

Le mouvement respiratoire en Imagerie Fonctionnelle du Cancer: une revue des effets et des méthodes de correction

Respiratory motion on Functional Imaging in Oncology: a review of the effects and correction methodologies

**Dimitri Visvikis¹, Catherine Cheze Le Rest¹,
Frédéric Lamare¹**

¹INSERM U650, Laboratoire du Traitement de l'information médicale (LaTIM), Université de Bretagne occidentale, Brest, France

Manuscrit reçu le 19 décembre 2005

Résumé et mots clés

De nombreux paramètres inhérents à la détection en Tomographie par Emission de Positons (TEP) influent sur la qualité des images. Le mouvement du patient pendant l'examen produit également d'importants artefacts qui réduisent la qualité des images. Ces effets sont particulièrement importants lors de l'imagerie du thorax et de l'abdomen où on ne peut s'affranchir des mouvements physiologiques du cœur et des poumons. Le mouvement respiratoire produit en particulier un bruit qui réduit la sensibilité de détection des lésions. De plus, la respiration modifie les volumes et les concentrations d'activité des tumeurs essentiellement dans le bas du thorax et le haut de l'abdomen, influençant ainsi les données quantitatives des images TEP reconstruites. La recherche dans le domaine de la détection et de la correction des mouvements respiratoires pour des applications en tomographie d'émission est très réactive. Les méthodologies généralement proposées pour corriger le mouvement respiratoire sont basées sur l'utilisation d'acquisitions dynamiques synchronisées sur la respiration. Néanmoins récemment de nouveaux algorithmes de reconstruction permettant de compenser les effets du mouvement respiratoire ont vu le jour. Les objectifs de cette étude sont de faire une revue des méthodologies actuelles dans le domaine de la compensation du mouvement respiratoire en tomographie d'émission, tout en portant un accent particulier sur les applications oncologiques et de l'imagerie TEP.

Tomographie par émission de positons, mouvement respiratoire, méthodes de correction de mouvement.

Abstract and key words

A number of different parameters inherent in the PET detection process are contributing to a reduction in the quantitative accuracy of PET images. On the other hand, patient motion during imaging has been shown to cause significant artefacts leading to reduced image quality and quantitative accuracy. These effects are particularly important during imaging in thorax and abdomen where physiological motion associated with cardiac, respiratory and GI tract is significant. Respiratory motion effects in emission tomography imaging lead to a loss of sensitivity in the detection of disease as a result of the associated blurring. Furthermore, respiration causes significant changes in the volumes and activity concentrations of tumours predominantly in the lower thorax and upper abdomen, influencing this way the quantitative accuracy of PET images and subsequently its progress in new application domains such as radiotherapy treatment planning and therapy monitoring. Research in the area of respiratory motion detection and correction

especially for emission tomography applications has grown significantly over the last few years. Proposed methodologies to correct for the respiratory motion are based on dynamic gated acquisitions. Furthermore image reconstruction algorithms incorporating respiratory motion compensation have been recently developed. The objectives of this paper are to present a review of current techniques in respiratory motion correction and detection for emission tomography, with a particular focus on oncology applications and PET imaging.

Positron emission tomography, respiratory motion, motion correction techniques.

1. Introduction

La tomographie par émission de positon (TEP) s'impose comme un outil diagnostique majeur en oncologie pour le diagnostic positif, le suivi des patients et l'évaluation thérapeutique. Cette modalité fonctionnelle peut permettre de diagnostiquer des lésions avant même qu'elles n'aient de traduction morphologique (scanner à rayons X (TDM) ou imagerie par résonance magnétique (IRM)). En TEP la grande majorité des travaux est basée sur l'interprétation visuelle qualitative d'images corps entier acquises après l'injection d'un analogue de la molécule du glucose marqué au ^{18}F , connu sous le nom de 2-fluoro-2deoxy-D-glucose (FDG). L'accumulation du FDG dans les cellules est non spécifique, mais elle reflète le métabolisme de celles-ci. Elle est en particulier accrue au niveau des cellules tumorales. Le diagnostic repose en oncologie sur la détection visuelle (qualitative) d'hyperfixations pathologiques [Bomanji]. Mais on découvre l'importance extrême d'y associer une analyse quantitative, pour caractériser les processus physiologiques ou chimiques sous-jacents mais aussi pour caractériser un patient par rapport à une population témoin ou par rapport à lui-même au cours du temps [Marsden]. Ce type d'approche suppose une relation linéaire entre le phénomène physio-pathologique étudié et le paramètre proposé, lui-même proportionnel aux intensités dans les images. Il existe alors un certain nombre de techniques pour procéder à cette quantification. Celles-ci vont de mesures plus ou moins invasives quantitatives avec des degrés variables de complexité, à des mesures simples d'intensités relatives de type tumeur sur bruit de fond. Le paramètre le plus largement utilisé pour l'évaluation de la fixation d'un traceur dans une tumeur est aujourd'hui un indice semi-quantitatif connu sous le nom de « Standardized Uptake Value » (SUV) [Hallet]. Quelque soit la méthode retenue, l'estimation des paramètres de quantification est sujet à deux types d'erreurs : des erreurs systématiques (biais) et des erreurs aléatoires (variabilité intrinsèque et non prédictible). Pour obtenir une estimation du signal non biaisée, il faut donc corriger les différentes sources de dégradation de l'image. Malheureusement ces corrections entraînent généralement une amplification du bruit (erreur aléatoire). Il faut donc établir le meilleur compromis entre biais résiduel et niveau de bruit.

Les erreurs, systématiques et aléatoires, ont deux origines : l'appareillage au sens large et le patient. Les premières sources d'erreurs sont bien identifiées (atténuation, diffusé, résolution), et leur mécanisme est bien élucidé. Pour la plupart de ces erreurs, on dispose de méthodes de correction, mais elles sont souvent imparfaites. Les secondes causes d'erreur sont dues essentiellement aux mouvements liés au patient et notamment aux mouvements respiratoires et cardiaques. Au niveau thoraco-abdominal, les effets du mouvement respiratoire sur les images d'émission tomographiques se caractérisent par une perte de sensibilité dans la détection en raison du flou qui lui est associé [Nehmeh a, Smyczynski]. De plus, la respiration modifie significativement le volume et la concentration d'activité au niveau des tumeurs principalement dans le bas du thorax et le haut de l'abdomen, influençant ainsi la quantification des images en TEP. Les études sur fantômes ont montré que la concentration d'activité peut alors être sous-estimée de 25 % à 50 % [Boucher], tandis que chez des patients atteints d'un cancer du poumon une sous-estimation de plus de 150 % a été observée [Nehmeh d]. D'autre part, les études sur fantômes ont montré que le volume fonctionnel de lésions sphériques de moins de 2ml (< 15mm de diamètre) est surestimé d'un facteur 2 [Yarenko]. Par ailleurs l'arrivée des modalités combinées telles que l'imagerie par photon simple (TEMP)/TDM et la TEP/TDM ont rendu plus évident les effets des mouvements respiratoires. La combinaison des deux modalités d'imagerie en un seul appareil a permis de fusionner au sein d'un même examen des images anatomiques et fonctionnelles. Les développements récents dans le domaine de l'instrumentation ont rendu possible cette nouvelle modalité combinée. En plus d'apporter la possibilité de fusionner les images TDM (anatomiques) et les images d'émission (fonctionnelles), ces appareils combinés présentent l'avantage de fournir des images TDM qui peuvent être utilisées pour la correction d'atténuation pendant la reconstruction des données. L'utilisation ici des données TDM plutôt que le recours à des sources γ externes permet de plus de réduire significativement la durée d'examen. L'efficacité de la correction d'atténuation à partir d'image TDM a été démontrée dans de nombreuses études [Kinahan, Visvikis b]. Néanmoins, les images de deux modalités doivent être parfaitement recalées pour que la correction d'atténuation soit exacte sinon apparaissent des artéfacts.



