

Rapport bibliographique

Correction du mouvement respiratoire en TEP

Simon Marache-Francisco

Laboratoire CREATIS/LRMN - Philips Medisys

2 mars 2011



A destination de :

- Jean-Michel Rouet, Philips Medisys
- Carole Lartizien, CREATIS/LRMN
- Rémy Prost, CREATIS/LRMN

Table des matières

| | | |
|--------------|--|-----------|
| I | Effets du mouvement respiratoire | 4 |
| I.1 | Localisation et Volume | 4 |
| I.2 | Mesure de l'activité des tumeurs | 5 |
| I.2.1 | Décalage de la carte d'atténuation | 6 |
| I.2.1.1 | Artefacts dûs à l'utilisation de l'image TDM | 6 |
| I.2.2 | Déplacement de la tumeur au cours du cycle | 7 |
| I.3 | Impact du mouvement respiratoire sur la detection | 8 |
| I.3.1 | Thielemans 2006 | 9 |
| I.3.2 | Chang 2010 | 10 |
| II | Processus d'estimation du mouvement | 11 |
| II.1 | Capteurs externes | 11 |
| II.1.1 | Spiromètre | 11 |
| II.1.2 | Ceinture | 11 |
| II.1.3 | Basés caméras | 12 |
| II.1.4 | Techniques basées sur les images TEP | 13 |
| II.2 | Estimation du champ de mouvement | 13 |
| II.2.1 | Image TDM 4D | 14 |
| II.2.2 | Image TEP 4D | 14 |
| II.3 | Modèle | 14 |
| III | Correction du mouvement respiratoire | 16 |
| III.1 | Synchronisation respiratoire | 16 |
| III.2 | Synchronisation respiratoire avec recalage | 18 |
| III.3 | Correction pré-reconstruction | 19 |

| | |
|---|-----------|
| III.4 Correction pendant la reconstruction | 20 |
| III.5 Déconvolution de l'image | 23 |
| III.6 Bibliographie | 24 |

Première partie

Effets du mouvement respiratoire

Le mouvement respiratoire en imagerie TEP engendre plusieurs effets sur les images reconstruites, qui seront détaillés ci-après. Ils occasionnent notamment une diminution de la qualité des images, ce qui peut perturber le travail des praticiens.

Ce mouvement est la succession d'une phase inspiratoire, suivi d'une phase expiratoire. Chacune de ces phases combine plusieurs mouvements élémentaires [27] :

1. thoracique, avec un déplacement des côtes
2. abdominal, avec un déplacement du diaphragme
3. en cas d'inspiration forcée, action des pectoraux

La variabilité inter et intra-patient de ce mouvement est très importante : le volume d'air inspiré peut varier de 500mL à 1200mL selon que la personne a une respiration normale ou profonde. Pour ces deux extrêmes, la fréquence respiratoire varie de 5 cycles/min. à 20 cycles/min. [28].

Or une acquisition TEP a une durée de plusieurs minutes par lit, ce qui amène à la reconstruction d'une image dégradée, notamment au niveau de la localisation de la tumeur, de son activité mesurée et, par extension, de sa détection.

I.1 Localisation et Volume

$$\%PRD = \left| \frac{\text{Image non corrigée} - \text{Image de référence}}{\text{Image de référence}} \right| \quad (1)$$

La localisation et le volume des tumeurs peuvent être modifiés par le mouvement engendré par la respiration (voir figure 2). D'après [19], réalisé sur des simulations, la largeur à mi-hauteur des lésions peut être

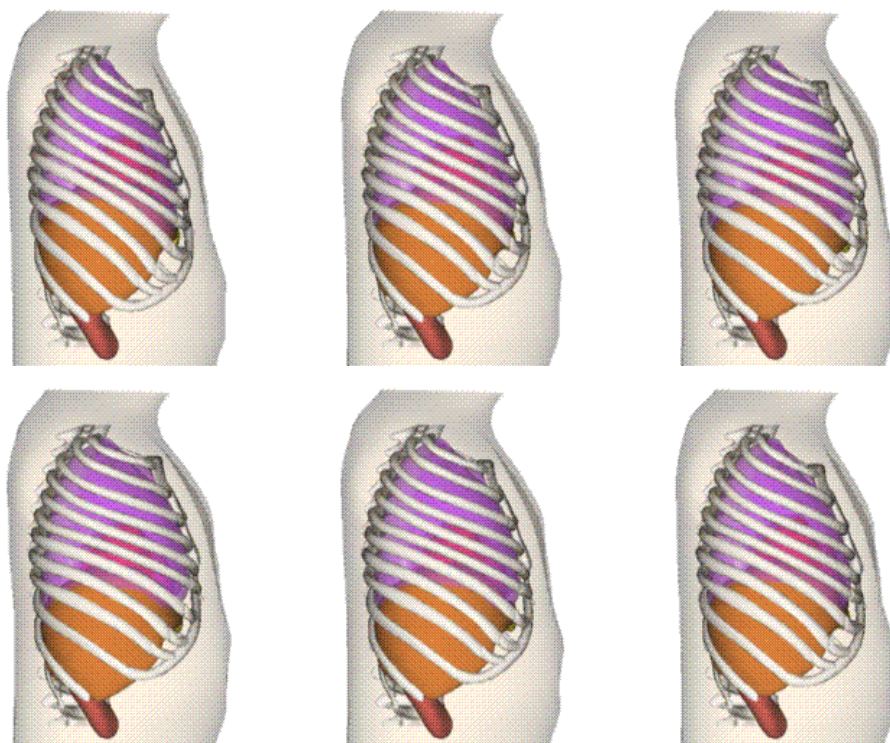


FIG. 1: *Modélisation de la respiration par le fantôme XCAT.*

modifiée de 48% (equation 1 : Percent relative difference) dans le cas d'une lésion de 7mm de diamètre dans la partie basse du poumon. L'imprécision axiale sur le positionnement de la tumeur peut atteindre 9% dans les mêmes conditions.

