

6^{ème} congrès
de la



SFRMBM

27 - 29 Mars 2023

Paris

Centre International de
Conférences Sorbonne Université



Domaine de Recherche et d'Innovation Majeur



Inserm

La science pour la santé
From science to health



chipiron



Guerbet



Bienvenue au 6^{ème} congrès de la Société Française de Résonance Magnétique en Biologie et Médecine à Paris



La Société Française de Résonance Magnétique en Biologie et Médecine (SFRMBM) est une société savante et pluridisciplinaire, héritière du GRAMM (Groupe de Recherche sur les Applications du Magnétisme en Médecine fondé en 1984) regroupant les chercheurs/chercheuses des diverses disciplines de la résonance magnétique nucléaire (RMN) en biologie et médecine travaillant sur les développements instrumentaux, méthodologiques, logiciels et de biomarqueurs et s'appuyant sur l'ensemble des techniques d'imagerie, de spectrométrie et de relaxométrie pour accroître notre connaissance du vivant et participer au développement des outils diagnostiques et thérapies de demain.

Tous les deux ans, la SFRMBM organise son congrès avec pour objectif de rassembler et faire échanger pendant 3 jours au Printemps les plus de 200 étudiants et professionnels francophones travaillant dans le domaine de l'IRM appliqué à la médecine et la biologie.

Le programme de ce congrès s'articule autour des axes suivants :

- « Pédagogique » : un enseignement pluridisciplinaire de nos thématiques de recherche;
- « Scientifique » : la présentation des derniers développements technologiques ou méthodologiques et
- « Honorifique » : la mise en valeur des jeunes chercheuses/chercheurs les plus prometteurs et de leurs travaux.

Le 6^{ème} congrès se tiendra à Paris du Lundi 27 au Mercredi 29 Mars 2023 au Centre International de Conférences Sorbonne Université.

Table des matières

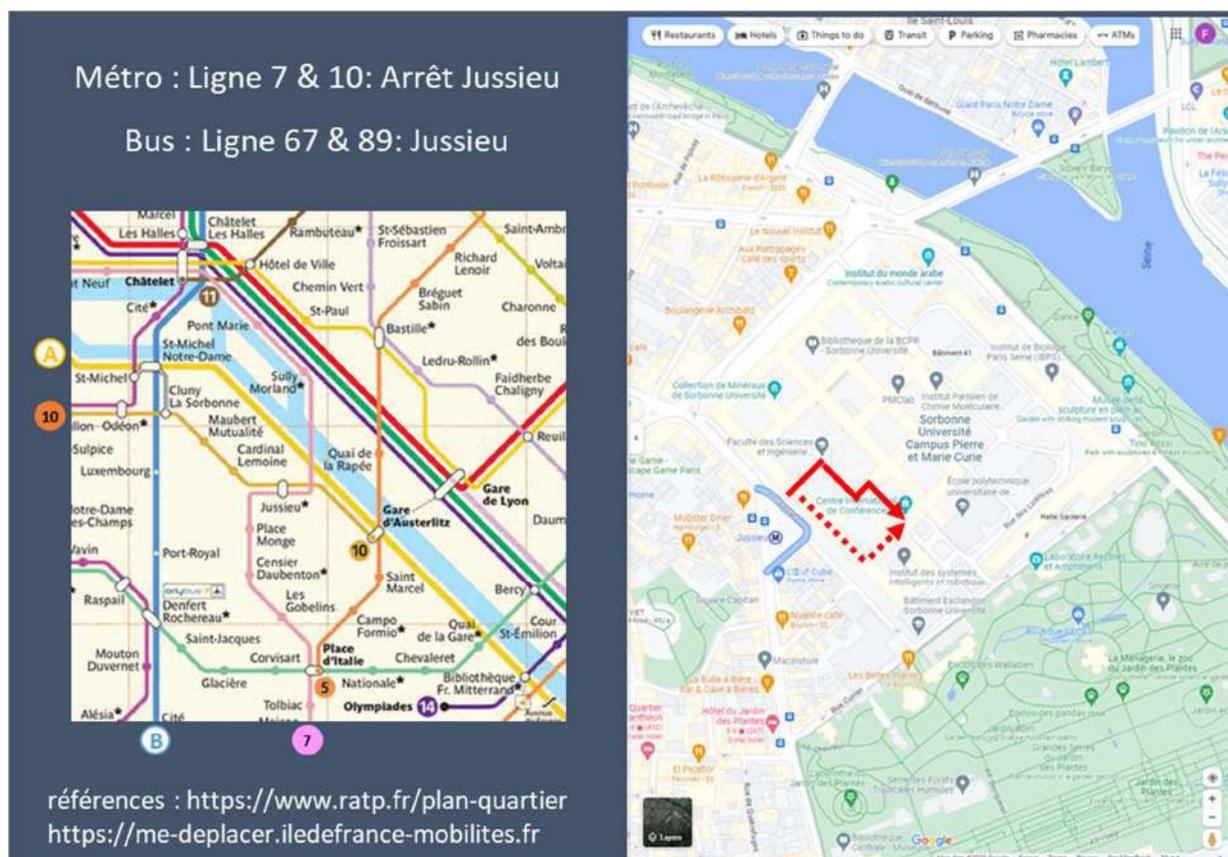
Informations Pratiques.....	3
Programme du Congrès.....	4
1 ^{ère} journée.....	4
2 ^{ème} journée.....	5
3 ^{ème} journée.....	5
Enseignants.....	6
Conférenciers Invités.....	8
Session Scientifique #1: Métabolisme.....	11
Session Scientifique #2: Neurologie.....	17
Session Scientifique #3: Oncologie.....	23
Session Scientifique #4: IRM fonctionnelle.....	29
Session Scientifique #5: IRM multi-organe.....	41
Power Pitch #1.....	47
Power Pitch #2.....	68
Posters #1/3.....	89
Posters #2/3.....	90
Posters #3/3.....	91
Gala.....	197
Evénements Satellites.....	199
AG de la SFRMBM.....	200
Quizz « Strange Things ».....	201
Comité d'organisation.....	202
Comité scientifique.....	203

Informations Pratiques

- **Lieu :**

CENTRE INTERNATIONAL DE CONFÉRENCES DE SORBONNE UNIVERSITÉ (CICSU),
4 PLACE JUSSIEU, 75005 PARIS - FRANCE

- **Plan d'accès :**



- **Menus :**

Pause-Café (matin) : Thé, café, jus de fruits, mélange de viennoiseries et de mini viennoiseries.

Pause-Café (après-midi) : Thé, café, jus de fruits, cakes, macarons, cookies, financiers et kouglof maisons.

Déjeuner : Sandwich (27/03) / Salade composée (28/03) / Wrap (29/03) au choix. Gâteau du jour, flan ou fruits. Eau plate ou eau gazeuse / Café ou thé.

Cocktail du 27 Mars 2023 au soir : Vin rouge, vin blanc, bière, eau plate et gazeuse. Gougères, quiches, mini pizza, feuilletés, canapés salés, verrines et assortiment de petits fours sucrés.

Programme du Congrès

1^{ère} journée

8h30 – 10h00 Accueil

8h30 – 9h15 Cours #1 – Olivier BEUF.

9h15 – 10h Cours #2 – Emeline RIBOT

10h00 – 10h30 Pause-Café

10h30 – 11h15 Cours #3 – Adriana Teodora PERLES-BARBACARU

11h15 – 12h Cours #4 – Céline BALIGAND

12h – 12h45 Pause-Déjeuner

12h45 - 13h15 Session des Industriels : Siemens Healthineers, NeurATRIS

13h15 – 14h Cours #5 – Denis GREBENKOV.

14h – 14h45 Cours #6 – Geoffrey BODENHAUSEN.

14h45 – 15h15 Ouverture du congrès

15h15 – 16h Lecture inaugurale – Jacques BITTOUN.

16h – 16h30 Pause-Café

16h30 – 18h Session Scientifique #1. Conférencier : Luc PELLERIN.

18h – 19h Session Posters et Stands #1

19h – 20h Cocktail

2^{ème} journée

8h30 – 10h Session Scientifique #2. Conférencier : Nadine GIRARD.

10h – 10h30 Pause-Café

10h30 – 11h Session de Power Pitch #1

11h – 12h Session Posters et Stands #2

12h – 13h Pause-Déjeuner

13h – 14h « Speed-Dating »

14h – 14h30 : Session de Power Pitch #2

14h30 – 16h Session Scientifique #3. Conférencier : Ingolf SACK.

16h – 16h30 Pause-Café

16h30 – 17h30 Session Posters et Stands #3

17h30 – 19h Assemblée Générale de la SFRMBM

19h30 – 23h00 Gala (Musée des Arts Forains)

3^{ème} journée

8h30 – 10h Session Scientifique #4. Conférencier : J. Donald TOURNIER

10h – 10h30 Pause-Café

10h30 – 12h Session Scientifique #5. Conférencier : Bernard GALLEZ

12h – 12h30 Clôture du Congrès et Remise des Prix de la SFRMBM

12h30 – 13h30 Pause-Déjeuner

13h30 – 17h Réunions Réseaux (REMI, SAIN...)



Enseignants

Pr. Olivier Beuf. Creatis – CNRS UMR 5220 – INSERM U1294 – Université Lyon 1 – INSA Lyon - Université Jean Monnet Saint-Etienne. <https://www.creatis.insa-lyon.fr/site7/fr>

Titre du cours : Principes physiques, chaîne instrumentale et notion d'IRM quantitative

Résumé : Ce cours introductif est dévolu à une description des principes physiques exploités lors d'une expérience d'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM). Les principaux dispositifs instrumentaux qui composent un appareil d'IRM seront présentés et particulièrement ceux associés à la création des champs magnétiques ainsi qu'à la mesure du signal. Les solutions technologiques actuellement mises en œuvre seront décrites avant de conclure sur une vue générale des approches quantitatives en IRM.

Dr. Emeline Ribot. Center for Magnetic Resonance in Biology and Medicine (CRMBM) UMR CNRS 7339, Université Aix-Marseille. <https://crmbm.univ-amu.fr/>

Titre du cours : IRM Quantitative Accélérée

Résumé : Cette conférence présentera tout d'abord l'intérêt de l'imagerie quantitative comparée à l'imagerie de contraste employée couramment. Nous détaillerons les principales méthodes d'acquisition utilisées en préclinique chez le petit animal et en recherche clinique pour mesurer les temps de relaxation T_1 et T_2 . Suite à l'étude des chronogrammes, nous mettrons en avant les avantages mais aussi les principales limitations de l'imagerie quantitative, dont le temps d'acquisition. Différents encodages de l'espace de Fourier seront abordés afin de démontrer leurs intérêts en terme de rapidité d'acquisition, mais aussi leurs inconvénients. Ceci nous amènera à détailler plusieurs méthodes d'accélération, telles que le Compressed Sensing. Nous verrons que, pour être compatibles avec chaque méthode d'acquisition, des contraintes sont à respecter. Finalement, l'acquisition quantitative accélérée doit en parallèle être accompagnée de méthodes de reconstruction rapides. Une méthode de type « Model-Based » sera présentée.

Dr. Adriana T Perles-Barbacaru. Center for Magnetic Resonance in Biology and Medicine (CRMBM) UMR CNRS 7339, Université Aix-Marseille. <https://crmbm.univ-amu.fr/>

Titre du cours : IRM « vasculaire ».

Résumé : Ce cours présente une vue générale d'un groupe hétérogène d'approches IRM utilisées pour l'exploration de la vascularisation. L'accent est ensuite mis sur les approches « fonctionnelles » et quantitatives. Les principes physiques de l'angiographie et des cartographies des paramètres de la perfusion sanguine sont expliqués et des exemples

d'applications essentiellement précliniques de l'IRM de perfusion et de l'IRM pharmacologique sont exposés.

Dr. Céline Baligand. Laboratoire des Maladies Neurodégénératives. Molecular Imaging Research Center (MIRcen) – CEA/CNRS UMR 9199, Université Paris-Saclay. <https://jacob.cea.fr/drf/ifrancoisjacob/Pages/Departements/MIRcen.aspx>

Titre du cours :

Résumé :

Pr. Denis S Grebenkov. Laboratoire de physique de la matière condensée, CNRS / École Polytechnique, Palaiseau. pmc.polytechnique.fr/

Titre du cours : Advances and challenges in diffusion MRI/NMR at high magnetic gradients.

Résumé : We discuss challenges and recent advances in understanding the macroscopic signal formation at high non-narrow magnetic field gradients. After summarizing conventional approaches to diffusion MRI, we explain their limitations and failures at high gradients. We start then from the classical Bloch-Torrey equation and discuss some spectral properties of the underlying Bloch-Torrey operator. We show how the stretched-exponential signal decay emerges at high gradients and how the magnetization localizes near boundaries that makes the signal very sensitive to the microstructure. Recent theoretical and experimental advances urge therefore for revising many common beliefs and practices in this field.

Pr. Geoffrey Bodenhausen. Professeur de Chimie à l'École Normale Supérieure.

Titre du cours : La RMN et le criblage de médicaments / NMR for drug screening

Résumé : NMR allows one to study ligand–protein interactions, either by exploiting effects of binding on the linewidths ($1/T_2$ or $1/T_1\rho$) of prospective drugs, or by observing effects on the lifetimes of long-lived states (LLSs). The latter method requires very low protein–ligand ratios, thus saving on costly proteins. Screening inhibitors of urokinase-type plasminogen activator (uPA) which is a prototypical target of cancer research, with a concentration of only 10 μ M, allowed us to determine a dissociation constant $K_D = 180 \pm 20$ nM for a strong inhibitor. The more cumbersome surface plasmon resonance method gave $K_D = 157 \pm 39$ nM.

Conférenciers Invités

Pr. Jacques Bittoun, PU-PH, Professeur retraité de biophysique et de médecine nucléaire à la faculté de médecine de l'Université Paris-Sud, ancien Directeur de l'unité CNRS U2R2M et du centre inter-établissements de résonance magnétique nucléaire à l'hôpital de Bicêtre, fondateur et ancien responsable du master de physique médicale de l'Université Paris-Sud, ancien directeur de l'institut Frédéric Joliot au CEA, ancien Président de l'Université Paris-Sud. Chevalier de l'ordre des Palmes académiques.

Titre de la lecture : Enseigner l'IRM sans pré-requis... ou presque

Résumé : La conférence a pour objectif d'exposer quelques principes simples permettant de faire comprendre la physique de l'IRM à des publics qui n'ont pas les bases physiques et mathématiques requises. La manière d'aborder les phénomènes physiques et leurs équations est analysée. Quelques exemples soulignent le rôle important des analogies que l'on doit trouver entre les phénomènes physiques inconnus des auditeurs et des phénomènes comparables faisant partie de leur socle de connaissances. Bien que l'activité des sociétés savantes soit, à juste titre, principalement tournée vers l'échange d'expériences en recherche, une telle conférence sur les méthodes d'enseignement pourra aider les chercheurs à diffuser leurs travaux vers des publics variés.

Pr. Luc Pellerin, neurobiologiste, spécialiste du couplage fonctionnel neurone-glie, Directeur d'unité IRMETIST Inserm U1313, Université de Poitiers.

Titre de la lecture : Imagerie cerebrale: regardons-nous la bonne cellule ?

Résumé : L'imagerie cérébrale, qu'elle soit basée sur la résonance magnétique nucléaire ou la tomographie par émission de positons, vise notamment à mettre en lumière l'activité cérébrale impliquée dans diverses tâches cognitives. Il est sous-entendu que cette activité est le reflet direct de celle des neurones. Or nous commençons à reconnaître que les cellules gliales, traditionnellement assignées à des rôles de soutien, peuvent non seulement influencer la neurotransmission, mais aussi prendre part aux processus qui produisent les signaux détectés par les techniques d'imagerie cérébrale. Il devient donc impératif d'intégrer dans l'interprétation des signaux le rôle des cellules gliales, dans le cadre d'études sur le fonctionnement cérébral mais aussi concernant l'étiologie de maladies neurologiques.

Pr. Nadine Girard, PU-PH, neuroradiologue, neuropédiatre, chef de service de radiologie à l'Hôpital de la Timone, CMRBM, AP-HM, Université Aix-Marseille

Titre de la lecture : Apport de l'IRM en Neurologie pédiatrique

Résumé : L'IRM cérébrale est largement utilisée en neurologie pédiatrique de la période foetale jusqu'à l'adolescence. Parmi les techniques RMN, diffusion, spectroscopie, perfusion sont utilisées dans l'analyse de la maturation cérébrale, et les différentes pathologies telles que l'hypoxie-ischémie néonatale, les tumeurs cérébrales, les épilepsies, les leucodystrophies et autres anomalies de signal de la substance blanche. Diffusion et SRM font partie des protocoles de base en période foetale, néonatale et nourrisson dans des tableaux cliniques aigus, rapidement évolutifs ou chroniques. Cette conférence sera focalisée sur la SRM appliquée aux différentes situations cliniques.

Pr. Ingolf Sack, expert en élastographie RMN, Directeur du groupe de recherche "BIOphysical Quantitative Imaging Towards Clinical Diagnosis" (BIOQIC), Berlin School of Integrative Oncology, Charité-Université de Berlin.

Titre de la lecture : Biomechanical characterization of tumors by in vivo MR elastography

Résumé : Mechanical traits of cancer include elevated solid stress as well as drastic and highly heterogeneous changes in intrinsic mechanical tissue properties. While solid stress elicits mechanosensory signals in favor of tumor progression, mechanical heterogeneity promotes cell unjamming and metastatic spread. This reductionist physical view of tumorigenesis and malignant transformation provides the framework in which tumor aggressiveness can be understood and harnessed as a novel in-vivo imaging marker. MRE is emerging as the method of choice for the biomechanical characterization of tumors in patients. In this talk, technical developments, basic results and clinical applications of MRE in cancer will be presented.

Pr. J. Donald Tournier, expert en imagerie de diffusion, senior lecturer au King's College, Division of Imaging Sciences & Biomedical Engineering, Londres.

Titre de la lecture : IRM pondérée en diffusion pour l'étude du développement cérébral

Résumé : Le projet 'developing Human Connectome Project' (dHCP) a été effectué avec objectif d'obtenir des données IRM (entre autres) de haute qualité pour plus de mille sujets (in utero & ex utero), afin de faciliter l'étude du développement normal et anormal du cerveau pendant cette période de croissance rapide. En particulier, l'IRM pondérée en diffusion est sensible à la microstructure du tissu cérébral in vivo, et offre donc la possibilité d'étudier la composition cellulaire du cerveau en période périnatale. Cependant, l'utilisation de cette technologie chez les nouveau-nés (et encore plus in utero) fait face à de nombreux défis logistiques et techniques, qui nécessitent des solutions adaptées.

Pr. Bernard Gallez, pharmacien, Professeur de Radiopharmacie à la Faculté de pharmacie et des sciences biomédicales de l'Université Catholique de Louvain, Directeur du Louvain Drug Research Institute, Louvain, Belgique.

Titre de la lecture : Suivi par RPE et IRM de l'impact de traitements pharmacologiques modulant le métabolisme tumoral

Résumé : Le microenvironnement tumoral joue un rôle majeur dans la réponse tumorale aux traitements anti-cancéreux. Ainsi, l'hypoxie tumorale affecte la réponse à la radiothérapie et l'acidification extracellulaire renforce l'agressivité tumorale et les processus de métastatisation. Les traitements ciblant le métabolisme tumoral ont la capacité de modifier ce microenvironnement et contribuent à la diminution de prolifération cellulaire. Au travers de différentes stratégies pharmacologiques, nous illustrerons comment des outils de résonance magnétique permettent de comprendre la plasticité tumorale responsable de résistance aux traitements, de visualiser en temps réel la réponse aux traitements, et de rationaliser/optimiser les combinaisons de traitements anti-cancéreux.

Session Scientifique #1: Métabolisme

Lundi 27 Mars 16h30 – 18h

Modérateurs : J. Valette et A.-K. Bouzier-Sore

16h30-17h : Imagerie cerebrale: regardons-nous la bonne cellule ?

Pr. L. Pellerin

- ❖ *Mesures de diffusion dépendantes du temps par SRM pour sonder les échanges de lactate entre l'intra et l'extracellulaire.*
E. Mougel, MIRCen, LMN, CEA-CNRS, Université Paris-Saclay
- ❖ *Etude des modifications de compartimentation du lactate cérébral par DW-MRS chez des souris APP/PS1.*
S. Malaquin, MIRCen, LMN, UMR CEA-CNRS, Université Paris-Saclay
- ❖ *Caractérisation des séquelles de la malaria cérébrale expérimentale par IRM et SRM.*
A. Comino, CRMBM, UMR CNRS 7339, Université Aix-Marseille
- ❖ *La dérégulation énergétique évaluée par RMN multi-noyaux $^{23}\text{Na}/^{31}\text{P}$ à 7 Tesla au cours de la sclérose en plaques.*
J. Dufour, Institut du cerveau, Hôpital Pitié-Salpêtrière, Université Paris-Sorbonne.
- ❖ *Métabolisme énergétique et lipidique du muscle squelettique par SRM ^1H et ^{31}P lors d'un jeûne de longue durée.*
A. Naëgel, CREATIS UMR 5220, INSA-Lyon Université Lyon ; Siemens Healthcare SAS.

Mesures de diffusion dépendantes du temps par SRM pour sonder les échanges de lactate entre l'intra et l'extracellulaire

Eloïse Mougel¹, Sophie Malquin¹, Marco Palombo^{2,3}, Julien Valette¹

¹Université Paris-Saclay, CEA, CNRS, MIRCen, LMN, Fontenay-aux-roses, France,

²CUBRIC, School of Psychology, Cardiff University, Cardiff, United Kingdom,

³School of Computer Science and Informatics, Cardiff University, Cardiff, United Kingdom

Objectifs : La question des échanges du lactate entre les espaces intra et extracellulaire (EIC et EEC) est cruciale, notamment dans la très controversée navette lactate¹, avec une vitesse d'échange du lactate inconnue *in vivo*. Les mesures de diffusivité et du kurtosis en fonction du temps de diffusion ($D(t_a)/K(t_a)$) par spectroscopie pondérée en diffusion permettent de sonder la microstructure des tissus et les échanges entre ces espaces²⁻⁵. Nous proposons, ici, de mesurer $D_L(t_a)/K_L(t_a)$ du lactate pour estimer le temps d'échange de celui-ci par rapport au temps de diffusion.

Matériels et Méthodes : Trois souris C57/BL6 anesthésiées (isoflurane ~ 1.0%) ont été scannées dans un IRM Bruker 11,7 T avec une crysonde. Les spectres de l'eau et des métabolites ont été acquis dans un voxel de 63 μ L (fig.A) avec une séquence STE-LASER⁶ (TE = 33,5 ms), avec des pondérations en diffusion (b) isotropes (moyenne sur 8 directions pour l'eau et 32 pour les métabolites, avec respectivement $b = 0,2 ; 0,6 ; 1,2 ; 2,0 ; 2,5$ ms/ μ m² et $b = 0,2 ; 0,9 ; 1,9 ; 3,2 ; 4,3 ; 6,9 ; 8,0$ ms/ μ m²), en faisant varier le $t_a = 12,2 ; 15,5 ; 20,8 ; 30 ; 42,5 ; 100 ; 250 ; 500$ ms et 42,5 ; 100 ; 250 ; 500 ms, respectivement. Les valeurs de D et K ont été estimées en ajustant le modèle du kurtosis⁷ aux atténuations pour chaque t_a .

Résultats : Pour les métabolites (fig.B) la restriction dans l'EIC domine, car ceux-ci n'échangent pas. Ainsi $K_M(t_a)$ augmente et $D_M(t_a)$ diminue et se modélisent correctement par un modèle de diffusion restreinte dans des sphères (20%) et des cylindres (80%). Les résultats sur l'eau (fig.C) montrent que $D_E(t_a)$ et $K_E(t_a)$ suivent une même loi en $\ln(t_a/t_c)/t_a$, suggérant que le désordre structurel 2D/3D domine, et qu'il est principalement dû à l'EEC et aux échanges rapides entre l'EIC et l'EEC. Pour le lactate (fig.D), $D_L(t_a)$ décroît. Sa valeur, bien plus grande que pour les autres métabolites, révèle la contribution de l'EEC. $K_L(t_a)$, lui, reste constant et est bien supérieur à K_E , ce qui suggère que la restriction domine toujours, et donc que le temps d'échange entre EIC et l'EEC est plus long que les t_a sondés (500 ms) et que le temps d'échange de l'eau.

Conclusion : Le comportement spécifique de $D_L(t_a)/K_L(t_a)$ renseigne sur la vitesse d'échange du lactate entre l'EIC et l'EEC, même si un meilleur modèle prenant en compte l'EEC serait nécessaire. Cette méthode innovante pourrait permettre d'évaluer des altérations des échanges de lactate entre l'EIC et l'EEC.

Références : 1. Pellerin L *et al.*, *PNAS*, 1994. 2. Aggarwal M *et al.*, *MRM*, 2014. 3. Lee HH *et al.*, *NeuroImage*, 2020. 4. Valette J *et al.* *Front Neurosci.* 2018. 5. Mougel E *et al.* *Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med.* 31, 2022. 6. Ligneul C *et al.*, *MRM*, 2017. 7. Jensen JH *et al.*, *Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med.* 11, 2003.

Financements : (EM, SM, JV) ERC (n° 818266), (MP) UKRI (MR/T020296/2).

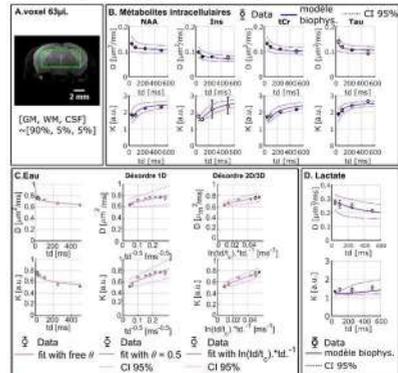


Figure présentant le voxel d'intérêt (A) et les mesures $D(t_a)/K(t_a)$ (en noir) pour quelques métabolites intracellulaires (B), l'eau (C) et le lactate (D) et les ajustements avec des modèles analytiques d'un désordre structurel (mauve) ou biophysique de diffusion restreinte (bleu).

Etude des modifications de compartimentation du lactate cérébral par DW-MRS chez des souris APP/PS1

Sophie Malaquin¹, Eloïse Mougel¹, Rodrigo Lerchundi¹, Julien Valette¹

¹Université Paris-Saclay, CEA, CNRS, MIRCen, Laboratoire des Maladies Neurodégénératives, Fontenay-aux-Roses

Objectifs : La spectroscopie RMN pondérée en diffusion (DW-MRS) permet de caractériser les propriétés de diffusion des métabolites, ce qui informe sur la microstructure de l'environnement dans lequel ils diffusent¹. Ici, nous mesurons la diffusion de deux métabolites intracellulaires (IC), le myo-inositol (Ins) astrocytaire et le N-acétyl-aspartate (NAA) neuronal, ainsi que le lactate (Lac) également présent dans le milieu extracellulaire (ECS), dans le cortex de souris APP/PS1, afin de détecter d'éventuels changements de compartimentation du lactate

Matériels et Méthodes : 6 souris APP/PS1 et 6 souris WT âgées de 12 mois ont été scannées dans un IRM Bruker 11,7 T avec une crysonde sous 1% d'isoflurane dans un voxel cortical de 15 μ L. Les mesures de diffusion ont été acquises avec une séquence SE-LASER² utilisant une impulsion polychromatique puis un bloc de localisation LASER (TE/TR=83,4/2000 ms). Les acquisitions ont été moyennées sur 32 directions différentes pour 4 valeurs de pondération en diffusion entrelacées ($b = 0,02, 3,02, 10$ et 20 ms/ μ m², $4 \times 32 = 256$ répétitions acquises au total pour chaque b). Ce schéma d'acquisition permet de s'affranchir de dérives temporelles et de l'anisotropie éventuelle du voxel.

Résultats : L'Ins et le NAA présentent des profils d'atténuation de signal similaires dans les deux groupes, mais le signal de Lac est moins atténué chez les APP/PS1 (Student's t-test, $p < 0,01$) (fig.1.A-B). Ceci suggère que la microstructure neuronale et astrocytaire reste globalement similaire chez les APP/PS1, et que la diffusion ralentie du Lac peut être due soit à une plus petite fraction de Lac extracellulaire, soit à une diffusion plus lente dans l'ECS due à la présence de plaques amyloïdes. Puisque les signaux du NAA et de l'Ins des deux groupes sont très proches, ils ont été moyennés en un seul signal IC, modélisé avec un modèle de sphères+cylindres³ afin d'extraire des paramètres moyens de microstructure cellulaire (fig.1.C). Le signal du Lac a ensuite été fitté pour chaque groupe avec un modèle bi-compartimental IC + ECS (supposé Gaussien), tirant partie de la connaissance des paramètres IC et laissant libre la diffusivité (D_{extra}) et la fraction (f_{extra}) extracellulaires. Il en résulte une valeur de D_{extra} similaire, mais une f_{extra} plus faible chez les APP/PS1.

Conclusion : La DW-MRS permet de détecter des variations de diffusion du Lac chez les souris APP/PS1, suggérant une baisse de la fraction extracellulaire de lactate. Compléter les données par des acquisitions en encodage en double diffusion⁴ pourrait améliorer la modélisation de la compartimentation du lactate, qui reste encore fragile.

Références : [1] Palombo M. et al., Neuroimage, 2018 [2] Mougel E. et al., J Magn Reson, 2022 [3] Malaquin S. and Valette J., Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med. 2022. [4] Vincent M. et al., Neuroimage, 2020.

Remerciements : ERC (n° 818266), NeurATRIS (ANR-11-INBS-0011).

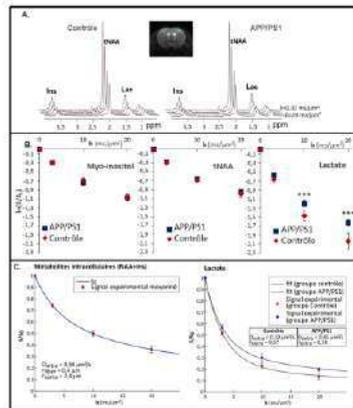


Figure 1 - A : Jeux de données pour le groupe contrôle et APP/PS1. **B :** atténuation du signal pour le NAA, l'Ins et le Lac en fonction de b . **C :** Fit des atténuations du signal des métabolites IC (gauche) et du Lac (droite)

Caractérisation des séquelles de la malaria cérébrale expérimentale par IRM et SRM

Alicia Comino¹, Isabelle Varlet¹, Armelle Lokossou¹, Emilien Royer¹, Yann Le Fur¹, Monique Bernard¹, Teodora-Adriana Perles-Barbacaru¹, Angèle Viola¹

¹CRMBM, UMR CNRS Aix-Marseille Univ 7339, Marseille, France

Objectifs : La malaria cérébrale (MC), la complication la plus mortelle de l'infection par *P. falciparum*, entraîne un coma conduisant au décès dans 15 à 20 % des cas. Bien que 10 à 20% des survivants présentent des troubles neurologiques, ceux-ci sont peu étudiés [1]. Le but de ce projet est de caractériser les séquelles cérébrales aux niveaux anatomique, métabolique, vasculaire et fonctionnel sur le long terme en utilisant l'IRM et la SRM *in vivo*.

Matériels et Méthodes : souris C57Bl/6J M et F infectées par *P. Berghei* ANKA, traitées avec la chloroquine au pic de la maladie. Exploration avant et après l'induction de la MC, puis 1x/mois pendant 6 mois. Etude métabolique et vasculaire : Bruker AVANCE 500 WB @11.75T, anesthésie à l'isoflurane. IRM anatomique : RARE, matrice 194x194, TE 9,21 ms, TR 5000 ms, RAREf 8, NA 4, 31 coupes contiguës de 0,5 mm. SRM-¹H localisée (tronc cérébral, hypothalamus, hippocampe et cervelet) : PRESS, TR 1700 ms, TE 20 ms, NA 256, avec et sans VAPOR. IRM de perfusion : EPI-pCASL, TE 9,08 ms, TR 6414. 45 ms, 5 coupes de 0,75 mm, FOV 25 mm, matrice 128x128). Tests comportementaux : labyrinthe en croix surélevé et test de reconnaissance de nouveaux objets.

Résultats : 49 souris ont été analysées sur 3 à 6 mois. Les mâles présentent une plus grande vulnérabilité à la MC : moins bonne réponse au traitement et récupération plus difficile pour des mêmes niveaux de parasitémie que les femelles. Chez toutes les souris ayant eu une MC non traitée, nous observons un œdème cérébral, des hyperintensités de la substance blanche et des hémorragies dans le cortex et les bulbes olfactifs, bien que certaines lésions aient une présentation différente selon le sexe (voir figure, IRM avant et pendant la MC, souris mâle). Les lésions du bulbe olfactif (atrophie, microhémorragies) persistent après guérison et clairance du parasite.



Une ventriculomégalie est aussi observée. Les souris présentent en fin de suivi des niveaux de stress plus élevés, un comportement moins explorateur et un indice de discrimination plus faible que les souris contrôles.

Conclusion : la malaria cérébrale affecte différemment les sujets mâles et femelles. Certaines lésions caractéristiques [2] subsistent plusieurs mois après guérison. Les données de SRM-¹H et d'IRM de perfusion sont en cours d'analyse et devraient permettre de vérifier une possible persistance d'anomalies vasculaires et métaboliques.

Références : [1] J.T. Langfitt, M.P. McDermott, R. Brim, S. Mboma, M.J. Potchen, S.D. Kampondeni, K.B. Seydel, M. Semrud-Clikeman, T.E. Taylor, Neurodevelopmental Impairments 1 Year After Cerebral Malaria, *Pediatrics*. 143 (2019). [2] Penet MF, Viola A, Confort-Gouny S, Le Fur Y, Duhamel G, Kober F, Ibarrola D, Izquierdo M, Coltel N, Gharib B, Grau GE, Cozzone PJ. J Imaging experimental cerebral malaria *in vivo*: significant role of ischemic brain edema. *J Neurosci*. 2005;25(32):7352-8.

