

Utilisation de séquences de type MR Fingerprint bSSFP pour les mesures T_2^* et la quantification de l'effet BOLD

Thomas Coudert¹, Aurélien Delphin¹, Jan M. Warnking¹, Emmanuel L. Barbier¹, Thomas Christen¹
¹Univ. Grenoble Alpes, Inserm, U1216, Grenoble Institut Neurosciences, GIN, 38000, Grenoble, France

Introduction

Les inhomogénéités de champ B0 induisent des distributions de fréquences intra-voxel. En IRM, ces inhomogénéités peuvent se traduire par des effets T_2^* (si les distributions de fréquences induites sont de types Lorentziennes), ou des effets de type BOLD. Les méthodes actuelles de quantification du T_2^* et de l'effet BOLD se basent sur l'étude de la décroissance du signal dans les séquences de type multi-écho GRE (FID, FISP, SPGR,...). Il a été suggéré que les séquences de type bSSFP pouvaient être plus sensibles aux distributions de fréquences, mais plus difficiles à utiliser en pratique [1].

Le concept d'IRM Fingerprint (MRF) [2,3] pourrait permettre d'utiliser des séquences type bSSFP pour l'étude précise des inhomogénéités de B0 en comparant directement des acquisitions in vivo (fingerprint) et des millions de simulations numériques qui miment les tissus du cerveau (dictionnaire).

Dans ce travail, nous mettons en évidence la sensibilité des séquences bSSFP aux distributions de fréquences intra-voxel, en comparant les évolutions multi-écho avec des séquences GRE classiques. Nous montrons également l'apport du cyclage de phase RF quadratique pour l'utilisation pratique des séquences MRF bSSFP dans l'étude des structures microvasculaires.

FID vs bSSFP

Objectif : Montrer l'impact des distributions de champ intra-voxel sur la forme des signaux IRM en fonction des temps d'échos (TE) dans des séquences multi-échos FID ou bSSFP.

Matériel et méthodes : La fonction Lorentzienne est classiquement utilisée pour représenter une distribution de champ magnétique dans un voxel. On simule sur Matlab (The MathWorks Inc., Natick, Ma, USA) avec le logiciel MRVox [4], la réponse des différents types de séquences aux distributions de champ Lorentziennes dont la largeur à mi-hauteur varie.

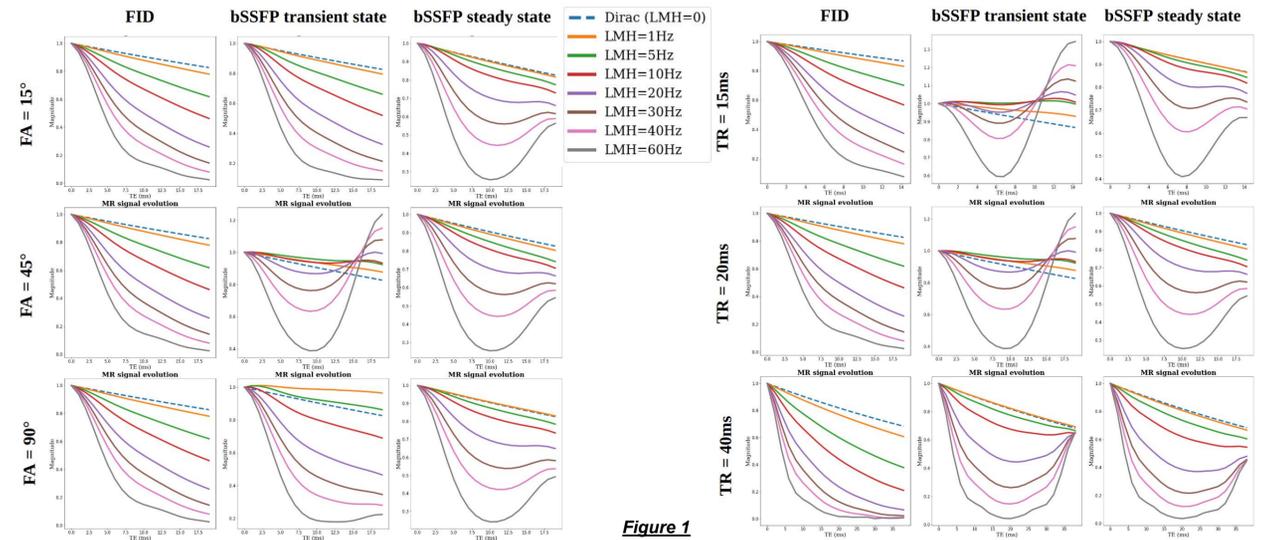


Figure 1

Résultats : La figure 1 met en évidence la variabilité des réponses des séquences de types bSSFP aux différentes distributions de fréquences intra-voxel alors que les séquences de types FID montrent des évolutions essentiellement en décroissances exponentielles quels que soient les flip angle (FA) et les temps de répétition (TR). **Dans une approche MRF, les séquences bSSFP pourraient permettre une meilleure quantification du T_2^* et de l'effet BOLD.**

