

# Protocole de caractérisation et de comparaison des bobines RF applicable aux systèmes d'IRM précliniques et cliniques

Sophie Gaillard<sup>1</sup>, Laurent Mahieu-Williams<sup>1</sup>, Radu Bolbos<sup>2</sup>, Jean-Baptiste Langlois<sup>2</sup>, Denis Grenier<sup>1</sup>, Olivier Beuf<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Université de Lyon, CREATIS ; CNRS UMR5220 ; Inserm U1044 ; INSA-Lyon ; Université Lyon 1, France

<sup>2</sup>CERMEP – imagerie du vivant, Lyon, France

sophie.gaillard@univ-lyon1.fr

## Objectifs

Le calcul théorique du profil de sensibilité et du rapport signal à bruit (SNR) des bobines RF peut se faire analytiquement [1-3] mais nécessite d'avoir une connaissance complète des caractéristiques du capteur ce qui n'est pas le cas pour les capteurs commerciaux. Le but de ce travail est de standardiser et de diffuser un protocole expérimental permettant de caractériser le SNR et le volume de sensibilité des bobines et capteurs RF adaptés à la fois aux systèmes IRM précliniques et cliniques. La première motivation est de comparer les performances des capteurs entre eux. Ce protocole peut également être utilisé pour suivre les équipements dans le cadre d'une démarche qualité.

## Matériel et méthode

• **Acquisition des données** : Les fantômes utilisés ont un contenu normalisé (1,25g NiSO<sub>4</sub>:6H<sub>2</sub>O + 5g NaCl par litre d'eau). Leur forme et leur volume sont adaptés à la bobine évaluée pour maximiser le volume observable. La séquence IRM utilisée est une séquence d'écho de gradient 3D (FLASH 3D) dont les paramètres ont été choisis pour être applicables à des systèmes aux performances variables.

• **Traitement des données** : Le programme de traitement automatique, développé sous Matlab, exploite des images directement au format DICOM afin d'estimer principalement les SNR et les volumes de sensibilité. Plus précisément, il détermine une valeur de référence (au centre du fantôme pour une bobine volumique, intensité maximale pour un capteur de surface) et ensuite, autour de celle-ci, détermine les volumes d'uniformité du signal pour des seuils fixés à 10% et 50% de cette valeur. Le programme génère alors un rapport sous forme d'un fichier PDF. Parmi les paramètres estimés figurent : (a) Le SNR brut et le SNR corrigé par la taille du voxel et la bande passante par pixel (par rapport à un voxel et une bande passante de référence) pour permettre une comparaison si les paramètres géométriques en particulier ont été adaptés à la taille de la bobine caractérisée. (b) Les volumes pour une uniformité du signal déterminés avec un écart de 10% et 50% par rapport au signal de référence.

## Résultats

Le rapport d'analyse fournit :

- Des représentations 3D d'isosurfaces du volume de sensibilité pour des valeurs inférieures à 10% et 50% (en bleu) du signal de référence qui sont superposées au volume maximum de sensibilité de la bobine à 90% (en rouge). La figure 1 montre ces volumes pour une bobine volumique et un capteur de surface.