La dérégulation énergétique évaluée par RMN multi-noyaux $^{23}\text{Na}/^{31}\text{P}$ à 7 Tesla au cours de la sclérose en plaques

Juliette Dufour¹, Maryem Hamzaoui¹, Renata Porciuncula Baptista², Giacomo Boffa³, Vito AG Ricigliano^{1,3}, Francesca Branzoli¹, Alexandre Vignaud², Matilde Inglese³, Bruno Stankoff^{1,4}, Fawzi Boumezbou², Benedetta Bodini^{1,4}

¹Sorbonne Université, Institut du cerveau, Hôpital Pitié-Salpêtrière, Paris, France ; ²NeuroSpin, CEA, Université Paris-Saclay, Gif-sur-Yvette, France ; ³Département de Neurosciences, Université de Gênes, Largo Paolo Daneo, Gênes, Italie ; ⁴Service de neurologie, Hôpital, Pitié-Salpêtrière, APHP, Paris ; ⁴Service de neurologie, Hôpital, St. Antoine, APHP, Paris, France

Objectifs : L'hypoxie virtuelle définie comme une inadéquation entre les besoins et la réserve énergétique, est un mécanisme clef identifié dans la neurodégénérescence, principal substrat du handicap clinique dans la sclérose en plaques (SEP) [1]. Des études ont retrouvé une augmentation de la concentration de sodium total (TSC) chez les patients atteints de SEP, potentiel biomarqueur de la dysfonction métabolique précoce [2-4]. Notre objectif était de combiner pour la première fois l'IRM du ^{23}Na et la SRM du ^{31}P afin de définir une signature énergétique individuelle des patients.

Matériels et Méthodes : 17 patients atteints de SEP (13 Rémittente-Récurrentes, 4 Progressives) et 7 Témoins ont été examinés en IRM ^{23}Na et SRM ^{31}P à 7T. Nous avons quantifié puis extrait les TSC dans les lésions et les tissus d'apparence normale. Nous avons ensuite extrait le spectre des métabolites phosphorylés au sein du cortex sensitivo-moteur gauche (CSM) que nous avons corrélé avec les TSC. Nous avons ensuite classé chaque voxel et chaque lésion individualisée selon son contenu sodique, puis nous avons étudié leur association avec le handicap clinique (score EDSS).

Résultats : Les TSC étaient significativement plus élevées chez les patients atteints de SEP au sein de la substance blanche d'apparence normale (SBAN) (36.0 Vs 29.5 mM, $p=0.047$) et de la substance grise (SG) (41.4 Vs 37.0 mM, $p=0.04$) que chez les contrôles. Chez les patients, des TSC plus élevées ont été observées dans les lésions que dans la SBAN (42 mM Vs 36 mM, $p=0.014$).

La TSC au sein de la SBAN du CSM était associée positivement avec le rapport PCr/ATP ($p=0.002$, $\beta=0.7$, **Fig1**), l'ATP étant fixé. Dans la SBAN, la TSC était significativement plus importante dans les régions périventriculaires ($p=0.01$). Enfin, les TSC au sein de la SG ($p=0.01$) et des lésions ($p=0.039$) étaient associées positivement à l'EDSS contrairement au volume cortical et la charge lésionnelle T_2 .

Conclusion : Il existe dans la SEP une augmentation précoce de la TSC dans les lésions et les tissus d'apparence normale, en lien avec une augmentation de la PCr, témoin d'un éventuel mécanisme de compensation énergétique. Combinées, l'IRM ^{23}Na et la SRM ^{31}P peuvent détecter et fournir des informations in-vivo précoces et spécifiques aux dérèglements métaboliques précédant l'atrophie tissulaire.

Références : [1] Trapp B.D et al, Lancet Neurol, 2009 [2] Paling, D. et al. Brain, 2013 [3] Petracca, M. et al. Brain, 2016. [4] Donadieu M. et al. Mult Scler. 2019.
Remerciements : A M. et Mme Baumgartner au nom de la Fondation Haltra.

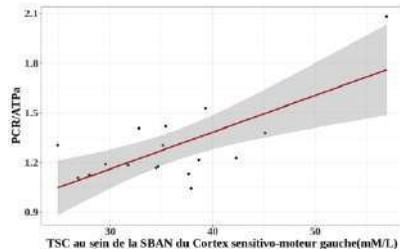


Fig. 1 : Relation entre la concentration en sodium au sein de la SBAN et le rapport PCr/ATP.

MÉTABOLISME ÉNERGÉTIQUE ET LIPIDIQUE DU MUSCLE SQUELETTIQUE PAR SRM ^1H et ^{31}P LORS D'UN JEÛNE DE LONGUE DURÉE

Antoine Naègel^{1,2}, Hélène Ratiney¹, Benjamin Leporq¹, Thu Nguyen¹, Djahid Kennouche^{1,4}, Thomas Grenier¹, Franziska Grundler³, Robin Message³, Françoise Wilhelmi de Toledo³, Pierre Croisille¹, Magalie Viallon¹

1 Université de Lyon, INSA-Lyon, Université Claude Bernard Lyon 1, UJM-Saint Etienne, CNRS, Inserm, CREATIS UMR 5220, U1206, Lyon, France, 2 Siemens Healthcare SAS, Saint-Denis, France, 3 Buchinger Wilhelm Clinic, Wilhelmi-Beck-Straße 27, 88662 Überlingen, Germany, ALIBM - Laboratoire Interuniversitaire de Biologie de la Motricité

Objectifs : L'objectif de cette étude est d'évaluer par IRM et SRM quantitative et multi-noyaux, l'impact d'un jeûne de longue durée (12 jours, 250kcal/jour), sur le métabolisme et l'intégrité musculaire chez des sujets représentatifs. En effet, le jeûne pourrait représenter une intervention nutritionnelle d'un grand intérêt pour la santé publique, dont les effets sur nos organes doivent être soigneusement étudiés³.

Matériels et méthodes : L'étude GENESIS⁴ (lonG tErM FastiNg multi-systEm adaptationS In humanS) est une étude interventionnelle prospective, monocentrique et à un bras sur 32 sujets. L'étude associe la ^{31}P -SRM pour évaluer dynamiquement la concentration de métabolites phosphorylés, liée à la capacité respiratoire des mitochondries^{1,2}, réalisé au niveau de la jambe et la ^1H -SRM et l'imagerie eau-graisse morphométrique haute résolution et quantitative multi-écho pour la modélisation des lipides, réalisé au niveau de la cuisse. Les acquisitions ont été réalisées sur un IRM clinique 3T avant, en fin de jeûne et 1 mois après réalimentation. Après post-traitement et quantification, le volume musculaire, la force musculaire, les concentrations en métabolites et leurs constantes de temps associées sont extraits. Les comparaisons entre les points temporels ont été effectuées à l'aide d'une ANOVA à mesures répétées suivie d'un test de comparaison multiple de Bonferroni (Xlstat) avec respectivement un $\alpha=0,05$ et $\alpha=0,0167$.

Résultats : Les mesures après le jeûne montrent que malgré une perte de 7,5 % de leurs poids corporels total et de 4 % de leurs volumes musculaires de la jambe, les sujets ne présentent ni variation significative de la force musculaire, ni détérioration de la fonction mitochondriale. La cuisse des sujets présente également une diminution moyenne de 5,9 % de son volume musculaire, une augmentation moyenne de la concentration en IMCL et en T2* et une diminution moyenne en EMCL et en PDFF.

Conclusion : Les résultats montrent des changements importants opérés durant l'intervention nutritionnelle au niveau du muscle, mais n'indiquent aucune perturbation du métabolisme musculaire causée par le jeûne long, ni aucune diminution de la performance musculaire chez les sujets sains inclus, indépendamment de leur sexe et âge.

Remerciements : LABEX PRIMES ANR-11-LABX-0063 et Siemens Healthineers.

Références : [1] Meyerspeer M et al. NMR in Biomedicine.2021;34(5). [2] Kemp GJ et al. NMR Biomed.2007;20(6):555-565. [3] Laurens C et al. J cachexia sarcopenia muscle.2021;12(6):1690-1703. [4] Grundler F et al. Front Nutr.2022;9:951000.

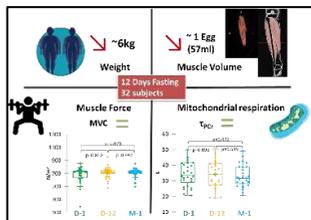


Figure 1 : Résultat de l'étude concernant le poids global du sujet (A), le volume musculaire (B), la force musculaire (C) et la respiration mitochondriale (D) de la jambe

Session Scientifique #2: Neurologie

Mardi 28 Mars 8h30 – 10h

Modérateurs : A. Viola et R. Guillevin

8h30-9h : Apport de l'IRM en Neurologie pédiatrique

Pr. N. Girard

- ❖ *Evaluation IRM des lésions cérébrales chez le prématuré a terme : quels facteurs de risque ?*
N. Elbaz, APHP, Hôpital Robert-Debré, Inserm NeuroDiderot, Université Paris-Cité.
- ❖ *Etude du DAS en IRM cérébrale pédiatrique à 7 teslas pour une antenne de transmission parallèle.*
N. Dudysheva, NeuroSpin, Baobab, UMR CEA-CNRS, Université Paris-Saclay
- ❖ *Myélinisation du cerveau et de la moelle épinière cervicale chez l'adulte: étude préliminaire des changements liés à l'âge par cartographie ihMTsat et relaxométrie T₁.*
A. Forodighasemabadi, CRMBM, UMR CNRS 7339, APHM, Université Aix-Marseille
- ❖ *Apport d'une sequence IRM en temps réel dans l'investigation de l'influence de la respiration sur la dynamique veineuse cérébrale.*
H. Monnier, CHIMERE UR7516, Université de Picardie Jules Verne.
- ❖ *Étude par tractométrie DTI du faisceau reliant la substance noire au noyau dentelé dans l'Atrophie Multi-Systématisée.*
R. Viard, CNRS Inserm U1172 - LilNCog-Lille Neuroscience & Cognition, CHU de Lille ; Institut Pasteur US 41 - UAR 2014 - PLBS.

EVALUATION IRM DES LESIONS CEREBRALES CHEZ LE PREMATURE A TERME : QUELS FACTEURS DE RISQUE ?

Nicolas Elbaz¹, Laurie Devisscher^{2,3}, Chloé Ghozland¹, Parvaneh Adibpour^{2,3},
Monique Elmaleh^{1,2}, Alice Héneau¹, Sara Neumane^{2,3}, Lucie Hertz-Pannier^{2,3},
Valérie Biran^{1,2}, Jessica Dubois^{2,3*}, Marianne Alison^{1,2*}

* *co-dernières auteurs*

1 : APHP, Hôpital Robert-Debré, Paris, France

2 : Université Paris Cité, NeuroDiderot, Inserm, Paris, France

3 : CEA, NeuroSpin, UNIACT, Gif-sur-Yvette, France

Objectif : La grande et très grande prématurité, définie par une durée de gestation inférieure à 32 semaines d'aménorrhées (SA), est une cause fréquente de troubles du neuro-développement. Ces troubles sont favorisés par différents facteurs cliniques en période périnatale. Cette étude préliminaire a pour objectif d'identifier les associations entre ces facteurs et les anomalies cérébrales observées en IRM à l'âge équivalent du terme [1], chez des anciens prématurés.

Matériel et méthodes: 61 enfants nés entre 24 et 31 SA ont été inclus entre avril 2021 et septembre 2022. Chaque enfant a bénéficié d'une imagerie à l'âge équivalent du terme entre 38 et 42 SA, sur une IRM 3T (Magna Philips Healthcare) avec des séquences pondérées en T1, T2, susceptibilité magnétique et diffusion. La sévérité des lésions cérébrales a été évaluée avec le score de Kidokoro [2], qui repose sur le type de lésion et le compartiment atteint. Des mesures de volumétrie cérébrale ont été réalisées au moyen de la chaîne de traitement de données du *developing Human Connectome Project* (dHCP) [3]. Les analyses statistiques préliminaires ont été menées sur 29 nourrissons, selon la méthode ANOVA à la recherche d'associations entre le score de Kidokoro, les mesures de volumétrie, et 9 facteurs cliniques périnataux : l'âge gestationnel, le sexe, un petit poids pour l'âge gestationnel (PAG), la gémellité, la survenue d'un sepsis, d'une dysplasie bronchopulmonaire à 36 SA, d'une entérocolite ulcéro-nécrosante (ECUN), le recours à la nutrition parentérale prolongée, ou à une ventilation invasive.

Résultats : D'après la classification de Kidokoro, 80% des nourrissons (49/61) avaient une imagerie classée *normale* (contre 46% dans l'étude princeps), 16% (10/61) avaient des lésions *légères*, et 3% (2/61) des lésions *modérées* ou *sévères*. Les analyses préliminaires sur les facteurs cliniques ont suggéré des tendances de relations entre la sévérité des lésions et un PAG, le sexe masculin et la survenue d'une ECUN. Aucune association significative n'a été décelée avec les volumétries.

Conclusion : Ces résultats préliminaires, qui seront complétés sur l'ensemble de la cohorte, mettent en avant une possible relation entre certains facteurs périnataux et la sévérité des lésions cérébrales associées à la prématurité. La prise en compte de ces facteurs pourrait permettre une meilleure stratification du risque et la mise en place de stratégies de neuroprotection ciblées. Les différences avec l'étude princeps de Kidokoro pourraient quant à elle s'expliquer par des différences dans la population de notre étude ou par une meilleure prise en charge de la prématurité.

References : [1] Arulkumaran et al. MRI Findings at Term-Corrected Age and Neurodevelopmental Outcomes in a Large Cohort of Very Preterm Infants. (AJNR Am J Neuroradiol. 2020 Aug) [2] Kidokoro et al. Brain injury and altered brain growth in preterm infants: predictors and prognosis. (Pediatrics. 2014 Aug) [3] Edwards et al. The Developing Human Connectome Project Neonatal Data Release. (Front. Neurosci. 2022 May)

Étude du DAS en IRM cérébrale pédiatrique à 7 teslas pour une antenne de transmission parallèle

Natalia Dudysheva¹, Nicolas Boulant¹, Edouard Chazel², Michel Luong^{1,2}, Vincent Gras¹

¹Université Paris-Saclay, CEA, CNRS, BAOBAB, Gif sur Yvette France, ²Université Paris-Saclay, CEA, IRFU, Gif sur Yvette France

Objectifs : Grâce à l'augmentation de SNR, l'IRM à 7 teslas (7 T) apporte un gain diagnostique par rapport à l'IRM 3 T, notamment dans la détection de malformations corticales du développement [1]. Ce gain est maximisé en utilisant la transmission parallèle (pTx) qui offre une homogénéité d'angle de bascule au moins comparable à celle de l'IRM 3 T [2]. Cette technologie implique néanmoins une gestion plus élaborée du débit d'absorption spécifique (DAS) pour prévenir tout risque d'échauffement local des tissus [3]. Jusqu'à présent, de par l'absence d'étude spécifique, la modélisation du DAS pour l'IRM cérébrale à 7 T exclut la population des moins 12 ans. Cependant, certaines maladies de l'enfant comme l'épilepsie pourraient être diagnostiquées précocement avec un diagnostic amélioré à 7 T. Dans ce travail, nous rapportons une méthodologie en cours de développement qui vise à garantir le respect de limites de DAS (selon les recommandations de la norme IEC 60601-2-33) pendant un examen IRM 7 T pédiatrique dès 6 ans.

Matériels et Méthodes : Cette étude de sécurité porte sur l'antenne Avanti2 8Tx/32Rx développée au CEA/IRFU. En se basant sur des images anatomiques 3 T (pondération T₁, résolution isotrope 1 mm) acquises sur des enfants de 4 à 15 ans et sur une modélisation numérique d'antenne (logiciels HFSS et code CEA GORF3D), nous avons simulé les matrices de DAS moyenné sur 10g de tissus pour plus de 50 sujets (modèles VARDAS). Pour calibrer et valider ces données, nous avons réalisé deux fantômes anatomiques (représentatif des modèles Ella et Thelonius [4]) rempli d'un composé de polyvinylpyrrolidone ($\epsilon_r = 45,5$ et $\sigma = 0,87$ S/m). Ces fantômes nous permettent de comparer directement les simulations et les mesures i) du champ B₁⁺ de transmission (méthode turbo-FLASH) et ii) de l'échauffement local (méthode PRF [5]).

Résultats : L'analyse des modèles VARDAS nous a permis de calculer un ensemble de matrices de contrôle du DAS (VOP) en temps réel [6] prenant en compte la variabilité anatomique de la population 6-12 ans. La comparaison des cartes B₁⁺ mesurées et simulées fournit une matrice de calibration corrigeant la prédiction imparfaite des pertes (notamment par couplage) sous HFSS. Cette calibration est appliquée aux simulations (et par conséquent aux VOP) pour réduire les biais de modélisation. Expérimentalement, les cartes B₁⁺ obtenues sur fantôme montrent un bon accord avec les simulations calibrées. Les mesures thermographiques réalisées montrent enfin que la modélisation HFSS permet de prédire correctement les points chauds en intensité et en localisation.

Conclusion : La méthodologie présentée fournit des VOP spécifiques pour l'IRM 7 T pédiatrique pour l'antenne Avanti2. L'approche expérimentale nous permet de vérifier la qualité de la modélisation sous HFSS et, à terme, la cohérence des VOP issus de cette modélisation.

Références : [1] Opheim, G. et al., *Neurology*, 2021; [2] Gras, V. et al., *MRM*, 2017; [3] Fiedlera, T. M. et al., *NeuroImage*, 2018 ; [4] Gosselin et al., *PMB*, 2014 ; [5] Oh, S. et al., *MRM*, 2010. [6] Eichfelder, G. and Gebhardt, M., *MRM*, 2011.

Remerciements : Projet MOSAR ANR-21-CE19-0028

Myélinisation du cerveau et de la moelle épinière cervicale chez l'adulte: étude préliminaire des changements liés à l'âge par cartographie ihMTsat et relaxométrie T₁

A.Forodighasemabadi^{1,3}, *L.Soustelle*^{1,2}, *O.Girard*^{1,2}, *T.Troalen*⁴, *JP.Ranjewa*^{1,2}, *G.Duhamel*^{1,2}, *V.Callot*^{1,2}

¹Aix-Marseille Univ, CNRS, CRMBM, Marseille, ²APHM, CEMEREM, Marseille ³ Aix-Marseille Univ, Univ Gustave Eiffel, LBA, Marseille, ⁴ Siemens Healthcare SAS, Saint-Denis

Objectifs : L'IRM du transfert d'aimantation inhomogène (ihMT)¹ est une technique présentant une spécificité accrue pour les tissus myélinisés². Néanmoins, le rapport ihMT standard (ihMTR) dérivé des séquences ihMT peut être biaisé par les inhomogénéités B₁⁺ et les effets de relaxation T₁.

Dans cette étude, l'approche ihMTsat récemment proposée³ pour compenser les effets de B₁⁺ et T₁, est combinée avec une cartographie T₁ MP2RAGE optimisée⁴, pour étudier les changements liés à l'âge dans différentes régions du cerveau et de la moelle épinière (ME).

Matériel et Méthodes : 36 volontaires sains adultes (jeunes (J<35 ans), d'âge moyen (M: 35-50 ans), et plus âgés (A>50 ans)) ont été scannés à 3T avec un protocole comprenant une séquence 3D ihMT-RAGE (résolution : (2mm)³ et 0,9×0,9×10mm³ pour le cerveau et la ME, respectivement), une séquence T₁ MP2RAGE ((0,9 mm)³) et une cartographie B₁⁺. Les cartographies débiaisées des effets T₁ et B₁ ont été générées sous Matlab et analysées dans différentes régions d'intérêt issues d'un recalage dans les templates MNI⁵ et PAM50⁶. Une régression quadratique a été utilisée pour ajuster les valeurs R₁ (=1/T₁) et ihMTsat en fonction de l'âge des sujets. Une analyse multivariée par voxel NPC/PALM⁷ a ensuite été réalisée pour étudier plus finement la maturation.

Résultats/Discussion : Les courbes R₁ et ihMTsat présentent une forme de U inversée avec l'âge (Fig1a), cohérentes avec de précédentes études de diffusion⁸ et R₁ sur le cerveau⁹, permettant de dériver un âge de maturation dans chacune des régions de la substance blanche (SB) et grise (SG). Des différences significatives entre M vs. J&A ont été observées dans diverses régions cérébrales et médullaires (Fig1b).

Conclusion : Les résultats obtenus avec l'approche multiparamétrique par voxel combinant ihMTsat et R₁ montrent des différences significatives dans la microstructure des faisceaux de SB, tant dans le cerveau que dans la ME, suggérant un processus de maturation et de vieillissement similaire dans la ME et le cerveau.

Références : 1. Varma et al. MRM, 2015; 2. Duhamel et al. Neuroimage, 2019; 3. Munsch et al. Neuroimage, 2020; 4. Forodighasemabadi et al. MRI, 2021; 5. Fonov et al. Neuroimage, 2009; 6. De Leener et al. Neuroimage, 2018; 7. Winkler et al. Hum Brain Mapp, 2016; 8. Hasan, Brain Struct Funct., 2010; 9. Yeatman et al. Nat Commun., 2014.

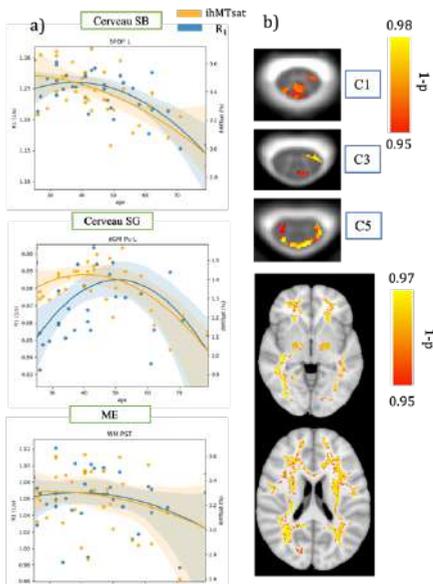


Figure : a) Exemples de régressions quadratiques (R₁, ihMTsat) dans le cerveau et ME. b) Analyse multivariée (R₁+ihMTsat) comparant M et J&A.

APPORT D'UNE SEQUENCE IRM EN TEMPS REEL DANS L'INVESTIGATION DE L'INFLUENCE DE LA RESPIRATION SUR LA DYNAMIQUE VEINEUSE CEREBRALE

Heimiri Monnier¹, Pan Liu^{1,2}, Serge Metanbou³, Cyrille Capel^{1,4}, Olivier Balédent^{1,2}

¹CHIMERE UR7516 (Université de Picardie Jules Verne, Amiens, France), ²Service de traitement de l'image médicale (CHU Amiens-Picardie, Amiens, France), ³Service de radiologie (CHU Amiens-Picardie, Amiens, France), ⁴Service de neurochirurgie (CHU Amiens-Picardie, Amiens, France)

Objectifs : De nombreuses pathologies cérébrales comme l'hypertension intracrânienne sont encore qualifiées d'idiopathiques. Quantifier l'effet de la respiration sur la circulation veineuse cérébrale permet de mieux comprendre leurs mécanismes physiopathologiques. L'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) en Contraste de Phase (CP) est une technique de quantification non invasive où le contraste observé représente une vitesse[1]. La séquence conventionnelle CONV-CP permet d'observer l'évolution de cette vitesse pour un cycle cardiaque moyen avec une acquisition de quelques minutes. Nous avons à notre disposition une nouvelle séquence EPI-CP qui permet la quantification du débit en temps réel. L'objectif est d'estimer la précision de l'EPI-CP par une comparaison avec la séquence conventionnelle CONV-CP puis de quantifier l'influence de la respiration sur la dynamique veineuse cérébrale.

Matériels et Méthodes : 21 témoins majeurs (25±7ans, 10 femmes) et sans antécédant de pathologie vasculaire cérébrale ont été inclus dans cette étude. Ils ont bénéficié d'une IRM 3 Tesla de l'Institut Faire Faces pour la quantification des flux veineux. 2 plans d'acquisition intra et extra-crâniens ont été localisés individuellement par une angiographie. Le plan extracrâniens contient les deux jugulaires internes droite et gauche et le plan intracrâniens contient les sinus sagittal et droit. L'acquisition des images a été faite avec les 2 séquences selon les paramètres du Tableau 1. Grâce à un logiciel développé dans notre laboratoire [2], nous pouvons extraire les mesures de débit qui serviront à la quantification.

Séquence	CONV-CP	EPI-CP
Vitesse d'encodage (mm/s)	600	600
Field Of View (cm ²)	14x14	14x14
Voxel (mm ³)	1x1x2	2x2x4
Nombre d'images	32	400
Temps d'acquisition (s)	50-115	30
Nombre d'images / cycle	32	9-15

Tableau 1 : Paramètres des séquences

Résultats : Il y a une différence de 3% dans la mesure du débit moyen des jugulaires 3% (p<0,05) et de 5% dans les sinus (Tableau 2). Il y a une augmentation du débit moyen des jugulaires internes lors de l'expiration d'environ 6% contre 3% dans les sinus intracrâniens (Figure 1).

	Débit moyen (mL/min)		
	CONV-CP	EPI-CP	p
Jugulaire droite	365 ± 136	349 ± 130	*
Jugulaire gauche	238 ± 115	236 ± 113	
Total extra	302 ± 126	292 ± 121	*
Sinus droit	117 ± 34	125 ± 38	**
Sinus sagittal	338 ± 61	350 ± 66	
Total Intra	227 ± 48	238 ± 52	

Tableau 2 : Comparaison des séquences

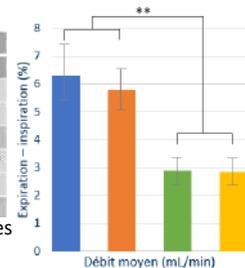


Figure 1 : Différence relative entre l'expiration et l'inspiration

Conclusion : La séquence EPI-CP sans synchronisation cardiaque permet une mesure en temps réel de la dynamique des flux veineux cérébraux comparable à CONV-CP. Le débit moyen augmente pendant l'expiration.

Références : [1] Nayler G., J Comput Assist Tomogr, 1986, [2] Liu P., ISMRM#2772, 2022.

Étude par tractométrie DTI du faisceau reliant la substance noire au noyau dentelé dans l'Atrophie Multi-Systématisée.

Romain VIARD^{1,2}, Felix MARCHAND¹, David DEVOS¹, Luc DEFEVBRE¹,
Renaud LOPES^{1,2} Grégory KUCHCINSKI^{1,2}, Caroline MOREAU¹

¹Univ. Lille, Inserm, CHU Lille, U1172 -LilnCog-Lille Neurosciences & Cognition, F-59000 Lille, Franc.,²Univ. Lille, CNRS, Inserm, CHU Lille, Institut Pasteur Lille, US 41 -UAR 2014 - PLBS, F-59000 Lille, France

Objectifs : Un défi majeur pour les cliniciens est de distinguer à un stade précoce la maladie de Parkinson (MP) de l'Atrophie Multi-Systématisée (AMS), qui est un syndrome parkinsonien atypique se caractérisant par des troubles de la marche plus sévères et d'évolution plus rapide. Les atteintes de la substance blanche et de l'oligodendrocyte étant caractéristiques de l'AMS, nous avons étudié la voie nigrostriée, en trois faisceaux (FX) distincts : 1. reliant la substance noire (SN) au noyau dentelé (DN), 2. reliant la SN au putamen et 3. reliant la SN au noyau caudé.

Matériels et Méthodes : Cette analyse a porté sur un échantillon de 17 patients atteints d'AMS et un groupe témoin de 16 patients atteints de MP précoce (confirmé par DATscan) ayant moins de 3 ans d'évolution. Tous les patients ont passé une IRM cérébrale 3T au CHU de Lille avec une séquence anatomique 3D-T1W (séquence en écho de gradient, isométrique 1 mm³) et un DTI multi-shell (9 B0, 8 B1000, 32 B2000 et 60 B3000) pour la tractographie et le calcul des cartes paramétriques de diffusivité moyenne (MD). Les FX montrant une différence ont ensuite été étudiés par tractométrie, c'est-à-dire que la MD a été échantillonnée sur 40 segments le long du FX. Le test de Mann and Whitney (non-paramétrique) avec correction par Bonferroni a été utilisé pour tester la significativité de la différence entre les groupes AMS et MP.

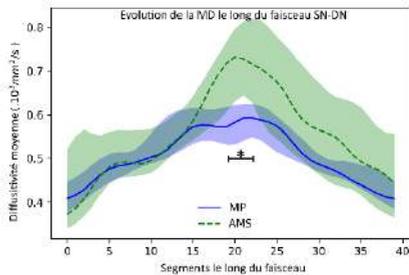


Figure 1 : évolution (médiane, Q1 et Q3) comparée entre les MP (ligne continue bleue) et les AMS (ligne discontinue verte) de la diffusivité moyenne le long du faisceau reliant la SN au DN.

Résultats : Seul le faisceau SN-DN montre des valeurs de MD significativement plus élevées dans le groupe AMS que MP ($p=0.016$, pour DN-Putamen $p=0.099$, et pour SN-Caudé $p=0.099$). La tractométrie a permis de localiser plus précisément cette différence, en effet les segments 19 à 22 du FX SN-DN (Fig1.) sont significativement différents après correction FDR pour comparaison multiple ($MD_{MP}=0.58[0.45-0.74] \cdot 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$; $MD_{AMS}=0.72[0.00-1.01] \cdot 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$; $p_{\text{corr}}=0.0005$).

Conclusion : Les résultats sont très encourageants, la localisation mise en valeur par le DTI se situe immédiatement en dehors et discrètement en arrière de la décussation des pédoncules cérébelleux supérieurs, tout proche du tractus tegmental central [1], ceci corroborant l'étude menée par Armstrong and al [2] montrant une densité importante d'anomalies histologiques au sein de ce tractus dans l'AMS.

Références : [1] Coulombe, Vincent, et al. "A Topographic Atlas of the Human Brainstem in the Ponto-Mesencephalic Junction Plane." *Frontiers in Neuroanatomy* 15 (2021): 627656. [2] Armstrong, Richard A., et al. "Neuropathology 27.3 (2007): 221-227.

Remerciements : Étude Gait'N'Park, financée par H. Lundbeck A/S, Feetme, France parkinson et vaincre parkinson

Session Scientifique #3: Oncologie

Mardi 28 Mars 14h30 – 16h

Modérateurs : B. Van Beers et S. Mériaux

14h30-15h : *Biomechanical characterization of tumors by in vivo MR elastography*

Pr. I. Sack

- ❖ *Quantification du coefficient non linéaire par la théorie de l'acoustoélasticité en élastographie par résonance magnétique.*
G. Pagé, CRI, Laboratoire des Biomarqueurs en Imagerie, Inserm, Université Paris-Cité.
- ❖ *Compensation de mouvements robuste pour le suivi par IRM de température d'ablations micro-onde de carcinomes hépatocellulaires.*
V. Ozenne, IHU Liryc, CRMSB, CNRS UMR 5536, Université de Bordeaux.
- ❖ *Influence de différentes méthodes de mesure de la fonction d'entrée artérielle sur les paramètres quantitatifs de DCE-MRI pour le cancer des voies aérodigestives supérieures (ORL).*
W. Dong, BioMaps, Inserm UMR1281, CNRS UMR9011, CEA, Université Paris-Saclay.
- ❖ *Evaluer la réponse thérapeutique tumorale : intérêt d'une approche bimodale en IRM CEST et imagerie nucléaire.*
R. Autissier, AgroResonance, INRAe, Inserm IMoST, Université Clermont Auvergne.
- ❖ *Quantification de la densité protonique pour la planification de la radiothérapie ORL par IRM.*
L. Sayaque, CREATIS UMR 5220, INSA-Lyon Université Claude Bernard Lyon.

Quantification du coefficient non linéaire par la théorie de l'acoustoélasticité en élastographie par résonance magnétique

Gwenaél Pagé¹, Jean-Luc Gennisson², Bernard E. Van Beers^{1,3}, Philippe Garteiser¹

¹Laboratoire des biomarqueurs en imagerie, Université Paris Cité, Inserm, CRI, Paris, France,

²BIOMAPS, Laboratoire d'imagerie biomédicale multimodale à Paris Saclay, U-ParisSaclay, CNRS, INSERM, CEA, Orsay, France ³Service de radiologie, Hôpital Beaujon, AP-HP, Clichy

Objectifs : En élastographie par résonance magnétique (ERM) l'étude des paramètres mécaniques tels que la rigidité ou les modules de stockage et de perte a montré son efficacité dans le diagnostic de différentes pathologies. En élastographie par ultrasons, une approche basée sur la théorie de l'acoustoélasticité, permet la quantification du coefficient non-linéaire du module de cisaillement (A) [1]. L'objectif de cette étude est de montrer la faisabilité d'une mesure du coefficient non linéaire en ERM.

Matériels et Méthodes : L'expérience consiste à mesurer la longueur d'onde locale dans une direction d'une onde de cisaillement pour calculer les propriétés mécaniques d'un milieu soumis à une contrainte uniaxiale. L'expérience a été appliquée sur un fantôme de gel d'agar (1%) et sur du foie de bœuf inclus dans du gel (agar : 1.5%, gélatine : 2%) ayant des paramètres mécaniques semblables à celles du foie. Des séquences ERM ont été appliquées sur un scanner IRM 7T (Pharmascan, Bruker) avec une fréquence d'excitation de 300 Hz. Le module de cisaillement a été mesuré dans chaque direction de l'espace à différents niveaux de compression. A partir des équations développées par Gennisson et al. [1] il est possible d'obtenir une mesure du coefficient non linéaire dans trois configurations.

$$G_{12} = G_0 - \sigma_2 \left(1 + \frac{A}{12G_0} \right); G_{21} = G_0 - \sigma_2 \left(\frac{A}{12G_0} \right); G_{13} = G_0 + \sigma_2 \left(1 + \frac{A}{6G_0^*} \right)$$

Avec G_0 le module de stockage sans compression, σ_2 la force de contrainte dans la direction 2 (axe présenté dans la figure 1), le premier indice de G est la direction de polarisation de l'onde et le second la direction de propagation.

Résultats : Sur le fantôme d'agar ($G = 1.8$ kPa), une mesure similaire de A est obtenue par rapport à la configuration choisie ((12): $A = -34.0$ kPa, (21): $A = -34.8$ kPa, (13) : $A = -31.3$ kPa). Sur le fantôme de bœuf, tandis que le module de stockage est similaire ($G_{\text{Foie}} = 1.0$ kPa, $G_{\text{Gel}} = 1.6$ kPa) on obtient un coefficient non linéaire, moyenné selon les trois configurations, 4 fois supérieur dans le foie que dans le gel ($A_{\text{Foie}} = -25.7$ kPa, $A_{\text{Gel}} = -6.6$ kPa).

