

## Capteur utilisant un guide d'onde électro-optique pour la mesure du champ magnétique RF sub-pT par voie optique : application à l'IRM endoluminale

Isabelle Saniour<sup>1</sup>, Reina Ayde<sup>1</sup>, Anne-Laure Perrier<sup>2</sup>, Gwenaël Gaborit<sup>2,3</sup>, Lionel Duvillaret<sup>3</sup>, Jean Dahdah<sup>3</sup>, Raphaël Sablong<sup>1</sup> et Olivier Beuf<sup>1</sup>

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

<sup>2</sup>Université de Savoie, IMEP-LAHC, UMR 5130, Le Bourget-du-Lac, France,

<sup>3</sup>KAPTEOS, Sainte-Hélène-du-Lac, France.

isabelle.saniour@creatis.insa-lyon.fr

### Résumé

Un capteur endoluminal à liaisons optiques dédié à la détection d'un champ magnétique radiofréquence (RF) pour l'imagerie par Résonance Magnétique (IRM) est en construction. Une liaison optique entre le capteur et la connectique du système IRM permet de garantir la sécurité des patients. Ce capteur permettra à la fois de transmettre optiquement le signal RF détecté et d'être découplé activement de la bobine d'émission par des moyens optiques pour assurer l'uniformité de l'émission. Ces deux fonctions sont séparées dans ce papier.

Un guide d'onde Ti:LiNbO<sub>3</sub> électro-optique (EO) est associé à un capteur endoluminal RF pour convertir le signal RF en un signal optique en se basant sur l'effet Pockels. Les expériences ont démontré que la gamme dynamique de la puissance d'entrée dépasse les 100 dB et que le plus petit champ magnétique détecté vaut 0,3 pT.

Un système de découplage actif optique a été validé sur un système IRM clinique à 3 T.

### 1. Introduction

L'imagerie par résonance magnétique (IRM) est fondée sur la mesure de la réponse à un champ magnétique RF de différentes parties du corps humain. En particulier, cette technique d'imagerie a été proposée pour le diagnostic des maladies gastro-intestinales et l'analyse des parois intestinales profondes grâce à l'utilisation d'un capteur endoluminal situé à proximité de la zone à examiner. Ce type de capteur permet d'avoir un rapport signal sur bruit local élevé ce qui améliore alors la résolution spatiale des images des parois profondes de l'intestin [1]. La transmission du signal RF et du courant nécessaire au découplage actif du capteur de réception est assuré par l'intermédiaire de câbles coaxiaux métalliques qui, malheureusement, entraînent l'échauffement local des tissus ce qui limite l'utilisation clinique de ce type de capteurs. En effet, le champ magnétique radiofréquence (RF)  $\vec{B}_1$  est accompagné d'un champ électrique qui induit des courants de haute fréquence le long du fil métallique et augmente ainsi le

taux d'absorption spécifique (TAS) des tissus se trouvant à proximité [2]. Afin d'assurer la sécurité complète du patient, la fibre optique paraît une solution alternative prometteuse pour transférer optiquement le signal RMN et le signal continu de découplage. Notons que plusieurs groupes de chercheurs travaillent sur le concept du découplage optique [3], [4]. Dans notre travail la conversion du signal RMN est assurée par un guide d'onde électro-optique (EO) dont les indices de réfraction varient en fonction du champ électrique appliqué selon l'effet Pockels tandis que la conversion du courant continu de découplage est faite en utilisant un montage optoélectronique. Il est effectivement indispensable de découpler le capteur de réception lors de la phase d'émission RF afin d'assurer la bonne uniformité du rapport signal sur bruit dans les images RM. Dans la suite du papier, deux expériences distinctes sont présentées : l'une permet de démontrer la conversion EO d'un signal RF sur banc de mesure, l'autre présente le découplage actif optique fonctionnant dans un système IRM clinique à 3T.

### 2. Méthodes

#### 2.a. Conversion électro-optique du signal RF

En se basant sur l'effet Pockels, la conversion EO est assurée grâce à un cristal biréfringent dont les indices de réfractions changent en fonction du champ électrique appliqué. Le champ électrique appliqué au cristal est fourni par un capteur endoluminal (boucle résonante).