I.2 Mesure de l'activité des tumeurs

Le contraste des tumeurs par rapport au fond est un critère important pour déterminer la malignité des tumeurs [10][18]. Mais il va aussi directement déterminer si la tumeur est détectable ou non.

L'activité peut être influencée par la respiration de deux manières : par un mauvais ajustement de la carte d'atténuation, et par le moyennage de

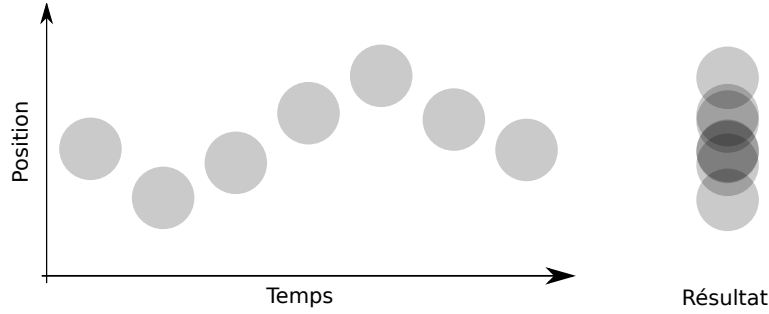


FIG. 2: Effet du déplacement d'une tumeur sur les données acquises. La position de la tumeur change en fonction du temps, ce qui provoque l'acquisition d'une tumeur équivalente présentée à droite.

la position de la tumeur.

I.2.1 Décalage de la carte d'atténuation

La carte d'atténuation utilisée pour corriger les images reconstruites est basée sur une image TDM prise à un instant donné du cycle. Or l'atténuation de la zone correspondant à une tumeur peut être différente de celle du tissu environnant.

$$\% \text{ variation } SUV_{max} = 100 \times \frac{|SUV_1 - SUV_2|}{(SUV_1 + SUV_2)/2} \quad (2)$$

D'après l'étude [12] réalisée sur cinq patients, on peut observer des variations de SUV_{max} (voir eq. 2) allant jusqu'à 24% selon que la correction d'atténuation est réalisée à partir d'une image TDM en fin d'expiration ou d'inspiration. Sur l'ensemble du cycle, la variation peut atteindre 30%.

I.2.1.1 Artefacts dûs à l'utilisation de l'image TDM

On peut voir sur les images de la figure 3 des artefacts présents sur les images TDM utilisées pour la correction d'atténuation. Ces artefacts proviennent de la manière dont les images sont acquises : la caméra tourne

autour du sujet dans un mouvement hélicoïdal, et l'algorithme de reconstruction va ensuite utiliser les acquisitions pour reconstruire une image complète. Or en cas de respiration rapide, des incohérences peuvent survenir quand le mouvement du diaphragme est tellement rapide qu'il va plus vite que la caméra. Ce type d'artefacts va créer des incohérences dans les images TEP reconstruites.



FIG. 3: Artefacts présents sur des images TDM utilisées pour la correction d'atténuation

I.2.2 Déplacement de la tumeur au cours du cycle

Le mouvement respiratoire va avoir pour effet de déplacer la tumeur pendant l'acquisition, ce qui va moyenner la quantité de radioactivité sur l'ensemble du cycle. Si le déplacement de la tumeur est suffisamment grand par rapport à son diamètre, la réduction de radioactivité va être importante.

L'étude [4] montre que sur des fantomes, un déplacement d'une source radioactive de 6mm sur un cycle respiratoire moyen entraîne une sous-estimation de l'activité maximale de la tumeur de 41% pour une lésion de 1.2mL et de 21% pour une sphère de 19.4mL.

I.3 Impact du mouvement respiratoire sur la détection

Peu de travaux ont été réalisés sur l'impact du mouvement respiratoire sur la détection des tumeurs. Globalement, les critères utilisés sont principalement des mesures orientées sur quantification des lésions (SUV_{max} , profils de lésions, ...). Très peu d'articles utilisent des critères orientés détection tels que les observateurs.

Voici une liste des critères utilisés dans différentes publications pour évaluer la performances d'algorithmes de correction du mouvement respiratoire :

1. SUV_{max} , contraste : [6] [20] [22] [9]
2. Line profile : [6] [29] [20]
3. Volume et position de la lésion : [6] [20] [22]
4. Rapport signal sur bruit (SNR) : [6]
5. Observateur de Hotelling (CHO) : [29]

Comme on peut le voir, les deux seuls critères qui pourrait s'approcher d'une étude sur la détection sont le SNR et le CHO, mais ils sont largement sous-représentés.

Je vais me concentrer sur les deux publications qui utilisent un observateur, et présenterai les résultats des autres publications dans la partie suivante.

Un autre document par rahmim arman [25] propose d'utiliser le CHO pour évaluer l'amélioration de la détection des défauts dans de l'imagerie cardiaque corrigée du mouvement respiratoire. Ce document n'a pas encore donné lieu à publication.

I.3.1 Thielemans 2006

Dans sa publication, Thielemans [29] utilise le CHO [2] dans le cas où le signal (activité des lésions) et le fond sont connus (activité du poumon). Cet observateur est un classifieur linéaire, utilisé en conjonction avec des informations fréquentielles.

Cependant ils utilisent le CHO uniquement sur des lésions de fort diamètre et contraste (13mm de diamètre et contraste de 4.25 :1, sur des simulations analytiques). Les résultats présentés (fig. 4) montrent une amélioration du score pour les méthodes de correction de l'ordre de 50% dans certains cas.

Mais il est difficile d'évaluer de manière précise l'apport des méthodes de détection à l'aide de ces seuls "scores" car ce sont des résultats qualitatifs.

