



**HAL**  
open science

## Protocole de caractérisation et de comparaison des SNR et volume de sensibilité des bobines en IRM

L Mahieu-Williame, S Gaillard, R Bolbos, J Langlois, J Verret, V Stupar, M  
Viallon, P Eliat, H Saint-Jalmes, G Ginisty, et al.

### ► To cite this version:

L Mahieu-Williame, S Gaillard, R Bolbos, J Langlois, J Verret, et al.. Protocole de caractérisation et de comparaison des SNR et volume de sensibilité des bobines en IRM. Journées RMN du Grand Sud, Jul 2021, Clermont-Ferrand, France. hal-03589555

**HAL Id: hal-03589555**

**<https://hal.science/hal-03589555>**

Submitted on 25 Feb 2022

**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.

## Protocole de caractérisation et de comparaison des SNR et volume de sensibilité des bobines en IRM

L. Mahieu-Williams<sup>1</sup>, S. Gaillard<sup>1</sup>, R. Bolbos<sup>2</sup>, J.B. Langlois<sup>2</sup>, J.M. Verret<sup>3,4</sup>, V. Stupar<sup>4</sup>, M. Viallon<sup>1</sup>, P.A. Eliat<sup>5</sup>, H. Saint-Jalmes<sup>5</sup>, G. Ginisty<sup>6</sup>, F. Boumezbeur<sup>6</sup>, E. Bannier<sup>7</sup>, J. Sein<sup>8</sup>, D. Grenier<sup>1</sup>, S. Camarasu-Pop<sup>1</sup>, F. Lambertson<sup>2</sup>, Olivier Beuf<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Univ Lyon, INSA-Lyon, Université Claude Bernard Lyon 1, UJM-Saint Etienne, CNRS, Inserm, CREATIS UMR 5220, U1206, F-69100, LYON, France. <sup>2</sup>CERMAP –imagerie du vivant, Université de Lyon, SFR Lyon-Est, CNRS UMS3453, Inserm US7, Lyon, France. <sup>3</sup>Réseau Entraide Multicentrique IRM (REMI), Grenoble, F-38000, France. <sup>4</sup>Univ. Grenoble Alpes, INSERM US17, CHU Grenoble Alpes, CNRS UMS3552, IRMaGe, Grenoble, F-38000, France. <sup>5</sup>Univ Rennes, CNRS, Inserm, BIOSIT - UMS 3480, US\_S 018, F-35000 Rennes, France. <sup>6</sup>Neurospin, CEA, Université Paris-Saclay, Gif-sur-Yvette France. <sup>7</sup>Univ Rennes, CHU Rennes, CNRS, Inria, Inserm, IRISA UMR 6074, VISAGES (Vision, action et gestion des informations en santé) - ERL U 1228, 15 F-35000 Rennes, France. <sup>8</sup>Centre IRM, Institut de Neurosciences de la Timone, CNRS & Aix-Marseille Université, UMR 7289, Marseille, France.

### Objectifs

Caractériser les bobines RF en termes de SNR et de volume uniforme afin de choisir la bobine la plus adaptée pour une expérimentation donnée. 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 ( $T_{acq} \sim 4$  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 bobines 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  $C_0$  la classe contenant les VOIs pour lesquels  $|R_{th} - R_{exp}| \leq 1\%$ . Deuxièmement, le test du  $\chi^2$  est appliqué sur les VOIs contenus dans  $C_0$ . Enfin nous proposons un SNR corrigé ( $SNR_c$ ) prenant en compte les paramètres d'acquisition [4] ainsi que les temps de relaxation [5] :

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

### Mesure du bruit

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] :

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

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  $\chi^2$  permet d'évaluer l'adéquation entre la distribution expérimentale et théorique défini par l'hypothèse nulle ( $H_0$ ) [2] :

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

$H_0$  est vraie si  $\chi^2 \leq \chi_c^2$  avec  $\chi_c^2$  la valeur critique de la fonction de densité de probabilité pour un degré de liberté et une p-value donnés.

