'engendraient pas d'interférence entre les organes. Il restera à mesurer le réalisme de ces mouvements.

La Figure 3 illustre la déformation de l'œsophage et du cœur pour passer de la phase 30% à la phase 40%. Nous pouvons noter également qu'il n'y a pas de superposition des organes. Ils sont tous distincts (sans intersection entre eux).



**Figure 3** : Phase 30% simulée par NEMOSIS ; Les poumons ont été tracés de façon transparente afin de mieux percevoir les autres organes.

Grâce à des outils de l'Intelligence Artificielle (Raisonnement à Partir de Cas et Réseaux de Neurones Artificiels), nous sommes capables de construire un thorax personnalisé simulant la respiration. La validation a été effectuée pour les poumons. Des données supplémentaires permettront d'affiner notre outil pour le mouvement du cœur et de l'œsophage.

## BIBLIOGRAPHIE

[ICRP, 2002] Basic anatomical and physiological data for use in radiological protection. *International Commission on Radiological Protection* - Publication 89, 2002.

[Farah, 2011] J. Farah, D. Broggio, D. Franck. Examples of Mech and NURBS phantoms to study the morphology effect over in vivo lung counting. *Radiation Protection and Dosimetry* Special Issue, Vol. 144, pp. 344-348, 2011.

[Laurent, 2012] R.Laurent, R.Gschwind, M.Salomon, J.Henriet, L.Makovicka. Perspective of the NEMOSIS platform in the context of dose reduction in imaging. *Radioprotection*, Vol.47, N°4, pp. 599-617, 2012.

[EquiVox, 2011] Agence pour la Protection des Programmes (2011). J. Henriet, L.Makovicka, M.Sauget, D.Broggio, B.Morello; IDDN-06-1300, 35-000

[NEMOSIS, 2011] Agence pour la Protection des Programmes (2011). J.Henriet, M.Salomon, R.Laurent, L.Makovicka, JF. Bosset; IDDN-FR-001.170023.00.SP.2012.000.31230

[Henriet *et al.*, 2013] Julien Henriet, Pierre-Emmanuel Leni, Rémy Laurent, Michel Salomon. Case-based reasoning adaptation of numerical representations of human organs by interpolation. In: *Expert Systems With Applications*, Volume 41, Issue 2, Elsevier, 2014