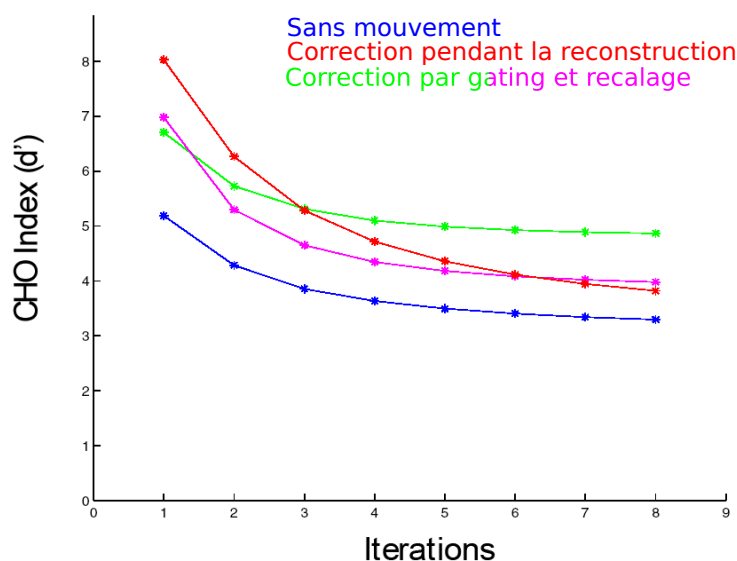


FIG. 4: Index de CHO pour différents techniques de correction du mouvement respiratoire en fonction du nombre d'itérations. la méthode utilisant le gating est comparée avec une méthode évolution présentée dans le document.

I.3.2 Chang 2010

Cette publication utilise entre autres le rapport signal sur bruit pour évaluer l'amélioration de la visibilité des lésions. Son intérêt est qu'elle est réalisée sur 13 patients et compare les performances sur 21 tumeurs au total.

Ils ont calculés le rapport signal sur bruit (SNR) en divisant le SUV moyen de la tumeur par l'écart-type d'une zone d'intérêt dans le poumon. On observe une amélioration moyenne de 26% du SNR sur les tumeurs, et pouvant atteindre 66%.

Il est intéressant de constater qu'il y a un point où le SNR diminue de 3.4%, mais que le SUV_{max} et le SUV_{moyen} augmentent tout de même de presque 18%. Cela semble indiquer une erreur car le SUV de la zone d'intérêt n'est pas censé changer de manière importante.

Deuxième partie

Processus d'estimation du mouvement

II.1 Capteurs externes

Ces capteurs fournissent un signal qui sera corrélé avec la respiration. Ils vont permettre par la suite de faire correspondre les données acquises avec une phase particulière du mouvement respiratoire.

II.1.1 Spiromètre

Le spiromètre est un capteur externe placé sur la bouche du patient et qui permet de mesurer les déplacements d'air dans le système respiratoire [14]. Les spiromètres mesurent un débit ou un volume d'air inspiré/expiré (voir illustration figure 5). A partir de l'une des grandeurs, il est possible d'estimer l'autre facilement. L'avantage du spiromètre est qu'il permet d'accéder à une mesure caractérisant directement la respiration du patient, et n'est pas sujet à des perturbations externes (mouvements involontaires par exemple). Par contre cela demande un appareillage qui peut être assez invasif pour le patient.

II.1.2 Ceinture

Pour mesurer le signal respiratoire, il est possible d'utiliser un capteur qui va mesurer le périmètre du thorax. Différentes technologies existent pour mesurer cette information (RespiTrace R250 de Studley. Data Systems, Respiratory Belt Transducer de ADInstruments, ...). Elles sont basées sur plusieurs effets (résistif, inductif...) et ont l'avantage d'avoir un faible coût et de ne pas perturber le patient.

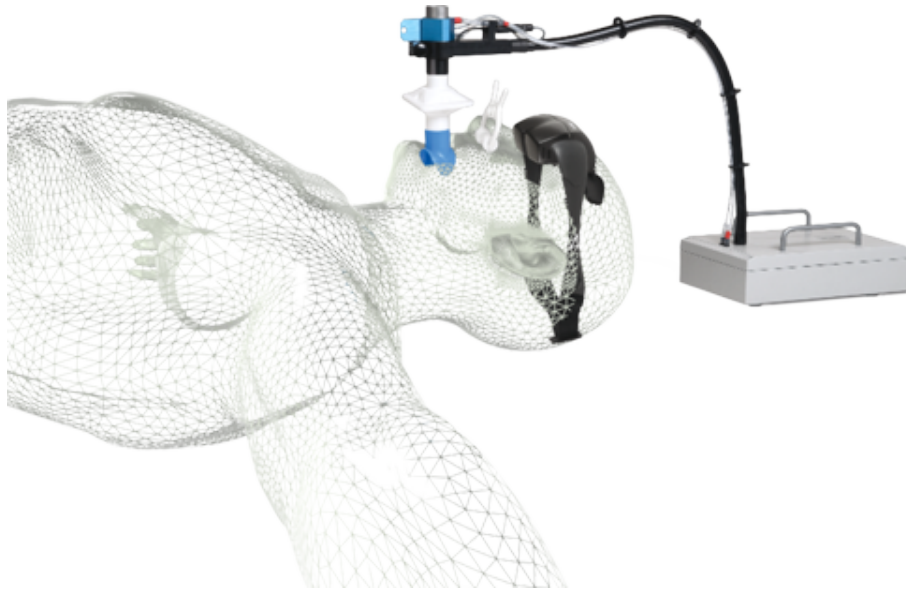


FIG. 5: spiromètre Syn'r : on peut voir le système de mesure de la respiration ainsi qu'un système de moniteurs implantés dans les lunettes pour aider le patient à contrôler sa respiration

II.1.3 Basés caméras

Des caméras peuvent être utilisées pour estimer le mouvement respiratoire. Une des techniques consiste à utiliser des informations surfaciques en reconstruisant en 3D certaines parties du corps à l'aide de plusieurs caméras (avec ou sans marqueurs) ou de caméra temps de vol. Cela permet d'avoir plus d'informations sur la respiration.

