

Rapport bibliographique

Correction du mouvement respiratoire en TEP

Simon Marache-Francisco

Laboratoire CREATIS/LRMN - Philips Medisys

1^{er} mars 2011



A destination de :

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

Table des matières

Première partie

Effets du mouvement respiratoire

Le mouvement respiratoire en imagerie TEP engendre plusieurs d'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 phase combine plusieurs mouvements élémentaires

[Cours anatomie fonctionnelle, Agnès servant-laval, <http://www.chups.jussieu.fr>] :

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 [?].

Or une acquisition TEP a une durée de plusieurs minutes par lits, 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 ??). D'après [?], réalisé

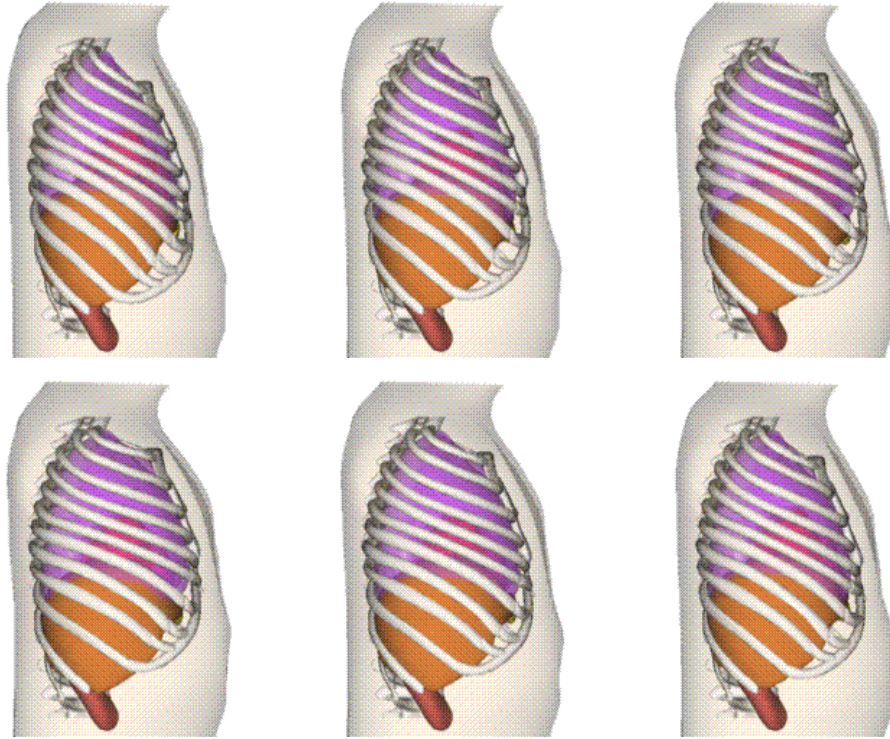


FIG. 1: Modélisation de la respiration par le fantôme XCAT.

sur des simulations, la largeur à mi hauteur des lésions peut être modifiée de 48% (equation ?? : Percent relative difference) dans le cas d'une lésion de 7mm de diamètre dans la partie basse du poumon. L'imprécision sur le positionnement de la tumeur selon l'axe Z ||A Faire : changer|| 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 [?][?]. 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

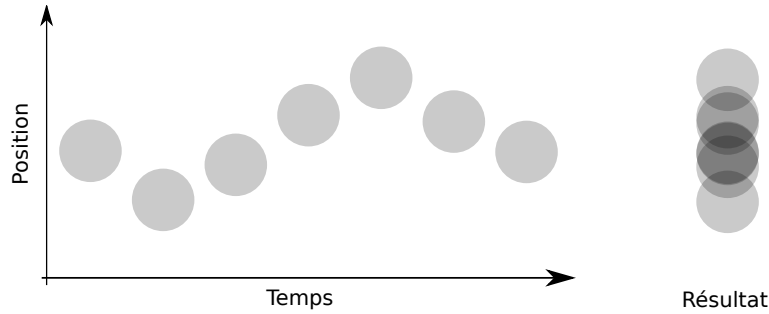


FIG. 2: Effet du déplacement d'une tumeur sur les données acquises. La position de la tumeur change en fonction du temps, ce qui provoque l'acquisition d'une tumeur équivalente présentée à droite.

un mauvais ajustement de la carte d'atténuation, et par le moyennage de 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 CT 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 [?] réalisée sur cinq patients, on peut observer des variations de SUV_{max} (voir eq. ??) 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 dû à l'utilisation de l'image TDM

On peut voir sur les images de la figure ?? des artefacts présents sur les images TDM utilisées pour la correction d'atténuation. Ces artefacts pro-

viennent 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 où 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 utilisée 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 [?] 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 performance d'algorithmes de correction du mouvement respiratoire :

1. SUV_{max} , contrast : [?] [?] [?] [?]
2. Line profile : [?] [?] [?]
3. Lesion volume/position : [?] [?] [?]
4. SNR [?]
5. CHO [?]

