



HAL
open science

Mise en équation d'un capteur RMN bi-canaux

Anne-Laure Perrier, Denis Grenier, Audrey Pouzin, Frederic Esclassan,
Nadine Ravel, Philippe Litaudon, Olivier Beuf

► **To cite this version:**

Anne-Laure Perrier, Denis Grenier, Audrey Pouzin, Frederic Esclassan, Nadine Ravel, et al.. Mise en équation d'un capteur RMN bi-canaux. 17èmes journées nationales microondes, May 2011, Brest, France. hal-01819094

HAL Id: hal-01819094

<https://hal.science/hal-01819094>

Submitted on 20 Jun 2018

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

Mise en équation d'un capteur RMN bi-canaux

Anne-Laure Perrier¹, Denis Grenier¹, Audrey Pouzin¹, Frédéric Esclassan², Nadine Ravel², Philippe Litaudon², Olivier Beuf¹

¹Creatis (CNRS UMR 5220, Inserm U1044, INSA-Lyon, Université Lyon1), 3 rue Victor Grignard, 69100 Villeurbanne

²Neurosciences Sensorielles, Comportement et Cognition (CNRS UMR5020, Université Lyon1, Institut Fédératif des Neurosciences de Lyon), 50 avenue Tony Garnier, 69366 LYON cedex 07

anne-laure.perrier@uni-lyon1.fr : correspondant principal

Résumé

Les capteurs multicanaux sont de plus en plus utilisés en RMN du petit animal. Dans ce travail nous présentons la mise en équation d'un capteur RMN bi-canaux par une approche de transformation d'impédance. La conception et la caractérisation de ce capteur bi-canaux fonctionnant à 300MHz valide les équations et les résultats de simulations.

1. Introduction

La résonance magnétique nucléaire (RMN) est une technique non-invasive très utilisée en spectroscopie et imagerie du petit animal pour des applications précliniques. Des informations anatomiques, fonctionnelles et métaboliques peuvent être obtenues *in vivo* pour valider et améliorer le diagnostic d'une maladie avant l'application clinique. De nombreuses applications RMN comme l'imagerie morphologique à haute résolution spatiale [1], la spectroscopie ou l'imagerie fonctionnelle requièrent des capteurs spécifiques dédiés à un organe particulier.

Des capteurs multicanaux aussi appelés bobines multicanaux ou bobines en réseau phasé sont développés pour augmenter la sensibilité et le rapport signal sur bruit qui sont des caractéristiques importantes d'un capteur RMN. Ces capteurs spécifiques ne sont utilisés qu'en réception pour capter le signal RMN qui permet de générer l'image ; ils sont alors associés à une bobine d'émission qui permet d'exciter l'échantillon. Dans cette configuration le capteur de réception doit comporter un système de découplage actif qui le rend « transparent » pendant la phase d'émission. Les capteurs multicanaux sont largement utilisés sur les systèmes cliniques [2]. Par contre ils sont peu développés pour des applications précliniques car les systèmes RMN petit animal multicanaux, développés essentiellement pour la recherche sont peu nombreux à un champ magnétique statique donné (donc peu nombreux à fonctionner à une fréquence donnée). Deux techniques sont principalement utilisées pour concevoir ces capteurs multicanaux.

La première technique consiste à juxtaposer ou superposer légèrement des éléments simple-boucle. La superposition est optimisée par des équations et/ou des simulations électromagnétiques pour avoir un couplage

mutuel minimum. Le découplage peut alors être amélioré par l'ajout de préamplificateur faible bruit en particulier lorsque plus de 2 canaux sont utilisés.

La seconde technique est fondée sur un conducteur commun aux deux éléments. Cette technique est moins utilisée que la première et les équations théoriques ne sont pas explicitement données.

Indifféremment de la technique utilisée les capteurs RMN doivent avoir comme caractéristiques : a) un très bon facteur de qualité car le signal RMN a une bande passante de quelque 100 kHz centrée autour d'une fréquence spécifique. b) être adapté à la fréquence spécifique. c) avoir un bon découplage entre les canaux. d) avoir un découplage actif.

