SYSTEME OPTOELECTRONIQUE « COMPATIBLE IRM-PRECLINIQUE » POUR L'IMAGERIE DIFFUSE RAPIDE

Laurent Mahieu-Williame (1), Jorge Ruiz-Garcia (1), Olivier Beuf (1), Raphaël Sablong (1)

1. Univ Lyon, INSA-Lyon, Université Lyon1, UJM-Saint Etienne, CNRS, Inserm, CREATIS UMR 5220, U1206, F-69621 Lyon, France

Introduction

L'imagerie et la spectroscopie par résonance magnétique, des organes en mouvement chez le petit animal requierent des méthodes de compensation. On cherche alors à s'affranchir des perturbations de cohérence des signaux qui se traduisent par des artefacts en imagerie (flou cinétique, « ghosting », etc.) comme en spectroscopie (élargissement des raies, défaut de délimitation spatiale des voxels, etc.). Or si les méthodes de synchronisation retrospectives ne sont pas toujours d'implémentation aisée pour tous les types de séquences, les méthodes de synchronisation retrospectives souffrent parfois des limitations dispositifs pratiques. Ainsi les de mesure d'Electrocardiogramme pour l'IRM cardiaque révèlent parfois des difficultés de mise en œuvre, liés à l'intervention de matériaux conducteurs et aux liaisions filaires. Particulièrement dans les situations cumulant de forts gradients de champs, un fort encombrement associé notamment aux tunnels à hauts champs actuels, ou encore une géométrie particulière d'antennes et de connexion, des dispositifs tout optique pourraient alors constituer des alternatives attrayantes, comme nous l'avons précédemment montré [1]. Non seulement les dispositifs à base de capteurs à fibres optiques ont l'avantage d'être intrinsèquement compatibles IRM, rapides à l'échelle temporelle des phénomènes physiologiques visés, mais ils peuvent aussi être disposés en réseau de façon à collecter des informations réparties sur le corps de l'animal [2].

Matériels et Méthodes

Nous proposons ici un système optoélectronique complet, comprenant une sonde optique compatible IRM, testé sur le thorax d'une souris anesthésiée, dans le but d'obtenir des signaux physiologiques liés aux fluctuations mécaniques des cycles cardio-ventilatoires de l'animal, en 16 zones voisines simultanément (un domaine de mesure carré de 5mm de côté, cf. figure 2). La figure 1 montre le schéma d'ensemble comprenant (S) le faisecau de 13 fibres optiques dont les parties distales forment la sonde. Les parties proximales sont soit connectées aux sources laser (L) qui sont déclenchées séquentiellement par le contrôleur optoélectronique (CO)soit couplées aux photodétecteurs inclus dans (CO). Les signaux résultant de la modulation du couplage optique entre fibres voisines sur le thorax, sont donc transmis à une carte d'acquisition (ACQ) pour une représentation en temps réel des données enregistrées sur ordinateur (O).





Figure 1: Schéma de principe Figue du système optoélectronique de n

Figure 2: Domaine de mesure

Résultats et discussion

Comme le montre la *figure 3*, les signaux optiques ont pu être capturés avec une dynamique de l'ordre du volt pour la plupart des 16 voies de mesure. La périodicité de ces tracés est directement correllée au cycle cardiaque dans une fenêtre temporelle séparant deux mouvements ventilatoires. L'ensemble de ces signaux peut être représenté sous forme d'une séquence vidéo à une cadence supérieure à 100 Hz, afin de garantir un taux d'échantillonnage convenable pour le suivi des fluctuations cardiaques. Les formes des motifs, distinctes d'une zone à l'autre, indiquent une sensibilité de la méthode à l'anisotropie du mouvement du coeur. Ceci est un résultat encourageant pour l'élaboration d'un outil versatile de monitoring cardiaque adapté à l'environnement exigeant de l'IRM préclinique.



Figure 3: Signaux optiques obtenus simultanéament en des zones voisines sur le thorax chez la souris.

Références

- 1. R. Sablong et al. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 65(1), 2014.
- 2. JD Johansson et al, Biomed Opt Express, 7(2):481-98 2016.

Remerciements

LABEX PRIMES (ANR-11-LABX-0063)