Conclusion : Conformément à la théorie, une mesure similaire du coefficient non linéaire est obtenue indépendamment de la configuration choisie. Comme en ultrasons [2], la mesure du coefficient non linéaire met en évidence les différences mécaniques entre le foie et le gel. Cette étude est une preuve de la faisabilité de la mesure du coefficient non linéaire en ERM malgré la différence de méthode entre une estimation de la vitesse pour les ultrasons et une estimation de longueur d'onde pour l'ERM.

Références : [1] Gennisson et al. J. Acoust. Am. 2007 [2] Bernal et al. IEEE Trans Ultrason Ferroelectr. 2016

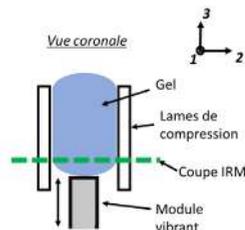


Figure 1 : Référence du système avec une compression uniaxiale appliquée suivant l'axe 2.

Compensation de mouvements robuste pour le suivi par IRM de température d'ablations micro-onde de carcinomes hépatocellulaires.

Valery Ozenne¹, Bruno Quesnon¹, Pierre Bour², Thibaut Fallier², Osman Öcal³
Sergio Lentini³, Max Seidensticker³, Olaf Dietrich³

¹Univ. Bordeaux, CNRS, CRMSB, UMR 5536, IHU Liryc, F-33000 Bordeaux, France, ²Certis Therapeutics, Pessac, France, ³Department of Radiology, University Hospital, LMU Munich, Munich, Allemagne

Introduction: L'ablation micro-ondes de carcinomes hépatocellulaires peut bénéficier d'un guidage par IRM de température pour mesurer en temps réel la température et estimer la taille de la lésion [1]. Lors de l'acquisition, il faut s'affranchir des mouvements abdominaux, soit en synchronisant l'acquisition avec le mouvement physiologique [2], soit en effectuant l'acquisition en continu tout en compensant l'effet du déplacement sur les images à l'aide de méthode de mise en correspondance [3]. Néanmoins, les changements d'intensité locaux pendant l'ablation (dus aux changements des propriétés du tissu avec la température) peuvent être interprétés comme un mouvement et conduire à des champs vectoriels de déplacement erronés, et compromettre in fine la mesure de température et de lésion. Nous proposons d'évaluer rétrospectivement un nouvel algorithme de compensation de mouvement [4, 5] sur des acquisitions synchronisées et en respiration libre.

Méthodes : Patients: L'étude, approuvée par les autorités sanitaires locales, a été réalisée à l'hôpital universitaire de Munich. Les patients (N=13), sous anesthésie générale, ont subi une procédure micro-onde pour l'ablation d'une tumeur primitive du foie. Dispositif d'ablation: Ablation pendant 10 minutes avec une grande antenne de calibre 14 et le système AveCure (MedWaves, San Diego, États-Unis). Acquisition: 13 à 20 coupes contiguës sont acquises dynamiquement (350 dynamiques, TR/TE=2070/18ms) avec une séquence d'imagerie écho planaire (EPI) sur un scanner IRM 1,5T (Magnetom Aera, Siemens Healthineers, Erlangen, Allemagne). Les acquisitions ont été réalisées sous synchronisation respiratoire (N=7) ou en respiration libre (N=6). Analyse: La température, le suivi de la dose thermique et la taille de la lésion ont été calculés rétrospectivement avec: a) soustraction de phase standard, b) compensation de mouvement Horn & Schunck conventionnelle dit H&S [6], c) compensation de mouvement basée sur une analyse en composante principale dite H&S-ACP. L'impact sur les champs de vecteurs, la température et le volume de la lésion ont été comparés en utilisant l'erreur maximale (EM) de déplacement, l'erreur quadratique moyenne de l'élévation de la température pendant l'ablation.

Résultats et conclusion : Une diminution du signal d'intensité de 50 % a été observée à proximité de l'aiguille. L'EM maximale était de l'ordre de 1-3 mm avec l'H&S conventionnel et de 0,1-1 mm avec l'H&S-ACP. La distorsion du champ de vecteurs crée des erreurs de température allant jusqu'à 30°C tandis que la méthode basée sur l'ACP entraîne une erreur de température inférieure à 5°C. L'incertitude à 95 % pour l'évolution de la taille des lésions a été réduite en utilisant la méthode H&S-ACP (Fig. 1), mais l'impact est limité (<1cm³) en raison de la durée de l'ablation.

Références : [1] Gorny K.R. et al. Phys Med. 2019. [2] Kägebein U. et al. Topics in MRI, 2018. [3] Roujol S. et al. MRM, 2010. [4] Denis de Senneville B., et al. IEEE Trans. Med. Imaging, 2015. [5] Toupin S. et al, PMB, 2017. [6] Horn B.K. and Schunck B.G. Artif. Intell. 1981

Influence de différentes méthodes de mesure de la fonction d'entrée artérielle sur les paramètres quantitatifs de DCE-MRI pour le cancer des voies aérodigestives supérieures (ORL)

W. Dong¹, A. Volk¹, M. Djaroum¹, C. Giroi¹, C. Balleyguier^{1,2}, V. Lebon¹, G. Garcia², S. Ammari^{1,2}, S. Temam³, P. Gorphe³, L. Wei¹, S. Pitre-Champagnat¹, N. Lassau^{1,2}, F. Bidault^{1,2}

¹Laboratoire d'Imagerie biomédicale multimodale (BioMaps), Université Paris-Saclay, Inserm (UMR1281), CNRS (UMR9011), CEA, France ; ²Département d'imagerie médicale, Gustave Roussy Cancer Campus, Université Paris-Saclay, Villejuif, France; ³Département d'oncologie de la tête et du cou, Gustave Roussy Cancer Campus, Université Paris-Saclay, Villejuif, France.

Objectifs : La DCE-MRI quantitative utilise une fonction d'entrée artérielle (AIF) pour calculer les valeurs des paramètres pharmacocinétiques (PKP). L'objectif était d'évaluer l'influence de quatre méthodes de mesure de l'AIF sur le calcul des valeurs des PKP (K^{trans} , v_e , k_{ep} , v_p), pour le carcinome épidermoïde ORL (CE-ORL) et pour le muscle (tissu de référence potentiel).

Matériel et Méthodes : 34 patients ayant un CE-ORL ont été examinés avec un système TEP/IRM 3T et une séquence d'écho de gradient SPGR 3D avec saturation partielle des spins entrants (recherche Loi Jardé 3). Quatre méthodes d'AIF ont été appliquées : AIF automatique (AIFa) avec jusqu'à 50 voxels sélectionnés dans l'ensemble du FOV, AIF manuelle (AIFm) avec 4 voxels sélectionnés dans l'artère carotide interne ; sans (Mc-) ou avec (Mc+) correction de mouvement (logiciel Olea Sphere® utilisant le modèle de Tofts étendu). Les valeurs des pics d'AIF, des PKP (tumeur et muscle), des rapports PKP tumeur/muscle étaient comparées. L'analyse statistique comportait un test non-paramétrique de Friedman, des tests non-paramétriques de Wilcoxon pour la comparaison par paires.

Résultats : Les valeurs de pic d'AIF différaient significativement pour toutes les méthodes AIF. Les pics moyens d'AIFmMc+ étaient jusqu'à 66,4 % plus élevés que ceux de l'AIFaMc+. Presque toutes les valeurs de PKP étaient significativement plus élevées pour l'AIFa dans la tumeur et le muscle, jusqu'à 76% pour les valeurs moyennes de K^{trans} . L'influence de la correction du mouvement était plus faible. En considérant les rapports des paramètres tumeur/muscle, la plupart des différences n'étaient pas significatives.

Conclusion : Nous avons observé des différences des valeurs de PKP lors de l'utilisation de l'AIFa ou de l'AIFm. Par conséquent le choix d'une méthode d'AIF standardisée est recommandé pour la DCE-IRM appliquée au CE-ORL. D'après nos résultats, l'AIFm est préférable. Le rapport des PKP tumeur/muscle paraît également intéressant pour les études multicentriques.

Références : Dong W, Volk A, Djaroum M, et al. Influence of Different Measurement Methods of Arterial Input Function on Quantitative Dynamic Contrast-Enhanced MRI Parameters in Head and Neck Cancer. J Magn Reson Imaging.2022 Oct 21. DOI: 10.1002/jmri.28486.

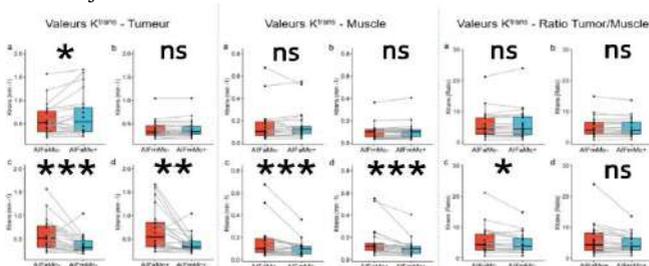


Figure 1 : Boxplots des valeurs de K^{trans} de la tumeur, du muscle et du ratio tumeur/muscle. Comparaisons statistiques pour les 4 méthodes de mesure d'AIF.

Evaluer la réponse thérapeutique tumorale : intérêt d'une approche bimodale en IRM CEST et imagerie nucléaire.

Roxane Autissier^{1,2,3}, Guilhem Pagés^{2,3}, Erwan Boutault¹, Jean-Marie Bonny^{2,3}, Sébastien Schmitt¹, Philippe Auzeloux¹, Emmanuel Moreau¹, Aurélie Dutour⁴, Elisabeth Miot-Noirault¹, Leslie Mazuel^{1,2,3}.

¹ Université Clermont Auvergne, Inserm, IMoST, F-63000 Clermont-Ferrand, France INRAe,

² UR QuaPA, F-63122 Saint-Genès-Champagnelle, France

³ AgroResonance, INRAe, 2018. Nuclear Magnetic Resonance Facility for agronomy, food and health, <https://doi.org/10.15454/1.5572398324758228E123.4>

⁴ Team Cell Death and Pediatric Cancer, Cancer Initiation and Tumor Cell Identity Department, INSERM1052, CNRS5286, Cancer Research Center of Lyon, F-69008 Lyon, France

Objectifs : Le chondrosarcome (CHS), tumeur maligne du cartilage, dispose d'un microenvironnement caractérisé par une matrice extracellulaire (MEC) riche en glycosaminoglycanes (GAGs) et par un cœur hypoxique. Ces deux caractéristiques sont identifiables par une stratégie d'acquisitions bimodales par IRM CEST et imagerie nucléaire [1]. Dans ce contexte, nous souhaitons évaluer la pertinence de cette stratégie pour déceler les modifications ayant lieu au sein de la tumeur en réponse à une thérapie ciblant la MEC (acide zolédronique) ou l'hypoxie (TH-302).

Matériels et Méthodes : Les rats SD OFA implantés en paratibial avec un fragment de CHS (SWARM) sont traités ensuite par 2 injections/semaine d'acide zolédronique (0,1mg/kg, sc, J5-J36) ou 5 injections/semaine de TH-302 (Evofosphamide) (50mg/kg, ip, J11-J22) ou de sérum physiologique. Les animaux sont imagés hebdomadairement jusqu'à J40 par IRM à 11,7T. Un repérage anatomique puis une séquence RARE comprenant un module de préparation CEST ($B_1=1,5\mu T$, $tsat=4$ s, $\Delta\omega=50$ Hz sur ± 2500 Hz) est réalisée sur une coupe axiale passant par le centre de la tumeur. Une carte B_0 est enregistrée à l'aide d'une WASSR ($B_1=0,1\mu T$, $tsat=1$ s, $\Delta\omega=20$ Hz sur ± 1000 Hz). Des imageries TEMP (^{99m}Tc -NTP15-5, 30MBq/animal, 30min pi) et TEP (^{18}F -FMISO, 20MBq/animal, 4h pi) sont réalisées sur les mêmes animaux pour caractériser les GAGs et l'hypoxie, respectivement. Les tumeurs prélevées sont étudiées par histologie, immunofluorescence et dosage des GAGs.

Résultats : L'approche bimodale a permis de mettre en évidence la réponse du CHS SWARM au traitement TH-302 avec une réduction significative de 75% du volume tumoral ($p<0,0001$). Les valeurs de pH (ratio APT/guanidyl CEST; $p<0,05$) et d'hypoxie (ratio T/M ^{18}F -FMISO) dans le groupe traité au TH-302 sont plus élevées que dans le groupe contrôle. Le TH-302 a un impact sur la MEC avec une augmentation des GAGs montrée par imagerie nucléaire au ^{99m}Tc -NTP 15-5 (ratio T/M ; $p<0,01$). L'absence de variations des paramètres observables par imagerie confirme la non-réponse au traitement à l'acide zolédronique dans ce modèle.

Conclusion : Ces résultats soulignent l'intérêt d'associer ces imageries pour le suivi de la réponse thérapeutique. Cette stratégie pourrait être déterminante dans l'adaptation thérapeutique des patients pour une médecine personnalisée.

Références : [1] Autissier R, Mazuel L, Maubert E, et al. Simultaneous proteoglycans and hypoxia mapping of chondrosarcoma environment by frequency selective CEST MRI. Magn Reson Med. 2021;86(2):1008-1018.

Remerciements : Ligue contre le cancer Auvergne-Rhône-Alpes. Ce travail a fait l'objet d'une thèse financé par le MESRI. Les acquisitions multimodales ont été réalisées sur la plateforme IVIA (<https://doi.org/10.18145/ivia>).

QUANTIFICATION DE LA DENSITE PROTONIQUE POUR LA PLANIFICATION DE LA RADIOTHERAPIE ORL PAR IRM

Laura Savaque¹, Benjamin Leporq¹, Olivier Hamelin², Frank Pilleul^{1,2}, Vincent Grégoire³, Olivier Beuf¹

¹Univ Lyon, INSA-Lyon, Université Claude Bernard Lyon 1, UJM-Saint Etienne, CNRS, Inserm, CREATIS UMR 5220, U1294, F-69100, LYON, France, ²CRLCC Léon Bérard – Département de Radiologie, ³CRLCC Léon Bérard – Département de Radiothérapie

Objectifs : La zone ORL, riche en zones aériennes et en organes à risque, rend la planification difficile en radiothérapie : l'excellent contraste entre les tissus mous de l'IRM montre un intérêt. Des approches statistiques telles que l'assignation de densités électroniques [1] permettent de réaliser la planification. Cependant ces méthodes nécessitent des données non biaisées en grand nombre. Il a été montré que la planification de la dose était possible à partir de la concentration en hydrogène [2]. Ce travail présente une méthode pour quantifier la densité protonique, nécessaire à la planification de dose sans reconstruction de CT synthétique (sCT).

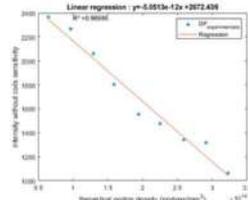


Figure 1 : Régression linéaire pour l'algorithme ESPIRiT

Matériels et Méthodes : La densité de proton se calcule à partir de l'aimantation à l'origine M_0 selon l'équation $M_0(x, y, z) = G(x, y, z) \circ PD(x, y, z)$, avec M_0 , G la sensibilité des antennes et \circ le produit de Hadamard. Afin d'établir une relation entre valeurs théoriques et expérimentales, nous utilisons un fantôme constitué de tubes avec différentes concentrations de D_2O (de 0 à 80%) dilué dans une solution saline $NaCl$ à 0,9%, qui reproduisent différentes densités de protons. Une séquence 3D Spiral VIBE UTE acquise sur une IRM 3T avec un écho à $30\mu s$ nous permet d'approximer l'aimantation à l'origine, une antenne tête est utilisée. La sensibilité des antennes est calculée avec 3 algorithmes : SENSE [4], ESPIRiT [5] et RA [6]. La densité de proton théorique est calculée avec la formule $DP = \frac{2 \cdot N_A \cdot (\rho_{H_2O} - k)}{M_{H_2O} \cdot R}$ avec N_A le nombre d'Avogadro, ρ_{H_2O} la densité de l'eau en $g \cdot mL^{-1}$, k le facteur de dilution, M_{H_2O} la masse molaire de l'eau en $g \cdot mol^{-1}$ et R le voxel en mm^3 . Une régression linéaire permet d'établir un lien entre valeurs théoriques et pratiques.

Résultats : Les régressions linéaires ont donné différents coefficients de corrélation : 0,91 pour l'algorithme SENSE, 0,97 pour l'algorithme ESPIRiT et 0,88 pour la RA. Avec 32 Go de RAM et un processeur INTEL I7 de 2,50 GHz, le temps de calcul pour SENSE est d'1 mn, de 13 mn pour ESPIRiT et de 2 mn pour RA.

Conclusion : Ce papier démontre qu'une séquence UTE peut être utilisée pour la quantification de la densité de proton dans la zone tête et cou. Ces résultats sont encourageants pour la construction du sCT utilisé pour la planification de doses.

Références : [1] Largent et al. Cancer/radiothérapie 21-8, 2017, 788-698 [2] Abbas et al. Magnetic Resonance in Medicine 72-6, 2014, 1735-1745 [4] Fitria et al. IEEE ICITISEE Conference, 2021 [5] Uecker et al. Journal of the Society of Magnetic Resonance in Medicine 71-3, 2014, 990-1001 [6] Walsh et al. Magnetic Resonance in Medicine 43-5, 2000, 682-690

Remerciements : Ce travail a été réalisé grâce au soutien financier du LABEX PRIMES (ANR-11-LABX-0063) de l'Université de Lyon, ANR-22-CE19-0027.

Session Scientifique #4: IRM fonctionnelle

Mercredi 29 Mars 8h30 – 10h

Modérateurs : J. Dubois et T. Christen

8h30-9h : IRM pondérée en diffusion pour l'étude du développement cérébral

Dr. J. Donald Tournier

- ❖ *Exploration fonctionnelle de la moelle en IRM 3T : comparaison de séquences d'acquisition et de prétraitement des images.*
R. Schlienger, Institut des Neurosciences de la Timone, Laboratoire des Neurosciences Cognitives, CNRS UMR 7291, Université Aix-Marseille.
- ❖ *Implication de S1 dans le couplage entre douleur et système sympathique dans le Syndrome Douloureux Régional Complexe. Etude par IRMf de la réponse à la cure rTMS.*
C. Delon-Martin, GIN, Inserm U1216, Université Grenoble Alpes.
- ❖ *Etude en IRM fonctionnelle de l'impact des publicités pour l'alcool sur des jeunes buveurs.*
Q. Duché, IRISA, EMPENN ERL U1228, Inria, CNRS, Université de Rennes.
- ❖ *Remodelage du connectome fonctionnel et vulnérabilité à l'alcool induite par délétion du gène GPR88.*
L. Degiorgis, Laboratoire ICube, CNRS, Université de Strasbourg.
- ❖ *Etude de la connectivité fonctionnelle dans la sclérose en plaques au stade précoce par IRM fonctionnelle de repos haute résolution à 7T.*
A. Thouvenot, CRMBM, UMR CNRS 7339, APHM, Université Aix-Marseille.

Exploration fonctionnelle de la moelle en IRM 3T : comparaison de séquences d'acquisition et de prétraitement des images

[Raphaëlle Schlienger¹ & Julien Sein²]*, Bruno Nazarian², Jean-Luc Anton², Anne Kavounoudias¹

¹Aix-Marseille Université, CNRS, Laboratoire des Neurosciences Cognitives, UMR 7291, Marseille, France, ²Aix-Marseille Université, CNRS, Centre IRM-INT@CERIMED, Institut des Neurosciences de la Timone UMR 7289, Marseille, France

* contribution égale des auteurs

Objectifs : L'IRM fonctionnelle de la moelle est un champ récemment investi mais demeure un défi du fait de la très petite taille de cette région et de ses mouvements physiologiques¹. La sensibilité et la robustesse de l'IRMf spinale doivent être établies. Cette étude propose une exploration des séquences d'acquisition et des étapes de prétraitement à privilégier.

Matériels et Méthodes : 20 participants ont été scannés dans un IRM 3T (Siemens PRISMA), durant l'application répétée de vibrations distribuées sur les muscles du bras. Nous avons comparé 6 séquences d'acquisition IRM centrées sur les niveaux cervicaux C3-C8 et sélectionné celle présentant le meilleur tSNR. S'agissant du traitement des images, nous avons comparé les algorithmes de corrections des mouvements provenant de deux logiciels : Spinal Cord Toolbox (SCT)² et Neptune³, puis le même modèle GLM comprenant la même série de régresseurs a été appliqué.

Résultats : La comparaison de 6 séquences différentes (séquences Z-shim, ZOOMit avec GRAPPA à 3 résolutions spatiales différentes ou sans GRAPPA, Partial Fourier) montre que la séquence ZOOMit avec GRAPPA présente un meilleur tSNR et permet de mieux discerner la frontière entre le CSF et la moelle épinière. Après normalisation sur le template PAM50, l'analyse de groupe apparaît plus significative sur les images corrigées par SCT que par Neptune. Au niveau inter-sujet, les activations sont plus reproductibles et concentrées dans le même segment médullaire après la correction SCT.

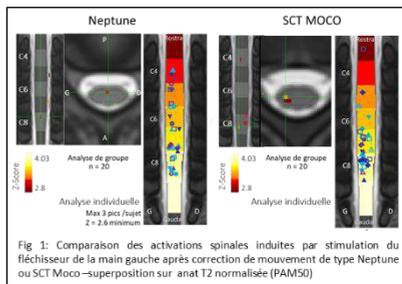


Fig 1: Comparaison des activations spinales induites par stimulation du flexisseur de la main gauche après correction de mouvement de type Neptune ou SCT Moco –superposition sur anat T2 normalisée (PAM50)

Conclusion : L'utilisation de la séquence ZOOMit et le traitement avec correction de mouvement SCT a permis de révéler les activations spinales robustes entre les sujets. Des études complémentaires sont nécessaires pour optimiser les étapes de traitement, mais l'IRMf spinale offre d'ores et déjà des perspectives cliniques importantes telles que la localisation des circuits sensorimoteurs préservés dans la moelle épinière de patient présentant une section complète de la moelle⁴.

Références : [1] C Landelle et al. (2021) Investigating the human spinal sensorimotor pathways through functional magnetic resonance imaging- NeuroImage 245:118684 [2] De Leener et al. (2017) SCT: Spinal Cord Toolbox, an open-source software for processing spinal cord MRI data. Neuroimage 15:24-43 [3] <https://neptunetoolbox.com/> [4] Rowald et al. (2022) Activity-dependent spinal cord neuromodulation rapidly restores trunk and leg motor functions after complete paralysis. Nature Medicine. 2022 Feb;28(2):260-271

Remerciements : Projet soutenu par l'Agence Nationale de la Recherche (ANR-21-ASTR-0022) et l'Agence Innovation Défense (AID)

Implication de S1 dans le couplage entre douleur et système sympathique dans le Syndrome Douloureux Régional Complexe. Etude par IRMf de la réponse à la cure rTMS

Chantal Delon-Martin¹, Jean-Pascal Lefaucheur², Hasan Hodaj³

¹ University Grenoble Alpes, Inserm, U1216, Grenoble Inst. Neurosc., Grenoble, France

² AP-HP, Unité de Neurophysiologie Clinique, Service de Physiologie – Explorations Fonctionnelles, Hôpital Henri Mondor, 94000 Créteil, France

³ CHU Grenoble Alpes, Centre de la Douleur, Pôle Anesthésie-Réanimation., Grenoble, France

Objectifs : Le Syndrome Douloureux Régional Complexe (SDRC) encore appelé algodystrophie, se caractérise par des douleurs au niveau des membres et un déséquilibre du système sympathique. Les traitements médicamenteux ne sont pas souvent efficaces. C'est pourquoi, les cures de rTMS qui soulagent dans différentes pathologies douloureuses [1], peuvent être proposées à ces patients.

Matériels et Méthodes : Dans cette étude ancillaire à une étude clinique (soumise), l'IRMf de mouvement de la main a été proposée à onze patients présentant des SDRC unilatérales, avant et un mois après la fin d'un traitement par 23 séances de rTMS sur 5 mois (clinicaltrials.gov NCT02817880). Les acquisitions ont été menées à 3T sur la plateforme IRMaGe, membre de France Life Imaging (grant ANR-11-INBS-0006). Avant et à la fin de la cure, les échelles visuelles numériques (EVN) de douleur ainsi que les conductances cutanées (CC) reflétant la fonction sympathique, étaient recueillies. Dans les analyses en IRMf, les EVN et les CC étaient introduites dans le modèle comme régresseurs d'intérêt. Ont été recherchées spécifiquement, les régions présentant une corrélation avec l'EVN et avec la CC. Les réponses fonctionnelles dans ces régions étaient alors extraites pour préciser les corrélations avec la douleur et avec la CC.

Résultats : Une région du cortex sensitif primaire (S1) (pic à -39,-27,56, t=3.09, k=27) a été trouvée doublement corrélée à l'EVN et à la CC, suggérant un couplage entre système sympathique et la douleur chez ces patients. Cette région se situe dans la profondeur du sillon central dans l'aire 3b. Chez les patients répondeurs (6 patients/11), la cure s'accompagne d'une diminution de l'EVN et d'une augmentation de la conductance cutanée, suggérant que la neurostimulation de cette région pourrait médier ce résultat. En outre, des régions localisées dans le DMN (precuneus et jonction temporo-pariétales) ont été trouvées corrélées à la CC.

Conclusion: Les résultats de cette étude suggèrent que le système sympathique module l'activité corticale dans cette pathologie et que la neuromodulation transcrânienne par rTMS pourrait permettre de rétablir au moins partiellement le système sympathique et ainsi diminuer la douleur. Ici, le petit nombre de sujets de cette étude nécessite une réplication de nos résultats. Néanmoins, cette étude montre que le système sympathique doit être pris en compte dans les analyses dans les études portant sur la douleur, ce qui est nouveau dans ce domaine de recherche.

Références : [1] Lefaucheur JP *et al.*, Clin Neurophysiol 131, 474-528. doi.org/10.1016/j.clinph.2019.11.002.

ETUDE EN IRM FONCTIONNELLE DE L'IMPACT DES PUBLICITES POUR L'ALCOOL SUR DES JEUNES BUVEURS

Quentin Duché¹, Elise Bannier^{1,2}, Jacques François Diouf³, Olivier Droulers³, Sophie Lacoste-Badie⁴, Romain Moirand⁵, Karine Gallopel-Morvan⁶

¹Université de Rennes, Inria, CNRS, Inserm, IRISA, EMPENN ERL U1228, Rennes, France², CHU Rennes, Service de Radiologie, Rennes, France, ³Université Rennes, CNRS, CREM - UMR 6211, Rennes, France, ⁴Université Lille, CNRS, LEM (Lille Economie Management) - UMR 9221, Lille, France, ⁵CHU Rennes, Service d'Addictologie, Rennes, France, ⁶Ecole des Hautes Etudes en Santé Publique, ARENE UMR CNRS 6051, Inserm U1309, Rennes, France

Objectif : L'alcool représente la 2^è cause de mortalité évitable. Sa consommation est déconseillée aux adolescents. La présentation de stimuli alcool active le système de la récompense chez les buveurs [1]. Les publicités pour l'alcool ciblent fortement les jeunes en contournant la loi Evin et des arguments supplémentaires sont nécessaires pour défendre cette loi [2]. Dans cet objectif, une étude IRM fonctionnelle a été réalisée pour analyser la réponse cérébrale en complément de réponses déclaratives.

Matériels et Méthodes : 74 hommes adultes jeunes (18-25 ans) ont été inclus dans cette étude après accord du CPP (NCT03818750). Les acquisitions ont été réalisées sur une IRM 3T Magnetom Prisma avec une séquence EPI (TR 1.2s, 54 coupes, 2.5x2.5x2.5mm³, MB3) au cours de laquelle étaient présentées 288 publicités pour l'alcool avec différents types de contextes et d'avertissements (Fig. 1) selon un paradigme mixte bloc-événementiel. L'analyse des données a été réalisée sous Matlab avec SPM12 et Python (nilearn).

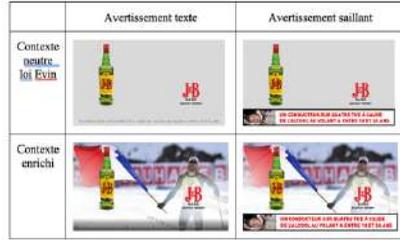


Figure 1 : Exemple de stimuli, avec et sans contexte, avec avertissement texte ou saillant

Résultats : La présentation de publicités pour l'alcool active les régions du système de la récompense. L'utilisation de messages d'avertissements saillants est associée à une moindre activation au niveau striatum ventral et de l'aire tegmentale ventrale.

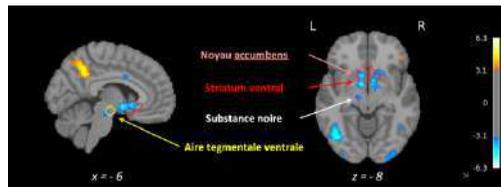


Figure 2 : Effet de l'avertissement

Conclusion : Cette étude confirme que le système de la récompense est activé par la présentation de publicités pour l'alcool réalistes qui contournent la loi Evin et démontre par la neuroimagerie l'intérêt des messages d'avertissement.

Références : [1] Schacht JP, et al. 2013. *Addict Biol.* 2013. [2] Clarke N et al, 2021. *Addiction.*

Remerciements : Recherche financée par l'INCa (IMAJ : Impact du Marketing de l'Alcool sur les Jeunes - subvention n° 2015-103)

Remodelage du connectome fonctionnel et vulnérabilité à l'alcool induite par délétion du gène GPR88

Laetitia Degiorgis¹, Tanzil Arefin², Sami Ben-Hamida³, Vincent Noblet¹, Marion Sourty¹, Thomas Bienert², Marco Reisert², Dominik von Elverfeldt², Brigitte L. Kieffer^{3,4}, Laura-Adela Harsan^{1,5}

¹Laboratoire ICube, Université de Strasbourg-CNRS ²Département de Radiology, Medical Physics, University of Freiburg, Allemagne ³Dpt Psychiatrie, Université McGill, Montréal Canada, ⁴INSERM U1114, Dpt Psychiatrie CHU de Strasbourg ⁵Département de Biophysique et Médecine Nucléaire, Hôpitaux Universitaires de Strasbourg, CHU de Haute-pierre

Objectifs : L'exposition prolongée et répétée à l'alcool peut être responsable de nombreuses altérations cérébrales, allant de l'échelle moléculaire au connectome fonctionnel⁽¹⁾. D'après une précédente étude, la délétion d'un gène codant pour le récepteur GPR88 chez des souris (GPR88-KO) induit une augmentation de leur consommation d'alcool⁽²⁾. L'implication de ce gène dans l'addiction à l'alcool fait de celui-ci une cible particulièrement pertinente pour révéler des mécanismes prédictifs du développement de ce trouble ou mettre en place de futurs traitements. Ainsi, nous avons comparé par IRM l'effet de la consommation d'alcool chez des souris saines (CTL) et GPR88-KO afin de révéler les modifications de connectivité fonctionnelle (CF) à la fois statique et dynamique associées à l'absence du gène GPR88.

Matériels et Méthodes : 4 groupes de souris, GPR88-KO et CTL, avec exposition à l'alcool ou non (n = 10/groupes), ont été utilisés dans cette étude. 24h après la dernière session d'accès à l'alcool, des images en IRM fonctionnelle cérébrale de repos ont été acquises par une séquence GE-EPI (TE/TR = 10ms/1700ms, résolution 0.15×0.15×0.7 mm³, 200 volumes) sur un scanner IRM 7T (Biospec 70/30, Bruker) à l'aide d'une crysonde (MRI CryoProbe, Bruker). Suite au prétraitement des données, une normalisation spatiale des images vers l'atlas Allen du cerveau de la souris a été réalisée, suivi d'un filtrage spatial (2 voxel) et en fréquence (0,01- 0,1Hz). Les décours temporels de 26 régions d'intérêt (ROI) ont été extraits et utilisés pour explorer les modifications des CF statique et dynamique (DFC). Afin de comparer les 4 groupes expérimentaux, des analyses ROI-to-ROI ont été réalisées associées à des paramètres issus de la théorie des graphes, et à l'utilisation d'un algorithme de clustering.

Résultats : L'analyse à 4 groupes et l'exploration par application de la théorie des graphes de la CF statique confirme d'importantes altérations du connectome fonctionnelle chez les souris GPR88-KO non exposée à l'alcool⁽³⁾. Au contraire, les souris GPR88-KO consommant de l'alcool présentent une CF semblant similaire à celle du groupe CTL buvant de l'eau. Cette similarité est retrouvée en classifiant les souris par un algorithme de clustering basée sur les CF individuelles. L'analyse de la CF dynamique entre ROIs appuie ces résultats, et montre notamment des modifications de la DFC de nœuds clés du réseau par défaut des souris GPR88-KO exposées à l'alcool, comparé au groupe GPR88-KO sans exposition à l'alcool.

Conclusion : Alors que la délétion du gène GPR88 est responsable d'importantes perturbations du connectome fonctionnelle chez les souris, la consommation excessive d'alcool de ces animaux semble au contraire mener à une normalisation de leur CF à la fois statique et dynamique. Ces résultats pourraient ainsi permettre la mise en évidence de cibles spécifiques pour le développement de futurs traitements.

Références : [1] Abrahao et al., Neuron 2017; 96: 1223–38 [2] Ben Hamida et al., Biol Psychiatry. 2018 ; 84(3): 202–212. [3] Arefin et al., Brain Connect. 2017; 7(8): 526–540

Etude de la connectivité fonctionnelle dans la sclérose en plaques au stade précoce par IRM fonctionnelle de repos haute résolution à 7T

Alexia Thouvenot¹, Jean Philippe Ranjeva¹, Bertrand Audoin¹

¹CRMBM UMR AMU 7339, Faculté de Médecine, CNRS, Aix-Marseille Université, Marseille, France.

