

Réalisation de capteurs endoluminaux en Imagerie de Résonance Magnétique à 3T : performances et sécurité

JM. Verret^{1,2}, C. Rabrait², F. Pilleul^{1,3} and O. Beuf¹

¹ Université de Lyon; CREATIS; CNRS UMR 5220; Inserm U1044; INSA-Lyon; Université Lyon 1; Villeurbanne, France.

² Clinical Science Development Group, Buc, GE Healthcare. ³ Hospices Civils de Lyon; Département d'imagerie digestive Lyon, France.

Introduction

L'observation des différentes couches de la paroi intestinale s'est affirmée comme un critère crucial pour le diagnostic et la prise en charge des pathologies intestinales. En Imagerie par Résonance Magnétique, malgré l'augmentation de l'intensité du champ magnétique et la généralisation des capteurs multiéléments, cette observation reste difficile et l'écho endoscopie reste la méthode de référence. Dans ce contexte, le capteur endoluminal qui permet une augmentation drastique du Rapport Signal sur Bruit (RSB) local, présente un réel intérêt. A 1,5 T, plusieurs travaux ont montré la pertinence de ces capteurs pour l'observation du tractus gastro-intestinal [1]. Qu'en est-il à 3T ? L'objectif du présent travail est de comparer les performances d'un capteur endoluminal conçu pour l'imagerie du sphincter anal à celles d'antennes multicanaux de dernière génération et de déterminer l'apport à 3T. De plus, l'échauffement est une problématique sensible pour les capteurs endoluminaux, en particulier à 3T. L'efficacité de trappes RF placées le long du câble de réception a été évalué à partir de la mesure de la température à proximité du capteur endoluminal.

Matériels et Méthodes

Les acquisitions ont été réalisées avec un prototype de capteur endoluminal double boucle (60 mm de long, 6 mm de diamètre). Le capteur endoluminal intègre un découplage actif implémenté par une diode PIN DH 80106 et un circuit d'accord et d'adaptation implémenté par des capacités céramiques ATC100A. Les acquisitions IRM ont été réalisées sur un système 3.0T GE Discovery MR750 (GEHC, Milwaukee, WI, USA). Le capteur endoluminal est inséré dans un tube biocompatible de 10 mm de diamètre, celui-ci étant placé dans un fantôme cubique rempli d'une solution dopée avec du Gadolinium à 0,57 mmol/L dont le T1, mesuré avec une méthode de saturation-récupération, est de 419 ± 60 ms. Les performances du capteur endoluminal ont été mesurées et comparées à celle d'une antenne clinique torse à 32 canaux (GEHC) avec une séquence *FSE-XL* $TE/TR(ms) = 17/2460$, *Echo Train* = 15, $Px BW = 97$ Hz/px, $FOV(cm^2) = 24^*24$, *matrice* = 1024^*1024 ; *épaisseur de coupe(mm)* = 5. Une comparaison avec un prototype de capteur endoluminal à 1,5T [2] a été réalisée avec une séquence d'acquisition TSE similaire et des paramètres identiques sur un système IRM Magnetom Symphony 1,5T (Siemens, Erlangen, Allemagne). Par ailleurs, le champ électrique associé à l'émission du champ magnétique radiofréquence B1 génère des courants électriques à cette même fréquence (ici 127,72 MHz). Ces courants, circulant dans le câble de réception, présentent un risque de brûlure pour le patient [3]. Des trappes RF passives ont donc été construites et placées tous les 20cm le long du câble de réception afin d'atténuer ces courants parasites [4]. Des mesures de température ont été réalisées à l'extrémité distale du capteur endoluminal, avec et sans trappes RF, avec un dispositif de mesure à fibre optique de type luxtron 3202 (résolution temporelle 1s, précision $\sim 0,5$ °C) pendant l'acquisition d'une séquence *FIESTA*, $TE/TR (ms) = 1,8/4,1$, $NEX = 5$, $\theta = 90^\circ$, $7mm$ d'épaisseur de coupe, *matrice d'acquisition* = 128^*128 , $FOV (cm^2) = 40^*40$. La séquence *FIESTA* a été choisie car elle crée un champ électrique moyen intense. Après une cartographie sommaire du champ électrique à l'aide d'un dipôle électrique, le câble de réception a été disposé de manière à traverser les régions où le champ électrique est le plus intense. On s'est donc placé dans des conditions extrêmes susceptibles de générer un échauffement maximal.

Résultats

Les RSB, mesurés au plus proche du capteur (voir ROI 1 à 4 Fig. 1a) sont 802 ± 134 et 352 ± 34 à 3T et 1,5T respectivement. Le RSB_{endo} du capteur endoluminal reste supérieur au RSB_{32ch} du capteur 32 canaux dans un rayon de 4,1 cm autour du capteur (voir fig. 1b). Les 5 trappes RF, placées tous les 20cm, diminuent l'échauffement de $10^\circ C$ à $2,2^\circ C$ (voir Fig 2c). L'échauffement est donc à la limite de ce qui est fixée par les normes IEC 60601 (T° max de $39^\circ C$ pour une zone restreinte située dans le tronc). De plus, en l'absence de trappes RF, le champ électrique a pour conséquence de modifier le profil de sensibilité du capteur endoluminal. Le profil de sensibilité est restauré en présence de ces dispositifs (Fig 1a).

