

Protocole de caractérisation d'antenne radiofréquence pour l'IRM

Laurent Mahieu-Williams¹, Sophie Gaillard¹, Denis Grenier¹, Radu Bolbos²,
Jean-Baptiste Langlois², Franck Lambertson², Sorina Camarasu-Pop¹, Olivier Beuf¹

1. Univ.Lyon, CREATIS, CNRS UMR 5220, Inserm U1206, INSA-Lyon, UJM- Saint Etienne Université Claude
Bernard Lyon 1, Villeurbanne; 2. CERMEP – imagerie du vivant, Lyon, France.

contact.pilot@creatis.insa-lyon.fr

CERMAP
imagerie du vivant

Objectifs

Le protocole de caractérisation a pour but de comparer les antennes RF en terme de SNR et de volume uniforme afin de choisir celle qui est la plus adaptée pour un examen inhabituel. Il peut être utilisé pour comparer des systèmes IRM dans le cadre d'étude multicentrique ou encore comme outil de contrôle qualité.

Matériels et méthode

• **Acquisition des données** : Les fantômes utilisés ont un contenu normalisé (1,25g NiSO₄:6H₂O + 5g NaCl par litre d'eau). Leur forme et leur volume sont adaptés pour simuler les conditions in-vivo. La séquence IRM utilisée est une séquence d'écho de gradient 3D (T_{acq} ~ 4 min).

• **Traitement des données** : de manière automatique en utilisant notre programme déployé sur la plateforme d'imagerie virtuelle (VIP) [3] : <https://vip.creatis.insa-lyon.fr> et disponible en libre accès. Le programme génère un rapport au format PDF qui inclut : une mesure du SNR ; des représentations de volumes uniformes à 10, 50 et 90% de variation ; un tableau comparatif de toutes les antennes analysées ainsi qu'une figure des profils d'intensité superposés. La mesure du bruit du SNR passe par deux tests basés sur la loi de distribution du chi-noncentré (voir encadré ci-contre). Le premier consiste à déplacer un VOI dans l'image. On appelle C₀ la classe contenant les VOIs pour lesquels $|R_{th} - R_{exp}| \leq 1\%$. Deuxièmement, le test du χ^2 est appliqué sur les VOIs contenus dans C₀. Enfin nous proposons un SNR corrigé (SNR_c) prenant en compte les paramètres d'acquisition [4] ainsi que les temps de relaxation [5] :

$$SNR_c = \frac{SNR}{V_{voxel}} \sqrt{\frac{BW}{N_x N_y N_z N_A}} \frac{1 - \cos(FA) \exp(-TR/T_1)}{(1 - \exp(-TR/T_1)) \sin(FA) \exp(-TE/T_2)}$$

Le bruit dans tous ses états

Les images RMN peuvent être filtrées, artéfactées ou mises à l'échelle ce qui conduit à des erreurs quantitatives de la mesure du bruit du SNR [1]. Le bruit stochastique d'une image en magnitude dans l'air suit la distribution statistique du chi-noncentré [2] :

$$P_{nc\chi} = \frac{x^{2n-1}}{\Gamma(n) 2^{n-1} \sigma^{2n}} e^{-\frac{x^2}{2\sigma^2}} \quad \text{avec} \quad \begin{cases} n : \text{le nombre d'élément d'une antenne} \\ x : \text{l'intensité d'un pixel de l'image} \end{cases}$$

Il en découle un rapport théorique de la moyenne sur la déviation standard d'un ROI dans l'air :

$$R_{th} = \frac{MEAN_{air}}{STD_{air}} = \left[\frac{4n}{\pi} \left(\frac{2^{n-1} (n-1)!}{(2n-1)!!} \right)^2 - 1 \right]^{-1/2}$$

n	1	4	64
R _{th}	1.91	3.94	15.98

Le test statistique du χ^2 permet d'évaluer l'adéquation entre la distribution expérimentale et théorique définie par l'hypothèse nulle (H₀) [2] :

$$\chi^2 = \sum_{i=1}^{df+1} \frac{(O_i - E_i)^2}{E_i} \quad \text{avec} \quad \begin{cases} O \text{ et } E : \text{les distributions expérimentale et théorique respectivement} \\ df : \text{le degré de liberté} \end{cases}$$

H₀ est vraie si $\chi^2 \leq \chi_c^2$ avec χ_c^2 la valeur critique de la fonction de densité de probabilité pour un degré de liberté et une p-value donnés.

