

AMELIORATION DE LA RELAXOMETRIE R2* AVEC LA PRISE EN COMPTE D'UNE COMPOSANTE BI-COMPARTMENTALE

Maxime Michaud¹, Germain Arribarat¹, Samuel Boucher¹, Patrice Péran¹
¹ToNIC, Toulouse NeuroImaging Center, Université de Toulouse, Inserm, UPS, France

Introduction

L'évaluation de la teneur en fer intracérébrale *in vivo* est un objectif pour l'IRM actuelle, elle est un outil à la détection et à l'étude intéressant les mécanismes physiopathologiques de maladies neurodégénératives [1]. Une approche utilisée pour quantifier la teneur en fer pour ces maladies a été réalisée à partir de l'analyse du temps de relaxation

T2* [2]. Cette méthode permet d'extraire le paramètre R2* utilisée comme biomarqueur. Usuellement réalisée à partir d'une simple régression non-linéaire mono exponentielle, qui implique un seul tissu (mono-compartiment) dans un voxel.

Cependant la composition d'un volume cérébral est souvent hétérogène (e.g. fer, myéline, eau libre, neuromélanine). Ainsi la contribution de chaque compartiment s'ajoute au sein du voxel, ce qui implique non plus un signal suivant une régression mono-exponentielle au court du temps mais une régression de forme multi-exponentielle.

Méthodes

1 Acquisition T2* Phillips Achieva 3T
3D T1-FFE cerveau entier (1.8 x 1.8 x 1.8 mm)
37 sujet Agés (68±6ans)
37 sujet Jeunes (29±6ans)
14 temps d'échos (TE) : 2*6, 2*12, 2*20, 2*30,
3*45 et 3*60 ms

2 Correction mouvements (6 directions)

3 Moyennage des TE répétés.
6 TE : 6, 12, 20, 30, 45 et 60 ms

4 Filtrage du bruit (NESMA) [3].
Filtrage non-locale et multispectrale prenant en compte l'évolution du signal au cours des TE,

5 Calcul de carte paramétriques R2*, mono et bi- exponentielle, par régression non-linéaire (Levenberg-Marquardt) des TE,
 $S(t) = S_0 (e^{-TE/T2_1^*} + e^{-TE/T2_2^*})$

6 Création d'un template à partir du 1^{ère} TE de chaque sujets en 4 étapes avec ANTs [4] :
(a) Recalage Rigide (6 paramètres)
(b) Recalage Affine (12 paramètres) – Réf (a)
(c) Recalage Elastique – Réf (b)
(d) Recalage Difféomorphique – Réf (c)

7 Applications de la transformation des 1^{ers} TE normalisé au template pour les cartes paramétriques.

8 Analyses statistiques voxel à voxel corrigé TFCE, FSL [5].

Résultats

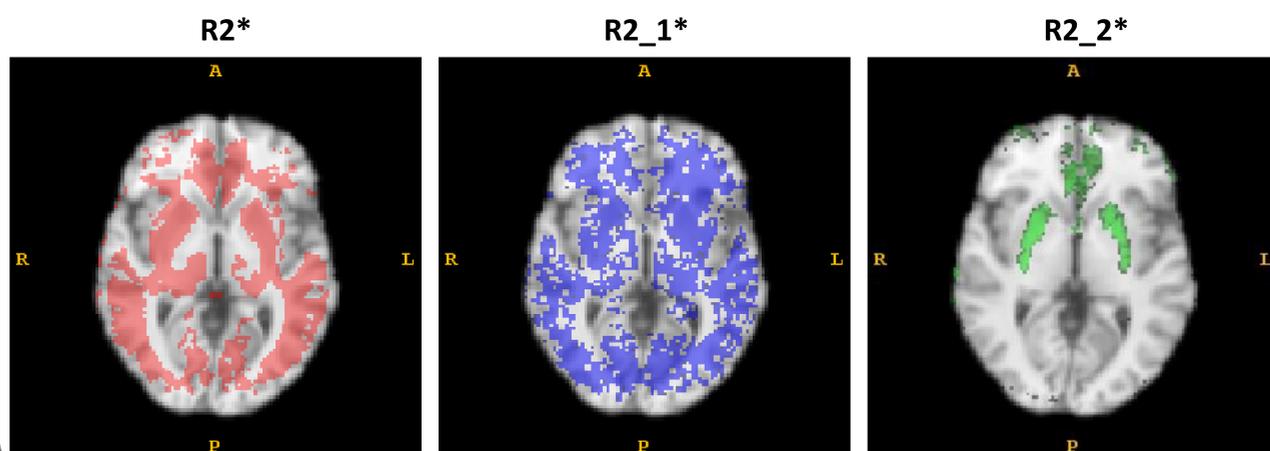
Analyses du nombre de voxel significatif à $p < 0,01$ pour les différentes cartes paramétriques. Sujet Agés (n=37) > Sujet Jeunes (n=37).

| | R2* | R2_1* | R2_2* |
|-------------------|--------|--------|-------|
| Substance Blanche | 46 407 | 58 131 | 1 049 |
| Matière Grise | 21 624 | 31 240 | 1 468 |
| LCR | 7 332 | 10 811 | 773 |
| Putamen Gauche | 955 | 935 | 283 |
| Putamen Droit | 967 | 918 | 285 |
| Thalamus Gauche | 629 | 1 112 | 59 |
| Thalamus Droit | 723 | 938 | 62 |
| Pallidum Gauche | 256 | 393 | 0 |
| Pallidum Droit | 239 | 377 | 0 |

R2_1* : Composante rapide de la bi-exponentielle
R2_2* : Composante lente de la bi-exponentielle

Analyse voxel à voxel

Sujet Agés > Sujet Jeunes. ($p < 0.01$)



Références

- [1] Altamura et Muckenthaler, 2009. JAD.
- [2] Péran et al, 2007. JMRI
- [3] Bouhrara et al, 2018, MRI
- [4] Avants, 2014 (www.piscl.upenn.edu/ANTS)
- [5] FSL (https://fsl.fmrib.ox.ac.uk/fsl/fslwiki)

Discussion

L'intérêt principal est de pouvoir améliorer le biomarqueur R2*. Nos résultats mettent en évidence que calculer une carte bi-exponentielle (soit 2 compartiments pour un voxel), apporte une information plus complète en comparaison avec une carte mono-exponentielle (1 compartiment). On retrouve un nombre de voxel significatif supérieur.

La composante rapide serait en lien avec le dépôt de fer sujet à une décroissance très rapide au cours de la relaxométrie R2*. Quant à la composante plus lente, elle nous permettra d'étudier des éléments avec des temps de relaxation plus long tel que l'eau libre ou la myéline.