(a)



(b)

Figure 1. La synchronisation respiratoire des acquisitions d'émission peut être faite par des systèmes externes, comme (a) un spiromètre ou (b) un pléthysmographe à impédance.

Ces artefacts représentent non seulement une dégradation au niveau qualitatif [Beyer, Cook, Papathanassiou], mais leur effet est aussi majeur sur le plan quantitatif. Lorsque les cartes d'atténuation dérivées de TDM et les images synchronisées sur la respiration en TEP sont mal alignées, une étude a montré que les différences engendrées par ce mauvais alignement peuvent atteindre 30% pour des mesures de concentrations d'activité et peuvent aller jusqu'à 20% en terme de détermination du volume fonctionnel [Erdi]. D'autre part, il a également été démontré que les effets provoqués par les différences entre les images TDM et TEP sur l'évaluation des concentrations d'activité peuvent être réduits au minimum en réalisant des acquisitions TDM alors que le patient bloque sa respiration en fin d'expiration [Goerres, Visvikis b].

La recherche dans le domaine de la détection et de la correction des mouvements respiratoires pour des applications en tomographie d'émission est très réactive. Récemment certaines avancées dans le domaine des acquisitions synchronisées avec le mouvement respiratoire ont vu le jour. Les effets dus à la respiration peuvent affecter différents organes du thorax ou de l'abdomen et peuvent alors avoir un impact associé sur des protocoles spécifiques pour des applications oncologiques ou cardiaques. Cet article passe en revue les méthodologies actuelles dans le domaine de la compensation du mouvement respiratoire en tomographie d'émission. Un accent particulier est porté sur les applications oncologiques et de l'imagerie TEP.

2. Synchronisation

Lors de l'imagerie du cerveau et du cou, des techniques d'immobilisation existent pour réduire les mouvements du patient pendant l'acquisition et permettre un bon alignement des images TDM et TEP. Une correction d'atténuation exacte basée sur les images TDM peut alors être effectuée. Par contre, lors de l'imagerie du thorax et de l'abdomen, l'immobilisation du patient empêche les mouvements de grande amplitude, mais de petits mouvements corporels sont toujours possibles. De plus on ne peut s'affranchir des mouvements physiologiques du coeur et des poumons, que ce soit pour les images TEP ou les images TDM. Les scanners à rayon X actuels sont multi-coupes (au moins 2 coupes) avec une grande vitesse de rotation, ce qui permet de faire une acquisition corps entier avec un temps d'acquisition des images de 30 sec en moyenne. Avec un temps d'acquisition si court, le patient peut rester en apnée, limitant les mouvements des poumons et des organes sous-diaphragmatiques. Une étude récente a démontré que les effets du mouvement respiratoire sont minimisés dans le cas de scanners TDM 6 coupes et plus [Beyer]. Malheureusement l'apnée n'est pas envisageable en TEP, où le temps d'examen est de plusieurs dizaines de minutes. Le mouvement des organes est alors lié au cycle respiratoire et les données acquises représentent une distribution moyenne des différents organes pendant les cycles respiratoires qui se sont succédés tout au long de l'examen. Les images TEP sont changées par ces mouvements physiologiques sans possibilité de s'en affranchir. Ce n'est cependant pas le seul

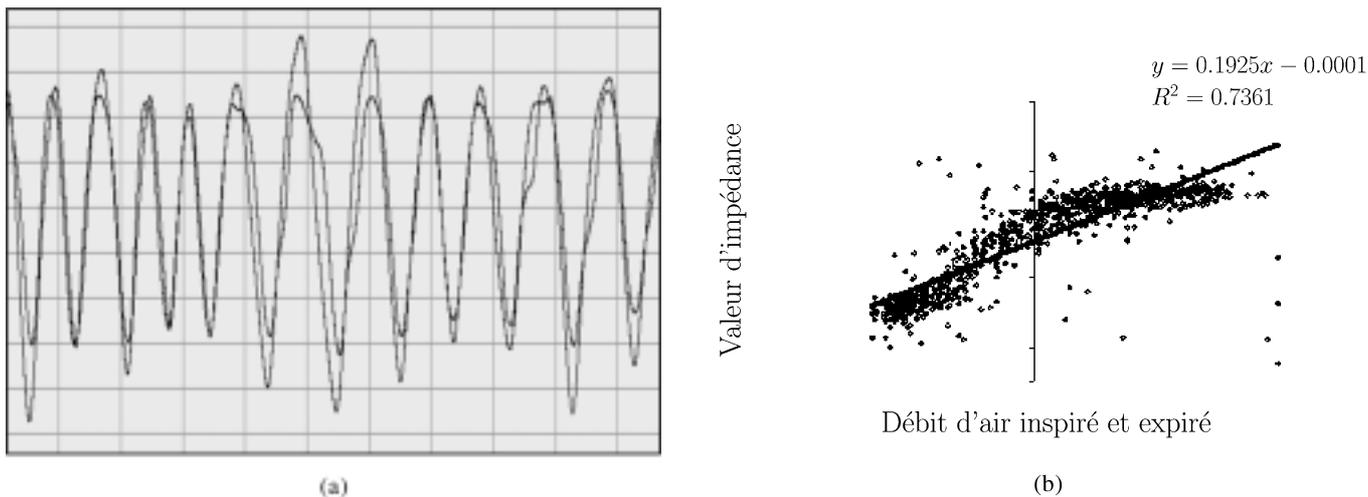


Figure 2. (a) Exemple des signaux respiratoires (30 patients) obtenus avec deux systèmes de détection, un pléthysmographe et un spiromètre et (b) comparaison des signaux respiratoires enregistrés avec les deux détecteurs considérés.

effet négatif de la respiration sur les images. La présence du mouvement respiratoire induit également un flou dans les images reconstruites en raison du mauvais alignement entre les acquisitions TEP et TDM. Avec les appareils d'imagerie combinés, les cartes de TDM sont également employées pour la correction d'atténuation des données d'émission, une inexactitude supplémentaire peut alors être introduite si les données des images TDM et TEP ne se correspondent pas exactement.