Résultats

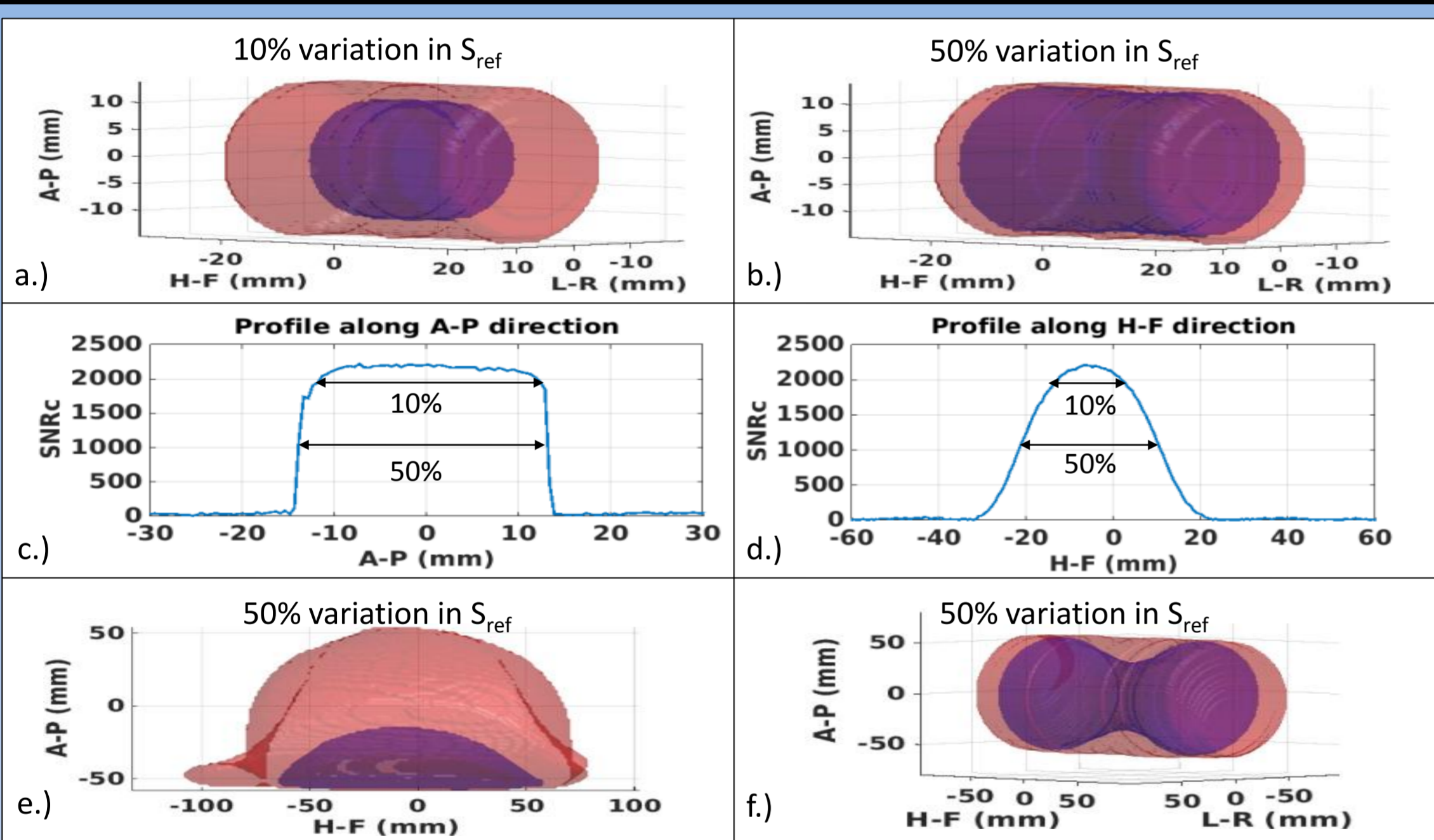


Figure 1 : Volumes maxima de sensibilité (en rouge) et d'uniformité (en bleu), à 10% et 50% du signal de référence. a.) et b.) pour une antenne préclinique quadratique, c.) et d.) ses profils d'intensité. e.) antenne préclinique de surface. f.) antenne clinique GE 8 canaux à 3T.