Dans cet article nous présentons les équations théoriques d'un capteur bi-canaux découplé par un conducteur commun. L'étude est basée sur la transformation d'impédance ; de simples simulations circuit permettent d'extraire les paramètres S.

2. Principe

Le schéma électrique équivalent d'un capteur RMN deux canaux est présenté sur la Figure 1. Ce capteur est constitué de deux simples boucles résonantes (L_b -R- C_c - L_c - C_d) reliées entre elles par un tronçon commun (L_c - C_c). Le signal RMN reçu par chacune des deux boucles est ensuite envoyé vers le système d'acquisition de l'imageur à travers deux câbles coaxiaux BNC d'impédance caractéristique 50 Ω . Ces deux accès sont représentés par deux ports 50 Ω sur la Figure 1. Les capacités C_a permettent l'adaptation des boucles aux ports d'accès.

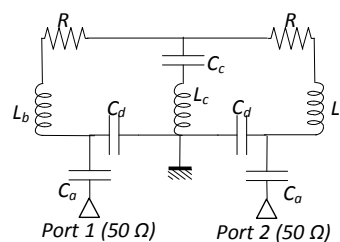


Figure 1. Schéma électrique équivalent du capteur bi-canaux.

3. Mise en équation du capteur bi-canaux.

3.a. Principe du découplage entre canaux

Le découplage entre les canaux est un paramètre important pour obtenir une bonne qualité d'image. Le découplage est réalisé par le tronçon L_c - C_c :

$$|jL_c \omega| = |1/(jC_c \omega)| \quad (1)$$

avec $\omega=2\pi f_0$ où f_0 est la fréquence de fonctionnement du capteur correspondant à la fréquence de résonance du noyau étudié.

Lorsque la relation (1) est appliquée, la masse située entre les deux capacités C_d est reportée entre les deux résistances R . Les deux éléments du capteur sont alors indépendants ou découplés et peuvent être chacun remplacé par le schéma électrique équivalent d'une simple boucle, présenté sur la Figure 2, à la fréquence f_0 de fonctionnement du capteur. Ce découplage se traduit par une transmission nulle entre les deux canaux à la fréquence f_0 .

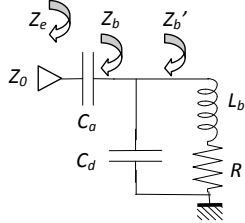


Figure 2. Schéma électrique équivalent du capteur à la fréquence de fonctionnement.

3.b. Adaptation de chaque boucle

Les canaux étant découplés, à la fréquence de fonctionnement, chaque boucle peut être adaptée séparément. La Figure 3 présente la transformation d'impédance des différents éléments de chaque boucle. Le tronçon L_b - R transforme la masse en une impédance complexe Z_b' par l'ajout de l'impédance $jL_b\omega+R$. La capacité parallèle C_d ajoute une admittance imaginaire pure $jC_d\omega$ créant l'impédance Z_b . La capacité série C_a soustrait une impédance imaginaire pure $-j/C_a\omega$ pour que Z_e soit adaptée au port Z_0 (50 Ω).

L'impédance Z_b est donnée par :

$$Z_b = \frac{R}{(1 - L_b C_d \omega^2)^2 + (R C_d \omega)^2} + j \frac{L_b \omega - R^2 C_d \omega - L_b^2 C_d \omega^3}{(1 - L_b C_d \omega^2)^2 + (R C_d \omega)^2} \quad (2)$$

On remarque dans cette équation (2) que R doit être différente de zéro pour que Z_b ai une partie réelle. La capacité C_a enlève une partie imaginaire à Z_b :

$$Z_e = Z_b - \frac{j}{C_a \omega} \quad (3)$$

L'adaptation des parties réelle et imaginaire de chaque canal du capteur à Z_0 permet d'écrire deux équations :

$$\frac{R}{(1 - L_b C_d \omega^2)^2 + (R C_d \omega)^2} = Z_0 \quad (4)$$

$$\frac{L_b \omega - R^2 C_d \omega - L_b^2 C_d \omega^3}{(1 - L_b C_d \omega^2)^2 + (R C_d \omega)^2} - \frac{1}{C_a \omega} = 0 \quad (5)$$

