

ELASTOGRAPHIE PAR RESONANCE MAGNETIQUE A MULTIPLE FREQUENCE SIMULTANEE

Pilar Sango Solanas¹, Kevin Tse-Ve-Koon¹, Helene Ratiney¹, Fabien Millioz¹, Cyrielle Caussy² et Olivier Beuf^f

¹Univ Lyon, INSA-Lyon, Université Claude Bernard Lyon 1, UJM-Saint Etienne, CNRS, Inserm, CREATIS UMR 5220, U1206, Lyon, France, ²Univ Lyon, Laboratoire CarMen, Inserm, INRAE, INSA Lyon, Université Claude Bernard Lyon 1, Pierre-Bénite, France, ³Hospices Civils de Lyon, Département Endocrinologie, Diabète et Nutrition, Hôpital Lyon Sud, Pierre-Bénite, France

Objectifs : L'ERM quantifie les propriétés viscoélastiques des tissus biologiques à l'aide d'une séquence IRM utilisant de gradients de sensibilisation aux mouvements (GSM) oscillant à la même fréquence que l'onde mécanique¹. L'ERM multifréquence permet de caractériser la microstructure² des tissus grâce à des données habituellement acquises séquentiellement mais est limité par un temps d'acquisition prolongé d'un facteur égal au nombre de fréquences voulues. Les hautes fréquences sont difficilement atteignables due aux limitations de *slew rate* des gradients. Nous proposons une nouvelle méthode d'encodage simultanée d'au moins deux fréquences.

Matériels et Méthodes : La méthode repose sur la capacité des GSM trapézoïdaux d'encoder les ondes dont les fréquences sont multiples impaires de celle des GSM. Ceci est validé avec une onde à 1500Hz encodée avec un GSM à 300Hz. Puis, un même GSM à 300Hz est utilisé pour encoder simultanément une onde bi-fréquentielle de 300 et 1500Hz. Sur cette acquisition, le nombre de pas de phase acquis est optimisé par un sous-échantillonnage qui ne respecte pas le théorème de Shannon, en produisant un aliasing contrôlé permettant la reconstruction des deux composantes du mouvement³. Les expériences ont été réalisées sur un IRM Bruker 7T sur un fantôme de plastisol avec une séquence RARE (TR/TE=1200/10.5ms) avec des GSM (262mT/m) pour encoder des ondes à 300 et 1500Hz tel que décrit dans le Tableau 1.

Résultats : La Figure 1 illustre les images de phase obtenues : l'onde composite (A) et les images des fréquences individuelles (B) après transformé de Fourier temporelle ainsi que les cartographies respectives de G' (C). Les valeurs moyennes d'encodage de phase (Δ), bruit de phase (σ) et rapport phase sur bruit (PNR= Δ/σ) ainsi que les valeurs moyennes de G' obtenues avec les acquisitions mono et multifréquence sont regroupées dans le Tableau 1. Le PNR est plus élevé lorsqu'on encode la haute fréquence avec un gradient de plus basse fréquence. Les valeurs de G' obtenues par multifréquence sont similaires à celles trouvées avec les acquisitions monofréquence.

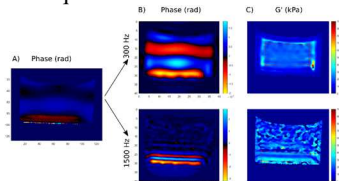


Figure 1. Images de phase et cartographies G'

f_{exc}/f_{GSM} (Hz)	Δ (°)	Phase offset	Δ (rad)	σ (rad)	PNR	G'_{mono} (kPa)	G'_{multi} (kPa)
300/300	0.5	4	0.52	0.0476	10.84	20.32 ± 1.9	
1500/1500	4.5	4	0.17	0.0517	3.27		26.8 ± 8.2
1500/300	4.5	7	0.24	0.0652	3.78		24.6 ± 5.7
300+1500/300	0.5 ± 4.5	7	1.09	0.0652	16.77	20.64 ± 1.85	25.9 ± 7.2

Tableau 1. Comparaison des valeurs quantifiées en ERM mono et multifréquence

Conclusion : Il est possible d'encoder plusieurs fréquences simultanément dont des hautes fréquences, peu accessibles par les systèmes de gradient. Cela permettrait d'explorer les propriétés mécaniques de tissus surfaciques de faible dimension.

Références : [1] Muthupillai et al., *Science*, 1995; [2] Guo et al., *Phys Med Biol*, 2012; [3] Sango Solanas et al., *NMR in Biomed*, 2020.

Remerciements : LABEX PRIMES (ANR-11-LBX-0063/ANR-11-IDEX-0007). Plateforme d'imagerie PILoT, membre de FLI (ANR-11-INBS-0006).