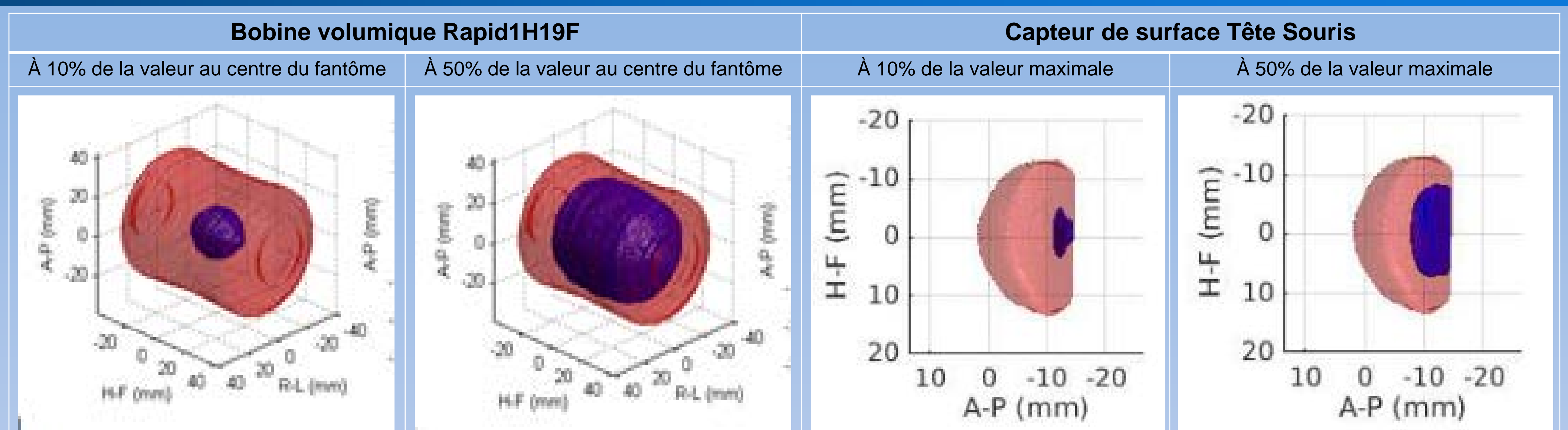


Figure 1 : Volumes maximums de sensibilité (en rouge) et d'uniformité (en bleu), à 10% et 50% du signal de référence.

- Un tableau synthétique des résultats (fig. 2) qui s'enrichit au fur et à mesure des acquisitions. A chaque ligne apparaît le nom du capteur, la date de l'étude, l'institution et le système IRM utilisé. Pour chaque bobine testée, le SNR, le SNR corrigé, les volumes correspondant à une uniformité de 10% et 50% du signal de référence.

Bobine, date, lieu, système IRM	SNR	SNR corrigé	Vol. uniforme @ 50% (cm <sup>3</sup> )	Vol. uniforme @ 10% (cm <sup>3</sup> )
TêteCou64Canaux 2014-12-08 Cermep AWP66012 3T	3373	415	1654.410	143.054
Bruker1H 2014-02-19 Cermep Animage BioSpec 7T	245	411	86.809	4.073
Rapid1H19F 2015-03-06 CREATIS BioSpec 4.7T	138	235	98.743	4.274
Rapid1H19F 2014-09-04 CREATIS BioSpec 4.7T	139	237	93.892	4.695
Rapid1H19F 2014-02-17 CREATIS BioSpec 4.7T	139	236	96.993	8.762
Rapid1H19F 2012-04-11 CREATIS BioSpec 4.7T	148	252	103.093	13.736
Quadrature1H 2012-03-12 CREATIS BioSpec 4.7T	130	1350	24.533	9.489
1H31P_surf 2012-03-12 CREATIS BioSpec 4.7T	245	2548	0.834	0.050
TêteRat 2012-03-12 CREATIS BioSpec 4.7T	256	2664	4.326	0.081
TêteSouris 2012-03-12 CREATIS BioSpec 4.7T	453	4710	1.018	0.040

Figure 2 : Exemple de tableau de comparatif des bobines évaluées.

- Les profils suivant les trois directions orthogonales ainsi que l'évolution des paramètres estimés des bobines testées au cours du temps. La figure 3 montre l'évolution temporelle (2012-2015) du SNR (en rouge) et du volume homogène à 50% (en bleu) pour la bobine Rapid1H19F. Une étude de reproductibilité a été menée ce qui nous a permis d'estimer la déviation standard du SNR et du volume uniforme à 50% respectivement à 1,7% (conforme à la littérature [4]) et 4,4%.