Sur plateforme unique

Coil	Mode & Nuc	Date & time	Location & station	B ₀ (T)	Phantom	H ₀	SNR	SNR corrected	Uniform volume @50% (cm ³)
PL_BirdCage1H19F_72mm	TxRx IH	2016-09-01 17h12	CREATIS BioSpec4.7	4.7	Mouse	Acc	78 ± 2	713 ± 18	24 ± 2
PL_Quad1H_30mm	TxRx IH	2016-09-01 16h49	CREATIS BioSpec4.7	4.7	Mouse	Acc	231 ± 6	2114 ± 53	16 ± 2
PL_Quad1H31P_40mm	TxRx IH	2016-09-01 16h15	CREATIS BioSpec4.7	4.7	Mouse	Acc	102 ± 3	935 ± 23	32 ± 3
PL_Loop1H_mouse	Rx IH	2016-09-01 15h39	CREATIS BioSpec4.7	4.7	Mouse	Acc	836 ± 42	7669 ± 383	0.98 ± 0.34
PL_Loop1H_rat	Rx IH	2016-09-01 15h11	CREATIS BioSpec4.7	4.7	Mouse	Acc	534 ± 27	4898 ± 245	4.7 ± 1.0
PL_BirdCage1H_72mm	TxRx IH	2016-09-01 12h34	CREATIS BioSpec4.7	4.7	Mouse	Acc	61 ± 2	555 ± 14	28 ± 3
PL_BirdCage1H19F_72mm	TxRx IH	2016-09-01 12h04	CREATIS BioSpec4.7	4.7	Mouse	Acc	62 ± 2	571 ± 14	28 ± 3