Design d'une séquence MRF

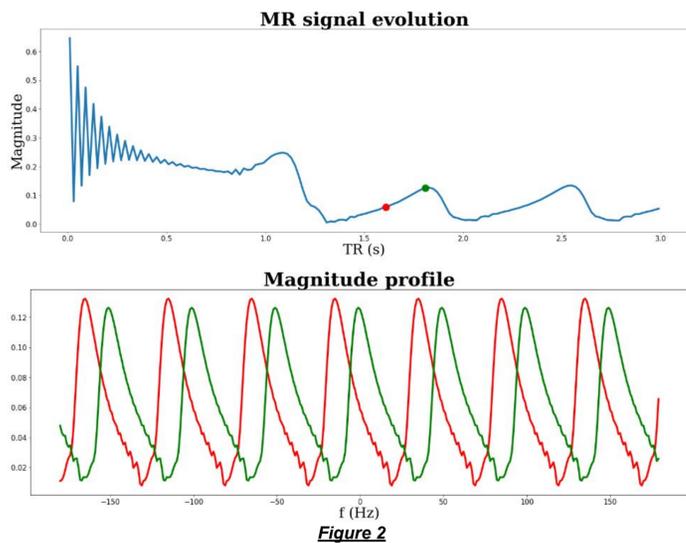


Figure 2

Objectif : Trouver les bons paramètres de séquence de type bSSFP pour des acquisitions MRF.

Matériel et méthodes : À l'aide de simulations numériques impliquant le logiciel MRVox, on compare, pour différents couples de paramètres (FA, TR), la sensibilité de la séquence bSSFP aux distributions de champ (cf Figure 1). On étudie également l'impact d'un cyclage quadratique de la phase dans le steady-state.

Résultat : On observe une plus grande sensibilité aux distributions pour FA=45° et TR=20ms. De plus, comme le montre la Figure 2, **cycler la phase des pulses RF de manière quadratique dans le steady-state, permet un gain de signal en pseudo-steady state, ainsi qu'un shift en fréquence du profil de réponse en fonction du temps.** Ce comportement permet de limiter les artefacts de bande lors de l'acquisition.

Sensibilité aux distributions de fréquences microvasculaires

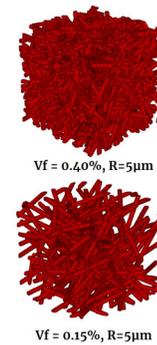


Figure 3a

Objectif : Étudier la sensibilité d'une séquence MRF bSSFP aux distributions de champ intra-voxel induits par le réseau microvasculaire.

Matériel et méthodes : À l'aide du logiciel MRVox, on génère 2 structures géométriques 3D mimant des structures vasculaires cérébrales (cf Figure 3a, vf= volume fraction, R=mean radius) [5], avec différentes valeurs de saturation en oxygène. On obtient donc 10 distributions de fréquences dans ces voxels (cf Figure 3b) et on observe les signaux issus de notre séquence MRF bSSFP à B0= 3T.

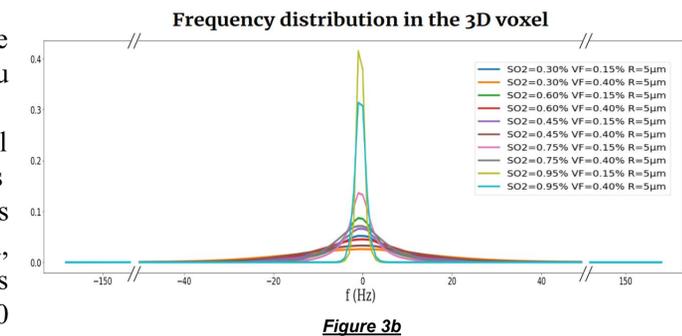


Figure 3b

Résultats : La Figure 3c met en avant la sensibilité de la séquence aux différentes distributions réalistes de fréquences intra-voxel. **Les variations de signaux pourraient permettre la quantification du volume sanguin et de l'oxygénation sanguine sans l'aide d'agent de contraste exogène.**

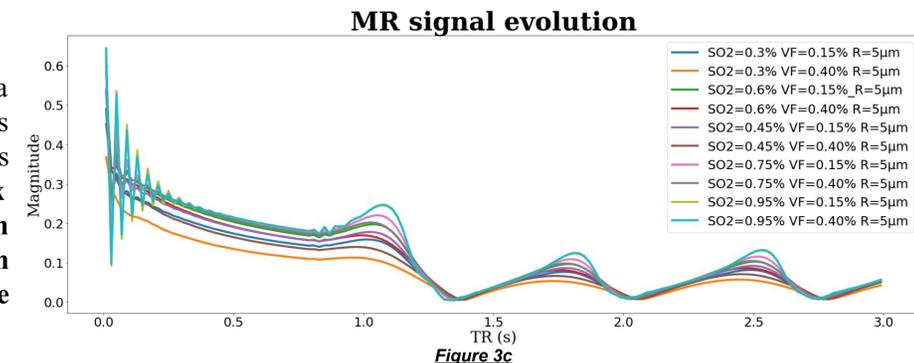


Figure 3c

Conclusion

Nos travaux suggèrent que la sensibilité aux distributions de champ des séquences de type bSSFP, couplée à une approche MRF, pourraient permettre de meilleures quantifications des effets T_2^* et la mesure de l'oxygénation cérébrale. Cependant, la sensibilité de ces séquences à d'autres paramètres (T_1 , T_2 , B1, etc) implique également des simulations réalistes et un travail minutieux d'optimisation des paramètres d'acquisition. Des acquisitions in-vivo sont en cours pour valider nos résultats dans les tissus cérébraux.