### Résultats

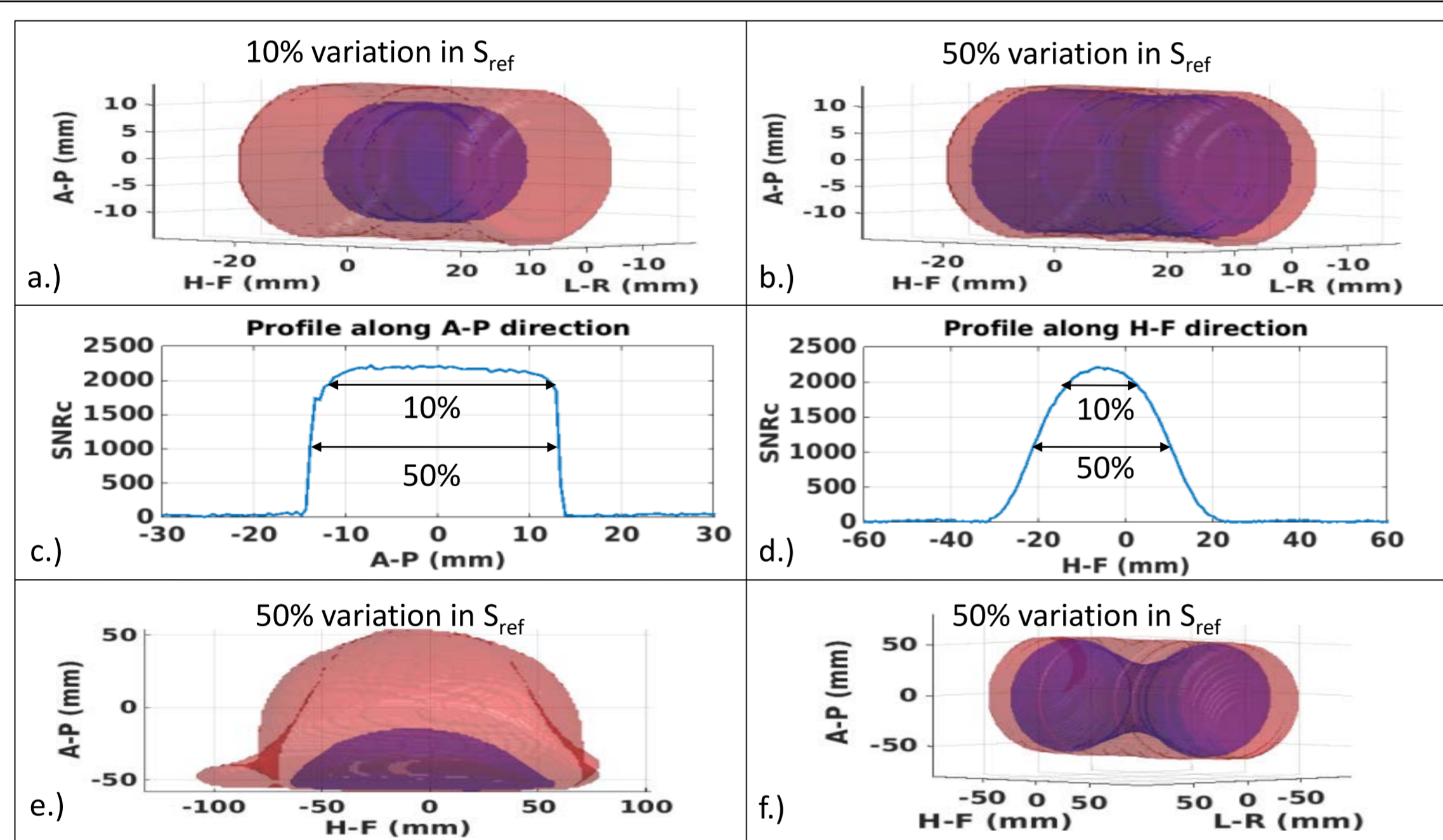


Figure 1 : Volums maxima de sensibilité (en rouge) et d'uniformité (en bleu), à 10% et 50% du signal de référence. a.) et b.) pour une bobine préclinique quadratique, c.) et d.) ses profils d'intensité. e.) bobine préclinique de surface. f.) bobine clinique GE 8 canaux à 3T.