Les solutions proposées jusqu'à présent pour tenir compte des effets du mouvement respiratoire sont principalement basées sur la synchronisation des données TEP avec la respiration. Plusieurs études ont été menées pour étudier la possibilité de synchroniser avec la respiration les images TEP lors d'études du thorax et de l'abdomen [Nehmeh d, Boucher, Wolthaus] et pour mesurer l'impact du mouvement respiratoire sur la sous-estimation de l'activité au niveau des lésions [Nehmeh a]. Afin de synchroniser l'acquisition TEP avec la respiration, il est nécessaire d'enregistrer les mouvements respiratoires durant l'acquisition. Il existe deux types de méthodes pour mesurer les mouvements respiratoires. La première est basée sur l'utilisation d'un système de détection externe. Différents systèmes de détection ont alors été proposés : un capteur ou un moniteur ECG à impédance mesurant les variations de circonférence de la cage thoracique (1) [Livieratos], une thermistance mesurant la température de l'air circulant pendant la respiration du patient [Boucher, Wolthaus], un spiromètre mesurant les flux d'air inspirés et expirés (1) [Guivarc'h], le système basé sur le suivi à l'aide de caméras infrarouges de marqueurs réfléchissants placés sur la cage thoracique du patient (RPM, Varian Medical Systems, Palo Alto, CA) [Nehmeh a, Nehmeh c], ou encore le système Polaris [Fulton c]. La majorité de ces systèmes fournissent un signal respiratoire en mesurant les déplacements d'une zone précise du thorax du patient, excepté le spiromètre qui estime le volume d'air dans les poumons. La figure 2 démontre une bonne corrélation entre les deux signaux mesurés avec deux systèmes différents [Guivarc'h]. L'utilisation d'un spiromètre fournit sans

doute une meilleure mesure du mouvement respiratoire, mais les expériences ont démontré que les patients tolèrent généralement mal le masque du spiromètre lors d'un examen prolongé tomographique [Guivarc'h].

Le signal respiratoire peut être ensuite employé pour synchroniser l'acquisition d'émission avec une simple méthode de déclenchement (figure 3). Cette méthodologie de synchronisation est analogue à la synchronisation cardiaque (planaire ou tomographique), en tenant compte toute fois des variations d'amplitudes et de fréquences lors du rejet des cycles respiratoires irréguliers. Une fois que le signal respiratoire atteint le point de déclenchement (seuil) l'acquisition commence le découpage des données brutes selon des intervalles temporels successifs de durée égale (entre 8 et 10 intervalles au total) [Nehmeh, Boucher]. Le processus est répété à chaque fois que le seuil de déclenchement est atteint. À la fin de l'étude, une image est reconstruite pour chaque intervalle temporel. En considérant qu'un cycle respiratoire normal dure entre 4 et 5 secondes, il est évident que les images synchronisées résultantes sont moins influencées par la respiration mais ne sont tout de même pas totalement exemptes de ces effets. En outre, d'autres problèmes demeurent, empêchant de parfaitement compenser le mouvement en utilisant la méthodologie de synchronisation mentionnée ci-dessus. Le premier est lié à la nature irrégulière du mouvement respiratoire qui introduit des erreurs dans les images synchronisées si la durée des intervalles temporels est la même pour chaque cycle respiratoire. Une solution potentielle à ce problème est l'acquisition des données d'émission dans le format « list-mode » où des repères temporels sont associés aux données brutes toutes les 100ms environ. Si un tracé du signal respiratoire synchronisé avec l'acquisition TEP est disponible, il est alors possible de reconstruire le découpage temporel des données d'émission à partir du format « list-mode » et de reconstruire ainsi des images synchronisées. Une telle approche facilite le traitement des cycles irréguliers et des données d'émission brutes associées. De tels traitements peuvent

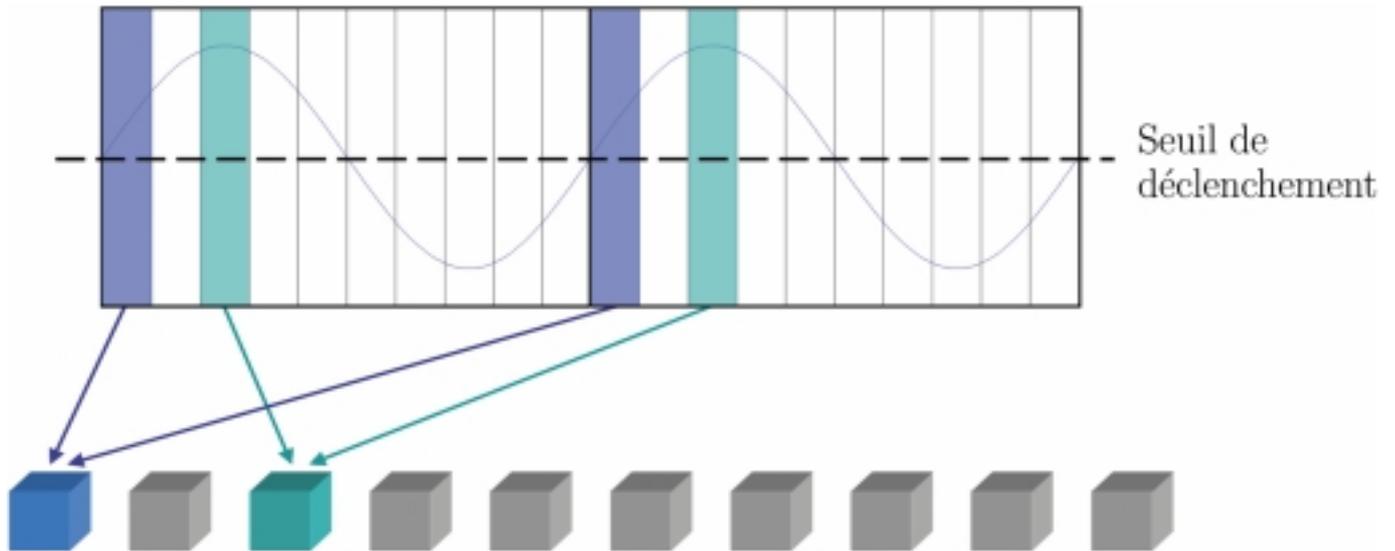


Figure 3. Principe de la synchronisation du mouvement respiratoire démontrant le regroupement des données brutes correspondant au même instant du cycle respiratoire. Dans cet exemple, 10 intervalles temporels sont utilisés comme découpage.

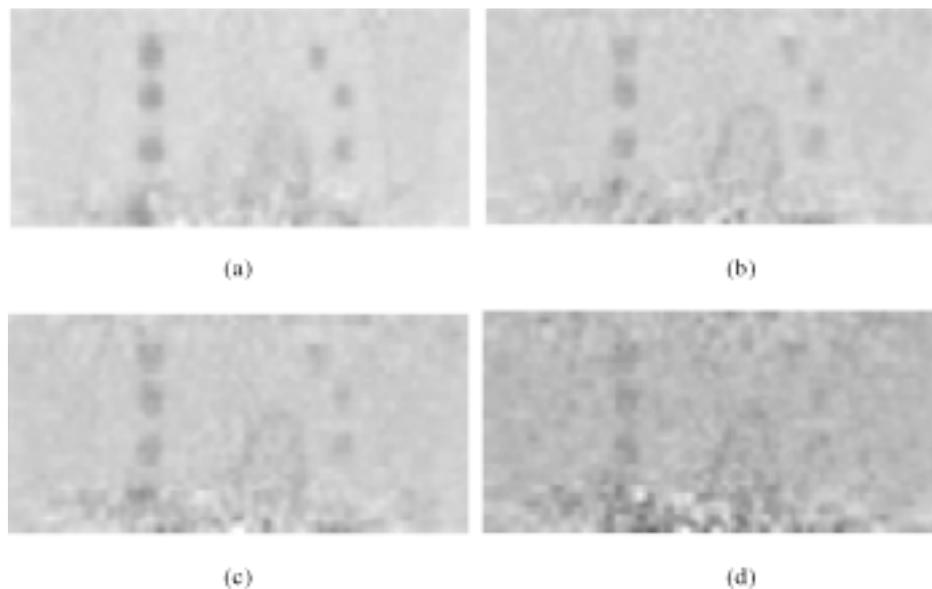


Figure 4. Reconstruction d'une même coupe thoracique représentant (a) une acquisition standard (30Mcps) incluant tous les effets de la respiration, (b)-(d) une image synchronisée correspondant au premier instant du cycle respiratoire, avec respectivement 10, 6 et 4Mcps.