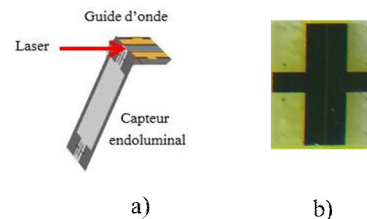
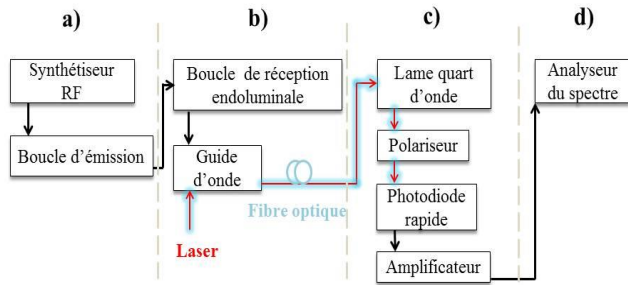


Figure 1. a) Guide d'onde lié au capteur endoluminal.  
b) Photo du guide d'onde Ti:LiNbO<sub>3</sub>.

Dans un premier temps, la conversion EO a été réalisée à l'aide d'un cristal massif (LiTaO<sub>3</sub>) [5].



**Figure 2. Schéma en blocs de l'expérience de la conversion EO. a) Génération du champ magnétique RF. b) Détection du champ magnétique par une boucle réceptrice et conversion EO par un guide d'onde. c) Traitement optique du signal. d) Visualisation du spectre.**

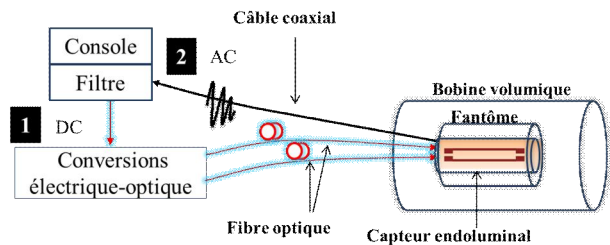
Dans un second temps, le cristal massif a été remplacé par un guide d'onde afin d'amplifier le champ électrique et par suite améliorer la sensibilité du capteur. En effet, le champ électrique est inversement proportionnel à la dimension du cristal. Le guide d'onde optique utilisé (Figure 1 b) est réalisé par diffusion titane sur un substrat de niobate de lithium (Ti:LiNbO<sub>3</sub>) et connecté au capteur comme le montre la figure 1 a [6]. La figure 2 illustre l'expérience de la conversion EO réalisée sur banc optique expérimental. Un synthétiseur RF génère un signal sinusoïdal à 128.2 MHz ayant une puissance d'entrée  $P_{in}$  qui varie entre -101 dBm et 14 dBm. Une boucle d'émission non adaptée ni accordée transforme ce signal en un champ magnétique RF d'amplitude variable (en fonction de  $P_{in}$ ). Un capteur adapté à 50  $\Omega$  et accordé à 128.2 MHz, placé devant la boucle d'émission, capte le champ magnétique RF. Ce capteur est un circuit RLC résonnant à la fréquence de résonance du proton pour un champ magnétique statique  $B_0 = 3$  T (128.2 MHz). Une force électromotrice proportionnelle à l'amplitude du champ magnétique RF est induite entre les deux électrodes du guide d'onde EO. Ce dernier est traversé par un laser ( $\lambda = 1550$  nm) polarisé linéairement. Les indices de réfraction du cristal formant le guide d'onde varient linéairement en fonction de  $n$  (effet Pockels) ainsi que l'état de polarisation du faisceau laser.

Une photodiode rapide est utilisée ensuite afin d'obtenir un signal électrique dont la puissance de sortie  $P_{out}$  dépend de  $n$  et donc de l'amplitude du champ

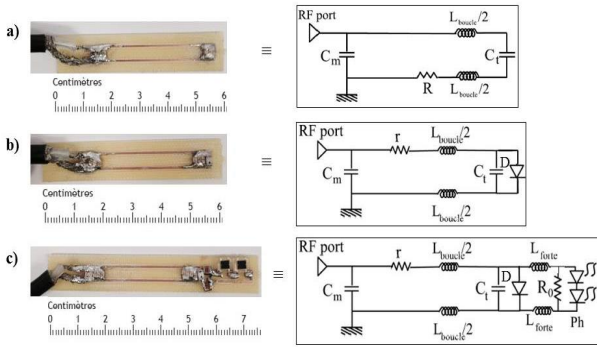
magnétique RF généré. La puissance de sortie  $P_{out}$  est mesurée au moyen d'un analyseur de spectre.

