

Développements instrumentaux d'IRM à ultra bas champ pour l'imagerie moléculaire chez le rongeur

Joyce Pokong-Touyam

Sous la direction d'Elodie Parzy

Centre de Résonance Magnétique des Systèmes Biologiques, UMR 5536

L'imagerie moléculaire consiste à visualiser une activité biologique *in vivo*. Elle a pour but la détection précoce de pathologies. Dans ce cadre, notre équipe a développé une approche d'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM), opérant à 0,19 Tesla et basée sur la Polarisation Dynamique Nucléaire (PDN), afin de détecter la protéolyse. En effet une dérégulation de cette activité enzymatique joue un rôle clé dans les processus inflammatoires, les cancers, etc. Notre méthode a permis d'observer directement et pour la première fois, *in vivo*, l'activité de protéases spécifiques dans des processus biologiques chez la souris [1, 2]. Dans la perspective d'étendre cette méthode à des animaux de plus grande taille, voire à l'humain, un prototype expérimental d'IRM à champ variable (allant du champ terrestre à 200 μ T), et intégrant la PDN a été conçu [3].

L'objectif de cette thèse est de développer les prototypes d'IRM champs ultra-faibles (200 μ T). Il s'agit également de tester la capacité de nouveaux agents de contraste à produire une augmentation significative du signal sur les images acquises par IRM, et à détecter *in vivo*, chez le rat, une activité enzymatique par IRM réhaussée par PDN.

Lors de ma première année de thèse, j'ai travaillé sur l'amélioration des séquences d'imagerie, notamment la séquence "zero echo time" (ZTE). Avec cette séquence, le temps mort nécessaire à la permutation de l'antenne RMN entre l'émission et la réception était trop long et générait une perte importante de données dans le centre de l'espace de Fourier, dégradant fortement les images. En IRM, ces données contiennent l'essentiel de l'information du signal et du contraste. Nous avons intégré un montage à base de Q-switch [4] à la chaîne de réception, nous permettant de réduire le temps mort de 13 à 6 ms, augmentant ainsi le nombre de points acquis au centre de l'espace de Fourier. Ce montage a été validé en imagerie sur rat, le signal sur bruit ayant augmenté de 8.1 à 14.45 dans la zone crânienne, de 12.65 à 14.36 dans le thorax, et de 17.32 à 64.2 dans la zone pelvis-membres inférieurs.

Actuellement, je développe une séquence de type "ultrashort echo time" (UTE), qui à la différence de la ZTE, nous permettra d'avoir l'entièreté de l'espace k. Cette séquence devrait nous permettre d'accroître davantage le signal sur bruit sur les images.

Références

- [1] N. Koonjoo *et al.*, « *In vivo* Overhauser-enhanced MRI of proteolytic activity », *Contrast Media Mol. Imaging*, vol. 9, n° 5, p. 363-371, sept. 2014, doi: 10.1002/cmml.1586.
- [2] A. Rivot *et al.*, « Magnetic Resonance Imaging of Protease-Mediated Lung Tissue Inflammation and Injury », *ACS Omega*, vol. 6, n° 23, p. 15012-15016, juin 2021, doi: 10.1021/acsomega.1c01150.
- [3] D. Boudries *et al.*, « A system for *in vivo* on-demand ultra-low field Overhauser-enhanced 3D-Magnetic resonance imaging », *J. Magn. Reson.*, vol. 348, p. 107383, mars 2023, doi: 10.1016/j.jmr.2023.107383.
- [4] E. Baudin, K. Safiullin, S. W. Morgan, et P.-J. Nacher, « An active feedback scheme for low field NMR experiments », *J. Phys. Conf. Ser.*, vol. 294, p. 012009, juin 2011, doi: 10.1088/1742-6596/294/1/012009.