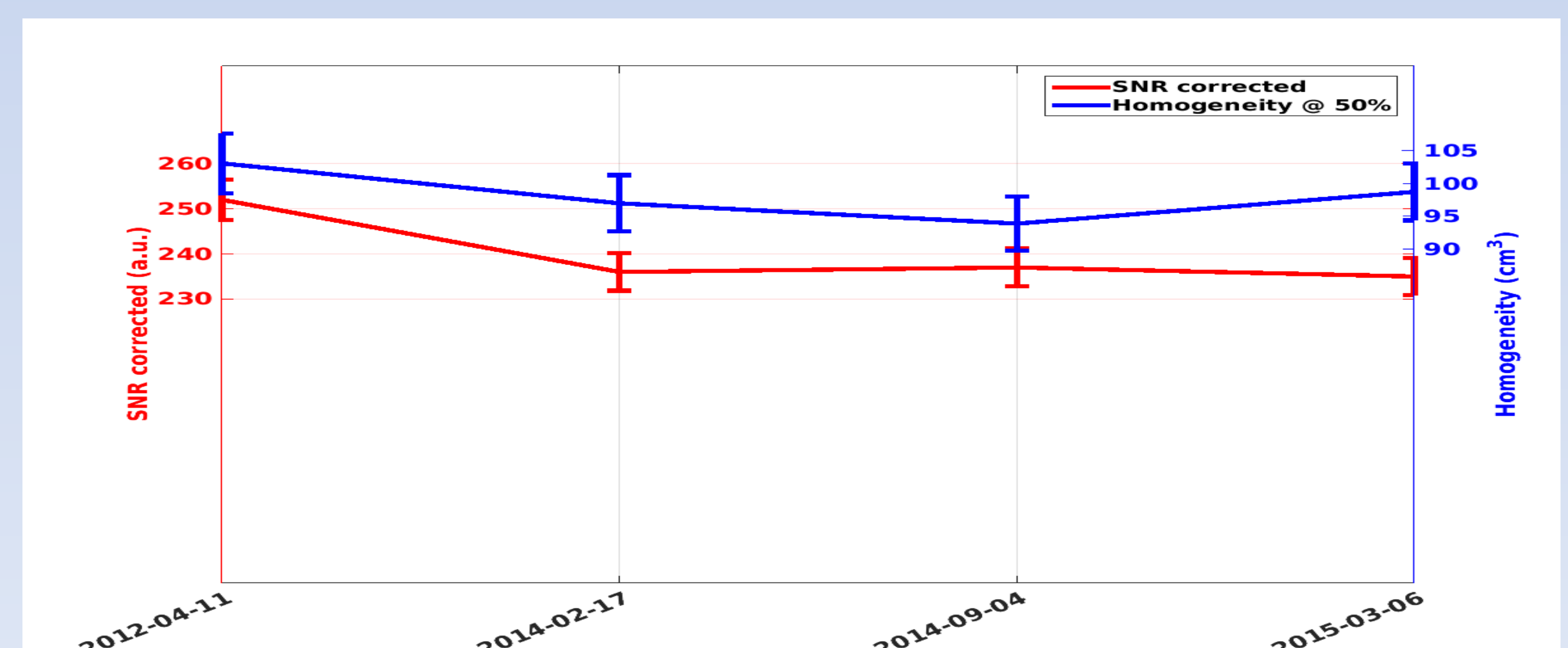


Figure 3 : Evolution du SNR (rouge) et du volume (bleu) pour une uniformité à 50% pour la bobine Rapid 1H19F à 4,7T.

## Discussion

Ce protocole standardisé permet de comparer les bobines RF entre-elles afin d'utiliser le matériel le plus adapté aux contraintes de l'étude basé sur une information quantitative. Par exemple nous pouvons voir que les capteurs de surface 1H31P\_surf et TêteRat ont un SNR équivalent mais un volume et une distribution du signal différents.

La figure 3 montre pour une bobine l'évolution des paramètres estimés au cours du temps. Nous avons pu attribuer la diminution du SNR observée entre 2012 et 2014 à un changement de géométrie du fantôme utilisé (5mm de diamètre en moins). Le volume uniforme à 50% reste quant à lui dans la déviation standard. Si le capteur subit un changement ou une réparation, la courbe nous indiquera l'impact de cette modification sur le SNR et/ou le volume d'homogénéité.

## Perspectives

Une étude sera menée pour établir la correspondance entre le SNR et le champ magnétique statique [5] en fonction de la séquence utilisée pour pouvoir comparer les bobines RF quelque soit le champ magnétique principal.

Le programme est en cours de portage sur la plate-forme d'imagerie virtuelle VIP afin d'être accessible à tous (<https://vip.creatis.insa-lyon.fr>).

Ce protocole sera élargi à la caractérisation et au suivi de la chaîne des gradients.

Une cartographie B0 et B1 sera ajouté au rapport.

[1] D. I. Hoult and R. E. Richards, "The signal-to-noise ratio of the nuclear magnetic resonance experiment," J. Mag. Res., **24**(1), p. 71-85, 1976.

[2] W. A. Edelstein, et al., "The intrinsic signal-to-noise ratio in NMR imaging," Mag. Res. Med., **3**(4), p. 604-618, 1986.

[3] O. Ocali and E. Atalar, "Ultimate intrinsic signal to noise ratio in MRI," Mag. Res. Med., **39**(3), p. 462-473, 1998.

[4] M.J. Firbank, et al., "A comparison of two methods for measuring the SNR on MR images" Phys. Med. Biol. **44**, p. N261, 1999.

[5] C.M. Collins, et al., "Signal-to-noise ratio and absorbed power as functions of main magnetic field strength, and definition of 90° RF pulse for the head in the birdcage coil" Magn. Res. Med. **45**, p. 684-691 (2001).