Comme on peut le voir, les deux seuls critères qui pourraient 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 présenterais les résultats des autres publications dans la partie III.

Un autre document par rahmim arman propose d'utiliser le CHO pour évaluer l'amélioration de la détection des défauts dans de l'imagerie car-

diague corrigée du mouvement respiratoire. Ce document n'a pas encore donné lieu à publication.

I.3.1 Thielemans 2006

Dans sa publication, Thielemans [?] utilise le CHO [?] dans le cas où le signal (activité des lésions) est connu et le fond connu (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. ??) 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.

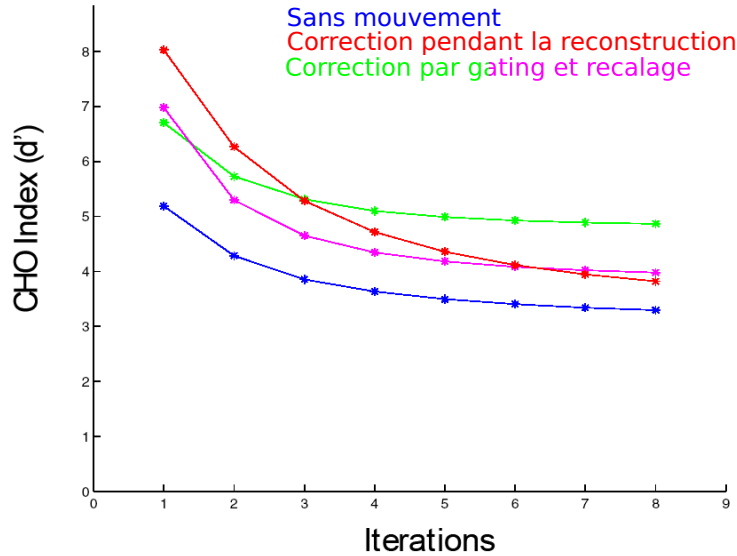


FIG. 4: Index de CHO pour différents techniques de correction du mouvement respiratoire en fonction du nombre d'itérations. la méthode utilisant le gating est comparée avec une méthode évolution présentée dans le document.

I.3.2 Chang 2010

Deuxième partie

Processus d'estimation du mouvement

II.1 capteurs externes

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 [?]. Les spiromètres mesurent un débit ou un volume d'air inspiré/expiré. A partir de l'une des grandeur, 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 informations (RespiTrace R250 de Studley. Data Systems, Respiratory Belt Transducer de ADInstruments, ...). Elles sont basées sur plusieurs effets (resistif, inductif...) et ont l'avantage d'avoir un faible coût et de ne pas perturber la patient.

II.1.3 Basés caméras

Des caméras peuvent être utilisées pour estimer le mouvement respiratoire. Une des technique consiste à utiliser des informations surfaciques en reconstruisant en 3D certaines parties du corps à l'aide de plusieurs

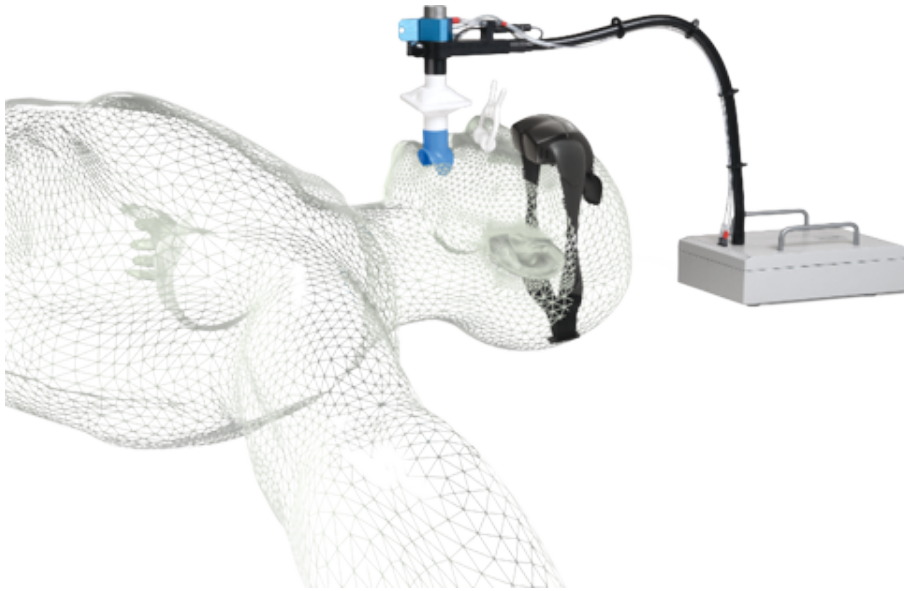


FIG. 5: *spiromètre Syn'r*

caméras (avec ou sans marqueurs) ou de caméra temps de vol. Cela permet d'avoir des informations plus fines sur la respiration, mais il n'est pas évident de corréler les déplacement des parties du corps avec des

Des marqueurs peuvent être placés sur le corps du patient

II.2 Images

II.3 modèle

[?]

