

Approche structuro-fonctionnelle en IRM

Mathilde Levardon

Doctorante en 2ème année sous la direction de Patrice Péran

UMR 1214 - INSERM/UPS – ToNIC

Un des objectifs de la neuroimagerie moderne est d'identifier des marqueurs qui peuvent aider le suivi des maladies. Parmi ces marqueurs on trouve par exemple différentes cartes paramétriques dérivées d'images pondérées en diffusion. De telles images sont obtenues grâce à la technique d'IRM de diffusion où le contraste des images dépend de la diffusibilité des molécules d'eau dans les microstructures sous-jacentes, de la direction dans laquelle est appliquée la pondération en diffusion et de l'intensité de cette pondération (notée « bvalue »). Une altération des microstructures, due par exemple à une maladie neurodégénérative, va engendrer une modification quantitative des indices de diffusion, permettant ainsi le suivi mais également une meilleure compréhension de la pathologie.

Nous nous intéressons dans ce travail à la maladie de Parkinson, connue pour altérer des structures du tronc cérébral. De nombreuses études ont déjà été réalisées sur cette maladie avec l'IRM de diffusion^[1], mais la plupart ne se contente que d'une analyse avec une seule bvalue, permettant la reconstruction du signal la plus couramment utilisée : l'imagerie par tenseur de diffusion, ou DTI^[2]. Cette méthode, certes, simple d'implémentation (d'un point de vue acquisition et calculs), présente certaines limites. Pour outrepasser ces dernières, de nouvelles méthodes de reconstruction du signal plus complexes ont vu le jour (modèles NODDI^[3], DKI^[4], free-water^[5]...). Cependant, ces techniques nécessitent des paramètres d'acquisition plus lourds qui ne sont pas forcément atteignables en clinique : plusieurs bvalues, dont certaines très élevées, et un grand nombre de directions de pondération en diffusion...

Dans cette thèse nous cherchons à établir un protocole optimal comprenant les contraintes suivantes : temps d'acquisition maximum d'une heure ; plusieurs bvalues ; un nombre élevé de direction de pondération en diffusion (pour les bvalues les plus élevées) ; minimisation des artefacts de mouvement ; capacité à corriger différents artefacts (susceptibilité, courants de Foucault...) ; et se plier aux contraintes du constructeur de l'IRM utilisée. Plusieurs protocoles ont été testés sur des sujets sains. Afin de les comparer entre eux, nous avons utilisé les cartes paramétriques dérivées de la technique du DTI et avons évalué les différences entre nos protocoles sur différentes régions d'intérêt stratégiques en IRM de diffusion.

Nous nous proposons lors de ces journées de présenter nos comparaisons, leurs résultats et les choix qui en ont découlé.

Références:

- [1] Atkinson-Clement, C., Pinto, S., Eusebio, A., Coulon, O., 2017. Diffusion tensor imaging in Parkinson's disease: Review and meta-analysis. *NeuroImage: Clinical* 16, 98–110.
- [2] Basser, P.J., Mattiello, J., LeBihan, D., 1994. MR diffusion tensor spectroscopy and imaging. *Biophysical Journal* 66, 259–267.
- [3] Zhang, H., Schneider, T., Wheeler-Kingshott, C.A., Alexander, D.C., 2012. NODDI: Practical in vivo neurite orientation dispersion and density imaging of the human brain. *NeuroImage* 61, 1000–1016.
- [4] Jensen, J.H., Helpert, J.A., Ramani, A., Lu, H., Kaczynski, K., 2005. Diffusional kurtosis imaging: The quantification of non-gaussian water diffusion by means of magnetic resonance imaging. *Magnetic Resonance in Medicine* 53, 1432–1440.
- [5] Pasternak, O., Sochen, N., Gur, Y., Intrator, N., Assaf, Y., 2009. Free water elimination and mapping from diffusion MRI. *Magnetic Resonance in Medicine* 62, 717–730.