Pour adapter les parties réelle et imaginaire des deux boucles du capteur lorsque celui-ci est placé dans l'imager, deux des trois éléments C_a , C_d ou L_b doivent

être réglables. Les capacités réglables peuvent être réalisées par des capacités mécaniques ajustables ou par des diodes polarisées en inverse. L'inductance réglable peut être réalisée par une inductance en série avec une capacité réglable comme démontré dans un travail antérieur [3].

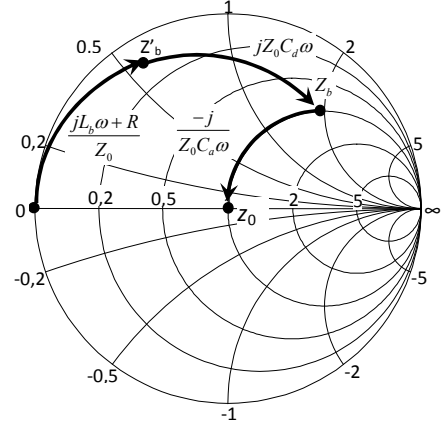


Figure 3. Représentation de la transformation d'impédance sur l'abaque de Smith.

4. Résultats théoriques.

Les valeurs des inductances L_c , L_b et de la résistance R sont fixées respectivement à 10.5 nH, 7.42 nH et 1.1 Ω pour résoudre les équations et faire les simulations. La fréquence de travail f_0 est fixée à 300 MHz, fréquence de résonance des protons dans un champ magnétique statique de 7 T.

4.a. Calculs

L'équation (1) permet d'extraire la valeur de la capacité C_c égale à 26.8 pF pour un découplage entre les canaux à la fréquence $f_0=300$ MHz. Les valeurs $C_a=6.63$ pF et $C_d=33$ pF sont extraites des équations (4) et (5) pour adapter les parties réelle et imaginaire de chaque canal à 50 Ω . L'inductance L_b peut être remplacée par une inductance $L_b'=42$ nH en série avec une capacité $C_b=8.14$ pF.

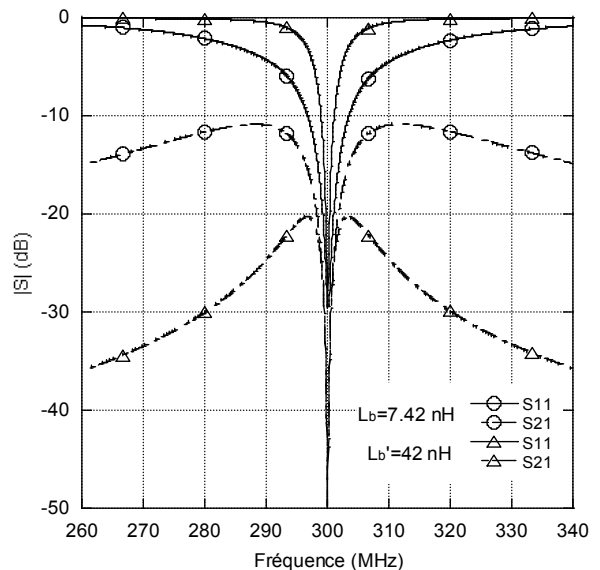


Figure 4. Simulations avec l'inductance L_b et son inductance équivalente.

