







# Post-doctorant / Ingénieur de recherche : Simulation d'IRM à bas-champ

## Informations générales

<b>Profil recherché :</b>	Le/la candidat(e) recruté(e) sera titulaire d'un doctorat en mathématiques appliquées.	
<b>Localisation :</b>	Université de Reims Champagne-Ardenne, Campus Moulin de la Housse, 51100 Reims (Laboratoires CReSTIC et LMR - UMR 9008)	
<b>Type de contrat :</b>	CDD	
<b>Durée du contrat :</b>	18 mois	
<b>Compétences :</b>	Le/la candidat(e) recruté(e) devra être en mesure d'interagir dans un cadre collaboratif et hautement pluridisciplinaire (informatique, mathématiques, physique et médecine). Il devra disposer de solides compétences dans les domaines des mathématiques appliquées (EDP, modélisation, simulation) et des sciences du numérique (programmation Python, Julia). Une collaboration scientifique dans les domaines suivants sera fortement appréciée : intelligence artificielle ; imagerie médicale (IRM) ; physique ; calcul Haute Performance (HPC).	
<b>Contacts :</b>	Nicolas Passat <sup>1</sup> ( <a href="mailto:nicolas.passat@univ-reims.fr">nicolas.passat@univ-reims.fr</a> ), Guillaume Dollé <sup>2</sup> ( <a href="mailto:guillaume.dolle@univ-reims.fr">guillaume.dolle@univ-reims.fr</a> )	

## Description de l'offre

L'offre s'articule autour du projet ANR HINT (ANR-22-CE45-0034) portant sur le traitement de données hétérogènes image / signal pour l'analyse des trajectoires neurodéveloppementales des nouveau-nés.

## Contexte

On s'intéresse ici à l'imagerie par résonance magnétique (IRM) qui constitue l'une des techniques de prédilection pour les examens en imagerie médicale tridimensionnelle. Elle se distingue notamment par son caractère non-invasif et non-irradiant et dispose d'une capacité à être déclinée en diverses modalités (morphologique, structurelle, fonctionnelle...) répondant à un large spectre de besoins diagnostiques. Au cours des dernières décennies, de nombreux efforts technologiques

<sup>1</sup> Université de Reims Champagne-Ardenne, CReSTIC, 51100 Reims, France

<sup>2</sup> Université de Reims Champagne-Ardenne, LMR, UMR CNRS 9008, 51100 Reims, France

ont été déployés pour accroître les champs magnétiques des scanners IRM. Les scanners de 1.5 à 7 Tesla sont ainsi désormais courants en milieu hospitalier.

À l'inverse de la recherche de champs magnétiques de plus en plus élevés, le développement de l'IRM à très bas champ, investigué il y a quelques décennies [1], connaît aujourd'hui un regain d'intérêt [2], motivé par des propriétés des images induites qui peuvent être considérées comme complémentaires de celles obtenues en IRM conventionnelle, mais également par la perspective de disposer de matériels moins coûteux et plus aisément déployables en milieu clinique [3].

Les images obtenues en IRM à très bas champ présentent des propriétés spécifiques, par exemple en termes de contraste, comparativement aux images à haut champ. Malgré une résolution inférieure et un rapport signal à bruit (SNR) plus faible, elles peuvent ainsi permettre un meilleur accès à des informations cruciales dans le cadre du diagnostic de certaines pathologies. Si les mécanismes généraux qui sous-tendent l'acquisition et la construction d'images IRM sont maîtrisés, les spécificités induites par l'usage de très bas champs sont encore insuffisamment connues et documentées.

## Objectifs

Ce poste de chercheur postdoctoral est consacré à la simulation numérique de l'IRM à bas champ, dans le but de concevoir un jumeau numérique d'un scanner IRM (Figure 1(a)) tenant compte des effets induits par l'environnement en milieu clinique et permettant de construire des séquences IRM optimisées pour l'appareil.

Les équations de Bloch (1) décrivent la physique fondamentale de l'IRM :

$$\frac{d\mathbf{M}}{dt} = \gamma \mathbf{M} \times \mathbf{B} + \frac{(M_0 - M_z)\hat{z}}{T_1} - \frac{M_x\hat{x} + M_y\hat{y}}{T_2} \quad (1)$$

avec  $\mathbf{M} = (M_x, M_y, M_z)$  l'aimantation nucléaire,  $\mathbf{B} = (B_x, B_y, B_0 + \Delta B_z)$  le champ magnétique total,  $M_0$  la densité de proton et  $T_1, T_2$  les temps de relaxation. Ce modèle est pertinent quelle que soit l'intensité caractéristique du champ magnétique de l'appareil (0.6T, 1.5T, 3T, etc.).