Une autre technique consiste à installer un marqueur sur le corps du patient et de relever les déplacements de ce marqueur à l'aide d'une caméra. Un tel système est décrit dans [22] : Respiratory Gating System de Varian Medical Systems (voir figure 6).

Ces techniques ont l'avantage d'être moins invasives et plus facilement acceptées par le patient. Cependant, elles sont beaucoup plus sensibles aux mouvements parasites.

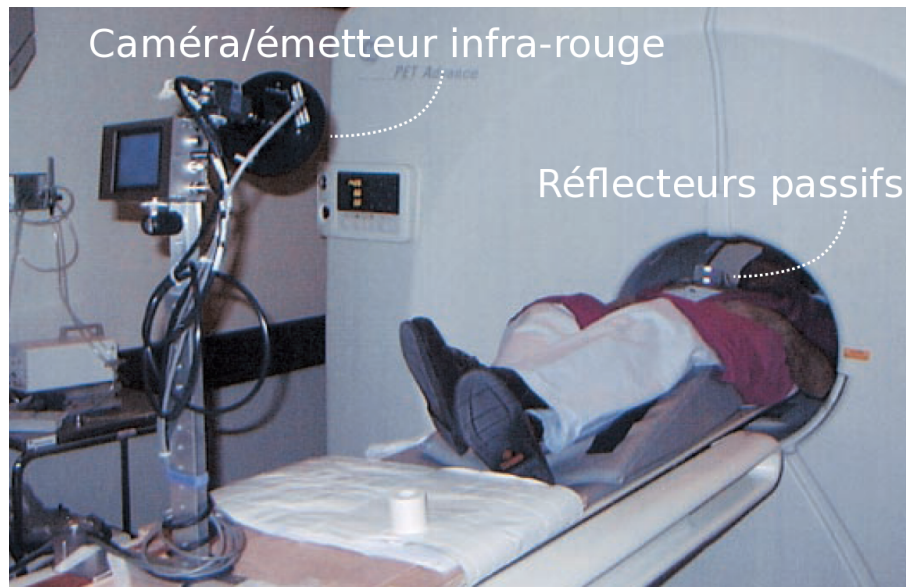


FIG. 6: Photographie du système RGS de Varian medical Systems en action : une caméra va détecter le déplacement d'une zone du thorax en mesurant le déplacement de marqueurs placés sur un bloc plastique.

II.1.4 Techniques basées sur les images TEP

Une publication utilise des images TEP pour déduire le signal respiratoire [5] : les images TEP sont reconstruites par pas temporel de 0.5s. La position axiale du barycentre de chaque image donne une estimation du signal respiratoire. Cette technique donne les meilleurs résultats pour une zone d'intérêt centrée sur une tumeur de forte intensité.

II.2 Estimation du champ de mouvement

Le signal respiratoire acquis par les méthodes précédemment cités est utilisé pour décomposer les données acquises en TDM ou TEP en plusieurs phases, chacune correspondant à un instant du cycle.

II.2.1 Image TDM 4D

Les images TDM peuvent être acquises en mode dynamique de manière à obtenir un ensemble d'image couvrant tout le cycle respiratoire [20, 24]. Des algorithmes de recalage sont utilisés de manière à déduire le champ de mouvement. Bien que les images soient de bonne qualité et permettent une estimation précise du champ de mouvement, cela demande une exposition supplémentaire aux rayonnements X.

Plusieurs publications basées sur des simulations se servent des cartes de labels utilisées pour la simulation pour réaliser les estimation de mouvements. Cela donne une estimation dans le “meilleur des cas”, où l'image TDM est parfaitement en phase avec les images TEP.

II.2.2 Image TEP 4D

Toutes les données acquises pendant l'acquisition sont regroupées selon l'instant du cycle auquel ils appartiennent[7, 8]. Les images sont reconstruites indépendamment sans correction d'atténuation, puis un algorithme de recalage est utilisé pour estimer le champ de mouvement. L'avantage de cette technique est de ne pas nécessiter d'irradiation ni de temps supplémentaire. Cependant, les images reconstruites sont de mauvaise qualité et peuvent réduire la précision du champ de mouvement estimé.

II.3 Modèle

Une autre voie est en cours de développement basée sur la création d'un modèle de respiration généralisé adapté à chaque patient à partir de données réduites. Fayad [13] propose une méthode basée sur l'analyse en composantes principales pour modéliser les mouvements. Ce modèle est ensuite adapté à un patient à partir de deux images TDM prises à des instants différents du cycle. Enfin, une caméra 3D permettant d'obtenir la surface du corps du patient est utilisée pour synchroniser le mouvement respiratoire et affiner le modèle.

L'avantage de ce modèle est qu'il est totalement continu, et permet l'extraction d'un nombre arbitraire de phases.

Troisième partie

Correction du mouvement respiratoire

III.1 Synchronisation respiratoire

La synchronisation respiratoire correspond à un découpage du cycle respiratoire en plusieurs phases (voir Fig.7). Une seule d'entre elles sera utilisée pour la reconstruction. En théorie cela permet d'avoir le meilleur résultat, car il est possible de sélectionner les événements correspondants à la phase où a été acquise la carte d'atténuation.

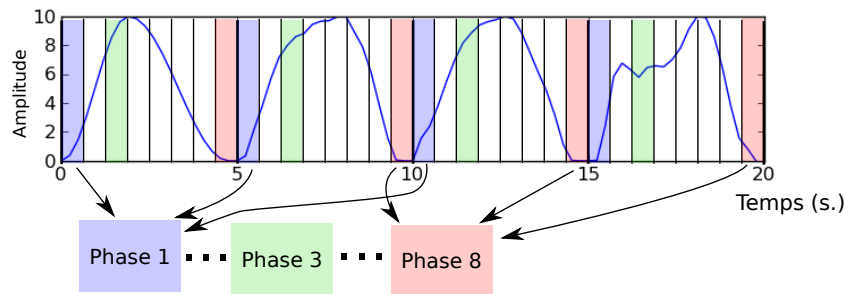


FIG. 7: Illustration de la synchronisation respiratoire : Le cycle est découpé en plusieurs phases

Cette technique est notamment présentée dans [22], où le signal respiratoire est estimé par une caméra qui suit un marqueur placé sur le torse du patient. L'auteur annonce une réduction du volume des tumeurs pouvant aller jusqu'à 34%, avec une augmentation du SUV_{max} de 160%.