II.4 découpage du cycle respiratoire

II.4.1 En phase

II.4.2 En amplitude

Troisième partie

Correction du mouvement respiratoire

Partie précédente : Les différentes méthodes de correction du mouvement présentées ici utilisent se basent sur une carte de déplacement calculée à priori. Cette carte de mouvement peut être obtenue à partir de recalages d'images TDM 4D ou PET 4D, ou encore à partir d'un modèle de mouvement adapté au patient.

III.1 Synchronisation respiratoire

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

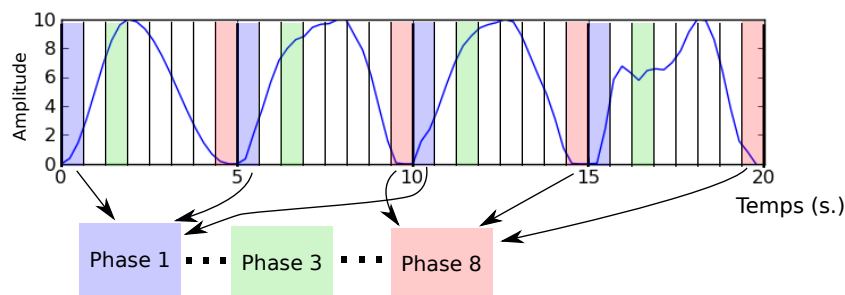


FIG. 6: Illustration de la synchronisation respiratoire : Le cycle est découpé en plusieurs phases

Cette technique est notamment présentée dans [?], 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 [?] 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 ??.

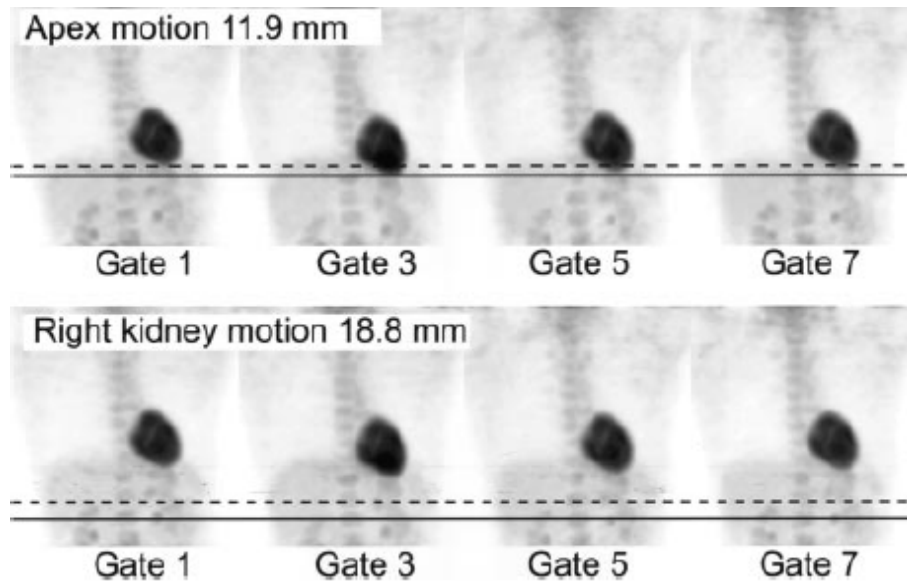


FIG. 7: Illustration de l'étendue du mouvement respiratoire sur des images reconstruites après synchronisation respiratoire [?]. La rangée du haut montre l'étendue du mouvement de l'apex du cœur, et celle du bas l'étendue du mouvement du rein

Une variante de cette technique ne nécessitant pas de capteur est décrite dans [?]. Un point faiblement radioactif est fixé au-dessus du torse du 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. [?] 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. 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 protocoles en routine clinique, car le temps disponibles 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. Le plus difficile dans cette technique est d'arriver à estimer de manière satisfaisante le champ de mouvement corps entier, car ce mouvement est complexe.

Les premières publications décrivant cette technique l'utilisaient notamment pour réaliser de l'imagerie cardiaque en TEP [?]. 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 [?, ?]. L'algorithme a été étudié sur des images de patients réels. Une autre publication [?] indique une amélioration du CNR (ratio contraste sur bruit) d'un facteur 3 grâce à la correction.

