

CONTROLE OPTIMAL APPLIQUE A L'ELASTOGRAPHIE PAR RM MULTIFREQUENCE SIMULTANEE

Pilar Sango Solanas¹, Kevin Tse-Ve-Koon¹, Eric Van Reeth¹, Cyrielle Caussy^{2,3} et Olivier Beuf¹

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, INRA, 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 à l'aide d'une séquence IRM utilisant des gradients d'encodage du mouvement (GSM) oscillants placés entre l'impulsion d'excitation et la mesure du signal¹. Il est possible d'obtenir de meilleurs résultats grâce à un gradient constant et une impulsion générée par contrôle optimal (CO)^{2,3}. L'ERM multifréquence permet de caractériser la microstructure⁴ des tissus grâce à des données habituellement acquises séquentiellement. On propose ici des impulsions CO pour encoder simultanément deux fréquences.

Matériels et Méthodes : En présence d'un gradient constant, les impulsions CO manipulent l'aimantation vers un état cible où la phase des isochromats (i,j) retranscrit la phase du mouvement de l'onde auquel ils sont soumis². L'impulsion réalise en plus une sélection de coupe³. L'état cible attribué à chacun d'entre eux est $\vec{T}^{(i,j)} = \rho(\cos\phi^i, \sin\phi^i, 0)$ si $j \in \Delta z_{in}$ et $\vec{T}^{(i,j)} = (0,0,1)$ si $j \in \Delta z_{out}$ où Δz_{in} correspond à la coupe sélectionnée. L'ERM multifréquence par CO est comparée à l'ERM standard monochromatique sur un IRM Bruker 7T et un échantillon de plastisol. L'impulsion RF a été optimisée pour une fréquence d'excitation de 400+600Hz, un T2=30ms et une durée de 20ms. Les acquisitions RARE-CO ont été réalisées avec $G_{csr}=160\text{mT/m}$, TR/TE=1200/4.6ms et 7 pas de phase. Les acquisitions ERM standard RARE avec l'ajout des GSM (262mT/m), TR/TE=1200/10.5ms et 4 pas de phase.

Résultats : La Figure 1 illustre les images de phase obtenues avec l'impulsion CO : 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 groupées dans le Tableau 1. Les PNRs sont du même ordre de grandeur pour toutes les acquisitions et les valeurs moyennes de G' obtenues par CO multifréquence sont similaires à celles trouvées avec l'ERM standard.

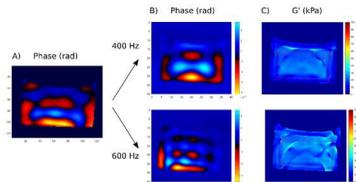


Figure 1. Images de phase et cartographies G'

ERM	$\Delta(\text{rad})$	$\sigma(\text{rad})$	PNR	$G'_{\text{moy}}(\text{kPa})$	$G''_{\text{moy}}(\text{kPa})$
Standard 400	1.15	0.0381	30.2	21.55±4.22	
Standard 600	0.47	0.0311	15.1		23.17±4.09
CO 400+600	1.58	0.0617	25.6	20.6±3.77	23.38±4.30

Tableau 1. Comparaison des valeurs quantifiées en ERM standard et CO

Conclusion : Une nouvelle stratégie d'encodage d'un mouvement bifréquence a été démontrée avec un TE court. Une analyse de la robustesse des impulsions CO multifréquence doit être réalisée pour appréhender les futures applications précliniques.

Références : [1] Muthupillai et al., *Science*, 1995; [2] Lefebvre et al., *JMR*, 2017; [3] Van Reeth et al., *JMR*, 2018 ; [4] Guo et al., *Phys Med Biol*, 2012.

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