

# Imagerie de la paroi colique chez la souris à l'aide de capteur de réception IRM endoluminaux dédiés

Hugo Dorez<sup>1</sup>, Raphaël Sablong<sup>1</sup>, Laurence Canaple<sup>2</sup>, Sophie Gaillard<sup>1</sup>, Driffa Moussata<sup>3</sup> and Olivier Beuf<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Université de Lyon, CREATIS CNRS UMR 5220 – INSERM U1044 – INSA Lyon 1, Villeurbanne, France

<sup>2</sup> Institut de Génomique Fonctionnelle de Lyon, Université de Lyon 1, UMR 5242 CNRS, ENS de Lyon, Lyon, France

<sup>3</sup> Hospice civil Lyon sud - Service hépato-gastroentérologie, Lyon, France

**Contexte et objectif :** L'IRM est aujourd'hui largement utilisée pour l'imagerie de l'abdomen [1]. Elle offre une bonne résolution spatiale et un excellent contraste, particulièrement adapté pour la caractérisation et la stadification des lésions tissulaires [2]. Cependant, l'imagerie de la paroi digestive requiert une résolution spatiale plus importante pour en visualiser en détails les différentes couches [3] (de 0.1 à 0.8mm chez la souris) tout

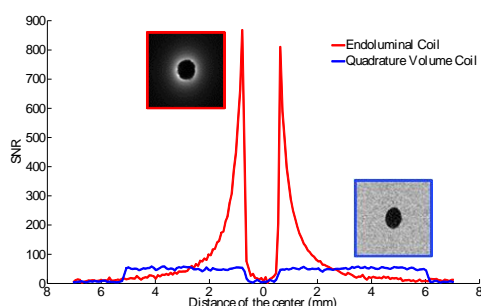


Figure 2 – Profils de RSB pour les différentes bobines utilisées et mesurés à partir d'une séquence T1 FLASH 3D.

en contenant la durée d'acquisition. Les capteurs endoluminaux offrent un rapport signal à bruit (RSB) local bien plus important que celui d'une bobine volumique [4]. L'objectif de ce projet de recherche est de combiner l'IRM avec des modalités optiques afin d'obtenir de nouveaux outils et protocoles pour la caractérisation et la stadification des lésions tissulaires du côlon. Cet abstract présente le développement et la caractérisation de capteurs endoluminaux, comparés aux résultats obtenus avec une bobine volumique, dans le cadre de l'exploration des régions rectales et coliques sur un modèle de souris induisant des colites (induction chimique par traitement au DSS + AOM [5]).

**Matériels et méthodes :** Un capteur endoluminal (CE) a été développé et construit pour des expérimentations chez la souris sur un système Bruker Biospec 4.7T. Le prototype (figure 1) possède une longueur de 30mm pour un diamètre extérieur de 1.6mm (gaine de protection incluse). Le circuit a été gravé mécaniquement sur les 2 faces d'un substrat d'époxy (FR4). Des capacités fixes et variables amagnétiques ont été utilisées pour accorder et adapter le capteur à la fréquence de 200MHz. Une diode PIN a été montée en parallèle pour le découplage actif du système lors de l'émission de l'impulsion RF. Le prototype a, dans un premier temps, été caractérisé sur banc de mesure puis sur fantôme (solution à 1.25g/L de NiSO<sub>4</sub> et 5g/L de NaCl). Le RSB a été calculé et comparé à celui obtenu avec une bobine volumique en quadrature pour la souris (32mm de diamètre interne). Enfin, de l'imagerie a été réalisée in-vivo sur souris saine. L'exploration s'est effectuée à l'aide de séquences pondérées T2 (RARE) et en T1 2D (SE) et 3D (FLASH).

**Résultats :** Les premiers résultats montrent qu'il est possible de réaliser des CE compatibles pour des études IRM endoscopiques chez le petit animal (souris). Le facteur de qualité du capteur chargé et non-chargé est de 92 et 112 respectivement. Le RSB du CE est 20 fois supérieur à une antenne volumique en quadrature (séquence T1 FLASH, TE/TR = 4.32/25ms, angle de bascule de 25°, taille du pixel égale à 78x104µm<sup>2</sup> pour une épaisseur de coupe de 260µm et un temps d'acquisition de 11min31s). Le RSB est plus important jusqu'à une distance d'environ 4mm du centre du capteur (figure 2). Les expérimentations menées in-vivo, montrent qu'il est possible de distinguer l'épaisseur de la paroi (flèches rouges figure 3) avec le CE alors que celle-ci est peu visible avec l'antenne volumique (figure 3 a et b). Le gain en SNR fourni par le CE peut être mis à profit pour augmenter la résolution spatiale des images et distinguer les couches de la paroi (figure 3 c).

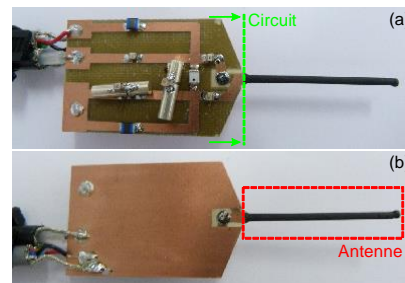


Figure 1 – Illustration du capteur endoluminal développé. (a) face supérieure et (b) face inférieure.

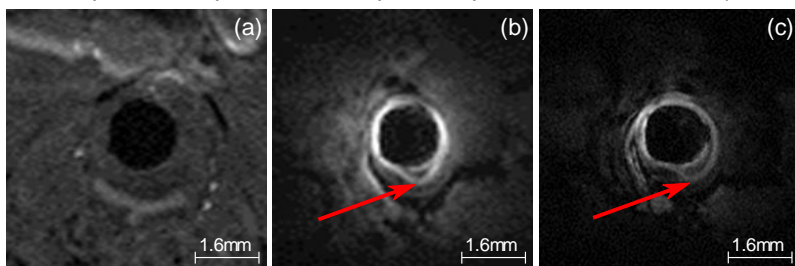


Figure 3 – Images du côlon de la souris obtenue avec une résolution spatiale identique avec la bobine en quadrature (a) puis à l'aide du CE (b). Sur (c), la résolution a été augmentée jusqu'à une taille de pixel de 39µm, les structures plus fines apparaissent (séquence T1 FLASH, TE/TR = 6.1ms/20ms, angle de bascule de 20°, taille du pixel égal à 39x39µm<sup>2</sup> pour une épaisseur de coupe de 235µm et un temps d'acquisition de 10min55s.)

4mm du capteur compatible avec la région d'intérêt) qu'une bobine volumique en quadrature dédiée à l'exploration thoraco-abdominale de la souris. Les expérimentations in-vivo montrent qu'il est possible de distinguer la paroi colique avec le CE tout en conservant le même temps d'acquisition. La mise en place d'un suivi longitudinal chez la souris permettra d'évaluer l'apport de cet outil dans le diagnostic des lésions tissulaires colorectales et dans la compréhension du développement de la pathologie.

**Références :** [1] R. N. Low, *Abdom. Imaging*, vol. 27, no. 4, pp. 418–424, Jul. 2002. [2] C. Klessen, et al, " *Eur. Radiol.*, vol. 17, no. 2, pp. 379–389, Feb. 2007. [3] C. Beaumont, et al, *Curr. Probl. Diagn. Radiol.*, vol. 42, no. 3, pp. 99–112, May 2013. [4] K. Inui, et al, " *Endoscopy*, vol. 27, no. 07, pp. 480–485, Sep. 1995. [5] V. Fazio, et al, *J. Carcinog.*, vol. 10, no. 1, p. 9, 2011.