Tableau 1 : Tableau comparatif des valeurs pertinentes

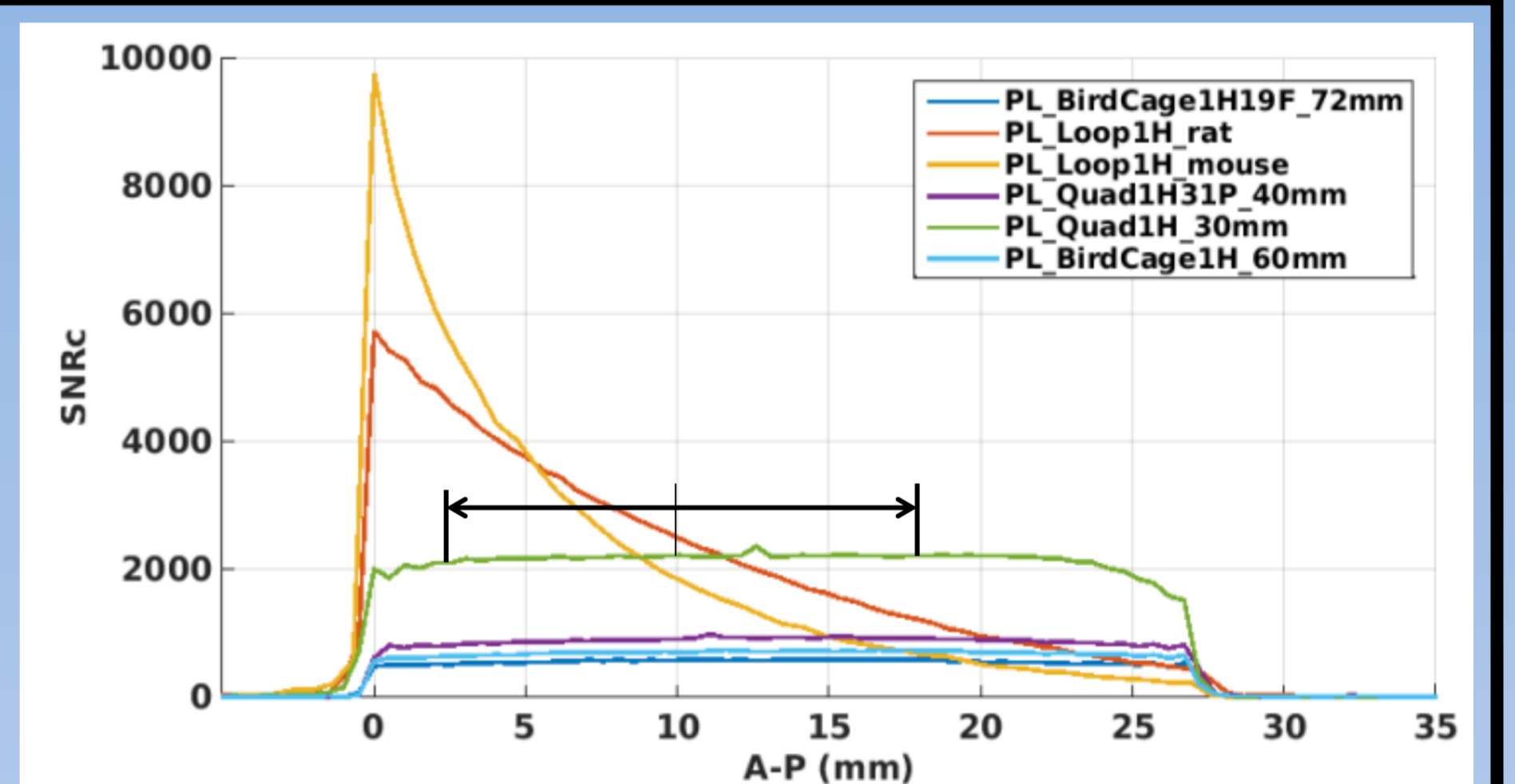


Figure 2 : Comparaison des profils d'intensité renseignés en SNRc.

Les acquisitions ont été réalisées sur un IRM préclinique Bruker à 4.7T. Le fantôme utilisé simule une souris en terme de volume et de charge. La figure 1 et le tableau 1 nous renseignent sur les zones de captures des antennes. La figure 2 nous donne une information sur l'efficacité des antennes en profondeur. Ainsi l'antenne « Loop1H_mouse » est la plus efficace jusqu'à 5 mm de profondeur pour une zone d'uniformité à 50% de 1 cm³.