Une autre publication [4] utilise un thermomètre détectant l'air chaud émis en début de cycle respiratoire pour réaliser la synchronisation. Les différentes reconstructions issues de l'expérience sont visibles figure 8.

Une variante de cette technique ne nécessitant pas de capteur est décrite dans [23]. Un point faiblement radioactif est fixé au-dessus du torse du

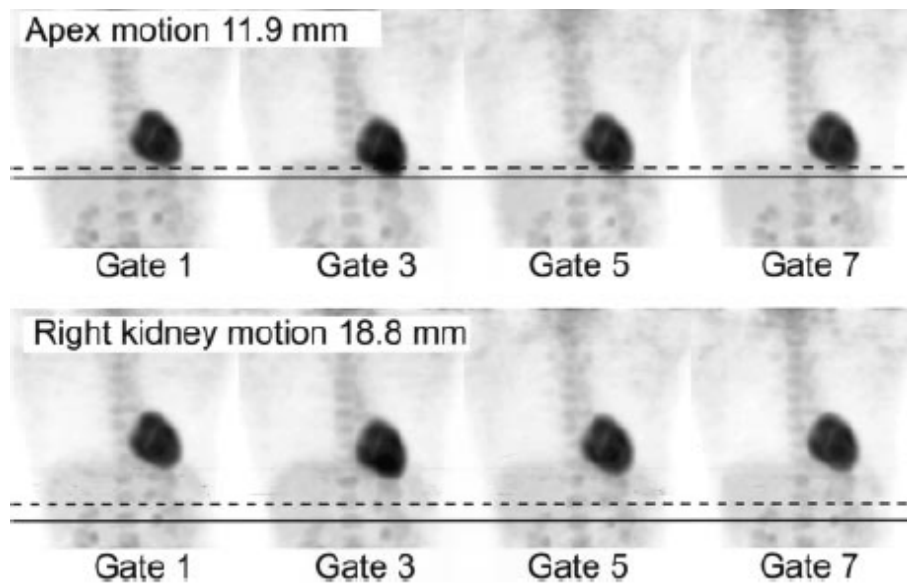


FIG. 8: Illustration de l'étendue du mouvement respiratoire sur des images reconstruites après synchronisation respiratoire [4]. La rangée du haut montre l'étendue du mouvement de l'apex du cœur, et celle du bas l'étendue du mouvement du rein

patient. Les acquisitions de l'imageur sont ensuite enregistrées par blocs temporels de 1 seconde, et une zone d'intérêt est reconstruite dans chacune des images. Les données où le point source est dans cette zone d'intérêt sont sommées et l'image finale reconstruite.

Guoping et al. [6] réalisent la carte d'atténuation à partir d'une image TDM réalisée en respiration libre, et reconstruisent les données TEP acquises lorsque l'amplitude respiratoire est proche de celle utilisée pour l'acquisition TDM (voir exemples figure 9. Les résultats présentés sur 13 patients (21 tumeurs) montrent une amélioration du rapport signal sur bruit pouvant aller de -3.4 à 81% suivant les tumeurs, avec une amélioration moyenne de 26.3%.

Le principal problème de ces techniques est qu'elles demandent un temps d'acquisition beaucoup plus long à qualité d'image égale. Si l'on ne conserve que 20% des événements détectés, cela signifie qu'il faut augmenter le temps d'acquisition d'un facteur 5 pour obtenir une image d'une qualité égale. Il n'est donc pas envisageable de mettre en place ces proto-

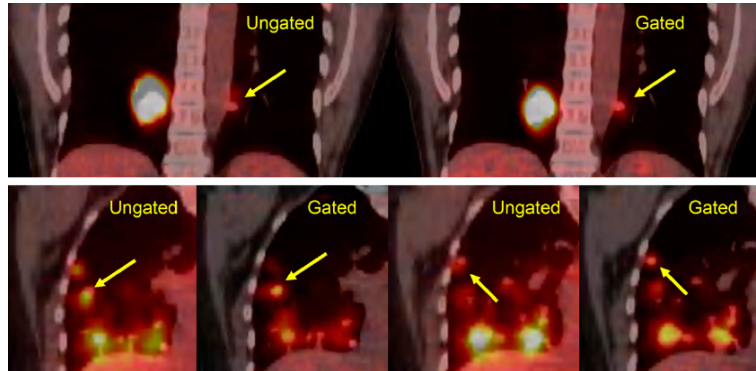


FIG. 9: Images TEP/TDM superposées du poumon reconstruites avec et sans gating respiratoire en utilisant la méthode décrite dans [6]. On peut observer que les tumeurs sont mieux définies et correspondent à l'image TDM qui sert de référence.

coles en routine clinique, car le temps disponible n'est pas suffisant. C'est pour cela que de nombreuses équipes se sont mises à travailler sur une évolution de cette technique, où les images sont déformées les unes sur les autres pour prendre en compte toutes les informations de l'acquisition.

III.2 Synchronisation respiratoire avec recalage

Pour réaliser cela, les différentes techniques se basent sur une estimation préalable du mouvement respiratoire. Les images de chaque phase sont reconstruites indépendamment, puis recalées sur une phase de référence grâce au champ de mouvement. Enfin, les images déformées sont sommées. La difficulté se situe dans l'estimation du champ de mouvement interne lors de la respiration, car ce mouvement est complexe.