inclure le rejet des données brutes lorsqu'elles sont liées à des cycles fortement irréguliers ou à un découpage des données brutes selon des intervalles de temps variables adaptés aux différents cycles respiratoires. Quelle que soit la méthode de synchronisation considérée, le second problème rencontré est que les différentes images TEP synchronisées reconstruites sont de résolution et de qualité réduites, essentiellement parce qu'elles ne contiennent qu'une fraction du nombre total des coûts détectés pendant l'acquisition TEP [Visvikis c]. De ce fait, les avan-

tages liés à la compensation du mouvement peuvent être significativement réduits, car les moindres statistiques dans les images peuvent réduire l'exactitude de la mesure de la concentration d'activité ou de la taille du volume fonctionnel (figure 4). Ces effets néfastes peuvent être toutefois réduits en augmentant la durée d'acquisition par un facteur équivalent au nombre d'images synchronisées reconstruites. Cependant, une telle solution n'est pas envisageable en pratique clinique pour des raisons de disponibilité des machines installées.

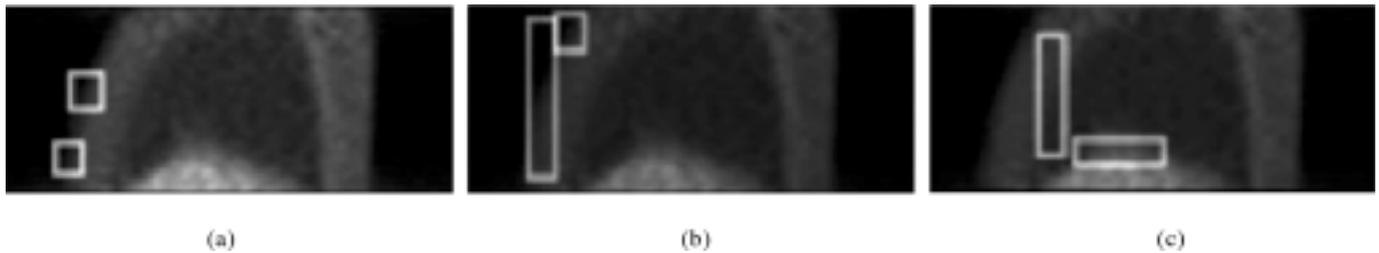


Figure 5. Exemple de positionnement de ROIs afin de déterminer la courbe temporelle d'activité à partir des données dynamiques [Visvikis a]. Les ROIs peuvent être placées soit (a) et (b) au niveau de la poitrine, soit (c) aux frontières des poumons et du foie.

Une approche alternative à la synchronisation avec un système de détection externe est d'utiliser un signal respiratoire directement déduit des images d'émission tomographiques reconstruites. Ceci est possible grâce à l'acquisition de données dynamiques [Visvikis a, Nehmeh b]. Deux méthodologies exigeant des acquisitions dynamiques avec un échantillonnage temporel inférieur à 1sec ont été testées. La première est basée sur l'utilisation de courbes temporelles d'activité générée dans une ROI centrée sur un objet de l'image qui se déplace avec la respiration (généralement la partie inférieure des poumons ou le foie) (voir figure 5) [Visvikis a]. Un opérateur définit une région d'intérêt (ROI) dans les différentes images de la série dynamique, ce qui permet de produire une courbe d'activité en fonction du temps qui reproduit le cycle respiratoire. Cette méthodologie a été validée sur des simulations en utilisant un fantôme anthropomorphe [Segars] qui inclut les effets du mouvement respiratoire [Fulton d], avec un échantillonnage temporel < 500ms. Une méthode alternative consiste à utiliser une source ponctuelle de ^{18}F -FDG placée sur le patient au niveau du thorax [Nehmeh b]. Il a été démontré sur un seul patient que cette technique produit des résultats semblables à la synchronisation externe [Nehmeh b]. Un des inconvénients associés à ces techniques est la nécessité de reconstruire de multiples volumes 3D pour déduire le signal respiratoire durant l'acquisition TEP.

Comme cela a déjà été mentionné, le problème associé aux effets du mouvement respiratoire et à l'utilisation d'appareils d'imagerie combinés est de mettre en correspondance les images TDM et les images TEP afin d'assurer une correction d'atténuation précise. Si les données d'émission sont synchronisées sur la respiration, il est possible d'identifier celles qui correspondent à l'instant du cycle respiratoire auquel a été réalisée l'acquisition TDM. Toutefois cette solution est imparfaite car si une seule image TDM est acquise à un instant précis du cycle, elle ne permettra de corriger correctement qu'une seule des images d'émission, celle qui aura été acquise au même instant. Une solution alternative est celle d'une acquisition TDM synchronisée avec la respiration, comparable aux acquisitions d'émission. On parle alors d'acquisitions TDM en mode « ciné » [Erdi]. En supposant que la respiration du patient a été la même lors des deux acquisitions TDM et TEP, cette dernière méthode peut apporter une bonne mise en correspondance des images dynamiques TDM et TEP. Cependant, à l'heure actuelle

son utilisation en pratique clinique est limitée compte tenu de la dose accrue délivrée au patient lors d'une acquisition TDM en mode 4D dynamique. Néanmoins une solution potentielle est le développement d'un protocole d'acquisition TDM « ciné » en utilisant un courant du tube à rayons X faible (< 20mA) [Pan]. Une telle approche permet d'obtenir les données TDM synchronisées avec la respiration, tout en considérant une dose délivrée par le TDM équivalente à celle absorbée par le patient lors d'un examen standard TEP/TDM.

3. Reconstruction et compensation des effets respiratoires

L'utilisation des algorithmes de reconstruction standards pour des données dynamiques formées par de multiples acquisitions statiques ne produit pas des résultats optimaux. C'est pourquoi, lorsque l'on dispose de données dynamiques il faut développer des algorithmes 4D spécifiques afin d'utiliser au mieux la nature dynamique des données dans les images reconstruites. À ce jour la majorité des algorithmes permettant de reconstruire des données d'organes en mouvement se limitent principalement aux applications cardiaques en TEMP, ils peuvent néanmoins être appliqués à d'autres organes. D'autre part, afin de réduire les effets liés à la qualité statistique réduite dans les images synchronisées avec la respiration, il est nécessaire de développer des méthodes qui permettront d'utiliser toutes les données d'émission acquises. Les techniques dédiées à la correction du mouvement respiratoire peuvent être décomposées en deux catégories: d'une part celles qui sont appliquées après la reconstruction des images dynamiques, et d'autre part celles qui sont appliquées directement sur les données d'émission brutes ou au cours du processus de reconstruction.

3.1. Reconstruction 4D des images dynamiques d'organes en mouvement

Quelques méthodes ont été développées dans le but de reconstruire une séquence dynamique d'images permettant de visualiser le mouvement des organes. Toutes ces méthodes permettent de reconstruire une série d'images dynamiques avec une vraie cohérence temporelle.