## 2.b. Découplage actif optique du capteur

En IRM, le champ magnétique RF  $\vec{B}_1$  excite les protons de l'échantillon à imager. Lors de la phase d'émission de  $\vec{B}_1$ , le découplage du capteur est nécessaire pour éviter la concentration de ce champ le long du capteur ce qui causerait une non-uniformité du rapport signal sur bruit des images RM. Une liaison galvanique est classiquement utilisée pour transmettre le courant continu de découplage de la console vers le capteur. Ce courant permet de changer la polarisation d'une diode PIN, qui, ajoutée au circuit résonnant RLC, permet de désaccorder la boucle afin de découpler le capteur. Dans le but d'avoir un capteur endoluminal à liaison entièrement optique et se débarrasser de toute liaison galvanique, nous avons proposé un système de découplage actif optique [7]. Dans ce cas ce sont les deux photodiodes placées sur le capteur qui génèrent un courant continu suffisant pour changer l'état de la diode PIN. Les photodiodes sont commandées par deux lasers fibrés ( $\lambda = 650$  nm) qui se trouvent dans le circuit de conversions électrique-optique (figure 3). L'efficacité du découplage optique a été évaluée dans un système IRM à 3T en comparant les images issues de trois capteurs endoluminaux différents (présentés en figure 4) : un capteur à découplage optique, un capteur à découplage galvanique (capteur de référence) et un capteur « couplé » (capteur non équipé d'un dispositif de diode PIN donc adapté en permanence). Ces capteurs sont insérés dans un fantôme cylindrique rempli par une solution de sulfate de nickel et du chlorure de sodium. Notons que dans cette expérience la transmission du signal RF est galvanique et les images sont acquises par la bobine volumique.



**Figure 3. Schéma de l'expérience de découplage actif optique. 1) Phase d'émission des signaux RF. 2) Phase de réception du signal RMN.**



**Figure 4. Les capteurs et leurs schémas électriques équivalents : le capteur sans circuit de découplage a), le capteur de référence b) et le capteur à découplage optique c).**

### 3. Résultats

#### 3.a. Conversion électro-optique du signal RF

La figure 5 présente la puissance de sortie  $P_{out}$  mesurée en fonction du champ magnétique RF, lui-même proportionnel à la puissance d'entrée  $P_{in}$  délivrée par le synthétiseur. L'objectif est de mesurer l'efficacité de la conversion EO réalisée par un cristal massif puis par le guide optique. Ces résultats sont comparés à ceux obtenus par un capteur classique (connexion galvanique). La courbe d'ajustement de la réponse du champ magnétique peut être donnée par l'équation suivante :

$$P_{out} = 10 \times \log\left(10^{10} + 10^{\frac{\alpha P_{in} + \beta}{10}}\right) \quad (1)$$

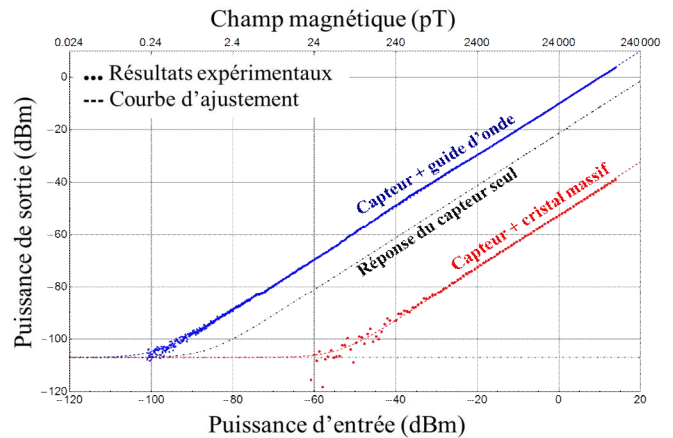
$N$  est le niveau du bruit en dBm,  $\alpha$  représente le coefficient de linéarité et  $\beta$  est le coefficient d'efficacité de la conversion. En effet, un capteur est dit linéaire si  $\alpha$  tend vers 1 et la conversion est d'autant plus efficace que la valeur de  $\beta$  est élevée.