### Sur plateforme unique

Coil	Mode & Nuc	Date & time	Location & station	B <sub>0</sub> (T)	Phantom	H <sub>0</sub>	SNR	SNR <sub>c</sub>	Uniform volume @50% (cm <sup>3</sup> )
PL117_SurfQuadMouseBrCryo1H	TxRx 1H	2020-01-29 18h26	PILOT-CREATIS BioSpec 117/16	11.8	T9660	Rej	9887 ± Inf	113698 ± Inf	0.30 ± 0.15
PL117_VolArr2 MouseBr1H_23mm	TxRx 1H	2020-02-06 09h46	PILOT-CREATIS BioSpec 117/16	11.8	T9660	Acc	3470 ± 87	39909 ± 998	2.61 ± 0.57
PL117_SurfArr4RatBr1H	Rx 1H	2020-01-28 14h37	PILOT-CREATIS BioSpec 117/16	11.8	Mouse	Acc	2154 ± 108	24773 ± 1239	4.04 ± 0.93
PL117_SurfArr4 MouseHeart1H	Rx 1H	2020-01-31 10h17	PILOT-CREATIS BioSpec 117/16	11.8	Mouse	Acc	1920 ± 96	22077 ± 1104	4.13 ± 0.96
PL117_SurfLin1H_1 0mm	Rx 1H	2020-01-28 15h24	PILOT-CREATIS BioSpec 117/16	11.8	Mouse	Rej	2799 ± Inf	32194 ± Inf	0.34 ± 0.14
PL117_SurfLin1H_1 5mm	Rx 1H	2020-01-28 15h53	PILOT-CREATIS BioSpec 117/16	11.8	Mouse	Acc	1378 ± 69	15853 ± 793	1.05 ± 0.30
PL117_SurfLin1H_2 0mm	Rx 1H	2020-01-28 15h41	PILOT-CREATIS BioSpec 117/16	11.8	Mouse	Acc	957 ± 48	11004 ± 550	2.39 ± 0.51
PL117_VolQuad1H_40mm	Tx/Rx 1H	2020-01-29 11h15	PILOT-CREATIS BioSpec 117/16	11.8	Mouse	Acc	667 ± 17	7676 ± 192	9.6 ± 1.2
PL117_VolQuad1H_60mm	Tx/Rx 1H	2020-02-07 14h46	PILOT-CREATIS BioSpec 117/16	11.8	Mouse	Acc	568 ± 14	6536 ± 163	19 ± 2
PL117_VolQuad1H_72mm	Tx/Rx 1H	2020-01-28 11h50	PILOT-CREATIS BioSpec 117/16	11.8	Mouse	Acc	378 ± 9	4344 ± 109	15 ± 2