Lalush et Tsui ont contribué au développement de méthodes de reconstruction 4D pour les images cardiaques synchronisées en TEMP. Ils ont ainsi produit des algorithmes de reconstruction faisant intervenir des contraintes *a priori* spatio-temporelles (Space-Time Gibbs priors) [Lalush a, Lalush b]. Les différentes images (volumes 3D) de la séquence dynamique ne sont donc plus reconstruites indépendamment les unes des autres, mais une quatrième dimension temporelle est introduite par l'intermédiaire de cette contrainte. En effet l'intensité d'un voxel dans une image de la séquence sera directement liée aux intensités des voxels voisins dans l'image précédente de la série. Une approche similaire utilise un filtrage temporel de Karhunen-Loève (KL) [Brankov a]. L'avantage de ce filtrage temporel par rapport aux contraintes Bayésiennes citées dans les techniques ci-dessus, est la forte corrélation locale obtenue entre les images dynamiques sans que le bruit dans ces images ne soit corrélé. Brankov a également proposé une technique permettant de reconstruire une séquence 4D dynamique. Celle-ci est basée sur la décomposition des images dynamiques sous forme de « mesh ». Cette décomposition est bien adaptée aux mouvements élastiques du cœur dans les images TEMP auxquels Brankov s'est intéressé [Brankov b]. Dans cette technique, les images dynamiques sont décomposées sous un maillage de facettes jointives (« mesh ») dont la forme et la disposition dépend des intensités dans les voxels de l'image. Il est ensuite possible de déterminer le mouvement entre les différentes images dynamiques et d'établir des correspondances entre des parties similaires de deux images dynamiques qui se succèdent.

3.2. Méthodes de correction basées sur les images

Une autre solution basée sur les images dynamiques est de chercher à corriger la série d'images synchronisées afin de ne considérer au final qu'une seule image correspondant à un instant particulier du cycle respiratoire et donc dépourvue de tout flou induit pour les effets de la respiration. Dans le domaine de l'imagerie cardiaque en TEP, une première approche consiste à calculer une transformation affine à 12 paramètres pour recalculer chacune des images de la séquence dynamique sur une image de référence [Klein b]. Toutes les images synchronisées peuvent ainsi être transformées afin de correspondre à la même phase du cycle cardiaque et pouvoir être ensuite sommées. La combinaison du mouvement du cœur lors de la respiration et des battements cardiaques rend le mouvement du cœur tout au long du cycle respiratoire très complexes. De ce fait, une simple trans-

formation affine est insuffisante pour les décrire. Une autre technique a donc été développée par la même équipe, qui consiste à recalculer cette fois-ci les images synchronisées par une méthode « optical flow » [Klein a]. Ce type de recalage est bien adapté aux mouvements non-rigides et permet d'établir une correspondance entre chaque voxel des images dynamiques. Après recalage, les images synchronisées peuvent également être sommées. Néanmoins, l'impact de toutes ces méthodes reste limité car l'implémentation d'une correction avant ou pendant le processus de reconstruction permet d'améliorer le rapport signal sur bruit de fond dans les images reconstruites [Lamare a].

D'autres méthodes, plus récentes sont plus spécifiquement dédiées aux appareils d'imagerie combinés TEP/TDM et cherchent à recalculer de manière élastique les images TEP sur les images TDM. Il faut ici rappeler que les acquisitions TDM peuvent être effectuées en demandant au patient de bloquer sa respiration. Le flou induit par la respiration est donc totalement inexistant. Ces techniques vont donc travailler à partir d'une image TDM dépourvue de mouvement respiratoire et d'une image TEP bruitée par la respiration. La correction du mouvement respiratoire s'effectue en recalculant l'image TEP sur l'image TDM. L'image TEP sera ainsi mise en correspondance avec une image représentant un instant particulier du cycle respiratoire. Il est ainsi possible de recalculer des images TDM et TEP d'un même patient acquises sur deux appareils différents [Shekhar], ou sur un appareil combiné TEP/TDM [Slomka, Shekhar, Tai].

3.3. Méthodes de correction basées sur les données d'émission brutes

De nombreux inconvénients sont associés à l'utilisation du recalage d'images pour compenser les mouvements respiratoires. Les techniques basées sur le recalage des images pour réaligner les images dynamiques synchronisées sont dégradées par la faible qualité statistique des images dynamiques TEP utilisées, et ne tiennent pas compte des différences entre l'image CT utilisée pour la correction d'atténuation et les images d'émission synchronisées. De plus, une méthode de correction appliquée soit avant, soit pendant le processus de reconstruction, améliore le rapport signal sur bruit de fond dans les images reconstruites, notamment si la méthode de reconstruction est itérative. Tous ces éléments ont motivé le développement d'algorithmes de reconstruction basés sur une compensation du mouvement décrits dans ce paragraphe. Actuellement très peu de travaux sont disponibles dans ce domaine, et il existe encore moins de données cliniques sur ces méthodes.

Une première solution basée sur les données d'émission est la combinaison de l'ensemble des données dynamiques synchronisées avec la respiration et d'un algorithme de reconstruction itératif. Cette méthodologie a été précédemment suggérée pour les applications cardiaques en TEMP [Lee] et pour l'imagerie du cerveau [Kyme]. Cette technique décompose de façon temporelle l'ensemble des projections acquises. Une première image

initiale est reconstruite à partir d'un de ces sous-ensembles de projections. À chaque itération, un sous-ensemble de projections est reconstruit, corrigé du mouvement, et l'image initiale ainsi compensée du mouvement est mise à jour en tenant compte de ces nouvelles projections. À chaque nouvelle itération, l'image reconstruite est recalée sur l'image initiale, la transformation à appliquer aux projections est ainsi calculée. Chaque groupe de projections correspondant au même instant est ainsi corrigé du mouvement et à la fin de la reconstruction, une seule image est reconstruite, sans aucun bruit dû au mouvement.

La plupart des autres techniques de correction utilisent soit le format list-mode, soit le format sinogramme [Thielemans]. Le format list-mode a l'avantage de contenir l'information temporelle de détection pour chaque ligne de coïncidence (LOR, line of response) et ainsi de permettre le découpage de l'ensemble des données comme le ferait une acquisition dynamique. Cette deuxième catégorie de techniques est basée sur une méthodologie de réaligement appliquée aux LORs détectées dans un même intervalle temporel du cycle respiratoire. Dans une première étape, il est nécessaire de déterminer la transformation qui permettra de corriger les données du mouvement. Cette transformation peut être connue à partir des images TDM dynamiques, ou alors grâce à un système de détection externe comme une caméra infrarouge. Pour chaque intervalle temporel du cycle, la transformation correspondante est appliquée à

chaque ligne de coïncidence détectée [Rahmin], la LOR est remplacée à l'endroit où elle aurait dû être détectée si le patient n'avait pas bougé. Un modèle géométrique de l'appareil d'imagerie est enfin nécessaire pour déterminer les nouveaux lieux de détection, intersection entre l'anneau de détection formé par les cristaux du TEP et la nouvelle LOR corrigée du mouvement [Menke] (figure 6). Cependant les limitations de ces méthodes résident dans le fait qu'une même transformation doit être appliquée à tout le champ de vue de l'appareil d'imagerie, alors que les organes ont un mouvement indépendant les uns des autres. De nombreuses applications ont été développées pour la correction du mouvement de la tête en TEMP [Fulton b], et en TEP [Menke, Fulton a, Fulton c, Bühler]. Dans toutes ces méthodes le mouvement est connu grâce à une caméra infrarouge qui suit en temps-réel la position de capteurs réfléchissants posés sur le crâne du patient. De plus la boîte crânienne n'étant pas compressible, les mouvements de la tête se limitent à une rotation et une translation, une transformation à 6 paramètres suffit donc à décrire le mouvement de la tête dans ce genre d'études. Un effort important a également été porté sur l'étude du mouvement respiratoire dans les images cardiaques en TEP. Une simple transformation rigide ne suffit plus à décrire son mouvement pendant le cycle respiratoire. Ainsi une dilatation doit être prise en compte en plus de la translation et de la rotation, portant le nombre de paramètres de la transformation à 9 [Livieratos].