Objectifs : La sclérose en plaques (SEP) est une maladie auto-immune chronique inflammatoire, démyélinisante et neurodégénérative du système nerveux central qui entraîne une réorganisation de la connectivité fonctionnelle statique et dynamique en fonction de l'avancée de la maladie [1-3]. Les objectifs de ce projet sont (1) de déterminer le degré de réorganisation fonctionnelle statique et dynamique à l'état de repos en fonction de deux états : des patients présentant une lésion unique hors encéphale et des patients SEP précoce et (2) d'étudier l'effet de la charge lésionnelle avec l'IRM fonctionnelle à 7T.

Matériels et Méthodes : Les acquisitions IRM fonctionnelles ont été faites avec une IRM Magnetom 7T (Step 2, Siemens Erlangen). Une étude de la connectivité fonctionnelle statique a été effectuée avec une analyse ROI-to-ROI afin de comparer le groupe avec une lésion unique (n=8, d'âge moyen de 33,5 ans), le groupe SEP précoce (n=29, d'âge moyen de 30 ans) et un groupe contrôle (n=17, d'âge moyen de 27 ans) puis une analyse de la corrélation a été réalisée entre la charge lésionnelle et la connectivité fonctionnelle statique. Ensuite, une analyse ICA dynamique a permis de comparer les groupes et également d'étudier l'effet de la charge lésionnelle sur la connectivité fonctionnelle dynamique pour le groupe SEP précoce. Les analyses statistiques ont été réalisées avec une Network Based Analysis avec un seuil fixé à 5%.

Résultats : Une augmentation de la variabilité de la connectivité fonctionnelle globale et inter systèmes est observée chez le groupe avec une lésion unique hors encéphale. La charge lésionnelle est corrélée positivement avec la connectivité fonctionnelle dynamique. Le groupe SEP précoce ne présente pas de différence dans la dynamique de la connectivité fonctionnelle avec le groupe contrôle. Il n'y a pas de différence inter groupes ni d'effet de la charge lésionnelle pour l'analyse de la connectivité fonctionnelle statique.

Conclusion : Les patients à un stade très précoce de la SEP avec une seule lésion hors encéphale présentent une réorganisation dans la dynamique de la connectivité fonctionnelle à l'échelle du groupe. A l'échelle individuelle, la charge lésionnelle est corrélée avec une augmentation de la variabilité de la connectivité. La réorganisation de la connectivité fonctionnelle dynamique se fait en amont de la réorganisation de la connectivité fonctionnelle statique dans la sclérose en plaque.

Références : [1] Favre A, et al. *Mult Scler J.* nov 2016. [2] Tozlu C, et al. *Front Neurosci.* 13 déc 2021 [3] Rocca MA, et al. *Mult Scler Houndmills Basingstoke Engl.* mai 2020

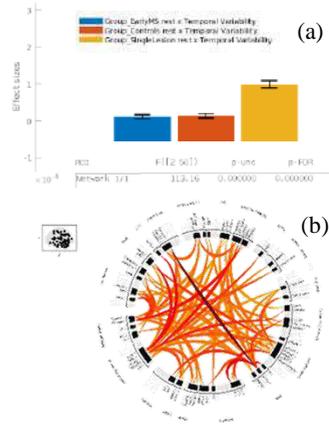


Figure: Résultats de l'effet inter groupe sur l'analyse de la connectivité fonctionnelle dynamique avec en (a) l'effet intergroupe et en (b) la matrice de connectivité avec en rouge une augmentation de la variabilité de la connectivité.

Session Scientifique #5: IRM multi-organe

Mercredi 29 Mars 10h30 – 12h

Modérateurs : J.M. Bonny et P. Loureiro de Sousa

10h30-11h : Suivi par RPE et IRM de l'impact de traitements pharmacologiques modulant le métabolisme tumoral.

Pr. B. Gallez

- ❖ *Cartes paramétriques de la fonction pulmonaire chez des volontaires sains en décubitus ventral et dorsal.*
N. Barrau, BioMaps, Inserm UMR1281, CNRS UMR9011, CEA, Université Paris-Saclay.
- ❖ *Cartographie T_1 -rho du coeur humain.*
A. Bustin, IHU Liryc, Electrophysiology and Heart Modeling Institute, Inserm U1045, Université de Bordeaux ; Hôpital Cardiologique du Haut-Lévêque ; Hopital Universitaire de Lausanne, Suisse.
- ❖ *Super-résolution implicite pour l'IRM cardiaque 3D+t.*
N. Vogt, IADI, Inserm U1254, Université de Lorraine.
- ❖ *MP2RAGE radiale à excitations binomiales pour la cartographie multi-paramétrique (T_1 et PDF) de l'abdomen.*
F. Maingault, CRMSB, CNRS UMR 5536, Université de Bordeaux.
- ❖ *Optimisation de séquences MRF 3D : prise en compte de l'aimantation longitudinale initiale et du bruit de sous-échantillonnage.*
C. Slioussarenko, Institut de Myologie, Laboratoire de RMN, Centre d'Exploration et d'Evaluation Neuromusculaire, Hôpital Pitié-Salpêtrière, Université Paris-Sorbonne.

Cartes paramétriques de la fonction pulmonaire chez des volontaires sains en décubitus ventral et dorsal

Nathalie Barrau¹, Adrien Duwat¹, Killian Sambourg¹, Angéline Nemeth¹, Antoine Beurmier³, Tanguy Boucneau², Vincent Lebon¹ et Xavier Maître¹

¹ Université Paris-Saclay, CEA, CNRS, Inserm, BioMaps, Orsay, France

² GE Healthcare, Buc, France

³ Hôpital Bicêtre, APHP Paris, Kremlin-Bicêtre, France

Objectifs : La spirométrie 3D par IRM permet de caractériser la ventilation à partir de courbes débit-volume obtenues localement. Dans cette étude, nous produisons des cartes nominales des principaux paramètres sur une population de 25 volontaires sains en décubitus ventral et dorsal. Les cartes des moyennes et écarts-types des volumes courants (TV), des débits expiratoires de pointe (SPEF) et des indices d'anisotropie (ADI) sont présentées ici comme la base d'un atlas original de la fonction respiratoire.

Matériels et Méthodes : Des acquisitions IRM à temps d'écho ultra-court (UTE) furent réalisées à 3 T (TEP-IRM GE Healthcare). Après rephasage des données sur la respiration, une dynamique respiratoire intégrée sur les 10 min d'acquisition fut établie sur 32 volumes. Les champs de déformation associés à cette dynamique furent déduits par recalage élastique. Le calcul du Jacobien et de sa dérivée temporelle établit alors les courbes débit-volume de la respiration en chaque voxel. Les paramètres fonctionnels comme TV et SPEF purent ainsi être déduits. Des biomarqueurs mécaniques comme FA ont par ailleurs été extraits du tenseur de Green-Lagrange correspondant. Les cartes paramétriques furent normalisées spatialement et leurs moyennes et écart-types purent être établies sur les 25 volontaires. Nous avons évalué la sensibilité à la gravité (test de Wilcoxon) ainsi que leur reproductibilité inter-volontaire (écart-type moyen et coefficient de corrélation).

Résultats : Les cartes paramétriques sont hétérogènes sur le volume pulmonaire mais présentent bien des motifs semblables

sur l'ensemble des volontaires avec des volumes et débits locaux plus importants dans les régions basales et dépendantes à la gravité. Les coefficients de corrélation le marquent en décubitus dorsal ($0,63 \pm 0,07$) et ventral ($0,65 \pm 0,04$). La technique confirme les caractéristiques attendues en respiration spontanée humaine avec une promotion des régions dépendantes de la gravité ($p < 0.05$ pour TV, SPEF et ADI) et une meilleure homogénéisation de la fonction respiratoire en décubitus ventral. TV est en moyenne 17,6% plus élevé dans les régions postérieures que dans les régions antérieures en décubitus dorsal alors qu'il est 8,6% plus faible en décubitus ventral.

Conclusion : La spirométrie 3D par IRM révèle des motifs reproductibles de la respiration spontanée. La robustesse et la sensibilité de la technique furent éprouvées inter- et intra-volontaire par la dépendance pulmonaire à la gravité. La technique ouvre une nouvelle voie d'exploration fonctionnelle respiratoire.

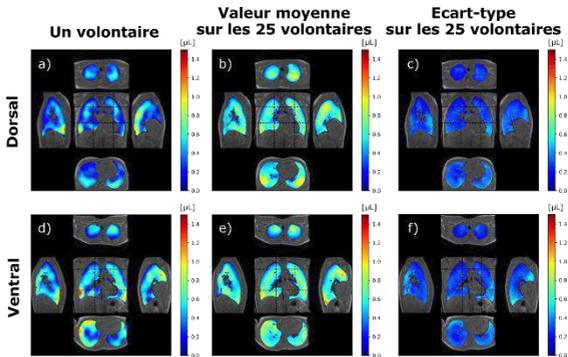


Figure 1 : Cartes 3D des TV locaux en décubitus dorsal (a-b-c) et ventral (d-e-f) en μL

Cartographie T1-rho du cœur humain

Aurelien Bustin^{1,2,3}, Xavier Pineau², Soumaya Sridi², Matthias Stuber^{1,3}, Hubert Cochet^{1,2}

¹IHU LIRYC, Electrophysiology and Heart Modeling Institute, Université de Bordeaux – INSERM U1045, Pessac, France, ²Department of Cardiovascular Imaging, Hôpital Cardiologique du Haut-Lévêque, Pessac, France, ³Department of Diagnostic and Interventional Radiology, Lausanne University Hospital and University of Lausanne, Lausanne, Switzerland

Objectifs : La cartographie T1-rho (T1 ρ) par IRM apparait comme un outil particulièrement prometteur pour la détection et quantification des lésions myocardiques sans injection d'agent de contraste [1,2]. Pourtant, les facteurs tissulaires à l'origine des modifications de T1 ρ ne sont actuellement pas clairs et l'applicabilité de la technique au large spectre des lésions myocardiques reste un territoire inexploré. L'objectif de ce travail est d'identifier les corrélats cliniques du T1 ρ myocardique et d'examiner l'évolution des valeurs de T1 ρ dans divers scenarios cliniques.

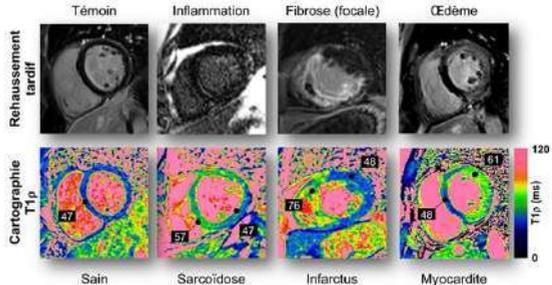


Figure 1. Exemples de cartes T1 ρ chez un témoin et trois patients.

Matériels et Méthodes :

Un total de 66 patients (26% de femmes, âge médian de 57 ans [Q1-Q3, 44-65 ans]) atteints d'une cardiopathie structurale connue et 44 témoins (50% de femmes, âge médian de 47 ans [28-57 ans]) ont passé une IRM cardiaque à 1.5T (Siemens Aera), comprenant une cartographie 2D petit-axe T1 ρ , T2, et T1 natif et une imagerie post-contraste par rehaussement tardif (PSIR) et de volume extracellulaire (ECV). Des analyses multivariées ont été effectuées afin d'identifier les variables ayant une association indépendante avec le T1 ρ . Les reproductibilités inter- et intra-observateur ont été testées chez tous les sujets avec un coefficient de corrélation intraclasse (ICC).

Résultats : Chez les témoins, les valeurs de T1 ρ étaient positivement liées au T2 ($P=0.038$) et augmentaient de la base à l'apex du cœur ($P<0.001$). Par rapport aux témoins, les valeurs de T1 ρ augmentaient de manière significative dans tous les sous-groupes de patients et tous les types de lésions myocardiques : aiguës et chroniques, anomalies tissulaires focales et diffuses, ainsi que les étiologies ischémiques et non ischémiques ($P<0.05$) (Figure 1). Le T1 ρ était indépendamment associé au T2 chez les patients présentant des lésions aiguës ($P=0.004$), et au T1 natif et à l'ECV chez les patients présentant des lésions chroniques ($P<0.05$). La cartographie T1 ρ démontra une bonne reproductibilité intra- et inter-observateur (ICC=0.86 et 0.83).

Conclusion : La cartographie T1 ρ sans contraste semble être reproductible et sensible aux lésions myocardiques aiguës et chroniques, aux anomalies tissulaires focales et diffuses, ainsi qu'aux étiologies ischémiques et non ischémiques. Ces résultats soulignent la nécessité d'études prospectives multicentriques plus importantes.

Références : [1] Bustin A. et al., JCMR 2021. [2] Witschey WR. et al., JCMR 2012.

Remerciements : ANR-11-EQPX-0030, ANR-21-CE17-0034-01, ANR-10-IAHU04-LIRYC, ANR Chaire Professeur Junior, ERC n715093.

Super-résolution implicite pour l'IRM cardiaque 3D+t

Nora Vogt¹, Karyna Isaieva¹, Jean-Sébastien Louis¹, Christian Wehsbach², Mattias Paul Heinrich², Freddy Odille^{1,3}, Pierre-André Vuissoz^{1,3}, Jacques Felblinger^{1,3}, Julien Oster^{1,3}

¹IADI, Université de Lorraine, INSERM U1254, Nancy, France, ²Institut für Medizinische Informatik, Universität zu Lübeck, Lübeck, Allemagne, ³CIC-IT, INSERM 1433, Université de Lorraine and CHRU Nancy, Nancy, France

Objectifs : Acquérir un volume d'images IRM cardiaques (3D+t) pour des rythmes pathologiques est extrêmement difficile car cela nécessite l'acquisition de plusieurs cycles cardiaques pathologiques pour obtenir une couverture complète du cœur en CINE. Nous proposons un modèle de champ neuronal qui combine plusieurs stacks de coupes d'IRM 2D en temps réel, en respiration libre pour obtenir une CINE 3D+t super-résolue en utilisant l'information provenant de signaux ECG et de respiration pour l'estimation du mouvement non-rigide.

Matériels et Méthodes : Nous avons acquis un ensemble de données pour trois sujets sains avec une acquisition en écho de gradient FLASH [1] en petit axe (SAX) et deux grand axes (LAX) (1.48×1.48×6-8mm), avec résolution temporelle 20ms (TR/TE : 2.22-2.42/1.46ms). Chaque pile était composée de 8 à 21 coupes avec 60 à 80 images temporelles différentes (1.2 à 1.6 secondes). Le champ neuronal dynamique proposé (cf. Fig.1) est inspiré de [2]. Le réseau prend comme entrées les coordonnées des pixels 3D, les phases cardiaques et respiratoires et permet de sortir les valeurs d'intensité correspondantes. Le modèle est entraîné pour chaque sujet et permet de reconstruire des images 3D+t CINE d'une résolution isotropique de 1.48 mm³.

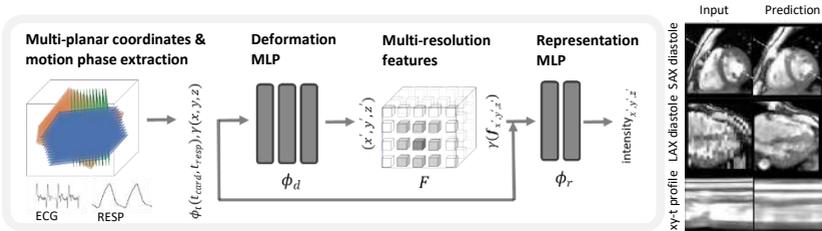


Figure 1 : L'architecture du modèle proposé et les résultats qualitatifs d'un exemple.

Résultats : La qualité de la reconstruction a été évaluée visuellement avec une reconstruction des bords prometteuse (Fig.1), et quantitativement avec l'indice de netteté (SI) [3] de $3,32 \pm 3,14$ pour une interpolation sinc et de $4,11 \pm 2,18$ pour notre modèle. Le temps moyen d'optimisation était de $94,04 \pm 55,93$ minutes.

Conclusion : Même si l'estimation des cartes de mouvement reste parfaite, le modèle proposé permet d'apprendre une représentation latente du cœur en optimisant simultanément l'estimation du mouvement non-rigide et la super-résolution. Cette technique est prometteuse pour la reconstruction 3D CINE des rythmes anormaux.

Références : [1] Uecker M., et al., *NMR in Biomedicine* 2010; 23(8):986-994 [2] Fang J., et al., *arxiv:2205.15285*, 2022 [3] Blanchet G. and Moisan L., 10.1109/ICASSP.2012.6288070, 2012.

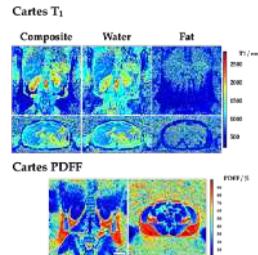
Remerciements : Ce travail a été soutenu par un financement de l'ERA-CVD Joint Translational Call 2019, MEIDIC-VTACH (ANR-19-ECVD-0004).

MP2RAGE radiale à excitations binomiales pour la cartographie multi-paramétrique (T_1 et PDFF) de l'abdomen

François Maingault¹, W. Lefrançois¹, E. Thiaudière¹, L. Dallet¹, A.J Trotier¹, S Miraux¹, N. Corbin¹, E.J. Ribot¹

¹ Centre de Résonance Magnétique des Systèmes Biologiques, UMR5536, CNRS/Université de Bordeaux, Bordeaux, France.

Objectifs : La cartographie T_1 de l'abdomen est majoritairement appliquée avec des séquences en 2D et en apnée. Par conséquent, nous avons développé une séquence MP2RAGE [1] 3D à encodage radial avec des impulsions sélectives en fréquence afin de mesurer les T_1 spécifiques de la graisse et de l'eau, en respiration libre. Une méthode a été développée pour mesurer la fraction grasseuse en densité de protons (PDFF).



Matériels et Méthodes : Deux impulsions binomiales incluant 6 impulsions (durée totale de 3.9ms) ont été implémentées dans les trains GRE, remplaçant l'excitation standard [1]. Ces impulsions excitant l'eau ou la graisse ont été appliquées en alternance. Les cartes T_1 spécifiques à l'eau ou à la graisse ont été reconstruites en sélectionnant respectivement les projections impaires et paires. La PDFF a été obtenue en déterminant le signal de l'eau (S_w) et de la graisse (S_f) à l'état d'équilibre puis en appliquant le rapport $S_f/(S_f + S_w)$. Cette séquence a été testée *in vitro* sur des tubes contenant des concentrations variables en Gadolinium et en graisse de porc. Ensuite huit volontaires sains ont été imagés sur un IRM 3T Prisma Siemens, avec une antenne body 18 canaux et une antenne spine.

Résultats : L'alternance des excitations sélectives permet d'obtenir des images et des cartes T_1 spécifiques à l'eau et à la graisse *in vitro* quelque soit la concentration en graisse. Les valeurs de T_1 sont similaires à celles obtenues avec les séquences usuelles (<10% d'erreur). La carte PDFF présente des résultats similaires à ceux obtenus par spectroscopie (<5% d'erreur). Sur l'homme, la nouvelle séquence permet d'obtenir des cartes 3D du T_1 et de la PDFF de tout l'abdomen en respiration libre avec une résolution de 1,4mm isotropique en seulement 12 minutes, malgré une perte de signal à l'interface foie-poumons. La combinaison des images MP2RAGE d'eau et de graisse permet d'obtenir une carte T_1 similaire à celle obtenue avec une excitation non-sélective. Un recalage du signal de graisse permet de s'affranchir des artefacts de déplacements chimiques. Par sous-échantillonnage, la durée d'acquisition peut être raccourcie à 8 minutes.

Conclusion : La nouvelle méthode développée ici permet l'obtention de cartes T_1 de l'eau, de la graisse et de l'ensemble des deux populations ainsi que des cartes de PDFF en une seule acquisition, avec des valeurs proches des séquences standards. Un travail porté sur les excitations sélectives pourrait permettre de réduire la perte de signal à l'interface foie-poumons.

Références : [1] Marques JP, 'MP2RAGE, a self-bias-field corrected sequence for improved segmentation and T_1 -mapping at high field, 2010.

[2] Levitt M.H. 'Composite pulses', *Prog NMR Spectroscopy*, 1986.

Remerciements : Ce travail a été réalisé dans le cadre du LabEx TRAIL ANR-10-LABX-57 et a été soutenu par ANR-19-CE19-0014.

Optimisation de séquences MRF 3D : prise en compte de l'aimantation longitudinale initiale et du bruit de sous-échantillonnage

Constantin Slioussarenko¹, Benjamin Marty¹

¹Laboratoire de RMN, Centre d'Exploration et d'Evaluation Neuromusculaire, Institut de Myologie, Paris, France

Objectifs : La fraction de graisse intramusculaire (FF) et le T1 de l'eau (T1_{H2O}) ont un potentiel important pour l'évaluation des maladies neuromusculaires [1]. Ces variables peuvent être estimées conjointement par la méthode de MR *fingerprinting* (MRF) [2,3]. Les séquences MRF nécessitent généralement de longs temps de récupération entre les répétitions pour permettre à l'aimantation longitudinale de revenir à l'équilibre, ce qui limite leur implémentation en 3D. Nous introduisons ici un cadre théorique d'optimisation (*framework*) prenant en compte l'atteinte d'un équilibre de l'aimantation longitudinale après quelques répétitions, ainsi que le bruit de sous-échantillonnage inhérent à la méthode MRF. Celui-ci nous a permis d'optimiser les TE, les angles de bascule (FA) et le temps de récupération pour raccourcir la séquence MRF T1-FF et maintenir la qualité d'estimation des variables.

Matériels et Méthodes : Notre *framework* comporte 4 blocs : i) simulation de l'aimantation pour une séquence MRF avec impulsion d'inversion initiale et TE, FA et TR variables; ii) algorithme de *pattern matching*; iii) fonction de coût mesurant l'erreur sur l'estimation de T1_{H2O} et FF par rapport aux valeurs théoriques ; iv) optimiseur (évolution différentielle [4]). Le bruit de sous-échantillonnage est pris en compte en simulant l'acquisition non-Cartésienne sur un fantôme numérique réaliste. Pour réduire la dimension du problème, l'évolution des FA est une fonction continûment différentiable de 8 paramètres, et les TE sont constants par morceaux. La séquence ainsi optimisée a été comparée à la séquence MRF T1-FF originale *in vivo* sur les cuisses d'un volontaire sain à 3T (Prisma^{Fit}, Siemens).

Résultats : Nous avons montré que l'aimantation longitudinale atteint sa valeur d'équilibre, qui peut être calculée explicitement, après 2 à 3 répétitions. La séquence optimisée est plus rapide que la séquence originale (7.5s vs 10.9s par répétition). *In vivo*, la précision sur l'estimation des variables FF et T1_{H2O} est conservée (Fig.1).

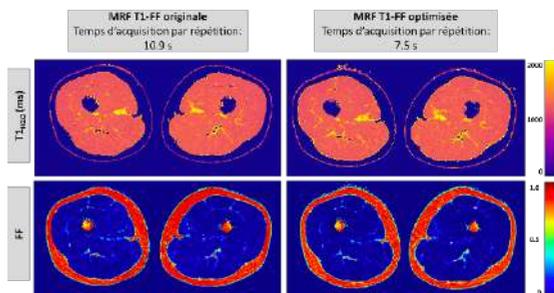


Figure 1 : Comparaison *in vivo* des cartographies de T1_{H2O} et FF

Conclusion : Notre *framework* d'optimisation prenant en compte l'atteinte d'un état d'équilibre de l'aimantation longitudinale et le bruit de sous-échantillonnage nous a permis de générer une nouvelle séquence 30% plus rapide que la séquence MRF T1-FF d'origine tout en conservant la même précision sur l'estimation des variables.

Références : [1] Marty et al. Radiology (2021) [2] Ma et al. Nature (2013) [3] Marty et al. MRM (2020) [4] Storn et al. Journal of Global Optimization (1997)

Remerciements : Projet ANR-20-CE190004

Power Pitch #1

Mardi 28 Mars 10h30 – 11h

Modérateurs : H. Ratiney et M. Poirier-Quinot

- ❖ #10. Régulation automatique de la température en temps réel pendant la thérapie induite par laser in vivo guidée par IRM (MR-LITT). M. Desclides
- ❖ #120. Optimisation de la cartographie B_1 avec présaturation de TurboFLASH pour l'IRM 7T : Application à la cartographie T_1 dans la moelle épinière avec transmission parallèle. A. Destruel
- ❖ #58. Relaxation T_1 et transfert d'aimantation dans la MP2RAGE. L. Soustelle
- ❖ #90. Evaluation de la performance d'une séquence IRM générique analysée avec le logiciel MRQUANTIF pour la quantification de la PDF. T.H.T. Chau
- ❖ #25. GinkgoSequence : un environnement open-source pour le développement de séquences IRM de diffusion. A. Artiges
- ❖ #103. Safety-Net : Identification automatique des erreurs de segmentation des lésions de la Sclérose-en-Plaques. Benjamin Lambert
- ❖ #110. Common Workflow Language & European Open Science Cloud pour l'implémentation de l'imagerie QSM du cerveau. M. Guevara
- ❖ #108. Contrôle et correction des variables physiologiques en IRM fonctionnelle cérébrale chez l'Homme et le Rat anesthésié. M. Mauboussin
- ❖ #53. Schéma de saturation RF optimisé en transmission parallèle pour l'IRM CEST à 7T. T. Delebarre
- ❖ #79. Validation sur fantômes et évaluation de la résolution des méthodes MR-EPT : Comparaison avec les mesures VNA. Z. He

REGULATION AUTOMATIQUE DE LA TEMPERATURE EN TEMPS REEL PENDANT LA THERMOTHERAPIE INDUITE PAR LASER IN VIVO GUIDEE PAR IRM (MR-LITT)

Manon Desclides^{1,2}, Valéry Ozenne¹, Pierre Bour², Guillaume Machinet³,
Christophe Pierre³, Stéphane Chemouny², Bruno Quesson¹

¹Univ. Bordeaux, CNRS, CRMSB, UMR 5536, IHU Liryc, F-33000 Bordeaux, France

²Certis Therapeutics, Pessac, France

³ALPhANOV, Talence, France

Objectifs : Nous présentons la validation in-vivo dans le muscle porcin d'une technique pour réguler automatiquement la température des tissus au cours d'un procédure thérapeutique par Laser, utilisant les données de thermométrie en temps réel pour ajuster la puissance du générateur via un contrôleur PID.

Matériels et Méthodes : Un dispositif laser prototype (Alphanov, France) fibré ($\lambda = 976$ nm, \emptyset du cœur de la fibre = 200 μm) terminé par un diffuseur en verre ($\emptyset = 1,8$ mm, longueur = 1 cm) a été inséré dans le muscle d'un porc anesthésié (protocole approuvé par le comité d'éthique). La thermométrie a été réalisée à 1,5 T (Avanto, Siemens Healthcare) : EPI monocoupe, 8 coupes/s positionnées perpendiculairement à la fibre laser, TE=21 ms, FOV=158x158 mm², taille de voxel = 1,4x1,4x3 mm³, FA=70 °, accélération GRAPPA=2, bande passante/pixel = 1370 Hz. Le contrôleur est un algorithme proportionnel-intégral-dérivé (PID) incorporant l'équation de transfert de chaleur [1] qui ajuste automatiquement la puissance du laser pour forcer l'évolution de la température des tissus à suivre un profil prédéfini.

Résultats :

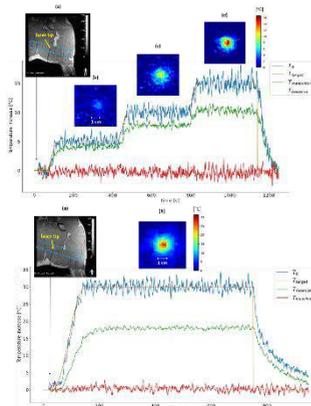


Figure 1 – Deux exemples de régulations automatiques de la température : (haut) profil température-temps avec 3 paliers successifs (+5°C, +10°C et +15°C - 300 s chacun) et (bas) un plateau de +30°C, avec les profils de la température cible (orange), maximale (bleu) et moyenne (vert) sur la ROI de 3x3x3 pixels centrée sur la température maximale. Courbe rouge : évolution de la température dans un pixel non chauffé. Images : coupe coronale d'une séquence MPRAGE 3D (a) indiquant (rectangle bleu) la position des coupes de thermométrie IRM et cartes de températures (b, c et d) obtenues au milieu de chaque palier.

Nous observons une bonne correspondance entre les température cibles et maximales, leur différence ayant pour (moyenne, intervalle de confiance) (-0,052°C, 0,82°C) et (-0,098°C, 1,4°C) pour les deux expériences respectivement.

Conclusion : L'algorithme fournit un contrôle précis de la température tissulaire in vivo sur des durées de chauffage de plusieurs minutes pour des augmentations de température faibles/moyennes et/ou élevées. Cette approche peut être utilisée pour diverses stratégies thérapeutiques (thermo ablation, chimiothérapie localisée).

Références : [1] R. Salomir et al, Magn Reson Med. 2000 Mar;43(3):342-7.

Remerciements : Programme IMPACT & projets CARCOI et IHU-LIRYC.

Optimisation de la cartographie B₁ avec présaturation de TurboFLASH pour l'IRM 7T : Application à la cartographie T₁ dans la moelle épinière avec transmission parallèle

A. Destruel¹, F. Mauconduit³, A. Massire⁴, V. Gras³, V. Callot^{1,2}

¹Aix-Marseille Univ, CNRS, CRMBM, Marseille, ²APHM, CEMEREM, Marseille, ³Paris-Saclay University, CEA, CNRS, BAOBAB, NeuroSpin, Gif-sur-yvette, ⁵Siemens Healthcare, Saint-Denis

Objectifs : Les défis de l'IRM 7T incluent les inhomogénéités du champ B₁, qui peuvent être réduites grâce à la transmission parallèle (pTx) [1]. Les techniques pTx requièrent une cartographie B₁ correcte des différents canaux de transmission, et l'encodage interférométrique a été utilisé pour en améliorer la qualité [2]. Cependant, les techniques d'encodage largement optimisées pour le cerveau peuvent être inadaptées pour d'autres organes ou antennes radiofréquences [3]. Une optimisation de l'encodage interférométrique de la cartographie B₁ présaturée de TurboFLASH (satTFL) est ici présentée pour l'IRM de la moelle épinière cervicale à 7T sur un fantôme et *in vivo*. L'avantage d'une meilleure précision du B₁ a été évalué dans une étude exploratoire sur cartographie T₁ quantitatif (T₁q) issue d'une acquisition de type MP2RAGE faisant appel à des impulsions pTx.

Matériels et Méthodes : Une optimisation globale de l'encodage interférométrique a été implémentée en simulant la capacité de la méthode à reconstruire une cartographie B₁ après encodage et inclusion de bruit complexe dans une région d'intérêt couvrant les niveaux cervicaux de C1 à C7. Les performances de la satTFL avant et après optimisation ont été comparées à la séquence « Actual Flip Angle ». Les cartographies B₁ optimisées et non-optimisées ont ensuite été utilisées pour calculer des impulsions pTx pour MP2RAGE, utilisées pour générer des cartographies T₁q. Celles-ci ont été comparées à des T₁q acquises avec MP2RAGE standard (sans pTx) suivie d'une correction du biais B₁ (T₁q^{corr}) [4].

Résultats : L'optimisation de l'encodage interférométrique a permis d'acquérir des satTFL plus proches de l'AFI (Fig. 1A-B), et de gagner en signal dans des régions où la satTFL non optimisée pouvait échouer, correspondant aux niveaux C6/C7 (flèches blanches). Cela pouvait être observé dans les T₁q, où les mesures avec impulsions pTx étaient plus proches des T₁q^{corr} en utilisant les données de satTFL optimisée. De plus, une comparaison qualitative semble montrer un meilleur contraste entre les substances blanches et grises avec l'utilisation du pTx.

Conclusion : L'optimisation de l'encodage interférométrique de la satTFL permet l'amélioration des cartographies B₁. Cette optimisation impacte directement la précision de mesures quantitatives telles que T₁q lors de l'utilisation de pTx par rapport à l'interferométrie non optimisée.

Références : [1] Padorno et al., NMR in Biomed, 2016; Brunner et al., MRM, 2009; [3] Malik et al., MRM 2009 ; [4] Massire et al., NeuroImage, 2016. **Remerciements :** ARSEP, Institut Marseille Imaging, A*midex, CNRS and France Life Imaging

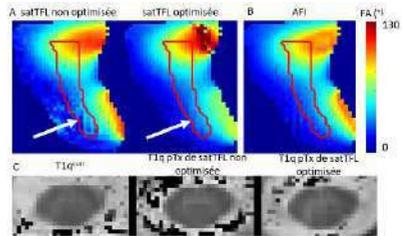


Figure 1: Comparaison sur fantôme entre (A) la satTFL non optimisée et optimisée et (B) l'AFI; (C) Comparaison entre T₁q^{corr} et les T₁q de la MP2RAGE ptx, utilisant les satTFL non-optimisée et optimisée.

Relaxation T_1 et transfert d'aimantation dans la MP2RAGE

Lucas Soustelle^{1,2}, Andreea Hertanu^{1,2}, Thomas Troalen³, Maxime Guye^{1,2},
Jean-Philippe Ranjeva^{1,2}, Guillaume Duhamel^{1,2}, Olivier Girard^{1,2}

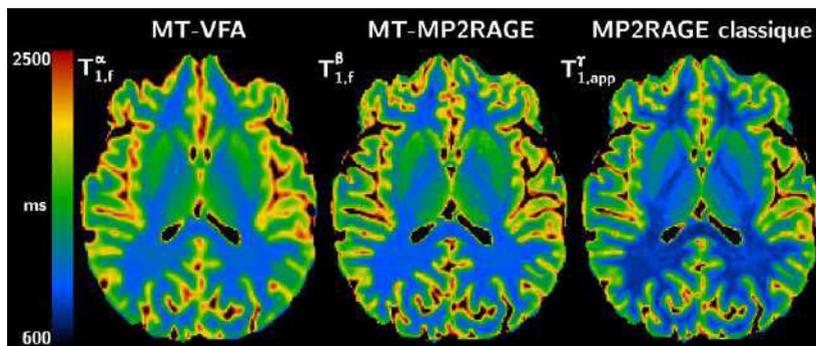
¹Aix Marseille Univ, CNRS, CRMBM, Marseille, France, ²APHM, Hôpital Universitaire Timone, CEMEREM, Marseille, France, ³Siemens Healthcare SAS, Saint-Denis, France

Objectifs : La cartographie T_1 du cerveau renseigne sur la microstructure tissulaire. Parmi les méthodes 3D existantes, la séquence MP2RAGE [1] est particulièrement attractive pour sa rapidité, sa bonne couverture spatiale et son efficacité en termes de rapport signal-à-bruit. Dans cette étude, les effets de transfert d'aimantation (MT) sont inclus dans un modèle avancé pour l'estimation du T_1 associé à la MP2RAGE (MT-MP2RAGE). La cartographie T_1 est comparée à la méthode Variable Flip Angle (VFA) similairement modélisée (MT-VFA) [2].