Tableau 1 : Tableau comparatif des valeurs pertinentes

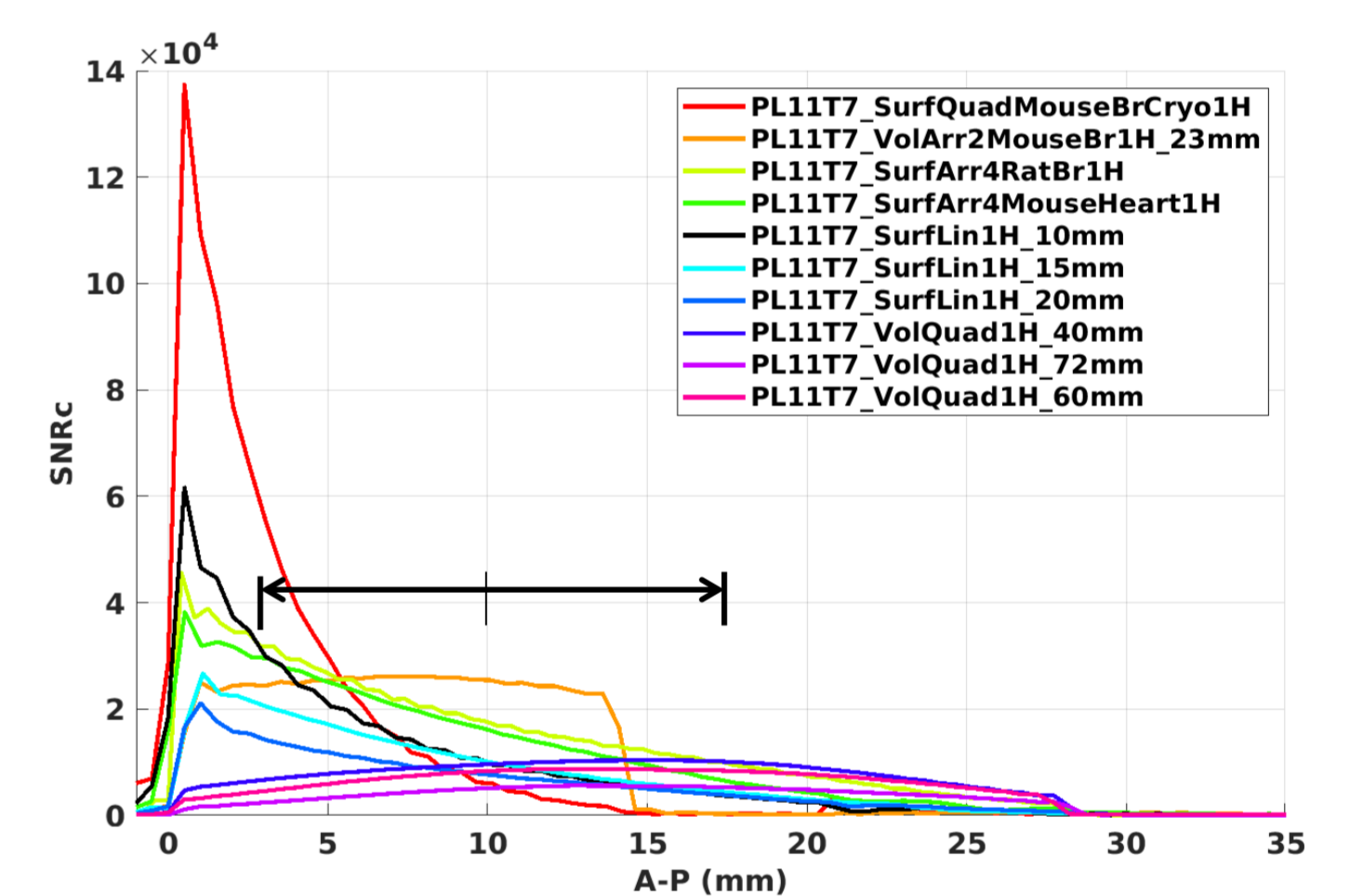


Figure 2 : Comparaison des profils d'intensité renseignés en SNRc.

Les acquisitions ont été réalisées sur un IRM préclinique Bruker à 11.7T. 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 bobines. La figure 2 nous donne une information sur l'efficacité des bobines en profondeur.