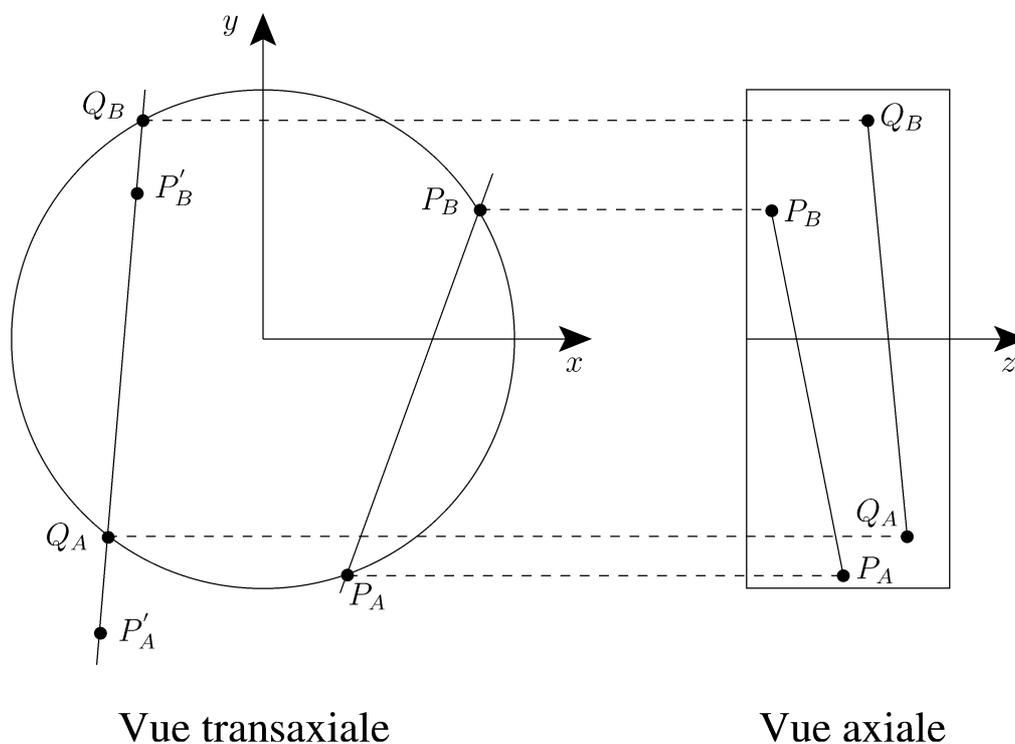


Figure 6. Visualisation sur les coupes axiales et transaxiales d'une transformation appliquée à une ligne de coïncidence (LOR). La LOR détectée croise l'anneau de détection du scanner aux points P_A et P_B , après correction du mouvement par la transformation, ces points sont déplacés en P'_A et P'_B , définissant une nouvelle LOR corrigée du mouvement qui intersecte les cristaux aux points Q_A et Q_B .

Par ailleurs, dans le cas d'un appareil combiné TEP/TDM, les paramètres de transformation peuvent être déduits des images TDM dynamiques correspondantes synchronisées au mouvement respiratoire [Nehmeh c, Lamare a, Lamare b]. Cette technique est plus précise que la simple détection du mouvement respiratoire par un capteur externe (caméra infrarouge, ou ceinture à impédance), où l'interpolation entre le signal externe enregistré et le véritable mouvement des organes internes n'est pas aisée. grâce aux images TDM, le mouvement de chaque organe au cours du cycle respiratoire est alors connu. À partir de la séquence dynamique des images TDM, on peut déduire soit la transformation affine si l'on souhaite utiliser une méthode semblable à celles décrites précédemment [Lamare a], soit la transformation élastique permettant de corriger le mouvement de chacun des organes de manière indépendante [Lamare b]. Dans ce dernier cas de figure, la transformation élastique n'est plus appliquée aux données brutes avant la reconstruction des images comme c'était le cas avec les transformations rigides et affines, mais le processus de reconstruction lui-même doit être adapté pour tenir compte de la transformation élastique. Cette méthodologie est potentiellement applicable soit aux images reconstruites ou soit directement aux données brutes.

À ce stade, il est important de signaler que la correction du mouvement s'effectue sur les données brutes. Les données corrigées qui vont ainsi être reconstruites ne correspondent plus nécessairement à la situation dans laquelle elles ont été acquises. Il est donc important et indispensable de tenir compte de la compensation du mouvement lors des corrections d'atténuation et de normalisation pendant la reconstruction. Les méthodes de correction de ces deux effets usuellement utilisées doivent être adaptées si les données d'émission sont transformées [Rahmin, Bühler, Fulton d, Thielemans]. Par ailleurs, avec ce type de transformations cherchant à corriger les données brutes au format mode liste, il est possible de faire un découpage temporelle des données brutes aussi petit que désiré. Si, comme dans le cas d'une détection par caméra infrarouge, la connaissance du mouvement est connue en temps-réel, il est potentiellement possible de corriger chaque LOR détectée du mouvement qui lui a été infligé [Bühler].

Conclusion

Au total, jusqu'à maintenant les travaux réalisés pour compenser des effets néfastes de la respiration en imagerie d'émission ont porté sur les techniques de synchronisation lors de l'acquisition. Les quelques études de validation clinique disponibles des méthodes ainsi développées ont montré les limites de ce type d'approches qui ne permet pas d'améliorer de façon franche les résultats quantitatifs issus des images obtenues. Ceci est d'autant plus regrettable que les possibilités de quantification constituent un point fort de l'imagerie d'émission. Des travaux complémentaires sont donc nécessaires et il est aujourd'hui évident

qu'ils devront prendre en compte l'ensemble des données acquises pour être pertinents. Il faudra enfin que soient réalisées des études cliniques de validation avant que les méthodes développées ne soient mises en application en routine clinique.