Matériels et Méthodes : Les expériences ont été effectuées à 3 T (MAGNETOM Vida, Siemens) sur trois sujets sains selon un protocole incluant i) une cartographie B_1^+ , ii) un spectre-Z par séquences 3D MT-SPGR avec une préparation double-résonance simultanée pour annuler les effets d'ordre dipolaire et à deux puissances de saturation ($B_{1,RMS}=2,66/3,73 \mu T$), iii) trois séquences 3D VFA-SPGR (FA=6/10/25°), et iv) une séquence 3D MP2RAGE. Les paramètres MT (dont $T_{1,f}$ libre ; $T_{1,f}$) sont estimés selon un modèle avancé [2] et à partir des données combinées MT-SPGR et VFA-SPGR ($T_{1,f}^\alpha$) d'une part, et MT-SPGR et MP2RAGE ($T_{1,f}^\beta$) d'autre part. Le T_1 apparent ($T_{1,app}$) de la MP2RAGE par le modèle classique simple-réservoir [1] est également estimé. Les T_1 sont estimés dans des régions d'intérêts de la substance blanche (SB) et dans les noyaux gris centraux (NGC).

Résultats : Les valeurs de $T_{1,f}$ évaluées dans la SB sont très proches (Figure) entre les méthodes MT-VFA et MT-MP2RAGE (α vs. β ; biais=9,8/-38,0 ms dans SB/NGC), et le T_1 apparent par le modèle simple réservoir demeure fortement sous-estimé par rapport à MT-VFA (α vs. γ ; biais=166,4/143,7 ms dans SB/NGC).

Conclusion : Les effets MT sont une composante importante dans l'estimation du T_1 du réservoir d'eau libre, amenant à une sous-estimation importante de sa valeur selon la méthodologie MP2RAGE classique. Ces effets sont néanmoins corrigeables par une modélisation avancée du signal IRM.



Références : [1] Marques J. et al., MRM 2010 [2] Soustelle L. et al., ISMRM 2022, p. 2709.

Remerciements : Projets ANR-22-CE18-0041 & ANR-22-CE17-0060

ÉVALUATION DE LA PERFORMANCE D'UNE SEQUENCE IRM GÉNÉRIQUE ANALYSÉE AVEC LE LOGICIEL MRQUANTIF POUR LA QUANTIFICATION DE LA PDFF (PROTON DENSITY FAT FRACTION)

Thi Hien Trang Chau¹, Thibaud Orcel², Élise Bannier^{2,3}, Édouard Bardou-Jacquet⁴,
Bruno Turlin¹, Julien Chaigneau⁵, Christophe Aubé⁶, Jérôme Boursier⁵, Yves Gandon^{1,2}

¹Institut NUMECAN (Nutrition, Métabolismes et Cancer), Inserm, Université de Rennes 1, ²Service de Radiologie, CHU Rennes, ³Unité Empenn (ex-VISAGES) U1228 INSERM-INRIA, IRISA UMR CNRS 6074, ⁴Service des Maladies du foie, Centre de référence des Hémochromatoses, CHU de Rennes- Université de Rennes 1, ⁵EA 3859, Hémodynamique, Interaction Fibrose et Invasivité tumorales hépatiques (HIFIH), Angers, ⁶Centre hospitalier universitaire d'Angers

Objectifs : L'imagerie résonance magnétique (IRM) a émergé comme une technique simple, précise et reproductible pour quantifier la stéatose hépatique. Chaque fournisseur d'IRM propose une séquence dédiée pour évaluer la PDFF mais avec un biais de vendeur potentiel [1]. La méthode de quantification du fer, que nous avons proposé à partir d'une séquence multi écho de gradient (ME GRE) indépendante du fournisseur, analysée avec le logiciel gratuit MRQuantif [2], permet également d'obtenir la PDFF. L'objectif de cette étude a été d'évaluer la performance de cette méthode pour la quantification de la PDFF, sur différentes machines d'IRM, avec confrontation au résultat de biopsie.

Matériels et Méthodes : Cette étude prospective multicentrique de janvier 2007 à juillet 2020 a inclus 375 patients ayant eu une séquence de ME GRE avec plus de 10 échos. Les examens ont été réalisés sur 11 machines d'IRM de différentes marques à 1,5T et 3T. La PDFF a été calculé à l'aide du logiciel MRQuantif. Les patients ont eu une biopsie permettant de grader le score stéatosique (SS). Un groupe de 221 patients a eu une détermination de la fraction grasseuse histomorphométrique (HFF). La corrélation de Spearman et la méthode de Bland et Altman ont été utilisées pour évaluer les résultats.

Résultats : La PDFF médiane était de 14,5% [IIQ 7,3%-23%]. La stéatose était de grade 0 (8,5%), grade 1 (47%), grade 2 (27,5%) et grade 3 (17%). Le test de Spearman a trouvé une forte corrélation positive entre la PDFF et le SS ($r_s=0,87$, $p<0,0001$). Pour le sous-groupe de 221 patients avec HFF, il existait une bonne corrélation entre PDFF et HFF avec un coefficient plus élevé ($r_s=0,95$, $p<0,0001$) et l'analyse de Bland et Altman a trouvé une différence moyenne de 4,8 3,7 (IC 95% : 4,4-5,4).

Conclusion : Cette vaste série avec recrutement multicentrique et une grande variabilité des appareils IRM, permet de valider définitivement l'évaluation de la PDFF par la méthode initialement proposée par l'Université de Rennes pour quantifier le fer hépatique. Cette séquence, disponible en configuration de base sur la plupart des machines d'IRM, associée à ce logiciel en accès libre, peut être particulièrement utile pour les études multicentriques.

Références : [1] Hu HH., Yokoo T., Bashir MR, et al, Linearity and bias of proton density fat fraction as a quantitative imaging biomarker: a multicenter, multiplatform, multivendor phantom study, *Radiology* 2021; 298:640-651 [2] G. d'Assignies et al., Non-invasive measurement of liver iron concentration using 3-Tesla magnetic resonance imaging: validation against biopsy, *Eur Radio* 2018;28,5:2022-2030

GinkgoSequence : un environnement open-source pour le développement de séquences IRM de diffusion

Anais Artiges¹, Éléa Granier¹, Franck Mauconduit¹, Ivy Uszynski¹,
Philippe Ciuciu², et Cyril Poupon¹

¹BAOBAB, NeuroSpin, Université Paris-Saclay, CNRS, CEA, Gif-sur-Yvette, France,

²Mind, NeuroSpin, Université Paris-Saclay, INRIA, CEA, Gif-sur-Yvette, France

Objectifs : Nous proposons une boîte à outils open-source pour développer des séquences IRM de diffusion (IRMd) pour Siemens.

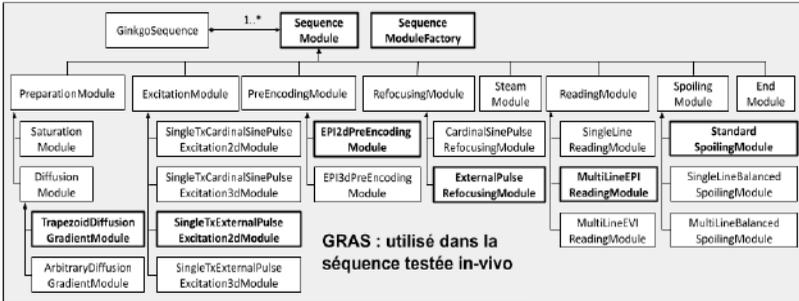


Fig.1: Diagramme de classes

Matériels et Méthodes :

GinkgoSequence est développé dans la logique orientée objet, avec des modules, détaillés en Fig.1, pour construire des séquences IRM de manière chronologique. Nous avons développé un large panel de séquences standards *ex vivo*, ainsi que des séquences de diffusion *in vivo* sur des volontaires sains.

À titre de comparaison, nous avons utilisé une séquence IRMd de référence¹, reproduite avec GinkgoSequence pour une acquisition multi-shell avec $b=300/1200/2500$ s.mm⁻², puis traité les images reconstruites avec Gadgetron² au sein d'un pipeline incluant un modèle de tenseur de diffusion et un algorithme de tractographie déterministe.

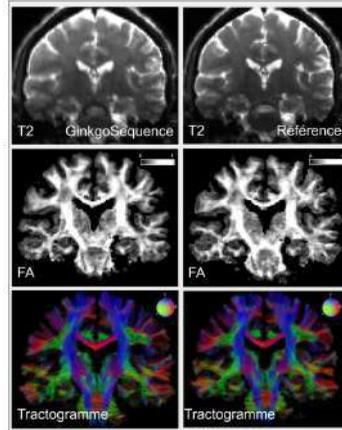


Fig.2: Comparaison GinkgoSequence/ Référence in vivo

Résultats : Les résultats obtenus en Fig. 2 montrent une très forte similarité entre les deux séquences, avec un rapport signal à bruit proche, des cartes de fraction d'anisotropie très similaires (5.5% d'écart quadratique), et des tractographies précises.

Conclusion : GinkgoSequence est une boîte à outils permettant de construire des séquences IRM et de les pondérer en diffusion. Code source : <https://framagit.org/cpoupon/gkg/-/tree/master/pulse-sequence>.

Références : [1] Setsompop, et al., Neuroimage, 2012.

[2] Hansen, M. S., et al., Magnetic resonance in medicine, 2013.

Safety-Net : Identification automatique des erreurs de segmentation des lésions de la Sclérose-en-Plaques

Benjamin Lambert^{1,3}, Florence Forbes², Senan Doyle¹, Alan Tucholka¹,
Michel Dojat³

¹Pixyl, Research and Development Laboratory, 38000 Grenoble, France,

²Univ. Grenoble Alpes, Inria, CNRS, Grenoble INP, LJK, 38000 Grenoble, France,

³Univ. Grenoble Alpes, Inserm, U1216, Grenoble Institut Neurosciences, 38000 Grenoble, France

Objectifs : Dans le contexte de la Sclérose-En-Plaques (SEP), les réseaux de neurones ont le potentiel d'assister grandement le neurologue dans la personnalisation de la thérapie par la quantification automatique de l'évolution des lésions cérébrales. Néanmoins, ces modèles produisent des prédictions (lésions) sans estimation de leur certitude. Pour remédier à cela, nous proposons Safety-Net, un réseau de neurones capable de segmenter les lésions SEP, et d'associer une carte de doute, permettant au neurologue d'identifier rapidement les zones problématiques, le cas échéant de corriger la prédiction, augmentant ainsi l'acceptabilité du système.

Matériel et Méthodes : Nous utilisons la base de données MS-Shift [1] contenant 33 FLAIR de patients SEP associées à la segmentation manuelle de leurs lésions pour l'apprentissage, ainsi que 2 co-

hortes de test : 33 images venant des mêmes centres que ceux de la base d'apprentissage ($Eval_{in}$), et 25 images venant de sites différents ($Eval_{out}$). Notre modèle se base sur l'UNet 3D [2], modifié de façon à produire deux cartes en sortie contenant pour chaque voxel 1) sa probabilité p d'être une lésion et 2) le doute en la prédiction u . La segmentation finale est obtenue en binarisant p avec un seuil de 0.5. Pour entraîner Safety-Net, nous utilisons une nouvelle fonction de coût poussant le modèle à prédire un haut doute pour les prédictions incorrectes z , correspondant aux voxels où la segmentation prédite et la segmentation manuelle diffèrent. Après l'apprentissage, la performance de la segmentation est évaluée à l'aide du score Normalized Dice ($nDSC_{seg}$) [1], compris entre 0 et 1, mesurant le degré de superposition entre les segmentations prédites et manuelles. Pour évaluer l'utilité de la carte de doute, nous calculons $nDSC_{erreur}$, le degré de superposition entre la carte de doute (binarisée à 0.25) et la carte des erreurs z .

Résultats : Safety-Net atteint un $nDSC_{seg}$ de 0.73 ± 0.09 sur $Eval_{in}$ et 0.63 ± 0.15 sur $Eval_{out}$, tandis que $nDSC_{erreur}$ est de 0.59 ± 0.13 sur $Eval_{in}$ et de 0.47 ± 0.12 sur $Eval_{out}$.

Conclusion : Safety-Net est capable de prédire une carte de doute associée à sa segmentation, permettant d'identifier les potentielles erreur du modèle. De plus, le modèle est capable de généraliser convenablement à des sites d'acquisition non vus pendant l'apprentissage.

Références : [1] Malinin, A. et al., Shifts 2.0 : Extending the dataset of real distributional shifts. arXiv preprint arXiv :2206.15407. [2] Çiçek Ö. et al., 3D U-Net : Learning Dense Volumetric Segmentation from Sparse Annotation, MICCAI 2016.

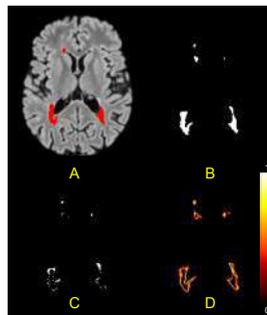


Figure 1 – FLAIR et segmentation manuelle des lésions (A), prédiction (B), carte des erreurs (C) et doute estimé (D).

Common Workflow Language & European Open Science Cloud pour l'implémentation de l'imagerie Quantitative de Susceptibilité Magnétique (QSM) du cerveau.

Miguel Guevara¹, Davy Cam⁴, Jacques Badagbon⁴, Stéphane Roche⁴, Michel Bottlaender³, Yann Cointepas^{1,2}, Jean-François Mangin^{1,2}, Ludovic de Rochefort⁴
and Alexandre Vignaud^{1,2}

¹CNRS BAOBAB UMR9027 Gif-Sur-Yvette, France ; ²CEA NeuroSpin, Gif-Sur-Yvette;
³UNIACT, NeuroSpin, CEA, Gif-sur-Yvette, France ; ⁴VENTIO, Marseille, France

Objectifs : Implémenter un pipeline pour le traitement des images IRM 7T pour l'imagerie QSM, défini avec Common Workflow Language (CWL) qui garantit sa pérennité et sa portabilité. En outre, on montre la faisabilité de ce type de traitement réalisé dans l'environnement Cloud des infrastructures Européennes de recherche.

Matériels et Méthodes : (i) **Données :** la base de données SENIOR [1] acquises à NeuroSpin^{ab}, France (Siemens Magnetom 7T, antenne 1Tx/32Rx Nova Medical). La MGRE (10 échos) a été reconstruite en utilisant la combinaison d'antenne virtuelle (VCC) [2]. (ii) **Cloud:** Une machine virtuelle (14 cœurs, 32 Go de RAM) a été déployée et configurée automatiquement dans le Cloud de.NBI^c. (iii) **Traitement des données:** Le pipeline a été implémenté dans le contexte du projet QSM4SENIOR^d en utilisant CWL qui définit les étapes dont il est composé, ainsi que ses entrées et sorties, et les scripts Python qui effectuent le traitement correspondant. La méthode consiste initialement à pré-filtrer les données de phase de la MGRE. Pour isoler les variations du champ interne cérébral (ΔB_{in}), l'algorithme des gradients injugués de l'équation normale $\Delta W_{\Delta}^2 \Delta B_{in} = \Delta W_{\Delta}^2 \Delta B$ est appliqué [3]. Un masque permettant d'exclure les voxels aberrants est également calculé. Les données prétraitées sont utilisées comme entrées pour l'algorithme MEDI.

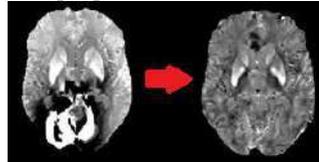


Figure 1 : QSM obtenu sans pré-traitement (gauche) et avec (droite).

Résultats : La figure 1 montre un exemple du QSM calculé dans le Cloud en utilisant le pipeline implémenté en CWL qui est exécuté dans un environnement virtuel contenant tous les modules Python nécessaires.

Conclusion : Nous présentons les résultats préliminaires d'un calcul automatique de QSM cérébral sur le Cloud sans besoin de puissantes machines de calcul en interne. Ceci démontre la capacité de traitement à distance des données de recherche. Grâce à l'implémentation en CWL, une automatisation et portabilité du workflow est plausible, en offrant la possibilité de programmer l'analyse de l'ensemble de la cohorte en important les données DICOM dans les serveurs et d'exporter ensuite les résultats.

Références : [1] Haeger, A., et al. (2020). Alzheimer's research & therapy, vol. 12(1), article 77. [2] Blaimer, M., et al. (2016). Magnet Reson Med, 75(3), 1086-1099 [3] de Rochefort, L., et al. (2009). Proc Intl Soc Magnet Reson Med, 17(c), 1134.

Remerciements : ^aFrance-Life-Imaging project – grant 11-INBS-0006

^bLeducq Foundation ERPT program NEUROVASC7T project, the Institut Carnot.

^cBMBF-funded de.NBI (031A532B, 031A533A, 031A533B, 031A534A, 031A535A, 031A537A, 031A537B, 031A537C, 031A537D, 031A538A).

^dEuropean Union's Horizon 2020 research and innovation programme grant 824087.

Contrôle et correction des variables physiologiques en IRM fonctionnelle cérébrale chez l'Homme et le Rat anesthésié

Marin Mauboussin¹, Coline Vanschamelhout¹, Nicolas Delcroix², Marc Joliot³, Thomas Freret¹, Olivier Etard¹, Mikaël Naveau²

¹ Normandie Université, UNICAEN, CNRS, CEA, INSERM, UAR3408 CYCERON, Caen, France

² Normandie Université, UNICAEN, INSERM, COMETE, CYCERON, CHU Caen, Caen, France

³ GIN, UMR5293, CEA, CNRS, Université de Bordeaux, Bordeaux, France

Objectifs : L'Imagerie par Résonance Magnétique fonctionnelle de repos (rs-fMRI) est une méthode utilisée pour explorer la connectivité fonctionnelle cérébrale aussi bien chez l'homme que chez l'animal. Le faible rapport signal sur bruit de cette méthode nécessite de corriger les données des sources de signal de non-intérêt. Dans cette étude nous nous sommes particulièrement intéressés aux techniques de correction des bruits physiologiques provenant de la variabilité cardio-respiratoire. Nous avons évalué leur impact à la fois chez l'homme et le rat anesthésié dans l'interprétation cognitive des résultats.

Matériels et Méthodes : *Sujets :* 7 volontaires humains (13 sessions IRM), 7 rats (14 session IRMs, deux anesthésiques : Isoflurane, Médétomidine). *Imageurs :* GE PREMIER 3T (Homme), Bruker BioSpec 70/18 (Rat). *Séquences IRM :* anatomique T1w (Homme), T2w (Rat); IRMf TR=2s/15min (Homme et Rat). *Mesures physiologiques :* Biopac MP150 avec un capteur de pression pour mesurer la respiration, et un capteur de pléthysmographie pour mesurer l'activité cardiaque. Les séries temporelles sont enregistrées pendant toute la session IRM et sont ensuite annotées de façon semi-automatique afin d'obtenir des régresseurs utilisés dans l'analyse.

Résultats : Les méthodes de corrections utilisant les signaux physiologiques (RETROICOR, PRF) montrent des effets significativement différents des méthodes « data-driven » (Global Signal Regression, CompCor) sur les matrices de connectivité. De plus, tandis que les méthodes « data-driven » ont le même effet sur l'ensemble du cerveau, les méthodes basées les signaux physiologiques montrent un effet différent en fonction des régions cérébrales. Ceci est cohérent avec la caractérisation des bruits physiologiques dans le signal IRM pondéré en T2* [1].

Conclusion : Cette étude clinique et préclinique montre que l'utilisation de techniques de correction différentes peut conduire à des interprétations cognitives différentes et parfois opposées. Mieux comprendre l'origine du bruit physiologique est indispensable pour élaborer des stratégies de correction.

Références : [1] Kuldavletova O. et al., 2022 "Temporal and spatial characterization of physiological noise in RS-fMRI at high temporal resolution". OHBM Glasgow.

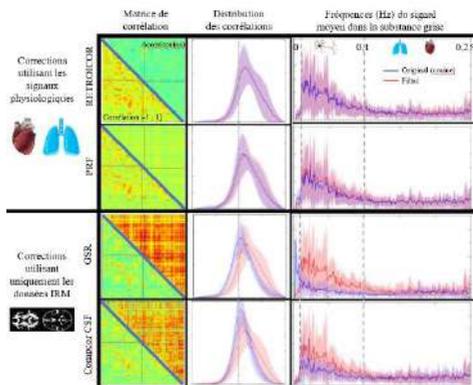


Figure 1 : effets globaux des différentes méthodes de corrections de signal pour les acquisitions chez l'Homme

Schéma de saturation RF optimisé en transmission parallèle pour l'IRM CEST à 7T

Thaddée Delebarre¹, Vincent Gras¹, Franck Mauconduit¹, Alexandre Vignaud¹,
Nicolas Boulant¹, Luisa Ciobanu¹

¹NeuroSpin, UMR CEA/CNRS 9027, Université Paris-Saclay, Gif-sur-Yvette, France

Objectifs : Le transfert de saturation par échange chimique (CEST) est une modalité d'IRM permettant la détection de nombreux métabolites. Efficace à haut champ magnétique, le CEST est néanmoins sensible aux inhomogénéités de B_1^+ de la saturation qui génèrent des artefacts importants. Dans cette étude nous proposons un schéma de saturation pTx optimisé permettant d'atteindre des B_{1,RMS^+} élevés et homogènes avec un duty cycle réduit.

Matériels et Méthodes : Cette étude a été effectuée sur un IRM 7T (Siemens Healthineers) avec une antenne 8Tx-32Rx (Nova Medical). La saturation CEST modélisée est composée de deux impulsions pTx répétées plusieurs fois pendant une durée T_{sat} . Les paramètres complexes de ces impulsions sont optimisés en utilisant plusieurs cartographies de B_1^+ pour construire des impulsions universelles¹ (UP). Des points d'observation virtuels² (VOP) ont été utilisés pour ajouter le débit d'absorption spécifique (DAS) comme contrainte de l'optimisation. Cela permet d'en améliorer les performances par rapport aux limites de puissance d'entrée utilisées classiquement (« protected mode », PM).

Résultats : La racine de l'erreur quadratique moyenne (RMSE) entre un B_{1,RMS^+} cible et le B_{1,RMS^+} effectif a été simulée (fig.1) pour : une saturation en polarisation circulaire (CP), équivalente à un mode combine ; pour MIMOSA³, une solution pTx couramment utilisée en CEST ; et pour un UP optimisé.

Pour de faibles valeurs de $B_{1,RMS^+}\sqrt{DC}$, les impulsions pTx réduisent de moitié les inhomogénéités par rapport au CP.

Lorsque $B_{1,RMS^+}\sqrt{DC}$ augmente, le PM entraîne une hausse du RMSE pour toutes les impulsions tandis que les VOP permettent de le conserver à un niveau constant. On note aussi que les UP permettent une saturation plus homogène que MIMOSA, et notamment pour de plus hautes valeurs de $B_{1,RMS^+}\sqrt{DC}$. Appliqué au gluCEST, notre méthode permet de rendre homogène une saturation de $3\mu T$ durant 1s avec un TR de 5s (fig.1 : position verte) tandis que MIMOSA en « protected mode » ne peut pas réaliser une saturation dépassant $2\mu T$ de moyenne pour un tel duty cycle.

Conclusion : Les impulsions pTx optimisées sous la contrainte des VOP permettent de doubler l'homogénéité du B_{1,RMS^+} par rapport au CP et, contrairement à MIMOSA, maintiennent leurs performances pour des valeurs de $B_{1,RMS^+}\sqrt{DC}$ élevées.

Références : [1] Gras V et al., MRM 2017. [2] Boulant N et al., ISMRM 2018. [3] Liebert A et al., MRM 2019.

Remerciements : Projet financé par l'ANR (projet fMETAMR) et la Fondation Leducq (programme Large Equipment ERPT, projet NEUROVASC7T).

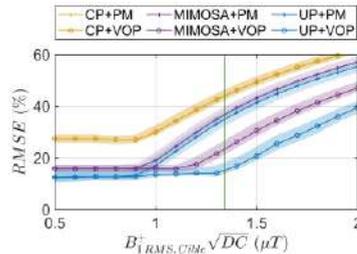


Figure 1: RMSE sur le B_{1,RMS^+} pour différentes impulsions et régimes de contrôle du DAS. Le duty cycle, DC, vaut T_{sat}/TR .

Validation sur fantômes et évaluation de la résolution des méthodes MR-EPT : Comparaison avec les mesures VNA

Zhongzheng He¹, Paulo Loureiro de Sousa², Khalid Ambarki³, Pauline Lefebvre¹, Freddy Odille^{1,4}

¹IADI U1254, INSERM, Université de Lorraine, Nancy, France ; ²ICube, Université de Strasbourg, CNRS, Strasbourg, France ; ³Siemens Healthcare SAS, Saint Denis, France ; ⁴CIC-IT 1433, INSERM, Université de Lorraine, CHRU Nancy, Nancy, France.

Objectifs : Valider des méthodes de reconstruction de la conductivité par MR-EPT (MR – Electrical Properties Tomography) en les comparant avec des mesures obtenues avec un analyseur de réseau vectoriel (VNA) sur des fantômes homogènes et sur un fantôme de résolution.

Matériels et Méthodes : Nous avons fabriqué cinq fantômes de gel composés de différentes concentrations massiques de NaCl, et un fantôme de résolution composé de différentes tailles de trous qui sont remplis d'eau saline de conductivité connue (3.81 S/m) avant l'IRM. En utilisant la méthode de Bobowski et al [1], les valeurs de conductivité des fantômes ont été mesurées avec une sonde open-ended coaxiale connectée à un VNA. Nous avons implémenté 4 méthodes MR-EPT fondées sur le calcul différentiel: une méthode basée sur l'image de phase (PB)[2], et sa version généralisée (GB)[3], une méthode basée sur l'image complexe (IB)[4], et sa version généralisée (GIB)[5]. Avec le même protocole d'acquisition d'images (séquence UTE Spiral VIBE [6]), ces méthodes de reconstruction ont été comparées objectivement.

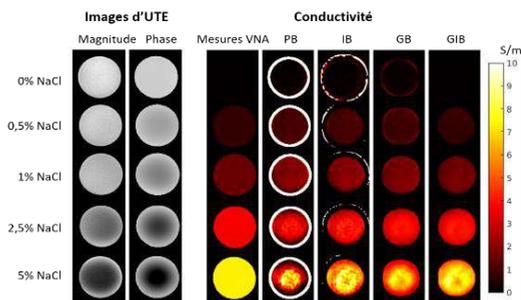


Figure 1 Résultats des fantômes homogènes

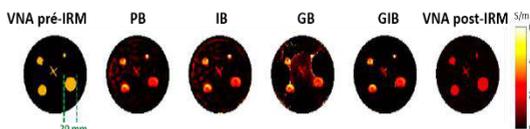


Figure 2 Résultats du fantôme de résolution

Résultats : Les résultats des fantômes homogènes (Fig. 1) ont illustrés la supériorité de la méthode GIB sur les autres méthodes en termes d'homogénéité, de cohérence avec les mesures VNA et d'artefacts aux frontières. Toutes les méthodes ont surestimé la conductivité des petits trous, d'après les résultats du fantôme de résolution.

Conclusion : L'approche GIB est idéale pour les régions homogènes relativement grandes. L'estimation de la conductivité peut être surestimée dans les petites structures. La méthode de mesure VNA peut être utilisée pour vérifier la précision des autres méthodes de reconstruction MR-EPT.

Références : [1] Bobowski et Johnson, Prog Electromagn Res B 2012. [2] Katscher et al., IEEE Trans Med Imag 2009. [3] Gurler et Ider, MRM 2017. [4] Lee et al., IEEE Trans Med Imag 2015. [5] Soullié et al., MRM 2021. [6] Mugler et al., ISMRM 2015.

Remerciements : Projet ANR-21-CE19-0040

Power Pitch #2

Mardi 28 Mars 14h – 14h30

Modérateurs : B. Marty et S. Doblus

- ❖ #95. *Application in vivo de l'IRM contraste de phase en temps réel –quantification de l'effet de la respiration sur les artères cérébrales. P. Liu*
- ❖ #32. *Développement d'un fantôme « fait maison » et peu couteux pour le contrôle qualité des valeurs paramétriques T_1 , T_2 , fraction de graisse à 3T. L. Dallet*
- ❖ #83. *Réduction excessive et différentielle du volume des noyaux gris centraux dans les troubles du spectre de l'alcoolisation fœtale. E. Kerdreux*
- ❖ #59. *Caractérisation par IRM du métabolisme oxydatif cérébral et de la connectivité fonctionnelle dans le modèle murin zQ175 de la maladie de Huntington. C. Hery*
- ❖ #144. *Exploration translationnelle homme/souris de la dynamique de la connectivité fonctionnelle au stade prodromale de la maladie d'Alzheimer. M. Sourty*
- ❖ #119. *Impact du cycle jour-nuit sur le connectome fonctionnel de la souris. H.A. Lokossou*
- ❖ #112. *Etude d'un modèle souris du syndrome de Down par IRM cérébrale et évaluation d'un traitement pharmacologique. J. Caillette*
- ❖ #122. *Comparaison de réseaux de neurones pour la segmentation d'IRM. Application à la quantification de la fraction graisseuse des muscles individuels. S. Martin*
- ❖ #57. *Couplage atrio-ventriculaire gauche dans le vieillissement normal en IRM. M. Gueda Moussa*
- ❖ #137. *Imagerie pondérée en susceptibilité magnétique : une approche dédiée pour la visualisation du nigrosome 1. S. Houidef*

Application in vivo de l'IRM contraste de phase en temps réel – quantification de l'effet de la respiration sur les artères cérébrales

Pan LIU^{1,2}, Heimiri Monnir¹, Kimi Owashi¹, Sidy Fall¹, Serge Metanbou³,
Cyrille Capel⁴ et Olivier Balédent^{1,2}

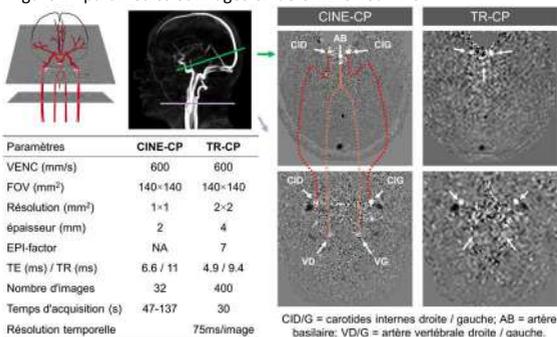
¹CHIMERE UR 7516, Université de Picardie Jules Verne, Amiens, France, ²Unité de traitement de l'image médicale, CHU Amiens-Picardie, Amiens, France, ³Unité de Radiologie, CHU Amiens-Picardie, France, ⁴Unité de Neurochirurgie, CHU Amiens-Picardie, France.

Objectifs : La séquence conventionnelle en contraste de phase (CINE-CP) ne fournit qu'une courbe moyenne de la dynamique du débit artériel du cycle cardiaque (CDCC), ce qui ne permet pas d'étudier les effets de la respiration. La séquence en contraste de phase en temps réel (TR-CP) permet d'acquérir les flux en continue sur plus d'une minute et d'étudier l'effet de la respiration sur la circulation cérébrale [1,2]. Les objectifs de cette étude étaient de vérifier la précision de la TR-CP par rapport à la CINE-CP et de quantifier l'effet de la respiration libre sur les artères cérébrales.

Matériels et Méthodes :

16 témoins ont été examinés à l'aide d'une IRM 3T et d'une antenne tête à 32 canaux. Une ceinture a enregistré les signaux de la respiration. Les post-traitements ont été réalisés avec notre logiciel Flow [3]. Les paramètres des séquences CINE-CP et TR-CP et les emplacements des 7 artères cérébrales étudiées sont présentées dans la Figure 1.

Figure 1 : paramètres et images CP de CINE-CP et TR-CP



A partir du signal de débit continu issu de TR-CP tous les CDCCs ont été segmentés puis moyennés pour reconstruire un cycle moyen comparable à celle de CINE-CP [4]. Ensuite les CDCCs du TR-CP sont divisés en CDCC inspiratoires ou expiratoires à l'aide du signal respiratoire enregistré pendant la séquence, puis notre nouvelle méthode de quantification [5] est utilisée pour quantifier la différence en pourcentage ($Diff_{Ex-In}\%$) des 3 paramètres (débit moyen, stroke volume et période cardiaque) entre la phase expiratoire et la phase inspiratoire.

Résultats : Les différences entre TR-CP et CINE-CP sont de 2% pour le débit moyen, de 14% pour la surface de segmentation et -13% pour l'indice de pulsatilité. Le débit moyen, le stroke volume et la période cardiaque des artères cérébrales ont tous augmenté pendant l'expiration respectivement de 4%, 10% et 8%.

Conclusion : Cette étude valide la précision de la TR-CP dans la quantification du débit artériel cérébral. Pour la première fois, nous avons quantifié l'effet de la respiration libre sur différents paramètres des flux des artères cérébrales. Ces données constituent une référence utile pour une meilleure compréhension des mécanismes de la circulation cérébrale et de l'effet de la respiration sur la vascularisation artérielle cérébrale.

Références : [1] ISMRM 2021 # 2376. [2] L Chen, neuroimage, 2015. [3] SFRMBM 2019 # 23929. [4] P LIU SFRMBM 2021. [5] ISMRM 2022 # 2772.