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

modèle de champ de mouvement : ||A Faire : ajouter||

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. ??) 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 [?], où il permettait de corriger les mouvements de la tête. Il a été aussi utilisé en imagerie cardiaque TEP [?] 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. ??)

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

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

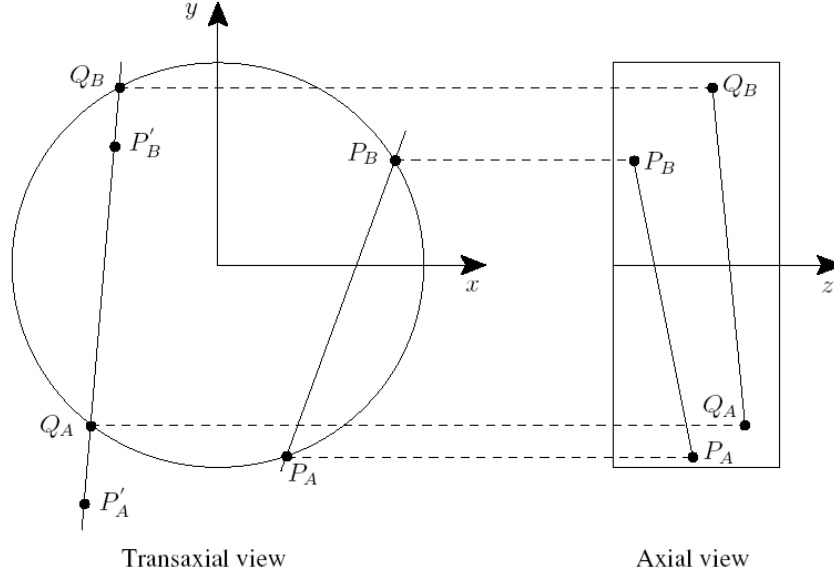


FIG. 8: Illustration du recalage des LOR dans l'espace du détecteur : P_A et P_B représentent les positions des détections, P'_A et P'_B les positions des points corrigé et Q_A et Q_B les détections correspondantes

III.4 Correction pendant la reconstruction

Lamare et al. [?] a proposé 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.

L'algorithme original utilisé est basé sur OPL-EM [?] qui organise les données en "sous-ensemble" mais en utilisant les informations list-mode

III.5 Déconvolution de l'image

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

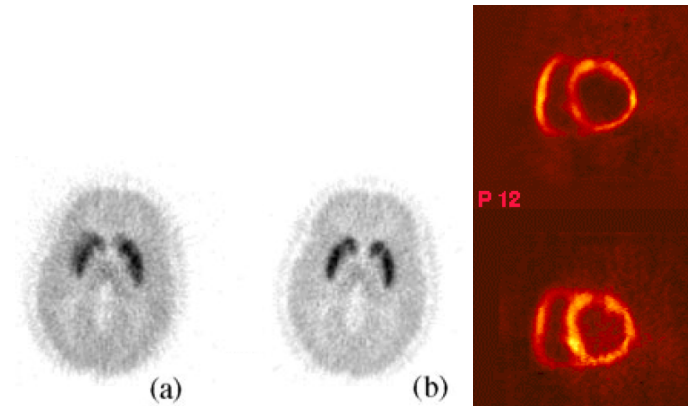


FIG. 9: Résultats de l'algorithme de recalage des LOR sur des images de patients utilisant le radiotracteur $[^{11}\text{C}]\text{raclopride}$. (a) montre une image non corrigée du mouvement et (b) une image corrigée. On peut noter que les éléments interne du cerveau sont beaucoup mieux définis. (c) 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'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] 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.
- [6] 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.
- [7] 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.
- [8] 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.
- [9] 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.

- [10] 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.
- [11] 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.
- [12] Hadi Fayad, Tinsu Pan, Christian Roux, and Dimitris Visvikis. Application of a generic motion model for pet respiratory motion correction. *J. Nuc. Med.*, 51(2_{Meeting Abstracts}) : 524, 2010.
- [13] 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.
- [14] G.J. Klein. Four-Dimensional Processing of Deformable Cardiac PET Data. In *Medical Image Analysis*. Citeseer, 2002.
- [15] G.J. Klein and R.H. Huesman. A 3D optical flow approach to addition of deformable PET volumes. *nam*, page 0136, 1997.
- [16] 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.
- [17] 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.
- [18] 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.
- [19] 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.
- [20] 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.
- [21] 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.
 - [22] 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.
 - [23] L. Sherwood. *Fundamentals of physiology : a human perspective*. Thomson Brooks/Cole, 2006.
 - [24] 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.
 - [25] 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.