Références

- [Beyer] T. BEYER, S. ROSENBAUM, P. VEIT, «Respiration artefacts in whole body FDG PET/CT studies with combined PET/CT tomographs employing spiral CT technology with 1 to 16 detector rows», *Eur J Nucl Med Mol Imag*, Vol 32, 12, 2005, p.1429-1439
- [Bomanji] J.B. BOMANJI, D.C. COSTA, P.J. ELL, «Clinical role of Positron Emission Tomography in Oncology», *Lancet Oncology*, 2001, 3, p.157-164.
- [Boucher] L. BOUCHER, S. RODRIGUE, R. LECOMTE, F. BENARD, «Respiratory gating for 3 dimensional PET of the thorax: feasibility and initial results», *J. Nucl. Med.* 2004, Vol 45, p.214-219
- [Brankov a] J.G. BRANKOV, M.N. WERNICK, Y. YANG, M.V. NARAYANAN, «Spatially-Adaptive Temporal Smoothing for Reconstruction of Dynamic and Gated Image Sequences», *IEEE Medical Imaging Conference Record*, Vol 2, 2000, p. 146-150
- [Brankov b] J.G. BRANKOV, Y. YANG, M.V. NARAYANAN, M.N. WERNICK, «Motion-Compensated 4D Processing of Gated SPECT Perfusion Studies», *IEEE Medical Imaging Conference Record*, Vol 3, 2002, p.1380-1384
- [Bühler] P. BUHLER, U. JUST, W. EDMUND, J. KOTZERKE, J. VAN DEN HOFF, «An Accurate Method for Correction of Head Movement in PET», *IEEE Trans Med Imag*, Vol 23, 8, 2004, p.1176-1184
- [Cook] G.J.R. COOK, E.A. WEGNER, I. FOGELMAN, «Pitfalls and artifacts in 18FDG PET and PET/CT oncologic imaging Semin», *Nucl Med*, Vol 34, 2004, p.122-133
- [Erdi] Y. E. ERDI, S. A. NEHMEH, T. PAN, A. PEVSNER, K.E. ROSENZWEIG, G. MAGERAS, E.D. YORKE, H. SCHODER, W. HSIAO, O.D. SQUIRE, P. VERNON, J.B. ASHMAN, H. MOSTAFAVI, S.M. LARSON, J.L. HUMM, «The CT motion quantitation of lung lesions and its impact on PET measured SUVs», *J. Nucl. Med.*, Vol 45, 8, 2004, p.1287-1292.
- [Fulton a] R.R. FULTON, B.F. HUTTON, M. BRAUN, B. ARDEKANI, R. LARKIN, «Use of 3D reconstruction to correct for patient motion in SPECT», *Phys. Med. Biol.*, Vol 39, 3, 1994, p.563-574.
- [Fulton b] R.R. FULTON, S. EBERL, S.R. MEIKLE, B.F. HUTTON, M. BRAUN, «A practical 3D tomographic method for correcting patient head motion in clinical SPECT», *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, Vol 46, 3, 1999, p. 667-672.
- [Fulton c] R.R. FULTON, S.R. MEIKLE, S. EBERL, J. PFEIFFER, C. CONSTABLE, M.J. FULHAM, «Correction for head movements in positron emission tomography using an optical motion tracking system», *IEEE Medical Imaging Conference records*, Vol 3, 2000, p. 1758-1762.
- [Fulton d] R.R. FULTON, L. TELLMANN, U. PIETRZYK, O. WINZ, I. STANGIER, I. NICKEL, A. SCHMID, S. MEIKLE, H. HERZOG, «Accuracy of Motion Correction Methods for PET Brain Imaging», *IEEE NSS MIC Conference Record*, Vol 7, 2004, p.4226-4230.
- [Goerres] G.W. GOERRES, E. KAMEL, T.N. HEIDELBERG, M.R. SCHWITTER, C. BURGER, G.K. VON SCHULTHESS, «PET-CT image co-registration in the thorax: influence of respiration», *Eur J Nucl Med Mol Imaging*, Vol 22, 2002, p.351-360.
- [Guivarc'h] O. GUIVARC'H, A. TURZO, D. VISVIKIS, Y. BIZAIS, «Synchronisation of pulmonary scintigraphy by respiratory flow and by impedance plethysmography», *Proc SPIE Medical Imaging 2004*, Vol 5370, p. 1166-1175.
- [Hallet] W. HALLET, «Quantification in Clinical FDG Positron Emission Tomography», *Nucl Med Comm*, Vol 25, 2004, p.647-650.