Développement d'un fantôme « fait maison » et peu couteux pour le contrôle qualité des valeurs paramétriques T₁, T₂, fraction de graisse à 3T

Laurence Dallet¹, Sylvain Miraux¹, François Maingault¹, Emeline J Ribot¹

¹Centre de Résonance Magnétique des systèmes Biologiques UMR5536 CNRS Université de Bordeaux, Bordeaux, France

Objectifs : Face au développement des méthodes de cartographies paramétriques (T₁, T₂ et fraction de graisse (FF)) et au besoin de contrôler leurs robustesse et répétabilité, nous avons créé un fantôme simple et facile à reproduire pour valider les mesures dans le temps.

Matériels et Méthodes : 8 tubes avec un volume final de 8ml ont été réalisés. Pour les analyses T₁ et T₂, du Gd-DOTA (Dotarem) de 0 à 0,02mM a été mélangé avec une solution d'agarose (1,5% final). Pour l'analyse de FF, de la graisse de porc (Saindoux) a été fondue dans une étuve à 100°C et mélangée (ou pas) avec une solution d'agarose afin d'obtenir des tubes contenant des volumes de graisse de 25%, 50% (ou 100%). Le mélange a été émulsionné à la main pendant au moins 30s afin d'obtenir des solutions homogènes. Les tubes ont été plongés dans l'azote liquide afin de fixer rapidement les mélanges. 1ml d'eau et un piège à bulles imprimé en 3D ont été placés au-dessus des gels afin d'éviter l'évaporation et de réduire le volume de dilution du Gd. Les tubes ont été placés dans un fantôme commercial (MultiSample120, Gold Standard Phantoms) rempli d'eau du robinet.

Les acquisitions ont été effectuées une fois par semaine, pendant 6 mois sur un IRM Siemens 3T PRISMA. Des séquences MP2RAGE-CS4¹ (cartographie T₁), DESS (cartographie T₂) et DIXON (FF) ont été acquises afin de mesurer les valeurs moyennes de T₁, T₂ et FF.

Résultats : Sur les 6 mois de mesure, les valeurs T₁ et T₂ mesurées sont stables. De plus, un même jeu de tubes a été scanné 3 fois montrant une grande reproductibilité des mesures T₁. Plusieurs jeux de tubes ont été réalisés et ont montré des valeurs de T₁ et T₂ similaires, montrant une très grande précision dans le protocole de préparation. De plus, les FF dans ces tubes étaient conformes à celles obtenues par Spectroscopie.

Conclusion : Ce fantôme est facile et rapide à fabriquer et peu couteux. Il utilise de la graisse animale pour mieux mimer le tissu adipeux humain. Ce fantôme peut être utilisé pour le contrôle de qualité des séquences de cartographie paramétrique, mais aussi pour valider de nouvelles méthodes. Une vidéo montrant les différentes étapes de la préparation sera mise à disposition de la communauté.

Références : [1] Trotier AJ, Dilharreguy B, Anandra S, Corbin N, Lefrançois W, Ozanne V, Miraux S, Ribot EJ. The Compressed Sensing MP2RAGE as a Surrogate to the MPRAGE for Neuroimaging at 3 T. Invest Radiol. 2022; 57(6):366-378.

Remerciements : Ce travail a été soutenu par ANR-19-CE19-0014.

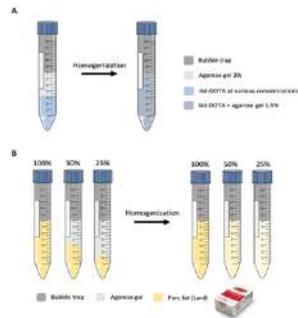


Figure 1 : (A) Tubes de Gd-DOTA dans de l'agarose (B) Tubes de graisse de porc à dans de l'agarose.

Réduction excessive et différentielle du volume des noyaux gris centraux dans les troubles du spectre de l'alcoolisation fœtale

Kerdreux E^{1,2}, Fraize J^{1,2}, Ntorkou A³, Garzón P^{1,2}, Boespflug-Tanguy O⁴, Beggiato A⁵, Delorme R⁵, Leprince Y^{1,2}, Hertz-Pannier L^{1,2}, Elmaleh-Berges M³, Germanaud D^{1,2,6}

¹CEA Paris-Saclay, Institut Joliot, NeuroSpin, UNIACT, Gif-sur-Yvette

²Université Paris Cité, Inserm, NeuroDiderot, inDEV, Paris

³Sc. Radiologie pédiatrique, InovAND, Hôpital Robert-Debré, AP-HP, Paris

⁴Université Paris Cité, Inserm, NeuroDiderot, NeuroDEV, Paris

⁵Sc. Psychiatrie de l'enfant et de l'adolescent, InovAND, Hôpital Robert-Debré, AP-HP, Paris

⁶Sc. Génétique clinique, InovAND, Hôpital Robert-Debré, AP-HP, Paris

Objectif : En l'absence de syndrome d'alcoolisation fœtale (SAF), le diagnostic de trouble du spectre de l'alcoolisation fœtale non syndromique (TSAF-NS) reste probabiliste, appelant de nouveaux marqueurs diagnostiques^[1]. Une réduction volumique moyenne de certains noyaux gris centraux (NGC) a été rapportée à l'échelle du groupe^[2], mais la prise en compte de la réduction du volume cérébral total (VCT) reste problématique et l'effet individuel n'est pas évalué. L'objectif est donc de caractériser l'atteinte des NGC au cours des TSAF dans une démarche normative tenant compte de la réduction du VCT en accord avec les relations d'allométrie (variation des proportions anatomiques avec la taille) estimées chez les contrôles et interprétable à l'échelle individuelle.

Matériels et méthodes : Segmentation du VCT et des NGC (caudé, putamen, pallidum, thalamus, accumbens) de 88 patients TSAF (51 SAF, 37 TSAF-NS) et 95 contrôles typiques âgés de 6 à 20 ans, à partir d'IRM 3DT1 à 1.5T, utilisant 3 méthodes de segmentation automatique (Vol2Brain, SAMSEG, FIRST). Modélisation par une loi de puissance ($V_i = b.V_{tot}^a$) des liens entre volumes nucléaires (V_i) et VCT permettant une prise en compte du phénomène d'allométrie. Estimation de la déviation volumique moyenne chez les TSAF par rapport au volume attendu selon la loi établie chez les contrôles (excès de réduction volumique nucléaire, %) et de la proportion de patients ayant des volumes anormalement faibles (<10e p).

Résultats : Une perturbation des relations allométriques typiques des NGC est observée chez les porteurs de SAF, traduisant un excès de réduction de volume nucléaire prédominant sur le noyau caudé (-15 à -20%), puis le pallidum et le thalamus, et épargnant le putamen (Fig.), l'intensité du gradient dépendant de l'outil de segmentation utilisé. A l'échelle individuelle, le nombre de patients SAF présentant un volume anormalement petit suit le même gradient, avec une situation intermédiaire des TSAF-NS.

Conclusion : Cette étude normative et allométrique révèle un gradient différentiel d'excès de réduction de volume des NGC dans une large série de patients TSAF, en partie sensible à l'outil de segmentation, mais ouvrant la voie à de nouveaux marqueurs en neuroimagerie computationnelle.

Références : [1] Fraize J., et al. (2022). Combining neuroanatomical features to support diagnosis of fetal alcohol spectrum disorders. *Dev Med Child Neurol*, 1-12. [2] Nardelli A., et al. (2011). Extensive Deep Gray Matter Volume Reductions in Children and Adolescents with Fetal Alcohol Spectrum Disorders. *Alcohol Clin Exp Res*, 1404-1417.

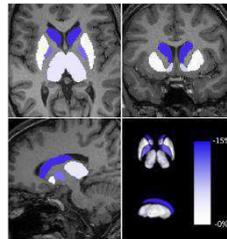


Fig. Gradient d'excès de réduction volumique nucléaire chez les patients SAF.

Caractérisation par IRM du métabolisme oxydatif cérébral et de la connectivité fonctionnelle dans le modèle murin zQ175 de la maladie de Huntington

C. Hery, J.B. Pérot, A. Tourais, M. Célestine, M. Dhenain, C. Escartin, J. Flament, C. Baligand

Université Paris-Saclay, CEA, CNRS, MIRCen, LMN, Fontenay aux Roses, France

Objectifs : La maladie de Huntington (MH) est caractérisée par de graves déficits comportementaux, cognitifs et moteurs, et une altération du métabolisme énergétique cérébral⁽¹⁾. Le modèle souris knock-in hétérozygote zQ175 de la MH présente un phénotype moins sévère et plus tardif que les autres modèles de souris disponibles, offrant une fenêtre temporelle plus longue pour l'évaluation longitudinale de thérapies. Les phénotypes moteur et comportementaux des zQ175 ont été bien décrits, cependant on dispose de moins de données sur leur métabolisme cérébral, les changements morphologiques et les altérations de la connectivité fonctionnelle (FC). Nous avons évalué le métabolisme oxydatif cérébral par IRM du ^{17}O ⁽²⁾ et la FC par IRM fonctionnelle (IRMf) au repos⁽³⁾ dans les souris zQ175.

Matériels et Méthodes : Des souris zQ175 (n=11) et WT (n=11) de 12 mois ont été scannées à 11,7T (Bruker). Pour l'étude du métabolisme, 4 zQ175 et 2 WT ont été soumis à une inhalation d' O_2 enrichi en ^{17}O à 70% (150mL/3min) sous médétomidine (0,6mg/kg/h). Des IRM- ^{17}O à temps d'écho nul (ZTE) ont été acquises en continu avant (10min), pendant (3min) et après (17min) l'inhalation pour mesurer la production mitochondriale d' H_2^{17}O (résolution temporelle : 18s; résolution spatiale : 1,5mm³). Un modèle 3-phase⁽⁴⁾ a été ajusté aux données pour déterminer le CMRO_2 en $\mu\text{mol}/\text{min}/\text{g}$ de tissu. Pour l'étude des volumes et de la FC, des séquences turbo spin echo (100 coupes, 0,1x0,1mm², épaisseur de coupe 0,2mm) et GE-EPI (TE/TR=10/1000ms, résolution : 0,2x0,2mm², épaisseur de coupe 0,7mm, 450 répétitions)⁽⁵⁾ ont été acquises sous médétomidine (0,05 $\mu\text{L}/\text{g}$ bolus; 0,1 $\mu\text{L}/\text{g}/\text{h}$ perfusion) et isoflurane (0,5%).

Résultats : Les *mesures de CMRO_2* ont montré une tendance à des valeurs plus faibles dans le striatum des zQ175 ($1,3 \pm 0,2 \mu\text{mol}/\text{min}/\text{g}$) par rapport au WT ($1,4 \pm 0,1 \mu\text{mol}/\text{min}/\text{g}$), sans atteindre le seuil de significativité dans notre petit échantillon ($p=0,53$). Les *cartes de variation du volume des structures cérébrales* calculées à partir des images anatomiques montrent une atrophie significative du cortex moteur (-8,7%, $p<0,05$) et du striatum (-6,3%, $p<0,05$) dans les zQ175. L'analyse d'*IRMf au repos* montre une diminution significative de la FC entre les cortex préfrontal, moteur et rétrosplénial, ainsi qu'entre le cortex moteur et le striatum dans les zQ175.

Conclusion : Chez les zQ175 de 12 mois, notre analyse IRM multiparamétrique a permis de mettre en évidence la vulnérabilité du cortex moteur et du striatum (altérés dans les premières étapes de la MH). La perte de FC entre ces deux régions est cohérente avec l'atrophie observée à 12 mois. La tendance à la baisse du CMRO_2 observée avec l'IRM- ^{17}O suggère une altération du métabolisme oxydatif, une étude sur une cohorte plus importante est en cours pour confirmer ce résultat.

Références : (1). G. Liot *et al*, *Biochemical and Biophysical Research Communications* 483, (2017). (2). C. Baligand, *et al*, *Metabolites* (2021). (3). J. B. Pérot *et al*. *ISMRM* (2021) (4). I. C. Atkinson *et al*, *NeuroImage*, (2010). (5). J. B. Pérot *et al*. *Manuscrit de thèse* (2021).

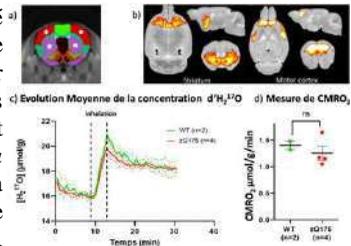


Figure 1. a. Segmentation automatique et régions atrophiées b. IRMf à l'état de repos c. Moyennes de groupe du signal H_2^{17}O d. CMRO_2 mesurés.

EXPLORATION TRANSLATIONNELLE HOMME/SOURIS DE LA DYNAMIQUE DE LA CONNECTIVITE FONCTIONNELLE AU STADE PRODROMALE DE LA MALADIE D'ALZHEIMER

Marion Sourty¹, Laetitia Degiorgis¹, Elena Chabran¹, Paulo L de Sousa¹, Julien Lamy¹, Anne-Laurence Boutillier², David Blum³, Frédéric Blanc,^{1,4} Laura Harsan^{1,5}

¹*ICube, Univ. de Strasbourg, CNRS, Strasbourg, France,* ²*LNCA, CNRS, Strasbourg, France*
³*Univ. de Lille, Inserm U1172, CHU Lille, Lille, France* ⁴*CM2R, Dpt. de neurologie et gériatrie, HUS, Strasbourg, France,* ⁵*Dpt. de biophysique et médecine nucléaire, HUS, Strasbourg, France*

Objectifs : L'exploration de la connectivité fonctionnelle (CF) cérébrale chez des souris modèles de la maladie d'Alzheimer (MA) offre une occasion unique de détecter les changements précoces dans la communication cérébrale, avant même l'émergence du déclin cognitif. Les comparaisons inter-espèces deviennent donc essentielles pour valider les résultats des modèles animaux et évaluer leur potentiel prédictif au stade prodromal. Notre étude a donc cherché à identifier des biomarqueurs de la dynamique de la CF (DCF) au stade précoce de la MA, à valider un modèle souris de tauopathie pour les aspects d'IRMf et enfin à développer et appliquer des méthodes d'analyses innovantes à des fins translationnelles.

Matériel et Méthodes : La cohorte se composait de 32 patients MA prodromaux comparés à 19 sujets âgés sains, et 16 souris Thy-Tau22 comparées à 13 souris de type sauvage (WT) à un âge où aucun trouble de la mémoire n'est encore détecté chez les souris transgéniques. L'imagerie (IRMf de repos, 6 minutes) a été réalisée sur un scanner Bruker 7T pour les souris (sous anesthésie), et sur un scanner Siemens Verio 3T pour les sujets humains. Les étapes de prétraitement ont été effectuées de manière similaire pour les 2 espèces. 31 régions d'intérêt (ROIs) chez l'Homme et 33 ROIs chez la souris ont été sélectionnées en raison de leur implication connue dans la MA et de l'existence d'une potentielle homologie fonctionnelle entre ces espèces. Des analyses de DCF par fenêtre glissante ont ensuite été réalisées en adaptant une méthode de détection de communautés. Les subdivisions optimales de communautés, également appelées partitions, pour les groupes pathologiques et contrôles ont permis de créer des matrices de concordance (MC), indiquant le temps pendant lequel deux ROIs ont été assignées à la même communauté. Les partitions et les MC permettent des comparaisons quantitatives et qualitatives des modifications de la DCF.

Résultats : Ces métriques révèlent plusieurs perturbations de DCF comparables entre espèces, montrant une plus grande probabilité pour les réseaux fonctionnels de rester dans un même état de connectivité au fil du temps, et moins de transitions entre ces états dans les groupes pathologiques par rapport à leurs contrôles. Ces résultats suggèrent une « rigidification » fonctionnelle chez patients et les souris Thy-Tau22. L'analyse des partitions pointe également des modifications comparables des réseaux mnésiques et du mode par défaut pour ces groupes.

Conclusion : Dans cette étude préliminaire, nous avons mis en évidence des similitudes en DCF chez les souris Thy-Tau22 précoces et les patients MA prodromaux, démontrant ainsi le potentiel translationnel de notre méthode. De telles approches originales sont essentielles pour accroître le potentiel de transfert entre la recherche préclinique et clinique et trouver des biomarqueurs synergiques pour les stades précoces de la maladie.

IMPACT DU CYCLE JOUR-NUIT SUR LE CONNECTOME FONCTIONNEL DE LA SOURIS

Houefa Armelle Lokossou^{1,2}, Giovanni Rabuffo², Monique Bernard¹, Christophe Bernard², Angèle Viola^{1*}, Teodora-Adriana Perles-Barbacaru^{1*}

¹CRMBM UMR 7339, Aix Marseille Université-CNRS, Marseille, France. ²INS, UMR 1106, Aix-Marseille Université-INSERM, Marseille, France, *Co-superviseurs

Objectifs : Une modulation de l'activité des neurones avec le rythme circadien, l'horloge biologique interne synchronisée avec l'environnement grâce au cycle jour/nuit, a été démontrée [1]. L'objectif de ce travail pilote est d'évaluer l'effet du cycle jour/nuit sur le connectome fonctionnel de souris d'âge moyen susceptibles d'être déjà affectées par le vieillissement physiologique en utilisant l'IRM fonctionnelle d'activation cérébrale au repos (rs-fMRI).

Matériels et Méthodes : 3 souris femelles C57BL6/J (14±1 mois), hébergées sous un cycle jour/nuit de 12h:12h ont été examinées sur un PharmaScan 7T Bruker à deux temps différents de la condition lumineuse (CL) et de la condition nocturne (CN). Les images rs-fMRI ont été obtenues sur des souris légèrement sédâtées et anesthésiées (medetomidine/isoflurane) avec une séquence EG-EPI utilisant les paramètres suivants : TR/résolution spatiale=2500 ms/0,145×0,145×0,4 mm³ ; 40 coupes axiales ; 512 répétitions pour une durée d'acquisition de 22 min. Les données ont été prétraitées avec un pipeline développé dans le laboratoire principalement sous FSL (*FRMIB's Software Library, version 6*) se basant sur les recommandations de la littérature. Une concaténation des séries temporelles de toutes les souris a permis d'extraire 40 cartes spatiales correspondant aux réseaux cérébraux de repos et leur pertinence a été jugée au regard de leur superposition au cerveau, de leur symétrie ou de leur cohérence avec la littérature. La différence d'activation cérébrale entre les groupes CL et CN a été évaluée par une double régression suivie d'une analyse de randomisation et de clustering. Les résultats étaient significatifs au seuil de 5%.

Résultats : 9 acquisitions sur 12 étaient exploitables (4 en CL et 5 en CN). Douze cartes spatiales sur 40 ont été identifiées comme réseaux fonctionnels plausibles au repos. Les souris du groupe CN présentaient une augmentation significative de l'activité de la glande pinéale (GP) en comparaison aux souris du groupe LC (Figure 1).

Conclusion : L'augmentation de l'activité de la GP en CN est conforme avec son rôle de production de mélatonine [2] et son rôle de régulation du vieillissement [3].

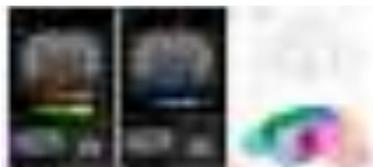


Figure 1 : Réseau fonctionnel de repos chez la souris.
A) Cartes spatiales d'un réseau fonctionnel obtenues après double régression et analyse de randomisation chez des souris femelles d'âge moyen sous CL et CN. Les Z-scores > 3 sont superposés au template Allen (vues axiales et orthogonales plus petites). **B)** Augmentation significative de la connectivité fonctionnelle au niveau de la glande pinéale dans le groupe CN par rapport au groupe CL (cluster bleu, flèches) (voir Paxinos (C) et Allen atlas (D)).

Références : [1] J. P. McCauley et al., « Circadian Modulation of Neurons and Astrocytes Controls Synaptic Plasticity in Hippocampal Area CA1 », *Cell Rep.*, vol. 33, no 2, p. 108255, oct. 2022. [2] B. Vivien-Roels, A. Malan, M.-C. Rettori, P. Delagrance, J.-P. Jeannot, et P. Pévet, « Daily Variations in Pineal Melatonin Concentrations in Inbred and Outbred Mice », *J. Biol. Rhythms*, vol. 13, no 5, p. 403-409, oct. 1998. [3] W. Pierpaoli et W. Regelson, « Pineal control of aging: effect of melatonin and pineal grafting on aging mice. », *Proc. Natl. Acad. Sci. U. S. A.*, vol. 91, no 2, p. 787-791, janv. 1994.

Remerciements : ANR « Connectome » N° ANR-17-CE37-0001-03

Etude d'un modèle souris du syndrome de Down par IRM cérébrale et évaluation d'un traitement pharmacologique.

Julien Caillette^{1,2,3}, Laetitia Degiorgis¹, Marion Sourty¹, Marion Rame¹, Helin Atas-Ozcan², Laurent Meijer³, Yann Herault², et Laura-Adela Harsan¹

¹ICube, University of Strasbourg-CNRS, Strasbourg, France,

²IGBMC, University of Strasbourg-CNRS-INSERM, Illkirch-Graffenstaden, France,

³Perha Pharmaceuticals, Perharidy Peninsula, Roscoff, France

Objectifs : Dans le syndrome de Down (SD), la surexpression de la kinase DYRK1A a été identifiée comme un acteur clef de l'apparition des déficits cognitifs (1). L'inhibition de cette kinase par des approches pharmacologiques a permis de remédier les déficits cognitifs et une amélioration des processus mnésiques dans des modèles murins de SD (souris Dp1Yey), mais les mécanismes associés restent inconnus. L'objectif de l'étude est d'étudier par IRM multimodale (DTI et IRMf de repos) (i) les signatures cérébrales observées chez le modèle souris SD Dp1Yey et (ii) les réseaux fonctionnels impliqués dans les améliorations cognitives observées chez le modèle SD traité par EMD92 - une molécule inhibitrice de l'activité de la DYRK1A.

Matériels et Méthodes : Des souris modèle Dp1Yey (2) du SD ainsi que des souris de type sauvage (WT) ont été utilisées pour des tests de comportement (cognition/mémoire) et pour l'étude d'IRM cérébrale multimodale. Groupes expérimentaux (n=16/group) : **1)** WT-Veh : souris témoins ayant reçu une solution véhicule (Veh) ; **2)** Dp1Yey - Veh **3)** WT- EMD92 : souris témoins ayant reçu un traitement EMD92 ; **4)** Dp1Yey - EMD92. Après 11 jours de traitement à l'EMD92, les IRM ont été réalisées à l'aide d'un scanner 7T (Biospec70/30, Bruker) et d'une CryoProbe¹H. Les protocoles d'IRM cérébral incluent : **1)** Imagerie anatomique : séquence Turbo RARE pondérée en T2 (TE/TR=50ms/5863ms ; résolution=0,07x0,07x0,35mm³) ; **2)** IRMf par une séquence GE-EPI (TE/TR=15ms/2137ms ; résolution=0,14x0,18x0,35mm³ ; 500 volumes), et **3)** IRM du Tenseur de Diffusion : DTI-EPI (TE/TR=28,57ms/3000ms ; $[\delta]=5\text{ms}$; $[\Delta]=11\text{ms}$; $b=1000\text{s/mm}^2$; 45 directions). Après prétraitement des données, une analyse morphométrique basée sur le voxel (VBM) a été réalisée sur les images anatomiques, les valeurs des paramètres de diffusion (FA, RD et AD) ont été comparées entre groupes pour étudier la microstructure cérébrale et une analyse des réseaux fonctionnels pour étudier la connectivité fonctionnelle (CF). Une analyse corrélatrice entre les résultats d'IRM et les résultats des tests cognitifs a été réalisé également.

Résultats et Discussion : L'analyse VBM a révélé des altérations significatives du volume cortical et sous-cortical dans le modèle Dp1Yey, impliquant les cortex frontal et sensoriel et les régions striatales, hippocampique et thalamique ; ainsi qu'une hypertrophie ventriculaire. La comparaison entre groupes des valeurs de diffusion a montré des modifications significatives au niveau de la matière blanche et de la matière grise, ce qui nous a permis de conclure à des altérations microstructurales dans le cerveau du modèle Dp1Yey. L'étude de la CF via la théorie des graphes a montré des altérations de la communication fonctionnelle chez les souris Dp1Yey, impliquant plusieurs réseaux comme le réseau par défaut, cortical, frontal et de la mémoire. Ces altérations sont partiellement corrigées chez le modèle par le traitement à l'EMD92. La dynamique des réseaux fonctionnels est également modifiée dans le modèle Dp1Yey et est en partie restaurée par le traitement EMD92.

Références : [1] Arbones, M.L. et al., Pharmacol. Ther. (2018) [2] Li, Z. et al., Hum. Mol. Genet. (2017).

Remerciements : Projet IDEX CoImagine.

COMPARAISON DE RESEAUX DE NEURONES POUR LA SEGMENTATION D'IRM. APPLICATION A LA QUANTIFICATION DE LA FRACTION GRAISSEUSE DES MUSCLES INDIVIDUELS

Sandra Martin^{1,2,3}, Amira Trabelsi³, Rémi André², Julien Wojak², Etienne Fortanier⁴, Shahram Attarian⁴, Maxime Guye³, Marc Dubois¹, Redha Abdeddaim², David Bendahan³

1 *Multiwave Imaging, Marseille, France*

2 *Aix Marseille Univ, CNRS, Centrale Marseille, Institut Fresnel, Institut Marseille Imaging, Marseille, France*

3 *Aix Marseille Univ, CNRS, CRMBM, Marseille, France*

4 *Aix Marseille Univ, APMH, Service de Neurologie, France*

Objectifs : Les maladies neuromusculaires sont caractérisées par la perte progressive de la masse musculaire qui s'accompagne d'un remplacement par du tissu graisseux. Ce contenu en graisse peut être quantifié par IRM. Cependant, cette fraction graisseuse (FG) doit être quantifiée au niveau des muscles individuels car les atteintes peuvent différer d'un muscle à l'autre ainsi que dans l'axe proximo-distal. La segmentation manuelle est chronophage et peut souffrir d'une variabilité inter-opérateurs. C'est pourquoi, des méthodes automatiques ont été développées [1] notamment, les méthodes d'apprentissages profond. Le but de notre étude est de comparer les performances de deux réseaux de neurones convolutifs U-Net [2] et une version dérivée, Attention U-Net [3], pour (i) la segmentation des muscles individuels sur des images IRM de la cuisse et (ii) le calcul des FG correspondantes.

Matériels et Méthodes : Notre base de données est composée de 54 patients atteints de neuropathies et de 10 sujets sains soient 1270 images 2D de taille 320×320. Pour chaque image, un masque de segmentation a été réalisé par un expert. La qualité de la segmentation est mesurée par le coefficient de similarité DICE. L'estimation des FG est évaluée par le calcul de l'erreur quadratique entre la FG mesurée après segmentation automatique et après segmentation manuelle.

Résultats : En considérant l'ensemble des muscles, la valeur moyenne de DICE obtenue pour Attention U-Net ($93,3 \pm 2,6$) est significativement supérieure à celle obtenue avec U-Net ($91,7 \pm 4,2$). En ce qui concerne la FG, Attention U-Net et U-Net donnent des résultats identiques ($8,3 \pm 3,0$) et proches des valeurs obtenues après segmentation manuelle ($8,7 \pm 3,4\%$). L'erreur quadratique est également la même pour les deux réseaux ($0,96 \pm 1,5\%$). Enfin, l'absence de corrélation entre les valeurs de DICE et les valeurs d'erreur quadratique démontre que les hautes valeurs de DICE n'impacte pas systématiquement la mesure de la FG.

Conclusion : Les réseaux étudiés donnent des résultats prometteurs dans le contexte de l'estimation de la FG. Comme attendu, Attention U-Net procure de meilleures performances que U-Net dans le cadre de la segmentation. Cependant, la différence de DICE observée ne traduit pas une réduction de l'erreur de mesure de la FG.

Références : [1] Ogier *et al.* "Overview of MR image segmentation strategies in neuromuscular disorders." (2021). [2] Ronneberger *et al.* "U-net: Convolutional networks for biomedical image segmentation." (2015). [3] Oktay *et al.* "Attention u-net: Learning where to look for the pancreas." (2018).

Remerciements : Ce travail a bénéficié de l'aide du Programme Investissements d'Avenir, Initiative d'Excellence d'Aix-Marseille Université - A*MIDEX (programme AMX-19-IET-002).

COUPLAGE ATRIO-VENTRICULAIRE GAUCHE DANS LE VIEILLISSEMENT NORMAL EN IRM

Moussa Gueda Moussa¹, Jérôme Lamy², Vincent Nguyen¹, Umit Gencer², Elie Mousseaux², Emilie Bollache¹, Nadjia Kachenoura¹

¹Laboratoire d'Imagerie Biomédicale (Sorbonne Université, CNRS, INSERM, Paris, France), ²PARCC (Université de Paris, Hôpital Européen Georges Pompidou, Paris, France)

Objectifs : Le couplage entre ventricules et oreillettes joue un rôle central dans le processus de remodelage cardiaque au cours du vieillissement et du développement de nombreuses pathologies. La force hydraulique (FH) est liée au différentiel de dimension entre le ventricule gauche (VG) et l'oreillette gauche (OG). Elle a été précédemment décrite en IRM pour étudier le couplage atrio-ventriculaire gauche sur un faible effectif de sujets sains et jeunes ($n=10$, 24 ± 3 ans) [1] ou chez des patients avec une insuffisance cardiaque [2]. L'objectif de cette étude est : 1) d'estimer la FH atrio-ventriculaire gauche en IRM ciné chez des sujets sains en étendant l'effectif et l'intervalle d'âge, et 2) d'étudier son lien avec l'âge et les paramètres de fonction diastolique conventionnels, estimés en échocardiographie.

Matériels et Méthodes : Nous avons étudié 119 sujets sains (âge moyen : $43,6 \pm 16$ ans, 58 femmes) ayant eu une échocardiographie et une IRM (1,5T, GE Healthcare) le même jour. La fonction diastolique du VG a été évaluée en échocardiographie Doppler via les indices conventionnels : pics de vitesse maximale du remplissage précoce (E) et tardif (A) du flux transmitral, et pic de la vitesse longitudinale maximale de l'anneau mitral (E'). Les images IRM ciné ont été analysées à l'aide du logiciel interne CardioTrack (LIB, Sorbonne université) permettant une détection semi-automatique des contours myocardiques OG et VG ainsi que leur déformation au cours du cycle cardiaque, basée sur un algorithme de « feature tracking » [3]. Grâce à cette segmentation, les diamètres des cavités OG et VG en coupes grand-axe au niveau médial et leur surface transversale (ST) ont été calculés. Enfin, FH a été approximée [1, 2] par la différence des surfaces atrio-ventriculaires moyennées sur le 2 et 4 cavités, au cours du cycle cardiaque ($FH = STVG - STOG$). La valeur de la FH en diastasis, phase à laquelle le gradient de pression OG-VG est faible, a été rapportée.

Résultats : La FH en diastasis est significativement différente ($p<0,0001$) entre les sujets de moins ($4,9 \pm 2,9$ cm²) et de plus ($1,1 \pm 3,4$ cm²) de 50 ans et décroît significativement avec l'âge ($R=-0,57$, $p<0,0001$). De plus, la FH était significativement associée aux indices de fonction diastolique : E/A : $R=0,49$, $p<0,0001$; E' : $R=0,49$, $p<0,0001$; E/E' : $R=-0,35$, $p=0,0004$; déformation de l'OG en phase conduit : $R=0,52$, $p<0,0001$. Ces associations restaient significatives après ajustement à l'âge, au sexe et l'IMC pour E/A : $R^2=0,39$, $p=0,025$ et pour le conduit OG : $R^2=0,37$, $p=0,017$. **Conclusion :** La force hydraulique estimée en supplément des indices de déformation après feature tracking en IRM décline significativement avec l'âge en lien avec le déclin du remplissage ventriculaire. Son utilité sur des cohortes de patients avec une atteinte du cœur gauche reste à évaluer.

Références : [1] Maksuti E et al. Sci Rep. 2017;7:43505. [2] Steding-E K et al. J Appl Physiol (1985). 2021;130:993-1000. [3] Lamy J et al. Computers in Biology and Medicine. 2018;92:197-203.

Remerciements : MGM est financé par le Bureau de Bourse de l'ambassade de Djibouti à Paris (référence 654596/AMB/BGDEF/20-23 ; prolog : 22-24). VN est financé par le H2020 MAESTRIA (965286).

Imagerie pondérée en susceptibilité magnétique : une approche dédiée pour la visualisation du nigrosome 1

Sabrina Houidef¹, Germain Arribarat¹, Patrice Péran¹

¹ Toulouse NeuroImaging Center (ToNIC), University of Toulouse III - Paul Sabatier - INSERM, Toulouse, France

Objectifs : L'imagerie par résonance magnétique (IRM) de structures telles que le tronc cérébral représente un enjeu crucial. En effet de par sa situation anatomique complexe, son exploration par IRM relève d'un véritable défi technologique. Afin de pallier cette difficulté, nous proposons une séquence focalisée, zoom, sur le mésencéphale. Le champ de vue réduit permet de réaliser des suréchantillonnages (oversampling). Ceux-ci vont minimiser certains artéfacts qui entacherait la qualité de nos images. Notre objectif, ici, est de venir mesurer l'apport de notre approche dédiée (séquence focalisée et traitements d'images) de manière quantitative et qualitative. Pour ce faire, nous nous intéressons à un hypersignal difficilement visualisable : l'hyperintensité nigrale dorsolatérale. Cela est particulièrement intéressant puisque bien que la cause de la maladie de Parkinson idiopathique reste inconnue, l'étude du tronc cérébral et notamment du nigrosome 1 (N1) représente un axe de recherche prometteur. En effet, la disparition de cette hyperintensité nigrale dorsolatérale (signe N1) serait un marqueur physiopathologique de la maladie de Parkinson [1]–[5] reflétant l'accumulation importante de fer dans cette région.