4.b. Simulations

Des simulations circuits ont été réalisées avec le logiciel Designer (Ansys, USA). La Figure 4 présente les simulations des paramètres S du circuit de la Figure 1. Le circuit étant symétrique ($|S_{11}|=|S_{21}|$ et $|S_{21}|=|S_{12}|$), seul $|S_{11}|$ et $|S_{21}|$ sont représentés sur la Figure 4. Une simulation a été réalisée avec $L_b=7.42$ nH et une seconde avec une inductance équivalente à L_b à la fréquence de fonctionnement ($L_b'=42$ nH en série avec $C_b=8.14$ pF). Pour les simulations la valeur des autres composants est fixée à $C_a=6.3$ nH, $C_d=33$ pF et $C_c=26.8$ pF en accord avec les résultats des calculs précédents. Nous pouvons voir sur la Figure 4 que les canaux sont adaptés à la fréquence de travail et qu'un zéro de transmission permet un très bon découplage entre les canaux. Nous observons aussi que le facteur de qualité Q augmente avec la valeur effective de l'inductance. En effet le facteur de qualité pour une simple boucle est donné par $Q=\omega L/r$ où L est l'inductance de la boucle et r sa résistance. Notons que le facteur de qualité mesuré sur 50Ω s'appelle le facteur de qualité chargé Q_L et est donné par $Q_L=Q/2$ [4]. Pour avoir un bon facteur de qualité il est donc intéressant d'avoir une inductance équivalente à L_b réalisée par une inductance L_b' la plus élevée possible en série avec une capacité C_b .

5. Conception.

Un capteur RMN a été réalisé pour comparer les résultats théoriques, les simulations et les mesures. Le capteur, dimensionné pour explorer le cerveau de rat est réalisé en technologie hybride sur un substrat flexible. Ce substrat est placé sur une feuille thermo-formable adaptée morphologiquement à la tête de l'animal. Chaque canal est adapté à 50Ω à la fréquence de Larmor du proton dans un champ magnétique statique de 7 T, c'est-à-dire à 300 MHz. Une photographie du capteur est présentée sur la Figure 5. Les inductances ont une épaisseur de $35 \mu\text{m}$ et une largeur de 4 mm. Leurs longueurs sont fixées par la taille de la région à examiner (30 mm x 52 mm).

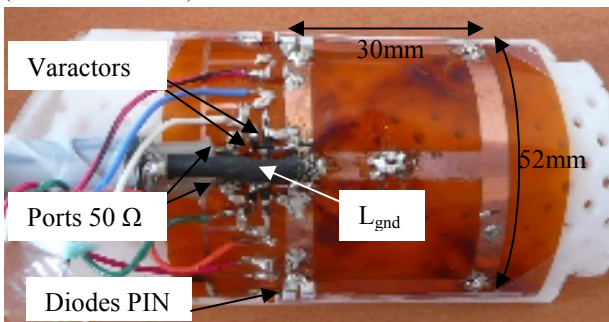


Figure 5. Photographie du capteur RMN.

L_b et C_a sont les deux éléments accordables permettant d'adapter les parties réelle et imaginaire de chaque canal aux ports 50Ω . L'inductance variable L_b est réalisée par une inductance fixe L_b' en série avec une capacité variable C_b . Les deux capacités variables C_a et C_b sont réalisées à l'aide de diode BB149 variant entre 2 pF et 20 pF pour une tension de polarisation inverse variant entre -30 V et 0 V. Les capacités C_c et C_d sont

des capacités amagnétiques ATC (American Technical Ceramic). C_c a une valeur de 26.4 ± 2.6 pF et C_d vaut 33 ± 3 pF. A partir des données du fabricant, la résistance série d'une boucle due aux résistances séries des capacités, des diodes et des lignes est estimée à environ $1,24 \Omega$. Deux diodes PIN DH80055 (Temex Ceramics, Pessac, France) en parallèle polarisée par une tension de 3.8 V permettent de découpler chacune des boucles de la bobine d'émission. Deux câbles coaxiaux 50Ω de 50 cm de long permettent de relier le capteur au système d'acquisition de l'imageur.