### Etude multicentrique

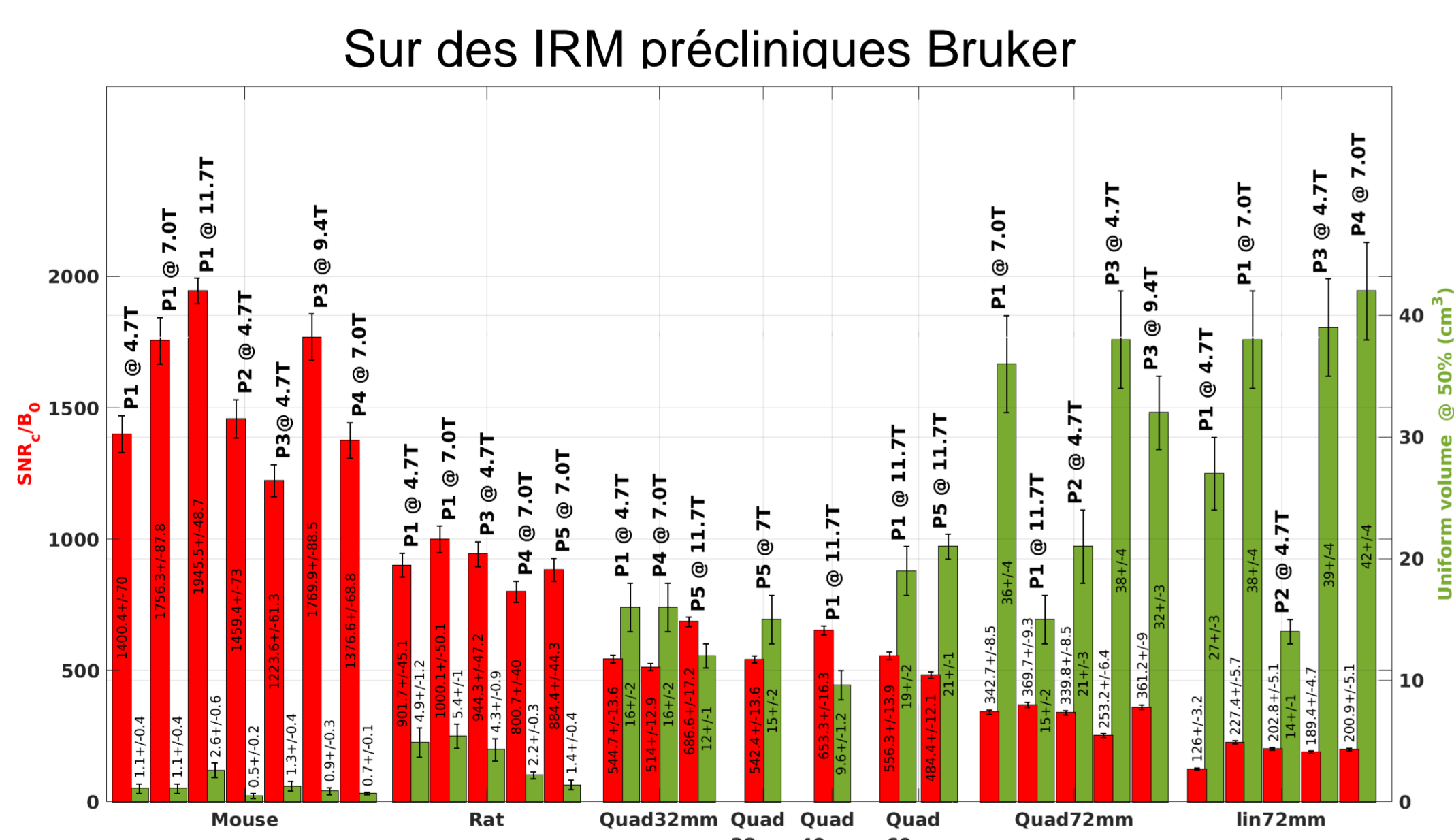


Figure 3 : Comparaison du SNRc compensé par le champ statique  $B_0$  et du volume d'uniformité pour différentes bobines placées dans des systèmes IRM précliniques Bruker opérant à différents champs: 4.7T, 7T, 9.4T et 11.7T.