Matériels et Méthodes : Toutes les images ont été acquises sur une IRM 3T (Philips ACHIEVA dStream à aimant court, plateau technique Inserm/UPS UMR 1214 ToNIC, Toulouse, France) avec une antenne tête dStream 32 canaux. 16 volontaires sains, âgés de 18 à 40 ans, ont été recrutés pour cette étude. Nous avons utilisé une séquence optimisée 3D multi-écho de gradient (3D-mGE) focalisée sur le tronc cérébral avec les paramètres suivants : TR : 50 ms, TE₁ : 5 ms, Δ TE : 5 ms, nTE : 5, FA : 20°, temps d'acquisition : 5 min 45 s, résolution spatiale : 0,67 mm × 0,67 mm × 1,4 mm. Cette séquence a été répétée 5 fois pour chaque sujet sain. Une segmentation a été réalisé à l'aide de SPM12 pour réaliser une analyse substance à substance (<https://www.fil.ion.ucl.ac.uk/spm/>). Pour effectuer notre analyse quantitative, nous avons utilisé des métriques telles que le PSNR et l'indice de similarité structurelle (SSIM) avec l'image SWI, 5 acquisitions moyennées, comme image de référence. Pour le volet qualitatif, deux spécialistes en neuroanatomie ont attesté de l'absence/présence unilatéralement/bilatéralement de ce signe N1 avant et après traitements.

Résultats : La contribution du moyennage est visible à partir de 2 acquisitions moyennées. Le gain de PSNR et SSIM est faible lorsque l'on passe de 2 à 3 acquisitions moyennées. Après correction du bruit, on observe une augmentation significative du PSNR et de l'indice de similarité structurelle. Enfin le N1 est visualisé de manière systématique, bilatéralement, post-traitement pour tous les sujets sains.

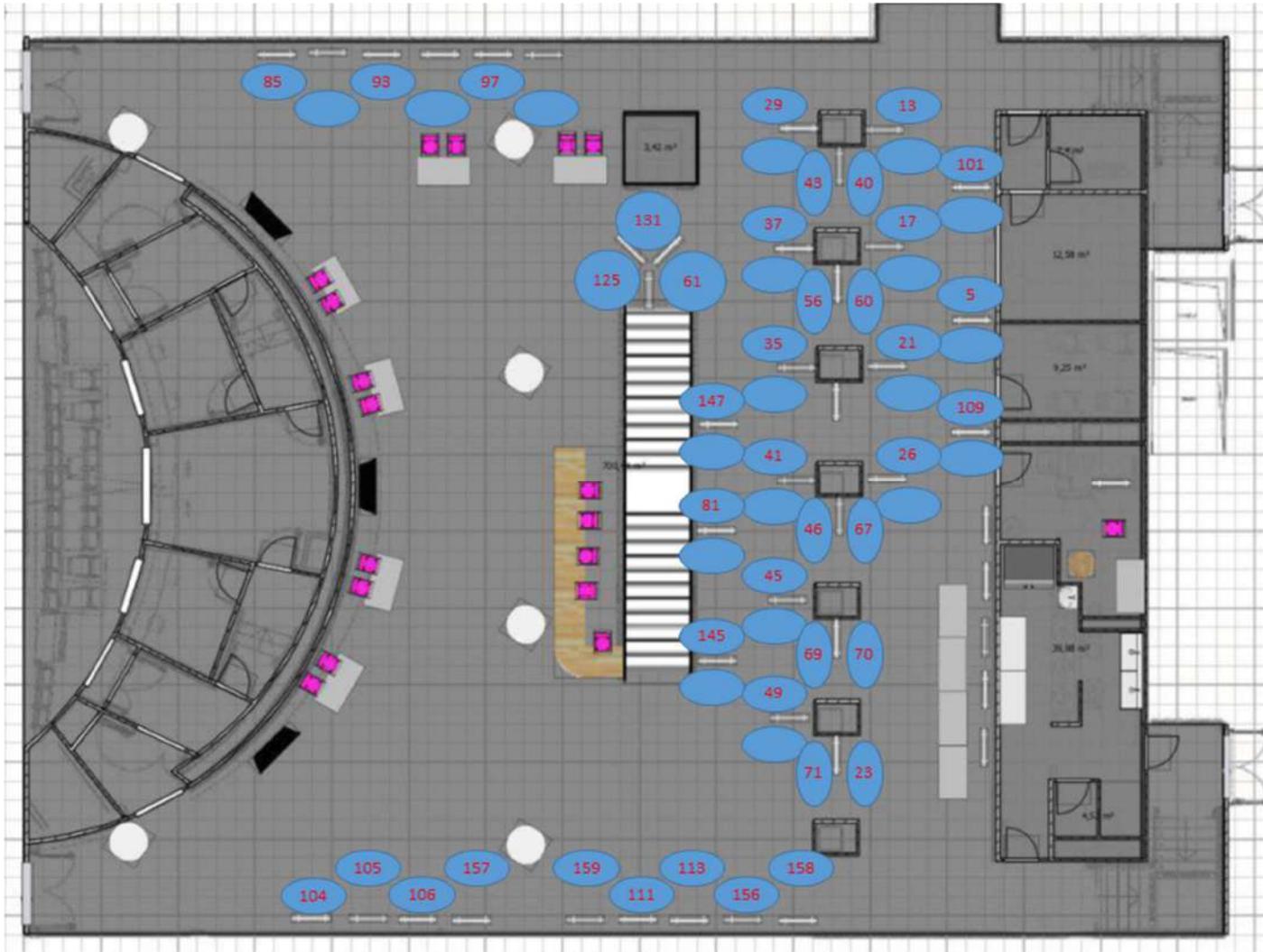
Conclusion : Grâce à l'acquisition et aux traitements d'image utilisés, il est possible de visualiser systématiquement le N1 avec seulement deux acquisitions d'une durée totale de 11 minutes et 30 secondes contre 28 minutes et 45 secondes pour les 5 acquisitions. Cela permettrait un gain de temps considérable et un protocole IRM de grande qualité et robuste.

Références : [1] Gramsch *et al.*, PLoS One 2017 [2] Kim *et al.*, Parkinsonism and Related Disorders 2016 [3] Lee *et al.*, Scientific Reports 2016 [4] Schmidt *et al.*, BMC Neurology 2017 [5] Cheng *et al.*, NeuroImage 2020

Remerciements : Nous remercions le plateau technique Inserm/UPS UMR1214 pour les acquisitions IRM.

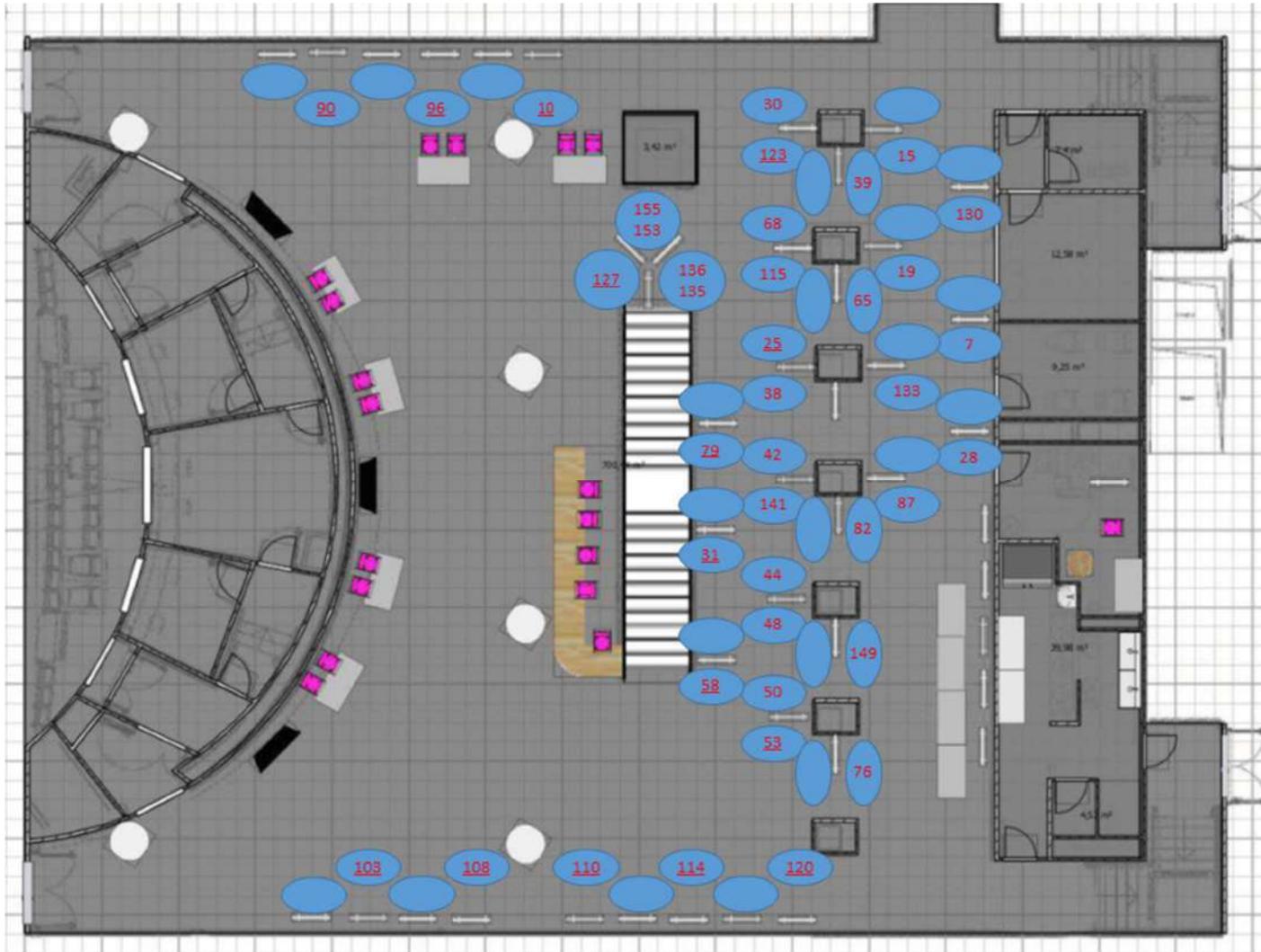
Posters #1/3

Lundi 27 Mars 18h – 19h



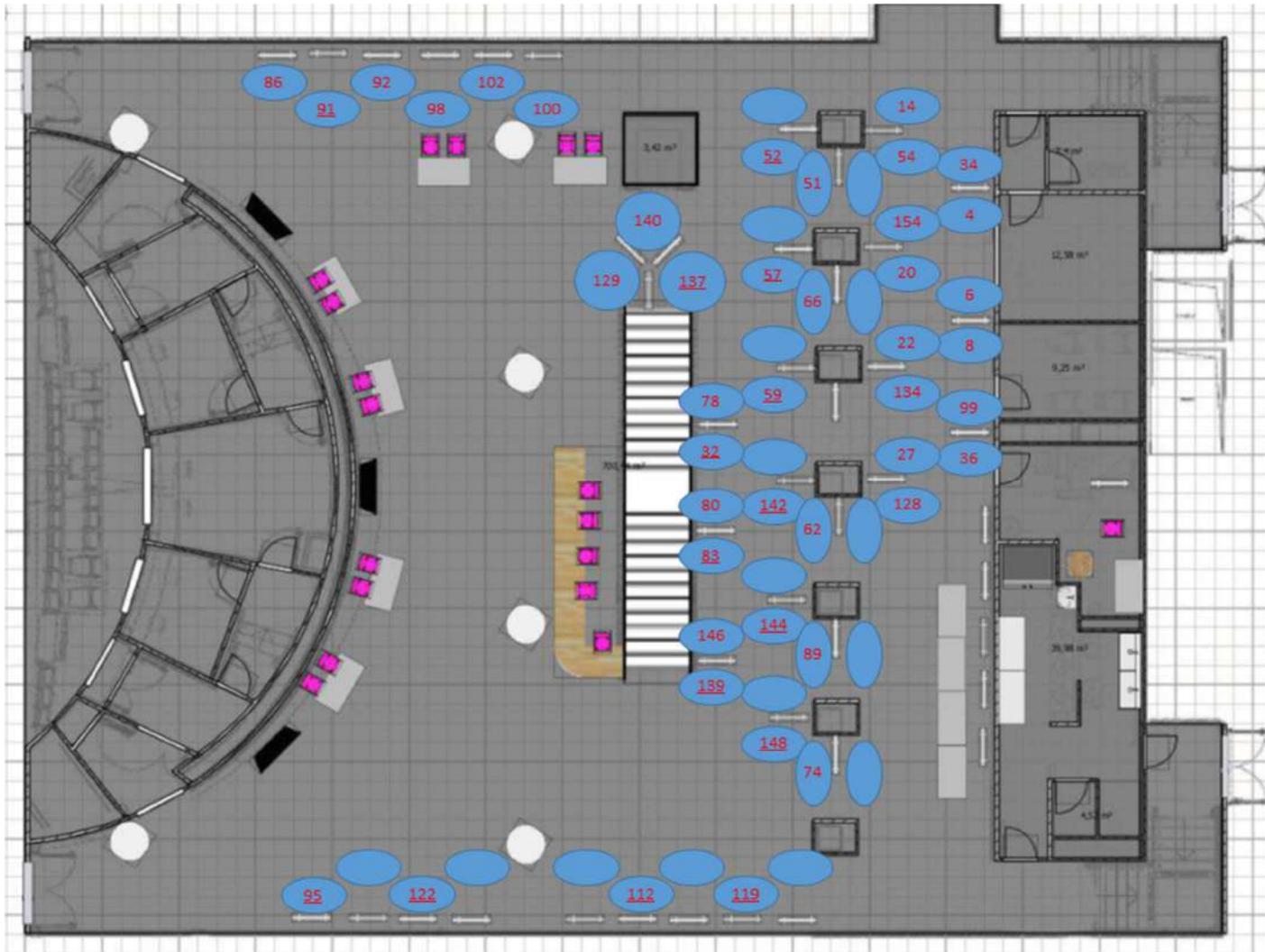
Posters #2/3

Mardi 28 Mars 11h – 12h



Posters #3/3

Mardi 28 Mars 16h30 – 17h30



Extension de PASTeUR aux excitations 3D sélectives pour une imagerie en transmission parallèle pousse-bouton à 7 Tesla

Redouane Jamil¹, Aurélien Massire², Franck Mauconduit¹, Vincent Gras¹, Mathieu Naudin^{3,4,5}, Rémy Guillevin^{3,4,5}, Eberhard Pracht⁶, Tony Stöcker^{6,7}, Nicolas Boulant¹ et Rüdiger Stimberg⁶
¹Université Paris-Saclay, CEA, CNRS, BA0BAB, NeuroSpin, Gif-sur-Yvette. ²Siemens Healthcare SAS, Saint Denis. ³CHU Poitiers. ⁴LRCOM I3M, DACTIM LMA CNRS 7348, Université de Poitiers. ⁵Laboratoire de Mathématiques Appliquées, UMR CNRS 7348, Université de Poitiers. ⁶German Center for Neurodegenerative Diseases (DZNE), Bonn, Allemagne. ⁷Department of Physics and Astronomy, University of Bonn, Allemagne.

Objectifs : La transmission parallèle (pTX) permet de corriger les inhomogénéités du champ B_1^+ , mais requiert un flux de travail fastidieux. Le package PASTeUR¹ est un ensemble de séquences pTX utilisant des impulsions RF universelles² (UP). L'objectif de ce travail est d'étendre les UP aux excitations 3D sélectives (Slab-UP³) pour n'importe quelle épaisseur, orientation et position de tranche.

Matériels et Méthodes : Une seule impulsion RF universelle de type kT -points^{4,5} a été conçue pour l'ensemble du cerveau. Un module dédié génère dynamiquement une forme de gradient et une fréquence porteuse adaptés à l'épaisseur, la position et l'orientation du champ de vue choisis par l'opérateur. Les acquisitions ont été réalisées sur 3 volontaires sains sur un 7T Magnetom Terra (Siemens Healthcare) équipé d'une antenne tête 8Tx/32Rx.

Résultats : La figure 1 montre des cartes de tSNR (SNR temporel) acquises à 1.6 mm^3 sur un volontaire en modes CP et pTX avec une séquence 3D-EPI^{6,7}. Le tSNR mesuré est plus élevé en mode pTX grâce à une meilleure homogénéité B_1^+ . La figure 2 montre une acquisition 3D-EPI sélective de 0.8 mm^3 (TA: 12,7 s), avec un gain de signal observé grâce au slab-UP. La figure 3 illustre la haute qualité d'image obtenue pour l'imagerie pondérée en susceptibilité (SWI) réalisée avec une 3D-GRE slab-UP (TA: 5 min, $0.3 \times 0.3 \times 3 \text{ mm}^3$), avec un signal et un contraste d'image maintenus dans le cervelet.

Conclusion : Les Slab-UP ont été implémentés avec succès pour réaliser des excitations 3D sélectives, puis validées avec les séquences 3D-EPI et 3D-GRE. Cette nouvelle fonctionnalité permet de bénéficier d'un temps d'acquisition réduit et d'une homogénéité satisfaisante du champ B_1^+ .

Références : [1] Massire 2022, Magnetom Flash 80. [2] Gras 2017, MRM 77, 635–43. [3] Jamil 2021, MRM 85, 1004–12. [4] Cloos 2012, MRM 67, 72–80. [5] Gras 2015, JMR 261, 181–89. [6] Poser 2010, NeuroImage, 51, 261–66. [7] Stimberg 2021, MRM 85, 1540–51.

Remerciements : Fondation Leducq et FET-Open AROMA (n° 885876)

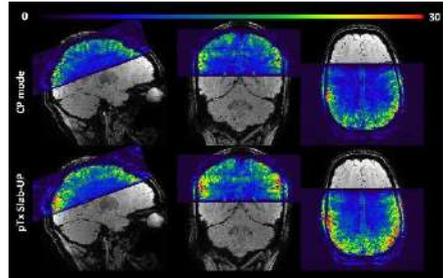


Figure 1 : Vues orthogonales des cartes de tSNR obtenues avec la séquence 3D-EPI (CP vs Slab-UP)

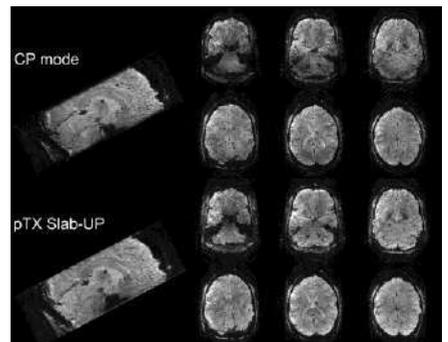


Figure 2 : Imagerie anatomique haute-résolution obtenue avec la séquence 3D-EPI (CP vs Slab-UP)

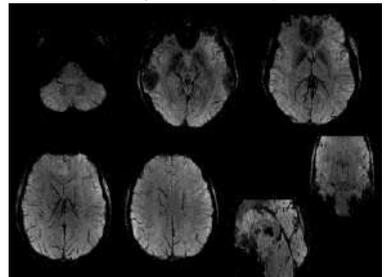


Figure 3 : Imagerie SWI haute-résolution obtenue avec la séquence 3D-GRE Slab-UP

Évaluation par intelligence artificielle des facteurs prédictifs de la mauvaise récupération fonctionnelle à 3 mois au cours de la prise en charge des AVC

Jérémy Deverdun¹, Elisabeth Fabre², Amel Benali^{1,2}, Cyril Darganzali², Vincent Costalat², Caroline Arquizan³, Nicolas Menjot², Marinette Moynier², Emmanuelle Le Bars^{1,2}

¹Affiliation 1 (CHU de Montpellier, Institut d'imagerie fonctionnelle humaine, Montpellier, France), ²Affiliation 2 (CHU de Montpellier, Service de neuroradiologie, Montpellier, France), ³Affiliation 3 (CHU de Montpellier, Service de neurologie, Montpellier, France),

Objectifs : Plusieurs études ont mis en évidence les facteurs pronostiques associés à la bonne récupération fonctionnelle chez des patients AVC traités par thrombectomie mécanique (TM), parmi eux, des caractéristiques cliniques du patient, de l'AVC, de prise en charge hospitalière ainsi que de l'acte de thrombectomie^{1,2}. Des méthodes basées sur l'intelligence artificielle permettent de prendre en compte simultanément de multiple variables³. Nous nous proposons, chez des patients victimes d'AVC ayant bénéficié d'une TM, d'évaluer l'évolution au cours de la prise en charge de la prédiction de la mauvaise récupération fonctionnelle à 3 mois sur la base du mRS.

Matériels et Méthodes : Un total de 425 patients du CHU de Montpellier (base STORM) a été inclus dans notre étude. Trente-cinq variables en pré-TM et dix variables associées à la TM ainsi qu'au suivi ont également ont été collectées. Afin de prédire la récupération à 3 mois, des modèles d'intelligence artificielle de type « support vector machine » (SVM) ont été réalisées de façon incrémentielle au cours de la prise en charge. Les patients ont ainsi été séparés en cohorte d'apprentissage (N=318), et cohorte de validation (N=107). La qualité des modèles a ensuite été évaluée chronologiquement via leur aire sous la courbe ROC (AUC) puis éprouvée avec des neuroradiologues expérimentés sur des cas définis comme compliqués.

Résultats : Il est possible de prédire la mauvaise récupération pre-TM (AUC = 0.85 ± 0.07 , précision = 73.4 ± 6.9), l'inclusion des variables post-TM permettant d'améliorer la prédiction (AUC = 0.92 ± 0.05 , précision 77.7 ± 9). L'âge, le diabète, les troubles neurologiques, et le NIHSS à l'admission et à 24h étant les variables permettant les plus grands gains d'AUC (**Erreur ! Source du renvoi introuvable.**). Malgré leurs performances élevées et conformément à la littérature³, le modèle est légèrement moins efficace que les neuroradiologues (11/20 et 10/20 erreurs respectivement).

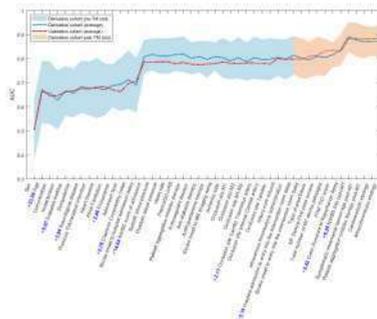


Figure 1 : Evolution de l'AUC dans la prise en charge

Conclusion : Notre modèle obtient des performances proches des neuroradiologues, en identifiant les mêmes variables clés de la mauvaise récupération à 3 mois. Il pourrait ainsi permettre d'identifier automatiquement les profils à risques.

Références : [1] Cheung VJ et al. Improving Door to Groin Puncture Time for MT via Iterative Quality Protocol Interventions. *Cureus*. 2018. [2] Nagel S et al. Clinical Utility of Electronic ASPECT Score Software in the ENCHANTED Trial Database.

Stroke. 2018. [3] Nishi H et al. Predicting Clinical Outcomes of Large Vessel Occlusion Before MT Using Machine Learning. Stroke. 2019.

Intérêt du couplage IRM fonctionnelle et capture du mouvement dans l'évaluation de la récupération motrice post-AVC

Zakaria Belkacem^{1,2}, Liesjet van Dokkum^{1,2}, Andon Tchechmedjiev², Nicolas Menjot de Champfleur¹, Denis Mottet², Emmanuelle Le Bars¹

¹ CHU de Montpellier, Institut d'imagerie fonctionnelle humaine, Montpellier, France

² Euromov Digital Health in Motion, Université de Montpellier, IMT Mines Alès, Montpellier, France

Objectifs : L'IRM fonctionnelle (IRMf) après un accident vasculaire cérébral (AVC) a permis de mieux comprendre l'évolution des patterns d'activation fonctionnelle au cours de la récupération motrice[1]. Pourtant, l'interprétation des patterns observés reste source de discussion car non systématiquement associée à la qualité de la récupération motrice. Pour en tenir compte, des informations sur la cinématique de la tâche motrice de l'IRMf sont recommandées[2]. Nous avons effectué une revue systématique de l'analyse conjointe couplant l'IRMf et la capture du mouvement. L'objectif est de rapporter comment une telle analyse conjointe est actuellement effectuée, et si cela apporte une plus-value dans la compréhension de la récupération motrice après un AVC.

Matériels et méthodes : La revue a été effectuée selon les critères PRISMA, avec des termes de recherches relatifs à l'IRMf, l'AVC et la cinématique du mouvement. La qualité des articles sélectionnés a été évaluée par une version adaptée du Clinical Epidemiological Round[3]. Pour chaque article, un recensement des caractéristiques de la tâche motrice, de la capture du mouvement, de l'IRMf et des analyses statistiques a été effectué.

Résultats : Quatre-cent-quatre articles issus de 4 bases de données ont été retenus, dont 66 respectant les critères d'inclusion. Les 31 articles retenus après études se basent sur un nombre de sujet variable et souvent très faible ($N=11.2\pm 6.6$). La cinématique couplée à l'IRMf a été principalement utilisée en tant que régresseur à l'échelle individuelle (30%), covariable à l'échelle de groupe (40%), et pour discriminer des groupes de patients (30%).

Conclusion : Des études soulignent une corrélation plus spécifique entre les activations cérébrales et la cinématique, comparée à l'utilisation seule des périodes de mouvement [4], [5]. Néanmoins, la revue met en évidence une nécessité de standardiser le couplage entre analyse du mouvement et activité cérébrale.

Références : [1] Buma FE et al., Functional neuroimaging studies of early upper limb recovery after stroke: a systematic review of the literature, *Neurorehabil. Neural Repair*, 2010 [2] Kwakkel G et al., Standardized measurement of quality of upper limb movement after stroke: Consensus-based core recommendations from the Second Stroke Recovery and Rehabilitation Roundtable, *Stroke*, 2019 [3] How to read clinical journals: III. To learn the clinical course and prognosis of disease, *Can. Med. Assoc. J.*, 1981 [4] Brihmat N et al., Controlling for lesions, kinematics and physiological noise: impact on fMRI results of spastic post-stroke patients, *MethodsX*, 2020 [5] Buma FE et al., Brain activation is related to smoothness of upper limb movements after stroke, *Exp Brain Res*, 2016

Effet des hauts champs magnétiques statiques sur l'oreille interne de la souris

Caroline Le Ster¹, Erwan Serlingue¹, Roseline Poirier², Jean-Marc Edeline², Sébastien Mériaux¹, Nicolas Boulant¹

¹Université de Paris-Saclay, CEA, CNRS, BAOBAB, Neurospin, Gif-sur-Yvette, France,

²Université de Paris-Saclay, CNRS, NeuroPSI, Saclay, France

Objectifs : Une étude publiée en 2021 a mis en évidence des troubles vestibulaires sur long terme chez des souris non anesthésiées exposées chroniquement à un champ magnétique statique (B0) de 16,4T, laissant supposer une altération permanente de leur système vestibulaire [1]. L'objectif ici était d'étudier les effets sur l'oreille interne d'une exposition chronique à des champs B0 de 11,7T et 17,2T via des tests comportementaux et ABR dans le cadre de la mise en exploitation de l'imageur Iseult.

Matériels et Méthodes : 24 souris C57BL6 ont été divisées en 3 groupes de 4 mâles et 4 femelles. Un groupe a été exposé à un champ B0 de 17,2T, un autre à 11,7T et le dernier groupe a été utilisé comme contrôle (pas d'exposition). Les souris ont été exposées régulièrement au champ B0 sans séquence, sous anesthésie et par session de 2h pendant 5 semaines, pour un total de 20h d'exposition par souris. Des tests comportementaux sensibles à l'équilibre (balance beam, rotarod et nage) ont été réalisés régulièrement pendant la période d'exposition et répétés 2 semaines après la dernière exposition. Des tests ABR (auditory brainstem response) ont ensuite été réalisés pour mesurer l'intensité minimale des stimuli audio générant des potentiels évoqués, ce qui permet de tester les propriétés de la cochlée et notamment de ses cellules ciliées, de même nature que celles présentes dans le système vestibulaire.

Résultats : Les souris tournaient sur elles-mêmes pendant quelques minutes après leur exposition à 11,7T ou 17,2T, puis retrouvaient une locomotion normale. Aucune différence significative n'a été mesurée entre les groupes de souris pour les tests de balance beam, rotarod et de nage (Figure 1). Les seuils ABR étaient significativement plus élevés pour les souris contrôles que pour les souris exposées ($p < 0.01$).

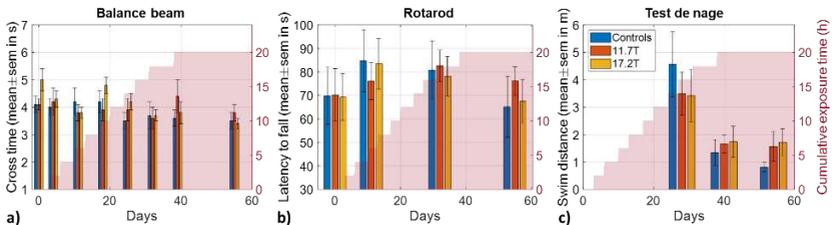


Figure 1 : Résultats des tests de balance beam (a), rotarod (b) et nage (c) réalisés pendant et après l'exposition chronique des souris (temps d'exposition cumulé en rouge ombragé) à des champs B0 de 0T (groupe contrôle), 11,7T et 17,2T.

Conclusion : Le système vestibulaire des souris a été perturbé de manière transitoire suite à leur exposition à 11,7T ou 17,2T. En revanche, aucune perturbation comportementale n'a été détectée au lendemain des expositions, même après 20h d'exposition cumulée. De même, deux semaines après la dernière exposition, aucune altération de l'oreille interne n'a été détectée via les tests comportementaux et ABR.

Références : [1] Tkáč I, Benneyworth MA, Nichols-Meade T, et al. Long-term behavioral effects observed in mice chronically exposed to static ultra-high magnetic fields. *MRM*, 2021;86(3):1544-59.

OMRI A CHAMP ULTRA-FAIBLE : un nouveau système d'imagerie des radicaux libres chez les rongeurs

Dahmane Boudries¹, Philippe Massot¹, Elodie Parzy¹, Seda Seren¹, Philippe Mellet¹, Jean-Michel Franconi, Sylvain R.A. Marque², Stefan Wintzheimer³, Florian Fidler⁴, Eric Thiaudiere¹

¹ CNRS 1 (Université de Bordeaux, CRMSB, Bordeaux, France), ²CNRS 2 (Université de Marseille, CIR, Marseille, France), ³ Pure Devices 3 (Rimpar, Allemagne), ⁴ Fraunhofer 4 (Würzburg, Allemagne)

Objectifs : Le but de cette étude était d'évaluer la faisabilité de l'OMRI (IRM rehaussée par l'effet Overhauser) à champ ultra bas pour observer la biodistribution des radicaux libres chez des rats vivants.

Matériels et Méthodes : Le système instrumental PrimoGAIA ULF intègre : une cage B0 capable de créer un champ magnétique statique dans n'importe quelle direction de 0 à 206 μ T et de compenser en même temps le champ magnétique terrestre ; une unité de pré-polarisation magnétique (bobine solénoïde commutable produisant 20mT) ; une unité RPE (émetteur RF, bobine en cage d'oiseau (D=62mm, L=95mm) fonctionne à 72MHz à 206 μ T ; une unité RMN 1H (canal d'émission/réception à 8.79kHz ; bobine "gradiomètre" d'émission-réception basse fréquence de 110mm de long et 80mm de diamètre) ; un système de gradients 3D pour le codage spatial; un séquenceur programmé sous Matlab®. Séquences : Toutes les expériences RMN ont été réalisées à 206 μ T et comprenaient une étape de préparation, soit une pré-polarisation à 20mT pour l'imagerie anatomique, soit une irradiation RPE pour l'OMRI. L'imagerie in-vivo a été réalisée chez des rats femelles Wistar anesthésiés (kétamine/xylazine) (masse corporelle 250g). Les rats ont été soit injectés par voie i.v. avec 1ml de TOPCA à 200mM, soit instillés par voie intratrachéale avec 100 μ l de 3-carboxy-proxyl à 100mM. Une séquence ZTE (TR/TE = 245/13ms) a été utilisée.

Résultats : Avec la pré-polarisation magnétique, la forme générale du corps entier du rat a pu être acquise en 3D lors de 3 expériences distinctes (Fig.1). Le SNR moyen était de l'ordre de 10. L'OMRI réalisée soit dans l'abdomen soit dans le thorax a permis une visualisation claire des nitroxydes dans les reins (Fig.1.C-D), la vessie (Fig.1.B-D) et les poumons (Fig.1.A). Le SNR était de l'ordre de 3-5.

Conclusion : Le système à faible coût a permis à la fois l'imagerie 3D classique avec pré-polarisation et l'OMRI en 3D chez les rongeurs vivants. Les nitroxydes utilisés étaient stables et non toxiques. Aucun problème de chauffage des tissus n'a été rencontré, grâce à la basse fréquence RPE. Cette étude ouvre la voie à l'imagerie moléculaire future de la protéolyse dans le contexte des maladies inflammatoires, par exemple dans les poumons ou les reins. D'autres développements sont en cours pour transposer cette approche sur des animaux plus grands.

Remerciements : Ce projet a été financé par le programme de recherche et d'innovation Horizon 2020 de l'Union européenne dans le cadre de la convention de subvention n° 863099.

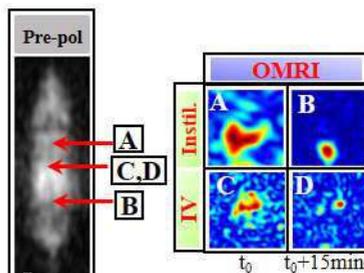


Figure 1 : A droite : Image 3D in vivo du rat par pré-polarisation magnétique. A gauche : Images OMRI 3D des reins et vessie (C, D), poumons et vessie (A, B)

Polyphénols de raisin extraits de manière éco-durable : neuroprotection dans l'hypoxie-ischémie néonatale. Approche nutritionnelle intergénérationnelle.