6. Résultats expérimentaux.

6.a. Mesures des paramètres S

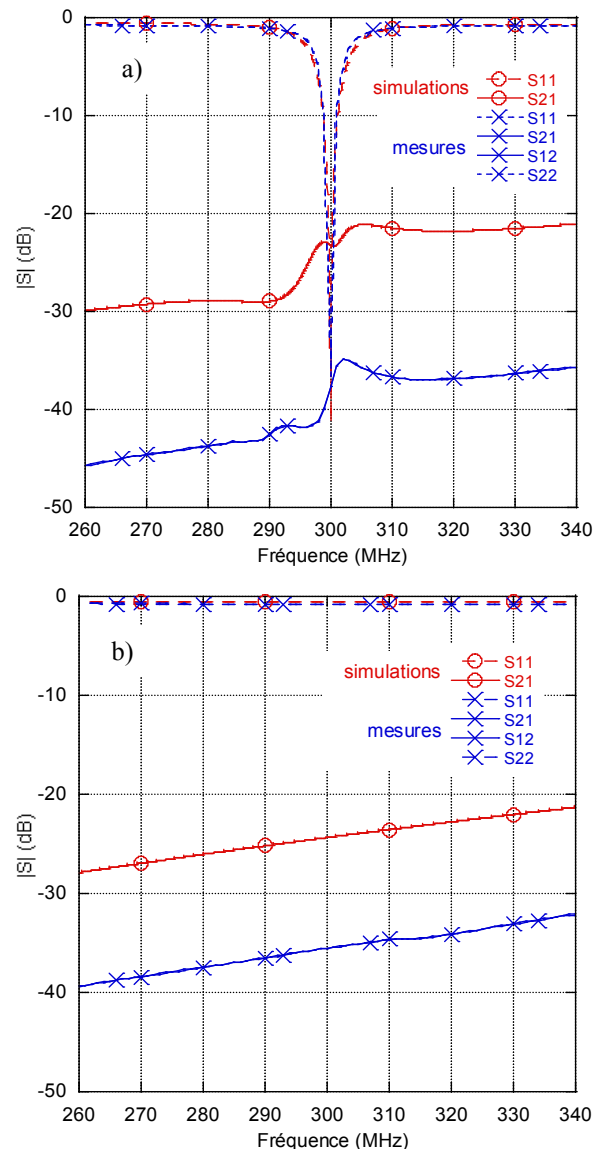


Figure 6. Résultat de simulation et de mesure du capteur RMN 2 canaux. a) en réception, b) découplé.

Les mesures des paramètres S du capteur bi-canaux sont présentées sur la Figure 6 a) lorsque les diodes PIN sont passantes c'est-à-dire que le capteur fonctionne en réception et b) lorsque les diodes PIN sont bloquées c'est-à-dire que le capteur est découplé de la

bobine d'émission. Le premier canal du capteur est adapté à 300 MHz par des tensions $V_{C_{a1}}=-7.61V$ et $V_{C_{b1}}=-2.12V$ appliquées sur les capacités variable C_{a1} et C_{b1} . Le second canal est adaptés par des tensions $V_{C_{a2}}=-7.96V$ et $V_{C_{b2}}=-3V$ appliquées sur les capacités variables C_{a2} et C_{b2} . La Figure 6 montre que chaque canal est adapté à 300 MHz avec $|S_{ii}|<-20$ dB et le découplage entre les canaux est inférieur à -35 dB.

En comparant les mesures de la Figure 6 aux simulations de la Figure 4 (pour $L_b'=42nH$) nous observons :

- Une différence de 0.5dB sur $|S_{11}|$ en dehors de la fréquence de résonance.
- Le zéro de transmission n'apparaît pas en mesure
- La courbe de transmission mesurée n'est pas symétrique par rapport à f_0 .