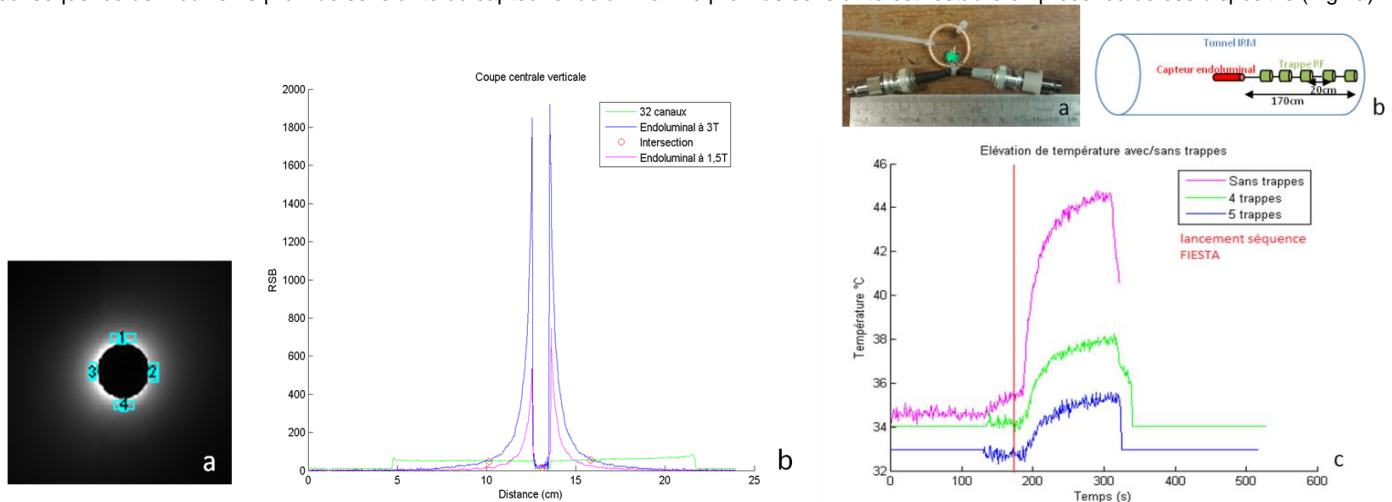


Fig 1 : Mesure de RSB (a) Profil de RSB du capteur endoluminal à 1,5T, 3T et du capteur 32 canaux en SPGR (b)

Conclusion

Le prototype de capteur endoluminal utilisé à 3T permet d'obtenir un RSB 2,6 fois plus élevé que celui qui a été mesuré à 1,5T. Ce rapport est cohérent avec le gain théorique en considérant que les pertes ne sont pas majoritairement magnétiques. De plus ses performances sont supérieures à celles d'une antenne 32 canaux dans un rayon d'au moins 4 cm autour du capteur. Le capteur endoluminal présente donc des performances très supérieures pour une analyse locorégionale du sphincter anal ou du tractus gastro intestinal. Le contrôle des échauffements est assuré par des trappes RF placées le long du câble de réception. Des travaux futurs permettront de miniaturiser ce dispositif de trappe RF afin de pouvoir observer des régions de l'intestin plus profondes que le sphincter anal. Ces travaux sur fantôme permettent d'envisager des expérimentations sur l'homme, une fois la parfaite sécurité du dispositif assurée (échauffement non mesurable).

Références

- [1] O. Beuf, F. Pilleul, M. Armenean, G. Hadour, et H. Saint-Jalmes, « In vivo colon wall imaging using endoluminal coils: feasibility study on rabbits. », *J Magn Reson Imaging*, vol. 20, n°. 1, p. 90–96, juill. 2004.
- [2] O. Beuf et al., « Brevet N. 0759652 - Français. Extension PCT/FR2008/052248. Sonde endocavitaire pour l'imagerie et/ou la spectrométrie par résonance magnétique nucléaire », 2007.
- [3] C. Armenean, O. Beuf, M. Armenean, F. Pilleul, E. Perrin, et H. Saint-Jalmes, « [Interventional MRI: risk of burns to the patient and radiologist]. », *J Radiol*, vol. 88, n°. 4, p. 599–600, avr. 2007.
- [4] D. M. Peterson, B. L. Beck, G. R. Duensing, et J. R. Fitzsimmons, « Common mode signal rejection methods for MRI: Reduction of cable shield currents for high static magnetic field systems », *Concepts in Magnetic Resonance Part B: Magnetic Resonance Engineering*, vol. 19, n°. 1, p. 1-8, janv. 2003.