- [Kinahan] P.E. KINAHAN, D.W. TOWNSEND, T. BEYER, D. SASHIN, « Attenuation correction for a combined 3D PET/CT scanner », *Med. Phys.*, Vol 25, 1998, p.2046-2053.
- [Klein a] G.J. KLEIN, B.W. REUTTER, R.W. HUESMAN, « Non-Rigid Summing of Gated PET Via Optical Flow », *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, Vol 44, 4, 1997, p.1509-1512.
- [Klein b] G.J. KLEIN, B.W. REUTTER, R.W. HUESMAN, « 4D Affine Registration Models for Respiratory-Gated PET », *IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference Record*, 2000, p. 41-45.
- [Kyme] A.Z. KYME, B.F. HUTTON, R.L. HATTON, D.W. SKERRETT, L.R. BARNDEN, « Practical aspects of a data driven motion correction approach for brain SPECT », *IEEE Trans Med Imag*, Vol 22, 2003, p. 722-729.
- [Lalush a] D.S. LALUSH, L. CUI, B.M.W. TSUI, « A priori motion models for four-dimensional reconstruction in gated cardiac SPECT », *IEEE Medical Imaging Conference records*, 1997, p.1923-1927.
- [Lalush b] D.S. LALUSH, B.M.W. TSUI, « Block-iterative techniques for fast 4D reconstruction using a priori motion models in gated cardiac SPECT », *Phys. Med. Biol.*, Vol 43, 1998, p.875-886.
- [Lamare a] F. LAMARE, T. CRESSON, J. SAVEAN, C. CHEZE LE REST, A. TURZO, Y. BIZAIS, D. VISVIKIS, « Affine transformation of list mode data for respiratory motion correction in PET », *IEEE NSS MIC Conference Record*, Vol 5, 2004, p. 3151-3155.
- [Lamare b] F. LAMARE, T. CRESSON, M.J. LEDESMA CARBAYO, G. KONTAXAKIS, A. SANTOS, C. CHEZE LE REST, A. TURZO, Y. BIZAIS, D. VISVIKIS, « Elastic Registration during the Reconstruction of List Mode Data for Respiratory Motion Correction in PET », *IEEE NSS MIC Conference Record*, Vol 3, 2005, p.1740-1744.
- [Lee] T.S. LEE, P.W. SEGARS, B.W. TSUI, « Application of 4D MAP-RBI-EM with space time Gibbs priors to gated myocardial SPECT », *J. Nucl. Med.*, Vol 46, 2005, p.162P.
- [Livieratos] L. LIVIERATOS, L. STEGGER, P.M. BLOOMFIELD, K. SCHAFERS, D.L. BAILEY, P.G. CAMICI, « Rigid body transformation of list mode projection data for respiratory motion correction in cardiac PET », *Phys. Med. Biol.*, Vol 50, 2005, p.3313-3322.
- [Marsden] P.K. MARSDEN, « Quantification in PET: What is it? Can we do it? Do we need it? », *Nuc Med Comm*, Vol 25, 2004, p.635-636.
- [Menke] M. MENKE, M.S. ATKINS, K.R. BUCKLEY, « Compensation Methods for Head Motion Detected During PET Imaging », *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, Vol 43, 1, 1996, p. 310-316.
- [Nehmeh a] S.A. NEHMEH, Y.E. ERDI, C.C. LING, K.E. ROSENZWEIG, O.D. SQUIRE, L.E. BRABAN, E. FORD, K. SIDHU, G.S. MAGERAS, S.M. LARSON, J.L. HUMM, « Effect of respiratory gating on reducing lung motion artefacts in PET imaging of lung cancer », *Med. Phys.*, Vol 29, 2002, p. 366-371.
- [Nehmeh b] S.A. NEHMEH, Y.E. ERDI, K.E. ROSENZWEIG, H. SCHODER, S.M. LARSON, O.D. SQUIRE, J.L. HUMM, « Reduction of respiratory motion artefacts in PET imaging of lung cancer by respiratory correlated dynamic PET: methodology and comparisons with respiratory gated PET. », *J. Nucl. Med.*, Vol 44, 2003, p. 1644-1648.
- [Nehmeh c] S.A. NEHMEH, Y.E. ERDI, T. PAN, E. YORKE, G.S. MAGERAS, K.E. ROSENZWEIG, H. SCHODER, H. MOSTAFAVI, O. SQUIRE, A. PEVSNER, S.M. LARSON, J.L. HUMM, « Quantitation of respiratory motion during 4D-PET/CT acquisition », *Med Phys*, Vol 31, 2004, p. 1333-1338.
- [Nehmeh d] S.A. NEHMEH, Y.E. ERDI, A. PEVSNER, K.E. ROSENZWEIG, E. YORKE, G.S. MAGERAS, H. SCHODER, P. VERNON, O. SQUIRE, H. MOSTAFAVI, S.M. LARSON, J.L. HUMM, « Four dimensional (4D) PET/CT imaging of the thorax », *Med. Phys.*, Vol 31, 2004, p. 3179-3186.
- [Pan] T. PAN, O. MAWLAWI, S.A. NEHMEH, Y.E. ERDI, P.M. CHI, D. LUO, M. TRUONG, J. ERASMUS and H.A. MACAPINLAC, « New low dose cine CT for quantitation of the PET data in the thorax on PET/CT », *J. Nucl. Med.*, Vol 47, 2006, sous presse.
- [Papathanassiou] D. PAPANATHANASSIOU, S. BECKER, R. AMIR, B. MENEROUX, J.C. LIEHN, « Respiratory motion artefact in the liver dome on FDG PET/CT: comparison of attenuation correction with CT and a caesium external source. », *Eur J Nucl Med Mol Imaging*, Vol 32, 2005, pp. 1422-1428.
- [Rahmin] A. RAHMIN, P. BLOOMFIELD, S. HOULE, M. LENOX, C. MICHEL, K.R. BUCKLEY, T.J. RUTH, V. SOSSI, « Motion Compensation in Histogram-Mode and List-Mode Reconstructions: Beyond the Event-Driven Approach », *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, Vol 51, 5, 2004, p. 2588-2596.
- [Segars] W.P. SEGARS, D.S. LALUSH, B.M.W. TSUI, « Modelling respiratory mechanics in the MCAT and spline-based MCAT phantoms », *IEEE Trans Nucl Sci*, Vol 48, 1, 2001, p. 89-97.
- [Shekhar] R. SHEKHAR, V. WALIMBE, S. RAJA, V. ZAGRODSKY, M. KANVINDE, G. WU, B. BYBEL, « Automated 3-Dimensional Elastic Registration of Whole-Body PET and CT from Separate or Combined Scanners », *J. Nucl. Med.*, Vol 46, 9, 2005, p. 1488-1496.
- [Slomka] P.J. SLOMKA, D. DAMINI, C. PRZETAK, U.E. ALADL, R.P. BAUM, « Automated 3-Dimensional Registration of Stand-Alone ¹⁸F-FDG Whole-Body PET with CT », *J. Nucl. Med.*, Vol 44, 7, 2003, p. 1156-1167.
- [Smyczynski] M.S. SMYCZYNSKI, H.C. GIFFORD, T.H. FARNCOMBE, W.P. SEGARS, B.M.W. TSUI, M.A. KING, « Impact of respiratory motion on the detection of solitary pulmonary nodules with SPECT tumor imaging of NeoTect », *IEEE NSS MIC Conference Record*, Vol 2, 2002, p. 838-841.
- [Tai] Y.C. TAI, K.P. LIN, C.K. HOH, S.C. HENRY HUANG, E.J. HOFFMAN, « Utilization of 3-D Elastic Transformation in the Registration of Chest X-Ray CT and Whole Body PET », *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, Vol 44, 4, 1997, p. 1606-1612.
- [Thielemans] K. THIELEMANS, S. MUSTAFOVIC, L. SCHNORR, « Image Reconstruction of Motion Corrected Sinograms », *IEEE Medical imaging Conference Record*, 2003, p. 2401-2406.
- [Visvikis a] D. VISVIKIS, O. BARRET, T. FRYER, A. TURZO, F. LAMARE, C. CHEZE LE REST, Y. BIZAIS, « A posteriori respiratory motion gating of dynamic PET images », *IEEE Medical imaging Conference Record*, Vol 5, 2003, p. 3276-3280.
- [Visvikis b] D. VISVIKIS, D.C. COSTA, I. CROASDALE, A.H. LONN, J. BOMANJI, S. GACINOVIC, P. ELL, « CT based attenuation correction in the calculation of semi-quantitative indices of ¹⁸FDG uptake in PET », *Eur J Nucl Med Mol Imag*, Vol 30, 3, 2003, p. 344-353.
- [Visvikis c] D. VISVIKIS, F. LAMARE, A. TURZO, O. BARRETT, T. FRYER, Y. BIZAIS, C. CHEZE LE REST, « Efficiency of respiratory gating for motion correction in PET », *J. Nucl. Med.*, Vol 46, 2005, p.163P.
- [Wolthaus] J.W.H. WOLTHAUS, H. VAN HERK, S.H. MULLER, J.S.A. BELDERBOS, J.V. LEBESQUE, J.A. DE BOIS, M.M. ROSSI, E.M. DAMEN, « Fusion of respiration-correlated PET and CT scans: correlated lung tumour motion in anatomical and functional scans. », *Phys. Med. Biol.*, Vol 50, 2005, p. 1569-1583.
- [Yarenko] B. YARENKO, T. RIAUKA, D. ROBINSON, B. MURRAY, A. ALEXANDER, A. McEWAN, W. ROA, « Thresholding in PET images of static and moving targets », *Phys Med Biol*, Vol 50, 2005, p. 5969-5982.



Dimitri Visvikis

Titulaire d'un doctorat en physique à l'université de Londres (1996), Dimitri Visvikis a travaillé au département de physique de l'hôpital Royal Marsden de Londres, en tant qu'attaché de recherche au centre Wolfson d'imagerie du cerveau à l'université de Cambridge, puis en tant que physicien principal à l'Institut de Médecine Nucléaire de l'université de Londres. Il est actuellement chargé de recherche au sein de l'INSERM (Institut National de la Santé et de la Recherche Médicale) (U650, Brest). Ses recherches portent sur l'amélioration de la quantification des images TEP/TDM pour des applications spécifiques d'oncologie.



Catherine Cheze-Le Rest

Le Docteur Catherine Cheze-Le Rest est médecin nucléaire. Elle exerce son activité au CHU de Brest depuis 1990. Cette activité médicale est couplée à une activité d'enseignement comme maître de conférence à la faculté de médecine de Brest. Elle y enseigne la biophysique, les principes de l'imagerie médicale et la biophysique sensorielle. Titulaire d'une maîtrise et d'un doctorat, elle mène également des travaux de recherche appliquée et clinique dans le domaine de l'imagerie fonctionnelle. Ces travaux concernent surtout la cancérologie et la TEP ainsi que les explorations pulmonaires.



Frédéric Lamare

Frédéric Lamare est diplômé de l'école d'ingénieur du groupe ISEN de Brest. Depuis 2002, il est titulaire d'un DEA en ingénierie biomédicale, diplôme pour lequel le sujet principal du stage était les méthodes de reconstruction en TEP. Il est actuellement en dernière année de doctorat au Laboratoire de Traitement de l'Information Médicale (LaTIM, INSERM U650, Brest, France). Ses principaux sujets de recherche sont la détection du mouvement respiratoire, ainsi que l'étude et la correction de ces effets sur la quantification des images TEP.