En outre, les étapes de magnétisation, d'excitation, de relaxation, de détection et de localisation du signal, ainsi que de reconstruction de l'image, sont similaires en basse fréquence et en haute fréquence. En revanche, l'amplitude de l'aimantation et la fréquence de Larmor varient en fonction du champ  $B_0$ , ce qui entraîne un faible SNR à faible champ.

Par ailleurs, l'utilisation d'aimants permanents ou résistifs génère des champs  $B_0$  non homogènes ou moins homogènes, ce qui se traduit par une détérioration de la qualité de l'image (artefacts, distorsions) (Figure 1 (b)) remettant en cause les hypothèses habituelles des modèles traditionnels.

Enfin, le scanner IRM à bas champ est conçu, au demeurant, pour être portable permettant un usage au chevet du patient dans un environnement clinique non isolé des interférences magnétiques. Le prototype actuel n'est pas blindé contre les radiofréquences sachant que le bruit peut provenir de diverses sources, mais reste principalement dominé par les capteurs et le sujet d'acquisition.

En fonction du profil du candidat, l'objectif consistera à adapter le modèle mathématique basé sur l'équation (1) à l'IRM bas champ pour permettre de simuler, puis d'optimiser les séquences de l'appareil de la figure 1 (a) avec le but ultime de construire un jumeau numérique du scanner de l'entreprise MultiWave. Nous disposons, par notre partenaire de projet, d'un fantôme figure 1 (c,d) pour des bancs de tests physiques et numériques afin de valider les résultats de notre modèle. Enfin, le/la candidat(e) disposera pour les aspects calcul haute performance du supercalculateur

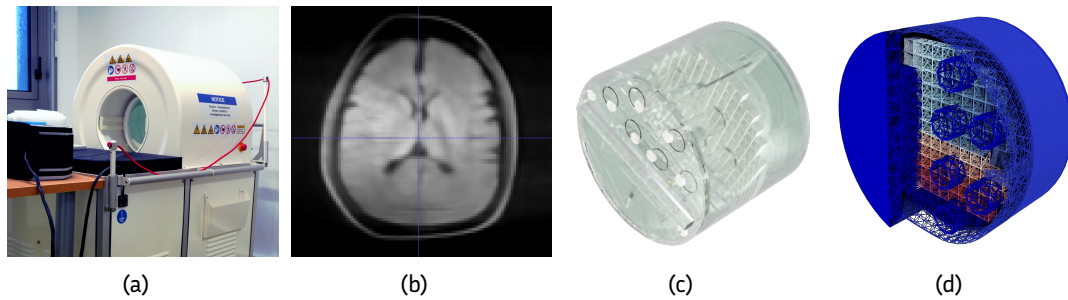


Figure 1: Imagerie clinique sur scanner IRM à bas champ. (a) Scanner IRM à bas champ (IMT, Brest) et (b) image IRM à bas champ produite par ce scanner. (c) Fantôme réel (plastique) et (d) son modèle numérique (maillé)

ROMEO de l'Université de Reims Champagne-Ardenne. Un second objectif consistera à explorer les réseaux de neurones informés par la physique (PINNs), dans lesquels des modèles de Bloch actualisés seront intégrés à l'architecture neuronale pour contraindre l'apprentissage au moyen de la physique. Le candidat rejoindra une équipe dynamique axée sur le développement de logiciels libres et ouverts, avec une attention particulière portée sur la reproductibilité des résultats.

## Bibliographie

- [1] Kirsti I. Dean and Markku Komu. "Breast tumor imaging with ultra low field MRI". In: *Magnetic Resonance Imaging* 12.3 (1994), pp. 395–401. DOI: [10.1016/0730-725X\(94\)92532-1](https://doi.org/10.1016/0730-725X(94)92532-1).
- [2] Thomas Campbell Arnold et al. "Low-field MRI: Clinical promise and challenges". In: *Journal of Magnetic Resonance Imaging* 57.1 (2023), pp. 25–44. DOI: [10.1002/jmri.28408](https://doi.org/10.1002/jmri.28408).
- [3] Juergen Hennig. "An evolution of low-field strength MRI". In: *Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine* 36.3 (2023), pp. 335–346. DOI: [10.1007/s10334-023-01104-z](https://doi.org/10.1007/s10334-023-01104-z).