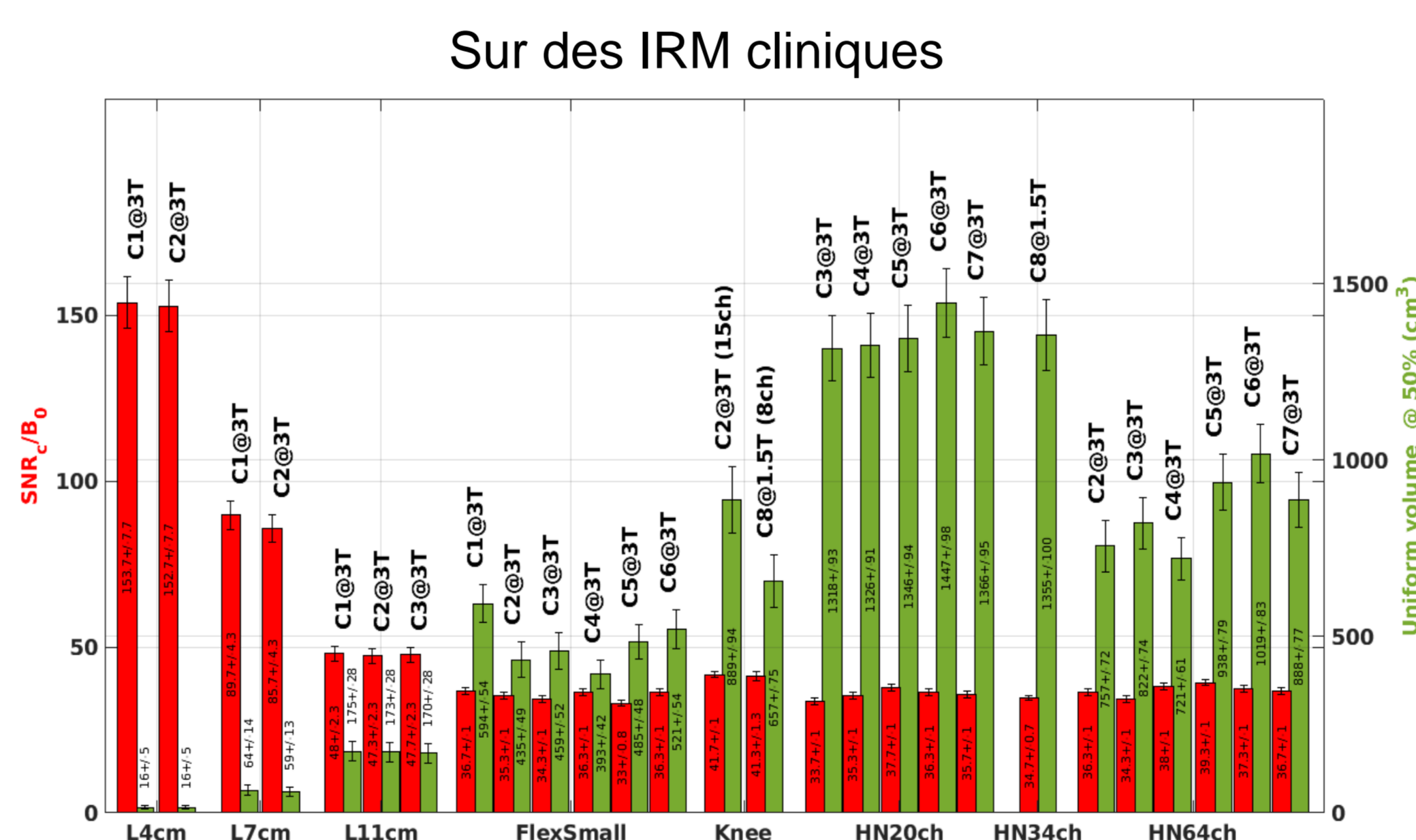


Figure 4 : Comparaison du SNRc et du volume d'uniformité obtenus sur une bouteille de 2 litres pour différentes bobines placées dans des systèmes IRM Siemens opérant à 3T et un système IRM General Electric à 1.5T.