Paramètres \ Cristal	Cristal massif	Guide d'onde
	0,997	0,97
(dB)	-56,7	-9,76
$B_{min}$ (pT)	176	0,3

**Tableau 1. Résultats de la conversion EO.**

Les courbes de la figure 5, montrent que les réponses de conversion EO sont parfaitement linéaires que ce soit pour le cristal massif ou pour le guide optique. Pour une même puissance d'entrée, la puissance de sortie obtenue en utilisant le guide d'onde est plus élevée que celle obtenue avec le cristal massif. Le tableau 1 présente les paramètres de l'équation (1) extraits des mesures de la

figure 5 pour les conversions EO utilisant le cristal massif et le guide d'onde. Nous constatons qu'avec le guide d'onde l'efficacité de la conversion EO est augmentée de 46 dB par rapport au cristal massif ; ce qui correspond au gain obtenu grâce à la réduction de l'épaisseur du cristal EO. La courbe obtenue avec le guide d'onde montre une large étendue de mesure dépassant les 100 dB et un champ magnétique minimal détectable de 0,3 pT. La courbe noire de la figure 5 montre la réponse en puissance directement à la sortie d'un capteur de référence (sans ajout d'amplificateur) soumis au même champ magnétique que les capteurs à conversion EO. La réponse du capteur à conversion EO utilisant un guide optique se situe au-dessus de la courbe de référence ce qui est excellent mais une étude du bruit de ces deux capteurs est nécessaire afin de comparer complètement leurs performances.

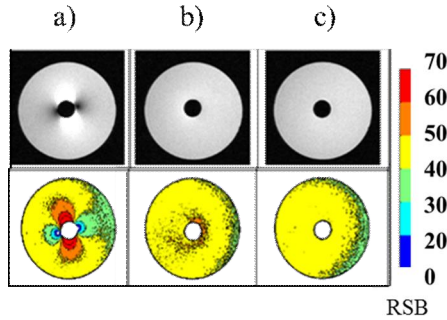


**Figure 5. Puissance de sortie en fonction du champ magnétique et de la puissance d'entrée. Les points bleus et rouges représentent respectivement les résultats expérimentaux du capteur lié à un guide d'onde et à un cristal massif. Les points noirs représentent la réponse du capteur galvanique de référence.**

#### 3.b. Découplage actif optique du capteur

La faisabilité du découplage actif optique est démontrée dans un système IRM à 3T. Notons que dans cette expérience le signal RMN est détecté par la bobine volumique et non pas par le capteur endoluminal. Le capteur endoluminal est placé dans l'échantillon pour observer ou non l'impact de sa présence sur les images RM. Un capteur correctement découplé ne doit pas produire de déformation sur l'image. La figure 6 montre les images RM et les rapports signal sur bruit de ces images. Les images du fantôme cylindrique sont réalisées en coupe axiale et acquises avec une séquence en écho de gradient. Tout d'abord, nous visualisons une non-uniformité du rapport signal sur bruit lors de la présence d'un capteur endoluminal non découplé (figure 6 a). En effet, certaines zones de l'image sont en

hyper signal d'autres en hypo signal. Ceci est dû à la concentration du champ  $\overline{B_1}$  d'émission le long du capteur résonant à la même fréquence que le signal d'émission. La figure 6 c acquise avec la présence du capteur de référence présente une image homogène correspondant à l'échantillon utilisé. Ces uniformités du signal et du rapport signal sur bruit sont la preuve du bon