Les premières publications décrivant cette technique l'utilisaient notamment pour réaliser de l'imagerie cardiaque en TEP [17]. Cette publication démontre la faisabilité du procédé sur un animal en utilisant des techniques de flux optique pour estimer le champs de mouvement. En effet le coeur a l'avantage d'avoir une activité métabolique intense, ce qui rend l'estimation de son mouvement aisée même sur des images avec une faible statistique.

En corps entier ce champ peut être estimé à partir de :

acquisition TDM 4D séparée : Dawood a réalisé plusieurs publications sur le sujet en utilisant le flux optique pour l'estimation du champ de mouvement [8, 7]. L'algorithme a été étudié sur des images de patients réels. Une autre publication [30] indique une amélioration du rapport de contraste sur bruit (CNR) d'un facteur 3 grâce à la correction.

données TEP enregistrées dans un format dynamique : Les premiers algorithmes étaient utilisés en imagerie cardiaque [16] avec des transformations simples (affines), puis d'autres algorithmes plus adaptés aux images corps entier ont été utilisées, comme les flux optiques [8], ou l'interpolation par B-spline [1].

III.3 Correction pré-reconstruction

Les méthodes de correction du mouvement pré-reconstruction modifient les positions des Lignes de réponse (LDR) fournies par le scanner. Ce recalage des LDR correspond à un déplacement des lignes de réponse dans l'espace du détecteur (voir fig. 10) en fonction du mouvement respiratoire. La limitation principale de ce type de méthode est que le champ de mouvement ne peut pas être élastique.

Cependant, il a été étudié en imagerie du cerveau [3], où il permettait de corriger les mouvements de la tête. Il a été aussi utilisé en imagerie cardiaque TEP [21] en utilisant un champ de mouvement rigide (rotation suivie d'une translation).

Dans les deux cas, les résultats ont montrés une nette amélioration des images (voir fig. 11)

Dans le cadre du mouvement respiratoire du thorax, l'approche de recalage par LDR a été expérimentée par Frederic Lamare [19], mais avec des résultats mitigés.

Cette technique de correction du mouvement a été utilisée pour la correction du mouvement respiratoire du thorax [19, 20], avec des performances plus limitées. En effet, le champ était approximé par une transformation affine, qui peut difficilement modéliser le mouvement du thorax

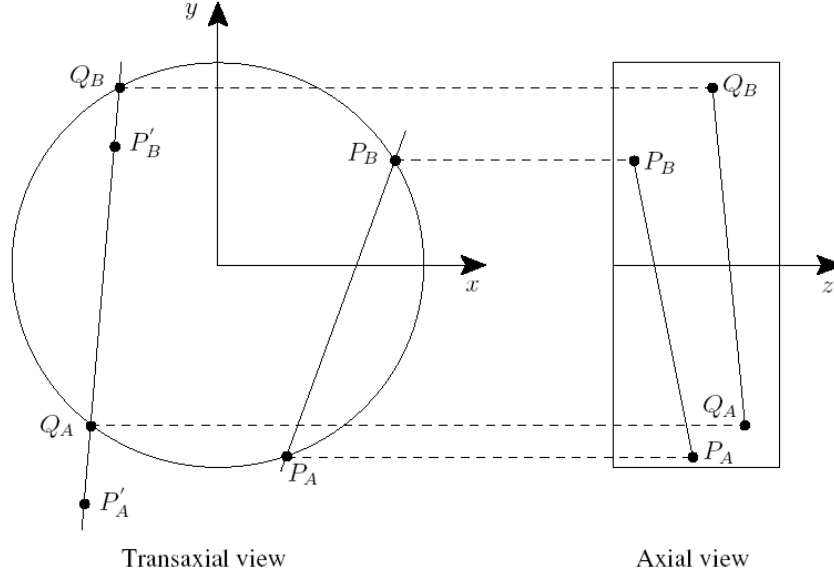


FIG. 10: Illustration du recalage des lignes de réponse dans l'espace du détecteur : P_A et P_B représentent les positions des détections, P'_A et P'_B les positions des points corrigé et Q_A et Q_B les détections correspondantes

dans son ensemble.

Ces résultats ont été améliorés par l'utilisation de la technique suivante qui permettait la prise en compte d'un mouvement élastique.

III.4 Correction pendant la reconstruction

Plusieurs auteurs ont présentés des méthodes permettant de réaliser la correction de mouvement pendant la reconstruction. Qiao et al.[24] et Lamare et al. [20] ont proposés une méthode de correction du mouvement respiratoire basé sur une modification de la matrice de sensibilité lors de la reconstruction pour prendre en compte le mouvement. Tous les deux utilisent un champ de mouvement élastique estimé en utilisant un champ interpolé par B-splines.

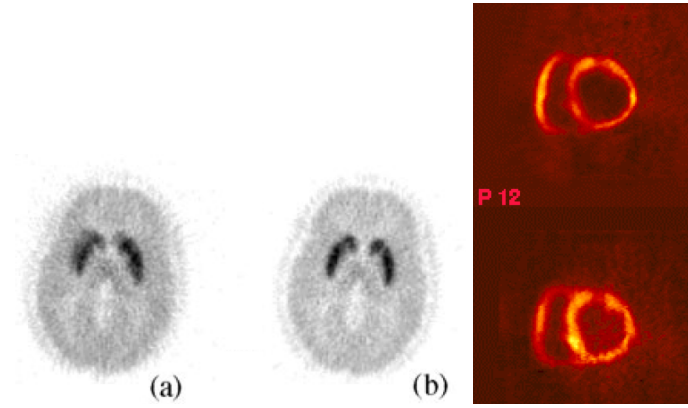


FIG. 11: Résultats de l'algorithme de recalage des LOR sur des images de patients utilisant le radiotracteur $[^{11}\text{C}]\text{raclopride}$. (a) montre une image non corrigée du mouvement et (b) une image corrigée. On peut noter que les éléments interne du cerveau sont beaucoup mieux définis. (c) représente une coupe du coeur petit axe non corrigée (en haut) et corrigée (en bas). On peut voir une amélioration de la définition de l'image.

