

Ecole Doctorale

*Biologie - Santé***HABILITATION A DIRIGER DES RECHERCHES****Avis de soutenance****Monsieur BOUSSE ALEXANDRE**

présentera ses travaux en vue de l'habilitation à diriger des recherches, sur le sujet suivant :

" Contribution à la reconstruction tomographique compensée en mouvement "**Le lundi 7 octobre 2019 à 13h30**

à l'IBRBS, salle 306 (salle de conférence), 12 avenue Foch, Brest.

Le jury sera ainsi composé :

- **M. COMTAT CLAUDE, Ingénieur**
CEA - ORSAY
- **M. DEFRISE MICHEL, Professeur**
Vrije Universiteit Brussel - B-1090 BRUXELLES - BELGIQUE
- **MME PENE FRANCOISE, Professeure des universités**
Univ. de Bretagne Occidentale - BREST
- **M. READER ANDREW, Professeur**
St Thomas' Hospital - LONDRES, SE1 7EH - ROYAUME-UNI
- **M. VISVIKIS DIMITRIS, Directeur de Recherche**
Univ. de Bretagne Occidentale - BREST

A BREST, le 16 septembre 2019

Le Président de l'Université de
Bretagne Occidentale,

A handwritten signature in black ink, appearing to read 'M. Gallo'.

M. GALLOU**Présidence**3, rue des Archives
CS 93837
29238 Brest cedex 3

Contributions à la reconstruction tomographique compensée en mouvement

Alexandre Bousse

16 septembre 2019

En imagerie médicale, la tomographie est un problème inverse dont le but est de reconstruire une image numérique (e.g. une représentation de l'anatomie ou de la physiologie du patient) depuis un ensemble de mesures acquises par un scanner, à l'aide d'une formule d'inversion ou bien d'un algorithme itératif. Mes travaux se sont concentrés sur la tomodensitométrie (TDM), qui mesure l'absorption des rayons X par les tissus pour produire une image de l'anatomie, et la tomographie par émission de positons (TEP), qui mesure l'activité métabolique par le biais d'un agent radioactif administré au patient.

Une acquisition tomographique n'est pas un cliché instantané du patient : une durée minimale d'acquisition est nécessaire – allant de quelques secondes en TDM jusqu'à plusieurs minutes en TEP – pour récolter suffisamment de données (photons). Lors de l'acquisition, les mouvements respiratoires et cardiaques sont inévitables. Ces mouvements créent des incohérences dans les données d'acquisition qui provoquent un flou cinétique dans les images reconstruites. Ce phénomène est comparable à la prise d'une photographie dans un environnement sombre, qui nécessite une exposition plus longue et par conséquent est vulnérable au mouvement. Les appareils photographiques modernes disposent d'outils de détection et de compensation du mouvement pour éviter le flou cinétique.

La compensation du mouvement en tomographie médicale est similaire à celle de la photographie : le mouvement peut être observé par des outils externes, tels qu'une caméra ou une ceinture pour le mouvement respiratoire, où bien par électrocardiographie pour le mouvement cardiaque. Cependant, ces outils sont limités ; s'ils peuvent *détecter* le mouvement, permettant ainsi de regrouper les données selon la phase respiratoire ou cardiaque, ils ne peuvent pas le *mesurer*, dans le sens où ils n'observent pas de champ de déplacement. Cette information est cruciale pour la compensation en mouvement.

Mon domaine de recherche est l'estimation du mouvement depuis des données tomographiques d'acquisition, au moyen d'algorithmes de reconstructions itératifs. Dans ce cadre, le mouvement est estimé en même temps que l'image. Lorsque le mouvement est correctement estimé, l'image reconstruite n'est pas affectée par le flou cinétique. Lorsqu'il est inconnu, l'algorithme de reconstruction doit à la fois reconstruire une image et un mouvement de telle sorte que l'image déformée corresponde aux données tomographiques. J'ai privilégié l'estimation par maximum de vraisemblance pour deux raisons : (i) elle permet de prendre en compte les propriétés stochastiques des mesures (et donc un meilleur contrôle sur le bruit), et (ii) elle permet une estimation *directe* du mouvement. Cette approche se distingue de l'estimation *indirecte* qui utilise des séquences d'images temporaires (de qualité moindre) correspondant à des sous-intervalles d'acquisition.

Un autre facteur dynamique à prendre en compte est le métabolisme. En TEP, les modèles cinétiques permettent de modéliser le transport de l'agent radioactif depuis le plasma vers les tissus et les cellules. En oncologie, l'agent le plus utilisé pour la localisation et la quantification des tumeurs est le fluorodésoxyglucose (^{18}F -FDG), de par leur forte consommation de glucose. Ainsi, les paramètres cinétiques sont des quantificateurs absolus du métabolisme du patient et du degré de sévérité d'une lésion tumorale. En absence de modèle cinétique, les images TEP ne représentent qu'une distribution moyenne de radioactivité. Il est donc important de pouvoir modéliser la cinétique du métabolisme, en

complément du mouvement, pour obtenir des images quantitatives.

Mes travaux doctoraux concernent l'angiographie rotationnelle, et plus particulièrement la reconstruction des artères coronaires. Ce type de tomographie est très affecté par le mouvement cardiaque. L'approche idéale consiste à estimer le mouvement et l'image simultanément. Or, ce problème inverse est particulièrement mal posé du fait de la rotation du système d'acquisition. Il est donc nécessaire d'employer des modèles *a priori* afin de réduire la dimension de l'espace des paramètres. Dans cette recherche, j'ai développé une méthode d'extraction des lignes centrales des artères coronaires qui servent par la suite de modèle déformable pour l'estimation du mouvement.

Je me suis ensuite porté vers la tomographie à émission, et plus particulièrement la TEP et la tomographie par émission monophotonique (TEMP). Ces modalités souffrent de problèmes liés au mouvement, la résolution et le bruit. Il est par conséquent crucial de compenser le mouvement tout en contrôlant l'amplification du bruit provoqué par la reconstruction, sans pour autant affecter la résolution. La compensation du mouvement en TEP et TEMP partage certains aspects de la TDM, mais doit aussi tenir compte de la carte d'atténuation qui elle aussi est en mouvement. Ce sont sur ces aspects en particulier que mes travaux, en partie financés par *GE Healthcare*, se sont concentrés.

Mes autres travaux comprennent, sans ordre particulier de préférence : l'information anatomique *a priori*, la correction des effets de volume partiels, l'optimisation d'une γ -caméra en TEMP, l'estimation de la carte d'atténuation depuis les diffusés en TEP et TEMP, et le développement de nouvelles méthodes de reconstruction par maximum de vraisemblance.