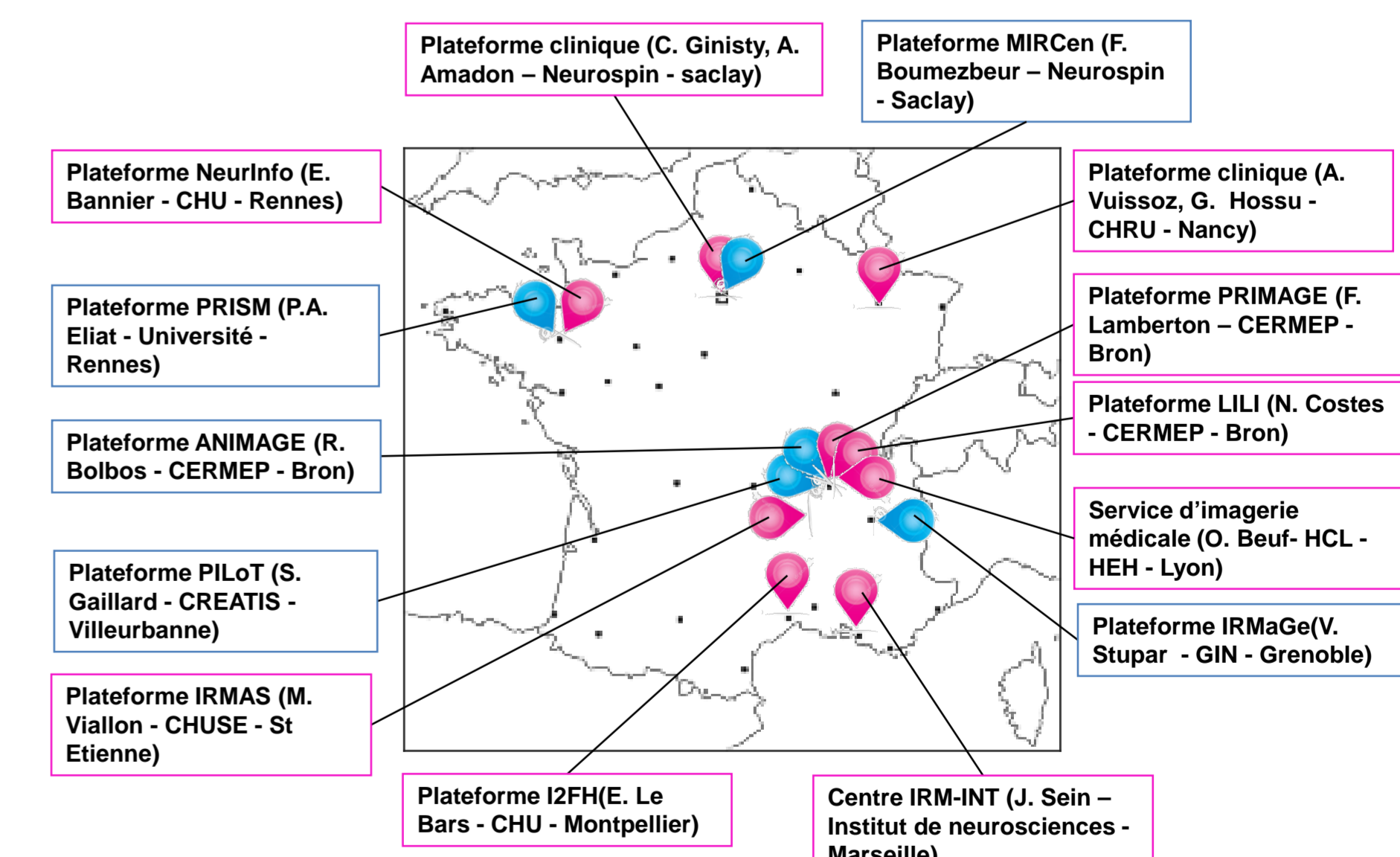


Figure 5 : Utilisateurs de l'outil CoilChar.

• Plateforme Clinique  
• Plateforme PréClinique

### Conclusion

- La comparaison des caractéristiques mesurées par rapport à la région d'intérêt à explorer permet de choisir la bobine avec le SNRc le plus élevé. Ainsi, nous confirmons par exemple dans le cas d'un examen du foie que le capteur de surface destiné au cœur de souris ou à cerveau de rat sont à privilégier pour une IRM du foie entier de souris.
- L'étude multicentrique préclinique sur Bruker montre que certaines bobines dédiées à une même partie de l'anatomie présentent un SNR et/ou un volume d'uniformité plus important que d'autres. Certaines bobines ont un amplificateur intégré, un design plus adapté ou sont de génération plus récente.
- L'étude multicentrique clinique sur Siemens et GE montre une très bonne cohérence des résultats inter-machines.

### Remerciements

À : Dr. Nicolas Costes, A. Vuissoz et G. Hossu pour les acquisitions faites sur les plateformes LILI et CHRU-Nancy. 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).

[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. *MRM*, 17, 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.

Contact : [contact.pilot@creatis.insa-lyon.fr](mailto:contact.pilot@creatis.insa-lyon.fr)