La différence de 0.5dB sur $|S_{11}|$ provient du fait que les lignes d'accès coaxiales n'ont pas été prises en comptes dans les simulations mais qu'elles interviennent dans la mesure avec leurs connectiques BNC. Les autres différences entre mesures et simulations viennent du fait que le circuit d'alimentation des composants accordables prend de la place et déporte légèrement les accès 50 Ω des boucles formant le capteur. Des tronçons de ligne ont été ajoutés dans ce déport créant des éléments parasites. Par rétro-simulation nous avons montré que l'élément parasite induisant le plus de modification des paramètres S est une inductance situé entre la masse des ports 50 Ω et le nœud $L_c-C_d-C_d$. Cette inductance parasite notée L_{gnd} sur la photographie du capteur dissymétrise la courbe de transmission et annule le zéro de transmission.

Les rétro-simulations prenant en compte des lignes 50 Ω de 50 cm avec des pertes de 0.54dB/m ainsi qu'une inductance parasite $L_{gnd}=4$ nH entre la masse et le nœud $L_c-C_d-C_d$ sont superposées aux mesures de la Figure 6.

Les résultats de rétro-simulations sont en bon accord avec les mesures : la dissymétrisation de la courbe de transmission ainsi que la disparition du zéro de transmission sont observés. Seul l'écart de -15dB entre les deux courbes de transmission n'a pas pu être expliqué par des simulations circuit.

6.b. Résultat d'imagerie

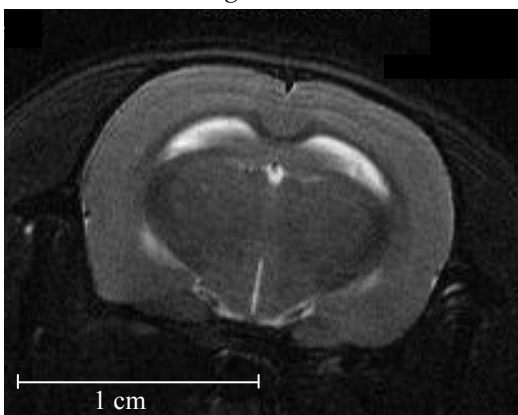


Figure 7. Image morphologique d'un cerveau de rat.

La Figure 7 présente une image obtenue avec le capteur de la Figure 5. Cette image morphologique de cerveau de rat est réalisée dans un scanner RM 7 T avec

un contraste en pondération T2. Une bobine cage d'oiseau de diamètre interne 72 mm et de diamètre externe 112 mm (Bruker, Germany) génère les impulsions RF d'émission. Le capteur bi-canaux est utilisé en réception. Nous avons observé une augmentation du rapport signal sur bruit d'un facteur 2.7 en utilisant le capteur bi-canaux par rapport à un capteur simple boucle (25 mm de diamètre intérieur) utilisé dans les mêmes conditions.

7. Conclusion

Dans ce travail nous avons établi des équations de conception d'un capteur RMN bi-canaux par une approche de transformation d'impédance. Ces équations ont été validées par des simulations circuits ainsi que par la réalisation et la mesure d'un capteur RMN bi-canaux dédié à l'IRM du cerveau du rat.

Remerciement

Les auteurs remercient l'Institut Fédératif des Neurosciences de Lyon (IFNL) pour le support financier. Ce travail est soutenu par une ANR (#ANR-07-NEURO-030).

8. Bibliographie

- [1] A. Rengle et al « *A dedicated two-channel phased array receiver coil for high resolution MRI of the rat knee cartilage at 7T* », IEEE Trans Biomed Eng, vol 56, 2009, pp 2891-2897.
- [2] W. E. Kwok, J. Zhong, Z. You, G. Seo, S. M. S. Totterman « *A four-element phased array coil for high resolution and parallel MR imaging of the knee* », Magn Reson Imag, vol 21, 2003, pp 961-967.
- [3] A. Jrad, A. L. Perrier, R. Bourtoutian, J. M. Duchamp, and P. Ferrari « *Design Of An Ultra Compact Electronically Tunable Microwave Impedance Transformer* », Electron Lett, vol 41, 2005, pp 707-709.
- [4] D. Doty, G. Entzminger, J. Kulkarni, K. Pamarthy, and J. P. Staab « *RF Coil Technology for Small-Animal MRI* », NMR Biomed, vol 20, 2007, pp 304-325.