Sur des IRM précliniques Bruker

Multicentrique

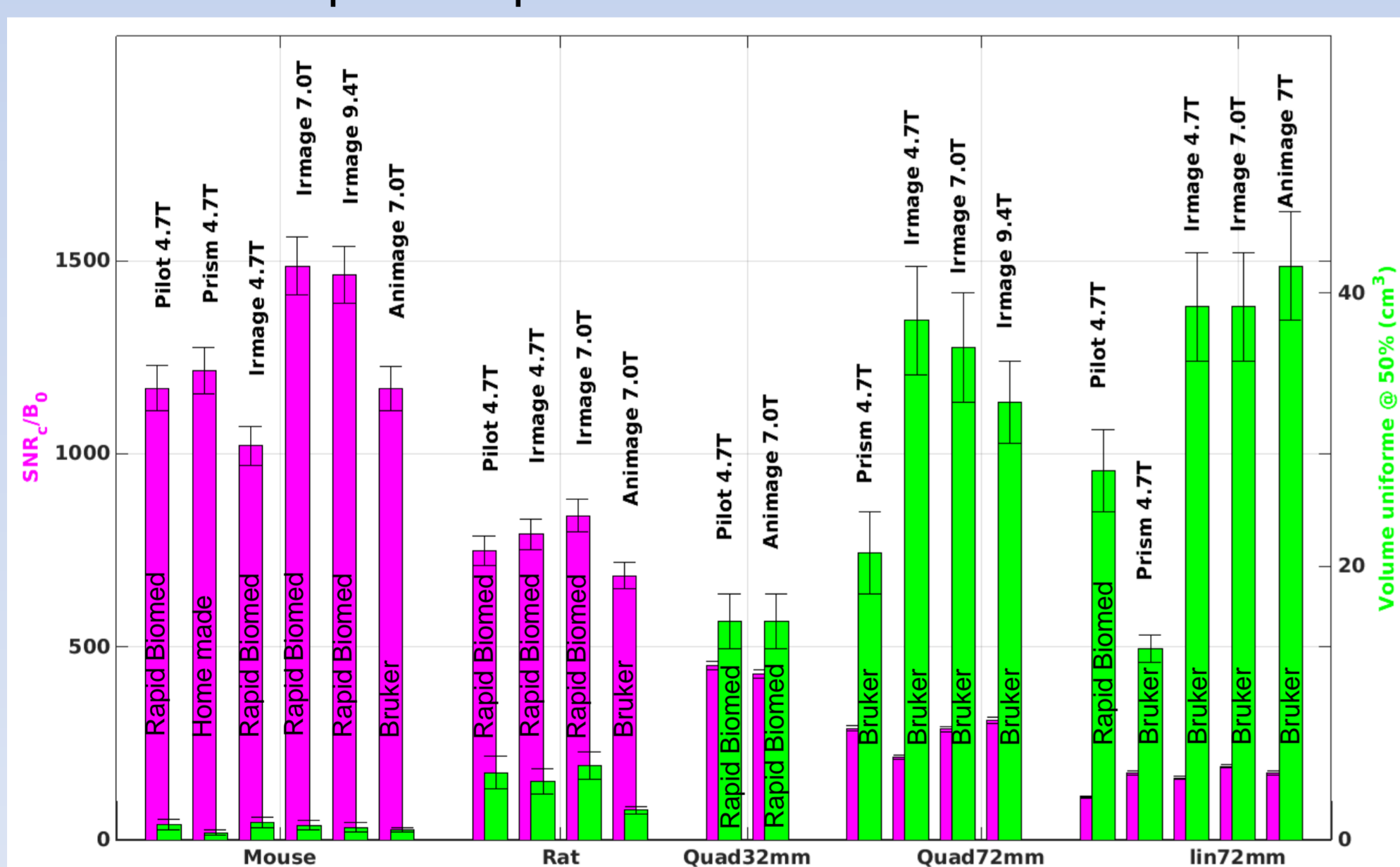


Figure 3 : Comparaison du SNRc compensé par le champ statique B₀ et du volume d'uniformité pour différentes antennes placées dans des systèmes IRM précliniques Bruker opérant à différents champs : 4.7T, 7T, et 9.4T.