L'algorithme original utilisé est basé sur OPL-EM [26] qui organise les données en "sous-ensemble" de la même manière que OS-EM [15] mais en utilisant les informations list-mode dans l'algorithme de Lamare. Le principe de la reconstruction avec correction du mouvement respiratoire est décrit par la formule suivante :

$$f^{k+1} = \frac{f^k}{S} \sum_{N_{frames}} P_t^T \frac{1}{P_t f^k} \quad (3)$$

f^k est l'image à l'itération k ,

T est l'opérateur de transposition

P_t représente la matrice système à l'instant t . Chaque élément p_{ij} de cette matrice indique la probabilité de détecter à la ligne de réponse i un événement généré au voxel j .

S est la matrice de sensibilité :

$$S = \frac{1}{N_{frames}} \sum_{N_{frames}} P_t^T N A_t \quad (4)$$

A_t est la matrice permettant de corriger les effets de l'atténuation au temps t et N est la matrice de normalisation qui compense l'inhomogénéité spatiale de la sensibilité.

Dans la publication [20], deux variantes de cette technique sont comparées avec la correction par synchronisation respiratoire avec recalage présentée précédemment ainsi que la correction pré-reconstruction. Les résultats présentés montrent un clair avantage pour la correction pendant la reconstruction, avec des performances

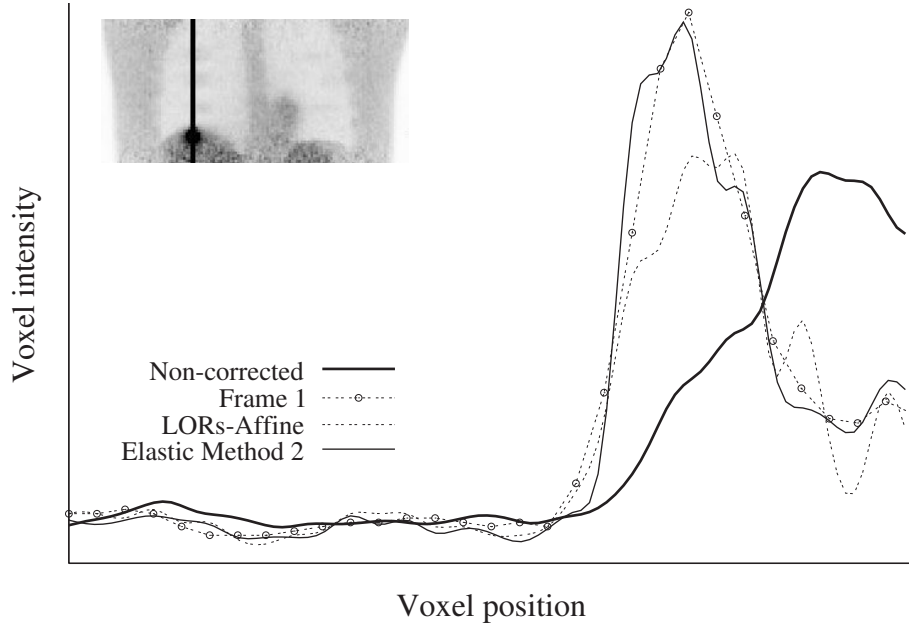


FIG. 12: comparaison des performances des différentes techniques de correction du mouvement sur un profil d'image TEP contenant une tumeur placée au niveau du diaphragme.

III.5 Déconvolution de l'image

Cette technique qui est peu décrite dans la littérature [11] utilise une connaissance du mouvement respiratoire acquise à partir d'une image TDM 4D pour déduire un filtrage appelé TLP (*Tumor Location Probability*) qui correspond à la dégradation dû au mouvement respiratoire.

L'image est ensuite déconvoluée pour corriger les effets du mouvement respiratoire. Cette méthode a été évaluée sur un fantôme physique et des patients réels à l'aide d'un grand nombre de critères provenant pour partie de la TEP (sous-estimation de l'activité de la tumeur, exemples d'images), et pour partie du domaine de la déconvolution.

III.6 Bibliographie

Références

- [1] W. Bai and M. Brady. Regularized B-spline deformable registration for respiratory motion correction in PET images. *Physics in Medicine and Biology*, 54 :2719, 2009.
- [2] H.H. Barrett, J. Yao, J.P. Rolland, and K.J. Myers. Model observers for assessment of image quality. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 90(21) :9758, 1993.
- [3] P.M. Bloomfield, T.J. Spinks, J. Reed, L. Schnorr, A.M. Westrip, L. Livieratos, R. Fulton, and T. Jones. The design and implementation of a motion correction scheme for neurological PET. *Physics in Medicine and Biology*, 48 :959, 2003.
- [4] L. Boucher, S. Rodrigue, R. Lecomte, and F. Benard. Respiratory gating for 3-dimensional PET of the thorax : feasibility and initial results. *Journal of Nuclear Medicine*, 45(2) :214, 2004.
- [5] R.A. Bundschuh, A. Martinez-Moeller, M. Essler, M.J. Martinez, S.G. Nekolla, S.I. Ziegler, and M. Schwaiger. Postacquisition detection of tumor motion in the lung and upper abdomen using list-mode PET data : a feasibility study. *Journal of Nuclear Medicine*, 48(5) :758, 2007.
- [6] Guoping Chang, Tingting Chang, Tinsu Pan, Jr. Clark, John W., and Osama R. Mawlawi. Implementation of an Automated Respiratory Amplitude Gating Technique for PET/CT : Clinical Evaluation. *J Nucl Med*, 51(1) :16–24, 2010.
- [7] M. Dawood, F. Buther, Xiaoyi Jiang, and K.P. Schafers. Respiratory motion correction in 3-d pet data with advanced optical flow algorithms. *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, 27(8) :1164 –1175, 2008.
- [8] M. Dawood, N. Lang, X. Jiang, and KP Schafers. Lung motion correction on respiratory gated 3-D PET/CT images. *IEEE transactions on medical imaging*, 25(4) :476, 2006.
- [9] Nicole C. Detorie and Magnus Dahlbom. Quantitative evaluation of reconstruction algorithms for motion compensated pet. In *Nuclear Science Symposium Conference Record, 2008. NSS '08. IEEE*, pages 5366 –5372, 11 2008.