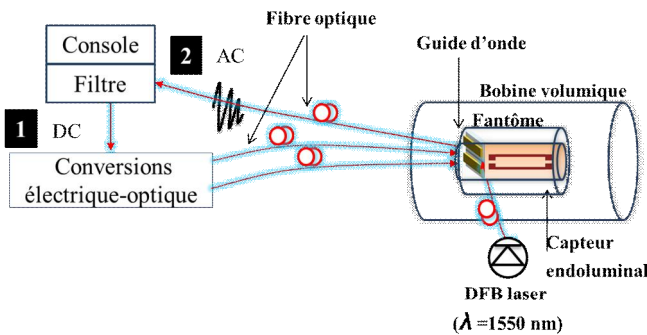


**Figure 6. Images de RM acquises avec une séquence d'écho de gradient et une bobine volumique avec différents capteurs endoluminaux placés au centre d'un fantôme cylindrique : a) Capteur sans dispositif de découplage. b) Capteur à découplage optique. c) Capteur de référence avec un découplage classique.**

fonctionnement du découplage. L'image de la figure 6 b, acquise avec la présence du capteur découplé optiquement est comparable à l'image de la figure 6 c, ce qui valide le fonctionnement du système à découplage optique présenté dans ces travaux.

#### 4. Conclusion

Les deux fonctions de notre capteur endoluminal ont été démontrées séparément. D'une part, la conversion EO du signal RF est assurée grâce à un guide d'onde (Ti:LiNbO<sub>3</sub>) associé à un capteur endoluminal. Les résultats d'une expérience faite sur un banc expérimental



**Figure 7. Schéma de principe de la mise en œuvre du capteur à liaison optique combinant la conversion EO et le découplage optique. 1) Phase d'émission des signaux RF. 2) Phase de réception du signal RMN.**

ont démontré une excellente linéarité et une sensibilité très améliorée par rapport au cristal massif. La transmission du signal optique est faite par l'intermédiaire des fibres optiques. La chaîne de la conversion optique-électrique ajoute évidemment du bruit au signal transmis. Une étude de ce bruit est nécessaire dans les prochaines étapes de travail. D'autre part, des acquisitions RM à 3T ont permis de démontrer que le découplage optique était comparable à un découplage classique, validant ainsi le système de découplage optique proposé. Un capteur endoluminal combinant la conversion EO et le découplage optique est en construction (Figure 7) et la faisabilité de ce capteur sera démontré dans un système IRM à 3T. Un tel capteur sensible aux champs magnétiques faibles peut fournir des informations très utiles sur les maladies intestinales sans la crainte d'échauffement des tissus biologiques.

#### 5. Remerciements

Nous remercions la région Rhône-Alpes (ADR ARC) et la DGA (projet SNIFER) pour leur soutien financier. Ce travail a été mené dans le cadre du LabEX PRIMES de l'Université de Lyon, au sein du programme «Investissements d'Avenir» (ANR-11-IDEX-0007).

#### 6. Bibliographie

- [1] O. Beuf, *et al.*, « *In vivo colon wall imaging using endoluminal coils : feasibility study on rabbits* », Journal of Magnetic Resonance Imaging, vol. 20, p. 90-96, 2004.
- [2] V. Detti, *et al.*, « *Assessment of Radiofrequency Self-Heating Around a Metallic Wire With MR T1-Based Thermometry* », Magnetic Resonance in Medicine, vol. 66, p. 448-455, 2011.
- [3] O.G. Memis, *et al.*, « *Miniaturized Fiber-Optic Transmission System for MRI Signals* », Magnetic Resonance in Medicine, vol. 59, p. 165-173, 2008.
- [4] M. Korn, *et al.*, « *Optically Detunable, Inductively Coupled Coil for Self-Gating in Small Animal Magnetic Resonance Imaging* », Magnetic Resonance in Medicine, vol. 65, p. 882-888, 2011.
- [5] R. Aydé, *et al.*, « *Potentialities of an Electro-Optic Crystal Fed by Nuclear Magnetic Resonant Coil for Remote and Low-Invasive Magnetic Field Characterization* », IEEE Sensors Journal, vol. 13, p. 1274-1280, 2013.
- [6] R. Aydé, *et al.*, « *Unbiased Electro-Optic Waveguide as a Sensitive Nuclear Magnetic Resonance Sensor* », IEEE Photonics Technology Letters, vol. 26, p. 1266-1269, 2014.
- [7] R. Aydé, *et al.*, « *Active Optical-Based Decoupling Circuit For Receiver Endoluminal Coil* », ISMRM-ESMRMB, Milan, Italy, 2014.