Sur des IRM cliniques Siemens à 3T

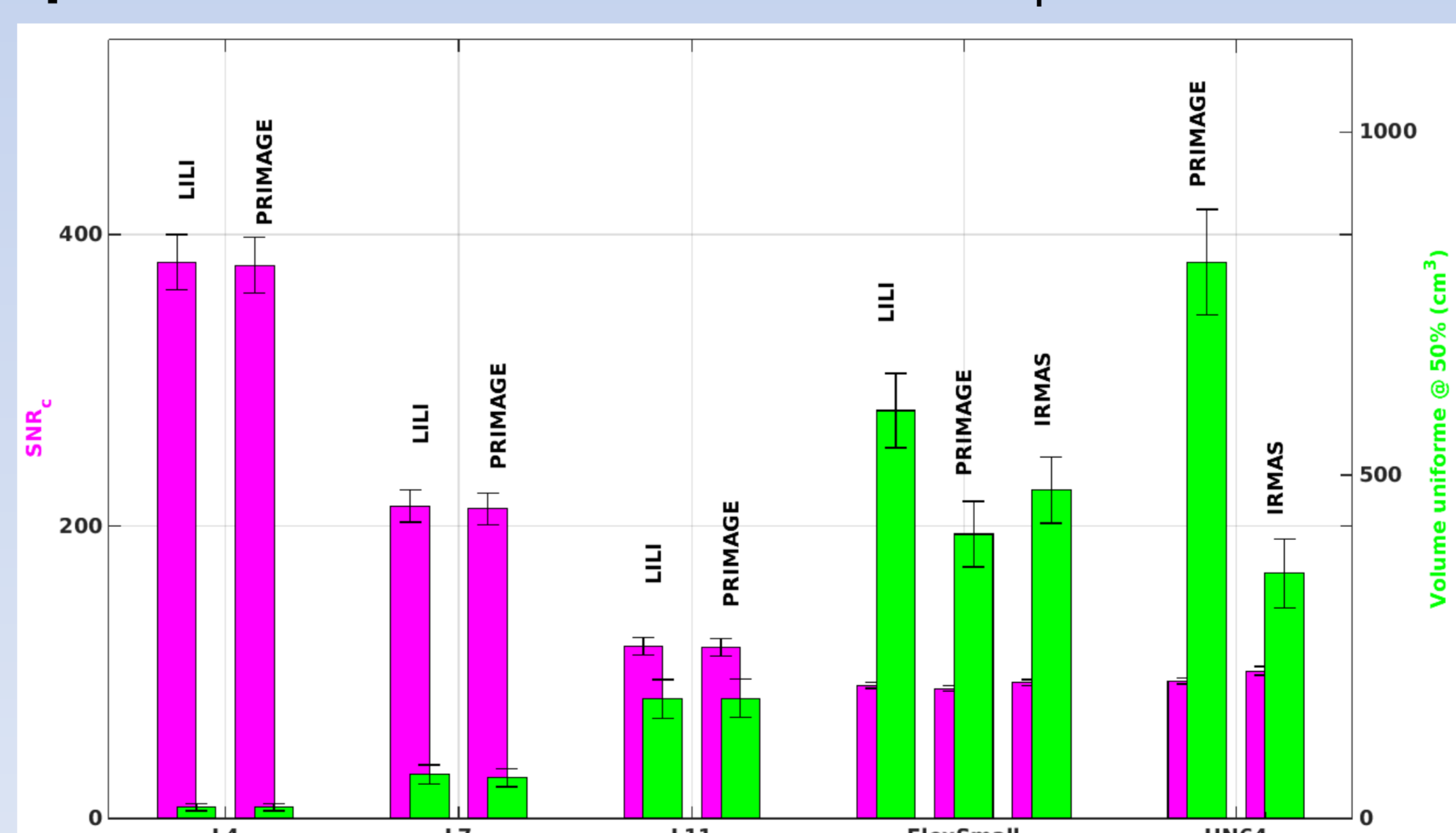


Figure 4 : Comparaison du SNRc et du volume d'uniformité obtenus sur une bouteille de 2 litres pour différentes antennes placées dans des systèmes IRM Siemens opérant à 3T.

Remerciements

À : Dr. Vasile Stupar, Dr. Hervé Mathieu, Dr. Magalie Viallon, Dr. Nicolas Costes, Pr. Hervé Saint-Jalmes, Dr. Pierre-Antoine Eliat pour les acquisitions faites sur les plateformes IRMAGE, IRMAS, LILI, PRISM.
Ce travail a été réalisé au sein de France Life Imaging (FLI) et du LABEX PRIMES (ANR-11-LABX-0063) de l'Université de Lyon, dans le cadre du programme "Investissements d'Avenir" (ANR-11-IDEX-0007) de l'Etat Français, géré par l'Agence Nationale de la Recherche (ANR).

Discussion et Perspective

- La comparaison des caractéristiques mesurées par rapport à la région d'intérêt à explorer permet de choisir l'antenne avec le SNRc le plus élevé. La comparaison n'est valable qu'avec l'utilisation d'un fantôme similaire. Ainsi, nous confirmons par exemple dans le cas d'un examen du foie que le capteur "Loop1H_rat" est adapté à une mesure de spectroscopie tandis que la bobine "Quad1H_30mm" est à privilégier pour une IRM du foie entier de souris.
- L'étude multicentrique préclinique sur Bruker montre que certaines antennes dédiées à une même partie de l'anatomie présentent un SNR et/ou un volume d'uniformité plus important que d'autres. Certaines antennes ont un amplificateur intégré, un design plus adapté ou sont de génération plus récente.
- L'étude multicentrique clinique sur Siemens montre une très bonne cohérence des résultats inter-machines alors qu'une d'entre elle est de génération antérieure et dans laquelle une TEP est intégrée. Une reconstruction des images est nécessaire, avec un fort facteur de mise à l'échelle, à cause d'une diminution de la dynamique de niveau de gris. La combinaison des deux jeux de données permet la mesure correcte du SNR.
- L'étude se poursuivra sur des machines d'autres constructeurs tels que Philips et GE.

[1] T. L. Chenevert et al. Errors in Quantitative Image Analysis due to Platform-Dependent Image Scaling. Transl. Oncol., 7(1), 65-71, 2014. [5] A. HAASE. Snapshot FLASH MRI. Applications to T1, T2, and Chemical-Shift Imaging. MRM13,77-89, 1990.

[2] O. Dietrich, et al. Influence of multichannel combination, parallel imaging and other reconstruction techniques on MRI noise characteristics. MRI 26 , 754-762, 2008.

[3] T. Glatard, et al. Virtual Imaging Platform for Multi-Modality Medical Image Simulation. IEEE Trans. Med. Imaging, 32, 110, 2013.

[4] D. L. Parker, et al. Signal-to-noise efficiency in magnetic resonance imaging. Med. Phys. 17(2), 250-257, 1990.