- [10] A. Dimitrakopoulou-Strauss, L.G. Strauss, T. Heichel, H. Wu, C. Burger, L. Bernd, and V. Ewerbeck. The role of quantitative 18F-FDG PET studies for the differentiation of malignant and benign bone lesions. *Journal of Nuclear Medicine*, 43(4) :510, 2002.
- [11] I. El Naqa, D.A. Low, J.D. Bradley, M. Vicic, and J.O. Deasy. Deblurring of breathing motion artifacts in thoracic PET images by deconvolution methods. *Medical physics*, 33 :3587, 2006.
- [12] Y.E. Erdi, S.A. Nehmeh, T. Pan, A. Pevsner, K.E. Rosenzweig, G. Margeras, E.D. Yorke, H. Schoder, W. Hsiao, O.D. Squire, et al. The CT motion quantitation of lung lesions and its impact on PET-measured SUVs. *Journal of Nuclear Medicine*, 45(8) :1287, 2004.
- [13] Hadi Fayad, Tinsu Pan, Christian Roux, and Dimitris Visvikis. Application of a generic motion model for pet respiratory motion correction. *Journal of Nuclear Medicine*, 51(2) :524, 2010.
- [14] O. Guivarc’h, A. Turzo, D. Visvikis, and Y. Bizais. Synchronization of pulmonary scintigraphy by respiratory flow and by impedance plethysmography. In *Proceedings of SPIE*, volume 5370, page 1166, 2004.
- [15] H.M. Hudson. Accelerated Image Reconstruction Using Ordered Subsets of Projection Data. *IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING*, 13(4), 1994.
- [16] G.J. Klein. Four-Dimensional Processing of Deformable Cardiac PET Data. In *Medical Image Analysis*. Citeseer, 2002.
- [17] G.J. Klein and R.H. Huesman. A 3D optical flow approach to addition of deformable PET volumes. *nam*, page 0136, 1997.
- [18] N.C. Krak, R. Boellaard, O.S. Hoekstra, J.W.R. Twisk, C.J. Hoekstra, and A.A. Lammertsma. Effects of ROI definition and reconstruction method on quantitative outcome and applicability in a response monitoring trial. *European journal of nuclear medicine and molecular imaging*, 32(3) :294–301, 2005.
- [19] F. Lamare, T. Cresson, J. Savean, C. Cheze Le Rest, AJ Reader, and D. Visvikis. Respiratory motion correction using affine transformation of list mode data in PET. *Physics in medicine and biology*, 52 :121–140, 2007.
- [20] F. Lamare, MJ Ledesma Carbayo, T. Cresson, G. Kontaxakis, A. Santos, C.C. Le Rest, AJ Reader, and D. Visvikis. List-mode-based reconstruction for respiratory motion correction in PET using non-rigid

- body transformations. *Physics in medicine and biology*, 52(17) :5187–5204, 2007.
- [21] L. Livieratos, L. Stegger, PM Bloomfield, K. Schafers, DL Bailey, and PG Camici. Rigid-body transformation of list-mode projection data for respiratory motion correction in cardiac PET. *Physics in Medicine and Biology*, 50 :3313, 2005.
 - [22] S.A. Nehmeh, Y.E. Erdi, C.C. Ling, K.E. Rosenzweig, H. Schoder, S.M. Larson, H.A. Macapinlac, O.D. Squire, and J.L. Humm. Effect of respiratory gating on quantifying PET images of lung cancer. *Journal of Nuclear Medicine*, 43(7) :876, 2002.
 - [23] S.A. Nehmeh, Y.E. Erdi, K.E. Rosenzweig, H. Schoder, S.M. Larson, O.D. Squire, and J.L. Humm. Reduction of respiratory motion artifacts in PET imaging of lung cancer by respiratory correlated dynamic PET : methodology and comparison with respiratory gated PET. *Journal of Nuclear Medicine*, 44(10) :1644, 2003.
 - [24] F. Qiao, T. Pan, W.C. John Jr, and O.R. Mawlawi. A motion-incorporated reconstruction method for gated PET studies. *Physics in Medicine and Biology*, 51 :3769, 2006.
 - [25] A. Rahmim, J. Tang, MR Ay, and FM Bengel. 4D Respiratory Motion-Corrected Rb-82 Myocardial Perfusion PET Image Reconstruction.
 - [26] A.J. Reader, S. Ally, F. Bakatselos, R. Manavaki, R.J. Walledge, A.P. Jeavons, P.J. Julyan, S. Zhao, D.L. Hastings, and J. Zweit. Regularized one-pass list-mode EM algorithm for high resolution 3D PET image reconstruction into large arrays. In *Nuclear Science Symposium Conference Record, 2001 IEEE*, volume 4, pages 1853–1858. IEEE, 2002.
 - [27] Agnès servant laval. Cours anatomie fonctionnelle, 2007.
 - [28] L. Sherwood. *Fundamentals of physiology : a human perspective*. Thomson Brooks/Cole, 2006.
 - [29] K. Thielemans, R.M. Manjeshwar, Xiaodong Tao, and E. Asma. Lesion detectability in motion compensated image reconstruction of respiratory gated pet/ct. In *Nuclear Science Symposium Conference Record, 2006. IEEE*, volume 6, pages 3278 –3282, 11 2006.
 - [30] B. Thorndyke, E. Schreibmann, A. Koong, and L. Xing. Reducing respiratory motion artifacts in positron emission tomography through retrospective stacking. *Medical physics*, 33 :2632, 2006.