Pierre Goudeneche¹, Imad Benkhaled^{1,2}, Flavie Perrin³, Marie-Christine Beauvieux¹, Jean-François Chateil¹, Luc Pellerin⁴, Jérôme Guillard³, Anne-Karine Bouzier-Sore¹ and Hélène Roumes¹

¹CRMSB, UMR 5536, Université de Bordeaux – CNRS, 33000 Bordeaux, France,

²I3M, CNRS-Siemens, Université de Poitiers – CHU de Poitiers, 86073 Poitiers, France,

³IC2MP, UMR 7285, Équipe 5 Chimie, Université de Poitiers – CNRS, 86000 Poitiers, France,

⁴IRMETIST, Inserm U1313, Université de Poitiers – CHU de Poitiers, 86021 Poitiers, France

Objectifs : De par sa prévalence, les séquelles neuronales fonctionnelles et comportementales associées et le manque de thérapies efficaces, l'hypoxie-ischémie néonatale (HIN) représente un problème de santé publique majeur, nécessitant le développement de nouvelles stratégies neuroprotectrices. Les polyphénols, molécules aux propriétés anti-apoptotiques, anti-inflammatoires et antioxydantes pourraient prévenir les lésions induites par l'HIN. Si de nombreuses études précliniques montrent un effet neuroprotecteur du resvératrol (RSV), son application thérapeutique reste limitée en raison de sa faible biodisponibilité. Pour pallier cette limite, nous avons évalué l'effet neuroprotecteur d'une supplémentation maternelle avec un cocktail de polyphénols (CP) de raisin, extraits de manière éco-durable, présentant des effets synergiques.

Matériels et Méthodes : La neuroprotection du CP a été évaluée sur un modèle d'HIN chez le raton. Les polyphénols naturels ont été obtenus grâce à une technologie innovante par extraction à l'eau sous-critique afin de s'affranchir des solvants organiques et métaux lourds liés aux procédés de synthèse chimique classiques (aucune toxicité). Ce CP a été administré aux rates gestantes ou allaitantes, via l'eau de boisson, durant les 15 j précédant l'accident d'HIN des ratons. Âgés de 7 j (P7), les ratons ont subi une HIN (ligature de l'artère carotide commune gauche + 2 h à 8% O₂). L'évolution des volumes lésionnels a été suivie *in vivo* par IRM de diffusion (P7, P9, P30, Bruker 4,7 T) et les aptitudes cognitivo-sensori-motrices des ratons ont été évaluées (P8 à P45) par des tests de comportement (réflexes précoces, mNSS, reconnaissance du nouvel objet). Les résultats ont été comparés à ceux obtenus selon le même protocole avec une supplémentation de RSV de 0,15 mg/kg/j.

Résultats : Dans un contexte d'HIN, la supplémentation maternelle avec le CP a engendré chez le raton une meilleure neuroprotection que celle avec du RSV seul. Cette neuroprotection a été mise en évidence par une diminution des volumes lésionnels (en % du cerveau total : $10 \pm 2\%$ et $4 \pm 2\%$ pour le groupe RSV et pour le groupe CP, respectivement) et une préservation des fonctions cognitivo-sensori-motrices des ratons.

Conclusion : Nous montrons, pour la première fois, que la supplémentation maternelle avec un CP extrait par chimie verte prévient en intergénérationnelle, les séquelles induites par l'HIN. Ces données ouvrent des pistes prometteuses de stratégies préventives nutraceutiques destinées à la femme enceinte, les doses utilisées étant nutritionnelles et non pharmacologiques (0,15 mg/kg/j équivalent RSV).

Remerciements : ANR10-IDEX-03-02, ANR-10-LABX-57, ANR-15-CE37-0012, FNS n°310030E-164271, LabCom I3M, projet Vitirex Nouvelle Aquitaine, projet ERDG ADEME.

μ GUIDE : une architecture pour l'imagerie de la microstructure par inférence guidée par l'incertitude par apprentissage profond

Maëliss Jallais^{1,2}, Marco Palombo^{1,2}

¹Cardiff University Brain Research Imaging Centre (CUBRIC), Cardiff University, Cardiff, United Kingdom; ²School of Computer Science and Informatics, Cardiff University, Cardiff, United Kingdom.

Objectifs : L'IRM de diffusion (IRMd) est une méthode prometteuse pour caractériser la microstructure du cerveau in-vivo¹. Les méthodes traditionnelles quantifient des paramètres de la microstructure en fittant un modèle biophysique aux signaux obtenus pour différentes sensibilités, produisant des cartes paramétriques. Cependant, ces cartes ne présentent qu'une solution possible et ne fournissent pas de mesures de confiance qui pourraient aider dans l'interprétation des résultats. L'estimation de distributions postérieures permet de caractériser l'ensemble des valeurs qui pourraient expliquer une mesure observée, l'incertitude associée, ainsi que les dégénérescences liées au modèle. Nous proposons une méthode Bayésienne, appelée μ GUIDE, permettant d'estimer rapidement les distributions postérieures des paramètres de microstructure du tissu pour n'importe quel modèle biophysique donné.

Matériels et Méthodes : μ GUIDE repose sur une formulation d'inférence basée sur la simulation², qui prend en entrée un signal de diffusion avec plusieurs pondérations et directions x , et produit une distribution postérieure $p(\theta|x)$ des paramètres θ du modèle dans chaque voxel. Un perceptron multicouches est appliqué afin de réduire la dimension de x , puis un *normalizing flow*³ estime $p(\theta|x)$. Nous montrons une application sur le Modèle Standard⁴ (MS), un modèle biophysique à deux compartiments dont les paramètres θ sont la fraction de signal provenant des neurites f , l'indice de dispersion d'orientation ODI , et les diffusivités intra-neurites et parallèle/perpendiculaire dans l'espace extra-cellulaire. L'entraînement est effectué sur 10^6 échantillons simulés selon ce modèle. Nous avons défini quatre mesures pour

caractériser les distributions postérieures obtenues : le maximum-a-posteriori (MAP), la dégénérescence, l'incertitude, et l'ambiguïté. Nous avons appliqué la méthode sur une acquisition IRMd d'un patient épileptique, avec $b=[200,500,1200,2400]$ s/mm² et $[20,20,60,61]$ directions uniformément distribuées, $\delta/\Delta=7/24$ ms, TE/TR=76/3200 ms.

Résultats : Les estimations de f dans la lésion épileptique, au niveau de la SB, présentent une faible incertitude et ambiguïté, ce qui permet une grande confiance en ces estimations, tandis que les estimations d' ODI présentent une grande incertitude et ambiguïté dans cette zone, suggérant une faible confiance en l'estimation, mettant donc en garde sur l'interprétation.

Conclusion : μ GUIDE permet de mettre en évidence les dégénérescences et d'obtenir des informations concernant l'incertitude et l'ambiguïté d'une estimation, guidant ainsi l'interprétation des résultats. Les changements de ces mesures peuvent aider les cliniciens à décider quels paramètres sont les plus fiables et ainsi mieux interpréter les changements de la microstructure dans les tissus pathologiques.

Références : [1] Jelescu et al., J Neurosci Methods, 2020 [2] Jallais et al., MELBA, 2022 [3] Papamakarios et al., JMLR, 2021 [4] Novikov et al., NMR in Biomed, 2019.

Remerciements : UKRI Future Leaders Fellowship (MR/T020296/2)

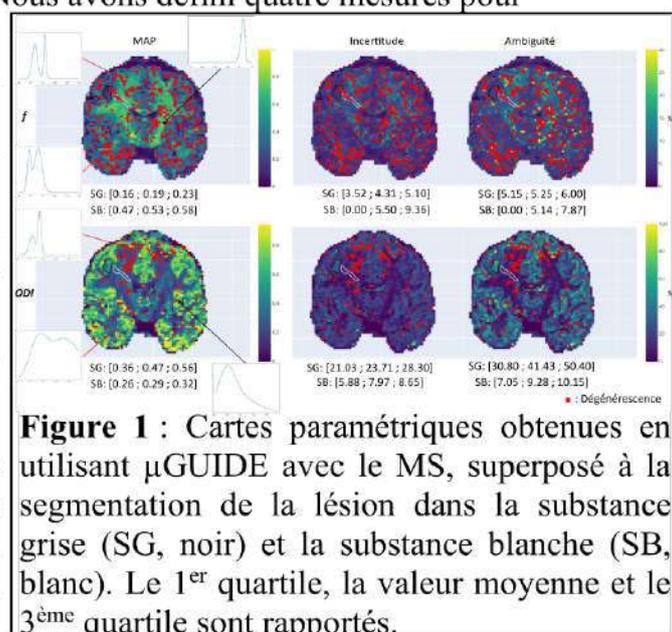


Figure 1 : Cartes paramétriques obtenues en utilisant μ GUIDE avec le MS, superposé à la segmentation de la lésion dans la substance grise (SG, noir) et la substance blanche (SB, blanc). Le 1^{er} quartile, la valeur moyenne et le 3^{ème} quartile sont rapportés.

MESURE PAR IRM DES COURANTS RF DANS DES IMPLANTS ACTIFS

Chiara Hartmann¹, Mélina Bouldi², Jan M Warnking¹

¹U1216, Grenoble Institut Neurosciences, Univ. Grenoble Alpes, Inserm, Grenoble, France, ²ZMT Zurich MedTech AG, Zürich, Switzerland

Objectifs : L'exposition aux radiofréquences durant un examen IRM d'un patient porteur d'implant actif implique un risque d'échauffement des tissus [1]. Cette étude vise à valider, par des simulations électromagnétiques et des expériences sur fantôme, notre modèle du B^+_{1} en présence d'un fil, utilisé pour mesurer individuellement le courant induit par IRM.

Matériel et méthodes : Nous avons modélisé le champ B^+_{1} transmis en présence d'un fil conducteur infini, dans lequel circule un courant RF d'amplitude I et de phase ϕ_j , par la composante circulairement polarisée à gauche de la somme phasée du B^+_{1} "background" venant de l'IRM (d'amplitude $B^+_{1,b}$ et de phase ϕ_b) et du $B_{1,j}$ généré par le courant.

Ce modèle a été validé d'une part par des simulations électromagnétiques 3D (Sim4Life, ZMT, Zürich, Switzerland) [2] et d'autre part par des expériences IRM. L'objet test était un fantôme ASTM [3] avec un fil de cuivre droit placé parallèle à B_0 et incliné de 45° dans une simulation.

A partir des simulations, le courant et le B^+_{1} proche du fil ont été extraits à plusieurs positions le long du fil. $B_{1,b}$ a été estimé à partir des simulations sans fil. A partir des cartes de B^+_{1} , des signaux IRM ont été simulés pour deux séquences AFI [4]. Les expériences ont été réalisées sur une IRM 3.0T (Philips, Netherlands) sur la plateforme IRMaGe (Grenoble, France).

A partir des signaux IRM provenant des simulations et des acquisitions, les paramètres du modèle ont été ajustés grâce à un algorithme d'évolution différentielle. Les paramètres reconstruits à partir des simulations ont été comparés à leurs valeurs simulées. Pour comparer simulations et expériences, I a été normalisé à un B_1 local de référence, $B_{1,ref} = 3.1 \mu T : I_{ref} = I \cdot B_{1,ref} / B_{1,nom}$.

Résultats : Les paramètres du modèle reconstruits à partir des simulations EM correspondent bien aux valeurs extraites de la simulation pour les deux configurations du fil. L'erreur relative moyenne sur le courant est de 2.5% pour le fil parallèle à B_0 (Fig.1.a) et 4.8% pour le fil incliné à 45° . La différence relative médiane entre les signaux ajustés et les signaux simulés est de 3.4% pour le fil parallèle à B_0 , et 6.3% pour le fil incliné. La différence relative médiane entre les signaux acquis et reconstruits est de 5.2%.

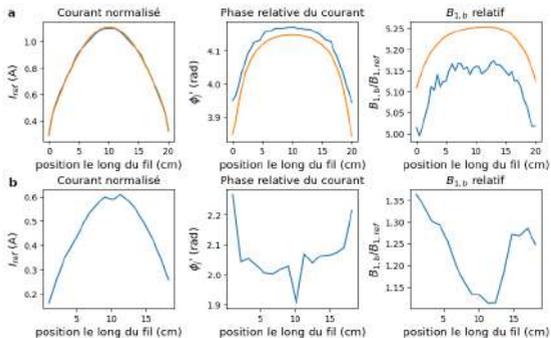


Fig. 1 : Principaux paramètres du modèle

— valeurs de paramètres ajustés à partir des signaux IRM simulés (a) et mesurés (b)
— valeurs de référence issues de la simulation

Conclusion : Le modèle analytique est validé par la simulation et permet de reconstruire les signaux expérimentaux ainsi qu'un profil de courant similaire aux simulations. La différence entre les amplitudes de courant obtenues reste pour l'instant non expliquée car il n'est pas possible de mesurer expérimentalement les courants RF. Il faudra valider le courant RF expérimental et optimiser la séquence d'acquisition pour minimiser le DAS et sa durée.

Références : [1] J Spiegel et al., Journal of Neurosurgery 2003, 99:772–74 [2] M Bouldi et al. Proc. ISMRM-ESMRMB 2014, p6672 [3] F04 Committee. ASTM F2182-19e ASTM International, 2019. <https://doi.org/10.1520/F2182-19E01> [4] M Bouldi et al. Proc ISMRM 2017, p347.

Imagerie spectroscopique du GABA pour la localisation de la zone épiléptogène dans un modèle animal d'épilepsie focale.

Alicia Plaindoux¹, Yann Le Fur², Jia Guo³, Clothilde Courivaud¹, Julien Valette⁴, Vasile Stupar^{1,5}, Florence Fauvelle^{1,5}

¹Grenoble Institut des Neurosciences, INSERM, U1216, Université Grenoble Alpes, Grenoble, France, ²CRMBM, Aix-Marseille Université, Marseille, France, ³Département de Psychiatrie, New York, USA, ⁴Université Paris-Saclay, CEA, CNRS, MIRCen, Laboratoire des maladies Neurodégénératives, Fontenay-aux-Roses, France, ⁵IRMaGe, INSERM, US17, CNRS, US3552, CHU Grenoble Alpes, Université Grenoble Alpes, Grenoble, France

Objectifs : L'acide gamma-aminobutyrique (GABA) est un biomarqueur spécifique de la ZE dans le modèle murin d'épilepsie du lobe méso-temporal (MTLE) KA-MTLE¹. Dans notre étude, nous proposons une méthode d'imagerie spectroscopique par résonance magnétique (CSI) d'édition du GABA pour améliorer la localisation spatiale de la ZE dans ce modèle souris : la CSI MEGA-LASER.

Matériels et Méthodes : Les fantômes ont été fabriqués avec des tubes en verre contenant 20 mM de N-acétyl aspartate (NAA), de créatine (Cr), de glutamate (Glu) et de glutamine (Gln), et 0 à 50 mM de GABA (figure 1). Les souris KA-MTLE ont été obtenues en injectant 50nL de Kainate dans l'hippocampe dorsal droit et du NaCl pour les Shams. Les expériences MEGA-LASER CSI avec GABA ont été réalisées sur un scanner Bruker 9.4T avec des spectres ON et OFF entrelacés et TE/TR=68/2000ms. Pour le traitement des données, un pipeline a été mis en œuvre en utilisant CSIAPy² et JET³.

Résultats : Les cartes de métabolites du fantôme (figure 1) montrent que le Glu+Gln (Glx) ne varie pas entre les 7 compartiments alors que l'augmentation du GABA est clairement visible, en accord avec les concentrations dans chaque tube. Pour les acquisitions chez la souris, la carte GABA+/Glx montre la forte augmentation de GABA+ (GABA+macromolécules) dans l'hippocampe droit de la souris KA-MTLE, alors que pour la Sham, aucune différence n'a été observée (figure 2).

Conclusion : Nous avons montré que la séquence CSI MEGA-LASER permet d'éditer le GABA et de distinguer des compartiments avec différentes concentrations de ce métabolite. De plus, l'augmentation du GABA dans l'hippocampe injecté du KA-MTLE peut être clairement mise en évidence grâce à cette méthode. Par conséquent, la CSI MEGA-LASER pourrait permettre de localiser spatialement l'EZ dans ce modèle de souris.

Références : [1] Hamelin et al. In vivo gamma-aminobutyric acid increase as a biomarker of the epileptogenic zone : Une approche métabolomique non biaisée. *Epilepsia*. 2020 Dec. [2] Le Fur et al. Grid-free interactive and automated data processing for MR chemical shift imaging data. *Magn Reson Mater Phy* 23, 23-30 (2010). [3] Guo et al. In vivo detection and automatic analysis of GABA in the mouse brain with MEGA-PRESS at 9.4 T. *NMR Biomed*. 2018 ;31(1).

Remerciements : Cette étude a été soutenue par un financement de l'INSERM et une subvention de la Fondation Française pour la Recherche sur l'Epilepsie (FFRE).

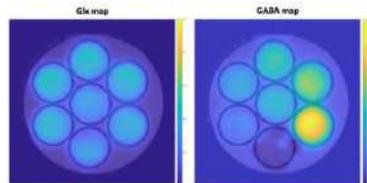


Figure 1 : Cartes du GABA et du Glx du fantôme superposées à l'image IRM pondéré en T2.

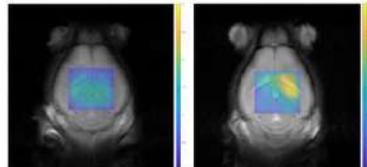


Figure 2 : Cartes GABA+/Glx d'une souris Sham (gauche) et KA-MTLE (droite) superposées à l'image IRM pondéré en T2.

Vers la validation d'un biomarqueur Dans le diagnostic de la catatonie périodique

de Billy Clément*^{1,2}, Jeanjean Ludovic Christophe^{1,2}, Mainberger Olivier^{1,2}, Obrecht Alexandre^{1,2}, Arcaj Hippolyte^{1,2}, Sauleau Erik André³, Foucher Jack René^{1,2}

1 ICube – CNRS UMR 7357, Neurophysiology, FMTS, University of Strasbourg, France.

2 CEMNIS – Noninvasive Neuromodulation Center, University Hospital Strasbourg, France.

3 Biostatistical laboratory, iCube – CNRS UMR 7357, University of Strasbourg, France.

Objectifs : La catatonie périodique (PC) est un phénotype psychomoteur avec une évolution rémittente progressive (1,2). Ses caractéristiques principales consistent en un mélange d'hypo- et d'hyperkinésie entraînant des distorsions des mouvements expressifs tels que des grimaces et des parakinésies. Nous avons cherché à analyser les performances d'un biomarqueur de diagnostic de PC : une augmentation du débit sanguin cérébral (rCBF) dans l'aire motrice supplémentaire gauche (L-SMA) et le cortex pré moteur latéral (L-LPM), grâce à un modèle d'analyse bayésien permettant des analyses répétées(3).

Matériels et Méthodes : Chez chaque patient 2 séquences IRM différentes ont été répétées sur 3 jours distincts pour obtenir des mesures fiables du rCBF pendant différentes tâches cognitives. Nous avons pris les IRM de patients atteints d'une PC pour les comparer à celles de patients atteints de dépressions ou d'autres formes de schizophrénies. Chaque patient a été comparé à 37 témoins qui ont servi à établir les débits sanguins de référence. Dans la L-SMA et la L-LPM, un test était positif si la valeur $t > 2,02$ ($\alpha < 0,05$; bilatéral).

Résultats : Nous avons utilisé les IRM de 22 patients PC et de 34 patients avec une autre atteinte (non-PC). Ces IRM étaient issues d'études qui avaient pour objectif secondaire la recherche d'un biomarqueur. Avec une sensibilité (Se) et une spécificité (Sp) respectivement de 77% et 78%, les paramètres discriminants de notre biomarqueur étaient satisfaisants. Nous avons réalisé une première analyse sur un petit échantillon dans un but de preuve de concept (9 PC et 26 non PC avec une Se de 98% et une Sp de 88%)(4), analyse qui nous a servi d'à priori pour notre modèle bayésien. La prise en compte des limites de notre biomarqueur nous a permis de réaliser une analyse post Hoc en excluant les patients sources de faux positifs (patients avec des atteintes motrices liées à des lésions neurologiques acquises) pour mettre en évidence le potentiel de notre biomarqueur : une Se à 82% et une Sp à 91%.

Conclusion : L'approche bayésienne nous a permis d'adapter notre stratégie exploratoire à la rareté des sujets éligibles à une inclusion. La validation de ce biomarqueur, outre le fait qu'elle représente le premier pas pour ériger la PC au rang de maladie, nous permet d'aborder différemment des tableaux cliniques plus frustes.

Références : [1] Leonhard K. Aufteilung der endogenen Psychosen und ihre differenzierte Ätiologie: 54 Tabellen. Georg Thieme Verlag; 2003. 454 p. [2] Foucher JR, Gawlik M, Roth JN, de Billy C de C, Jeanjean LC, Obrecht A, et al. Wernicke-Kleist-Leonhard phenotypes of endogenous psychoses: a review of their validity. *Dialogues Clin Neurosci.* 2020;22 [3] Ibrahim JG, Chen M-H, Gwon Y, Chen F. The power prior: theory and applications. *Stat Med.* 10 déc 2015 [4] Foucher JR, de Billy C, Jeanjean LC, Obrecht A, Mainberger O, Clauss JME, et al. A Brain Imaging-Based Diagnostic Biomarker for Periodic Catatonia: Preliminary Evidence Using a Bayesian Approach. *Neuropsychobiology.* 10 sept 2019;1-14.

Comparaison des Rapports Signal/Bruit de l'antenne Iseult à 11,7T et de sa jumelle à 7T

Alexis Amadon, Vincent Gras, Edouard Chazel, Paul-François Gapais, Franck Mauconduit, Alexandre Vignaud, Nicolas Boulant, Michel Luong

Université Paris-Saclay, CEA/NeuroSpin, CNRS/BAOBAB

Objectifs : Dans le cadre du projet Iseult à 11.7T, une antenne à transmission parallèle compacte[1] a été conçue pour s'intégrer dans un dispositif de shim de B0 multi-bobines dédié au cerveau. Cette antenne tête Iseult combine 15 éléments émetteurs-récepteurs et 17 éléments de réception, tous découplés géométriquement par découplage inductif résonant. Elle est actuellement utilisée avec un réseau d'émission limité à 8 canaux de puissance. Nous souhaitons ici quantifier son RSB et le comparer à celui obtenu à 7T à partir d'une antenne jumelle appelée Avanti2. Nous en déduisons une nouvelle dépendance en puissance du RSB vis à vis de B0.

Matériels et Méthodes : Avanti2 et Iseult partagent la même architecture hybride avec 2 rangées d'alternances de boucles et de microstrips à alimentation centrale où l'air tient le rôle de diélectrique, et un patch au sommet de la tête. Une sphère d'Agar dopée de 16 cm a été utilisée pour la mesure du RSB. Les mesures de ses propriétés électriques ont donné $\epsilon_r \sim 70$ et $\sigma \sim 0.9$ S/m aux deux fréquences utilisées. Son T1 a été trouvé à {1420, 1470} ms à {7, 11.7} T respectivement. Les scanners 7T et 11,7T de NeuroSpin sont tous deux équipés du système de gradient corps entier Siemens SC72. Le protocole pour la mesure du RSB était le même à 7T et 11.7T, et incluait cartographie de B0 et de B1, obtention d'une excitation homogène par points kr[2], mesure de bruit thermique, et correction du SNR par l'angle de bascule, sur la base d'une séquence GRE 3D acquise avec 2.5 mm de résolution..

Résultats : L'amplitude des matrices de covariance du bruit pour chaque antenne montre des coefficients hors diagonale proches de zéro, en particulier dans l'antenne Iseult, dus à une adaptation d'impédance de 50 Ω entre les éléments Rx et leur préamplificateur. En considérant la moyenne du RSB dans tout le fantôme, un facteur 2,58 (2.54) est trouvé entre Avanti2 et Iseult après (avant) la correction de FA. Ainsi une loi de puissance de 1,83 entre le RSB et l'intensité du champ peut être dérivée de ce résultat, plus ou moins en accord avec 1,94 de [3], où seuls les voxels centraux ont été pris en compte suite à une excitation avec une antenne volumique : c'est là que l'effet de résonance diélectrique causé par le mode à polarisation circulaire améliore le plus le signal avec une intensité de champ croissante.

Conclusion : Lorsque l'on compare les performances de l'antenne tête d'Iseult à son homologue à 7T dans un gel aqueux, on observe une augmentation du RSB moyen d'un facteur 2,58, ce qui laisse entendre un coefficient de puissance de champ de 1,83 pour les fantômes d'Agar. Pour les cerveaux humains, nous nous attendons à une valeur de puissance légèrement inférieure en raison d'une permittivité relative plus faible (43 contre 70). Ce sera le sujet d'une future étude lorsque les autorisations d'imagerie in-vivo seront accordées à 11,7T.

Références : [1]: Luong M, et al, A Compact 16Tx-32Rx Geometrically Decoupled Phased Array for 11.7T MRI, ISMRM 2022, #707. [2] Cloos M A, et al. K_T -points: Short Three-Dimensional Tailored RF Pulses for Flip-Angle Homogenization over an Extended Volume, MRM 67:72-80, 2012. [3] Le Ster, C, et al, Magnetic field strength dependent RSB gain at the center of a spherical phantom and up to 11.7T, MRM 88:2131–2138, 2022.

Reconstruction robuste de la conductivité électrique à l'aide d'un modèle quadratique de la phase de B1, basé sur l'anatomie

Flavy SAVIGNY, Julien LAMY, Paulo LOUREIRO DE SOUSA

ICube, Université de Strasbourg – CNRS

Objectifs : La tomographie des propriétés électriques par résonance magnétique (MREPT) vise à reconstruire la conductivité électrique à la fréquence de Larmor à partir de la mesure du champ de RF B1 produit par une séquence d'écho de spin ou une séquence bSSFP [1,2]. La conductivité σ peut être alors calculée grâce à l'équation d'Helmholtz $\sigma = \nabla^2 \varphi / (\mu_0 \omega_0)$, dans laquelle μ_0 est la perméabilité magnétique du vide, ω_0 la fréquence de Larmor et φ est la phase de B1 [2]. Ce modèle fait toutefois l'hypothèse de l'homogénéité locale de la conductivité du milieu ($\nabla \varphi = 0$). Habituellement, le calcul de $\nabla^2 \varphi$ est réalisé à l'aide de différences finies ce qui implique une forte augmentation du bruit reconstruit. Dans ce travail, nous allons remplacer les différences finies par un modèle quadratique de φ , basé sur des images anatomiques de façon à respecter la condition d'homogénéité locale.

Matériels et méthodes : Huit volumes 3D bSSFP ont été acquis avec différents incréments de phase ($0^\circ, 45^\circ, \dots, 315^\circ$), TR/TE = 4,8/2,4 ms, excitation non sélective de 30° , largeur de bande de 540 Hz/px, résolution de 1,25 mm isotrope et matrice de 192x192x132. Un volume MPRAGE 1-mm isotrope a été acquis et recalé sur les images bSSFP. Les expériences ont été réalisées sur une IRM Siemens Verio 3T avec un volontaire sain. La phase φ a été estimée à partir des données complexes des bSSFP [3] puis a été modélisée par un polynôme du second degré en 3D à l'intérieur d'un volume sphérique (noyau). De façon à garantir l'homogénéité des régions, nous avons retenu dans le noyau uniquement les voxels qui respectent un critère de similarité (différence inférieure à 5% de l'intensité maximum de l'image correspondante par rapport au centre du noyau) basé sur les images pondérées en T1 (MPRAGE) et en T2 (mode F0 de la bSSFP [3,4]).

Résultats : La régression quadratique réduit l'impact du bruit sur l'estimation de σ , mais conduit à un lissage trop fort des structures et à des artefacts importants le long des interfaces. La délimitation des zones de propriétés similaires avec les images pondérées en T2 améliore la reconstruction de la conductivité mais n'est pas suffisante pour distinguer certaines structures comme le ruban cortical. L'ajout d'un critère de similarité basé également sur l'image pondérée en T1 améliore la définition de ces zones.

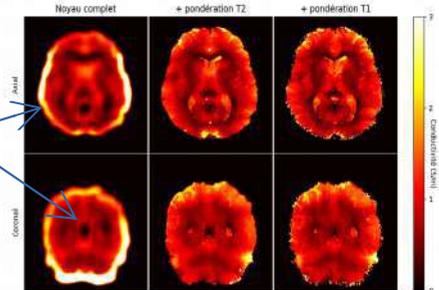


Fig1: Cartes de conductivité. A gauche noyau simple, au centre noyau+T2 et à droite noyau+T2+T1

Conclusion : La combinaison d'un modèle quadratique et des informations structurelles des images pondérées en T1 et en T2 améliore la reconstruction de la conductivité électrique du cerveau humain à 3T.

Références : [1] Zhang, X. et al, IEEE 2014. [2] Katscher, U. & van den Berg, C.A., NMR 2017. [3] Iyyakkunnel, S. et al, MRM 2021. [4] Zur, Y. et al, MRM 1990.

MESURE DE LA CONCENTRATION DE NANOPARTICULES THERANOSTIQUES PAR IRM DANS LES TUMEURS A L'AIDE D'UNE SEQUENCE MPRAGE

Audrey Lavielle^{1,2}, Fabien Boux², Justine Deborne¹, Noël Pinaud¹, Sandrine Dufort², Camille Verry³, Sylvie Grand³, Irene Tropres⁴, Géraldine Le Duc², Yannick Crémillieux¹

¹ Institut des Sciences Moléculaires (Université de Bordeaux, UMR5255, Bordeaux, France), ² NH TherAguix SA (Meylan, France), ³ CHU Grenoble Alpes (Grenoble, France), ⁴ IRMaGe (CHU Grenoble Alpes, CNRS, INSERM, Université Grenoble Alpes, Grenoble, France)

Objectifs : La mesure de la concentration d'agents théranostiques administrées aux patients porteurs de tumeurs est essentielle pour l'évaluation de leur efficacité thérapeutique et de leur innocuité vis-à-vis des tissus sains situés à proximité des tumeurs traitées. L'objectif de cette étude est précisément de générer des cartes de concentration à partir d'images IRM obtenues avec la séquence MPRAGE (magnetization-prepared rapid gradient echo) utilisée dans ces protocoles cliniques.

Matériels et Méthodes : Les valeurs de T_1 ont été obtenues en utilisant l'expression analytique connue de l'amplitude du signal IRM pour la séquence MPRAGE [1]. La concentration de l'agent théranostique à base de Gd a alors été calculée à partir des valeurs de T_1 obtenues avant et après son administration [1,2]. Les mesures de T_1 obtenues à partir des acquisitions MPRAGE ont été comparées à celles obtenues avec la séquence saturation-récupération (SR) sur des solutions contenant des agents de contraste (Gd^{3+} chélaté) ainsi que sur le rat à 7 T. Finalement, des cartes de concentration en Gd^{3+} , représentatives de la concentration en NP AGuIX [3], ont été obtenues à 3 T pour trois patients inclus dans l'essai clinique NanoRad [4,5].

Résultats : La pente du modèle linéaire appliqué aux valeurs de T_1 issues des acquisitions MPRAGE et SR obtenues in vitro était de 0,966 ($R^2=0,9934$). La valeur de T_1 obtenue avec la séquence MPRAGE dans le cerveau du rat était de 1723 ± 166 ms dans le thalamus. Les valeurs de T_1 mesurées chez les trois patients dans la matière blanche et la matière grise avant l'injection des NP s'élèvent à 747 ± 51 ms et 1690 ± 118 ms, en cohérence avec les valeurs de la littérature [6]. La valeur moyenne de la concentration en Gd dans les métastases cérébrales de plus d'un centimètre de diamètre ($n=22$) était de $61,47 \pm 13,59 \mu M$ de Gd^{3+} .

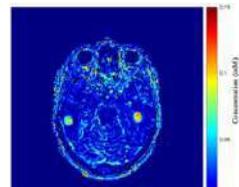


Figure 1 : Exemple de carte de concentration en Gd obtenue deux heures après l'administration de NP AGuIX.

Conclusion : Les valeurs de T_1 obtenues in vitro et in vivo confirment la validité de l'approche. La concentration de NP théranostiques peut être évaluée chez les patients en utilisant une acquisition MPRAGE issu d'un protocole d'imagerie clinique standard.

Références : [1] Gowland and Leach, 1992 [2] Lavielle et al., 2022 [3] Lux et al., 2015 [4] Verry et al., 2020 [5] Verry et al., 2021. [6] Hagiwara et al., 2021

Cartographie T2 du cerveau entier avec correction de mouvement intégrée

Nadège Corbin¹, Aurélien Trotier¹, Sylvain Miraux¹, Emeline Ribot¹

¹Centre de Résonance Magnétique des Systèmes Biologiques, CNRS-Université de Bordeaux, Bordeaux, France

Objectifs : Le temps de relaxation transverse (T_2) est un biomarqueur établi de pathologies et de leur évolution. L'estimation de ce paramètre, en 3D, requiert l'utilisation de séquences longues comme la séquence multi-echo-spin echo (MESE)¹, enclin aux mouvements du sujet au détriment de la qualité des images. Nous proposons ici une méthode de cartographie en 3D, accélérée, avec correction de mouvement intégrée pour une estimation plus robuste du T_2 .

Matériels et Méthodes : La méthode repose sur les points clés suivants :

1/ Remplissage radial du plan de Fourier optimisé Le remplissage du plan de Fourier de la séquence 3D MESE est effectué suivant les diamètres d'une sphère de telle sorte que les projections soient uniformément réparties pour chaque image acquise à un TE donné mais aussi pour chaque image reconstruite à la fin de chaque TR ou $N \cdot TR$ ($N=2$ dans cette étude).

2/ Reconstruction d'images intermédiaires : Une image est reconstruite à chaque $N \cdot TR$ avec les projections obtenues au cours de $N \cdot TR$, quel que soit le TE. Ces images ultra sous-échantillonnées (100 projections) sont reconstruites à partir d'algorithmes itératifs avec régularisation spatio-temporelle² avec la librairie BART³.

3/ Estimation du mouvement et correction dans le domaine de Fourier : Les paramètres de transformation rigide (3 translations et 3 rotations) sont estimés à partir des images intermédiaires avec SPM12. Chacune des projections est ensuite corrigée dans le domaine de Fourier.

4/ Reconstruction des échos et estimation du T_2 : Après correction des données, les images de chaque TE sont reconstruites de manière itérative avec régularisation spatiale et contraintes temporelles dans un sous-espace^{3,4}. Les cartes T_2 sont ensuite estimées en prenant en compte les échos stimulés⁵.

Deux jeux de données ont été acquis sur un scanner IRM Siemens 3T Prisma où le volontaire sain a reçu pour consigne de rester le plus stable possible dans un cas et de bouger librement dans l'autre : $TR=1s$, $TE=7ms$, espace inter-écho= $7ms$, 50 échos, $FOV=160 \times 160 \times 160mm^3$ et 800 projections par écho, durée totale de 13min.

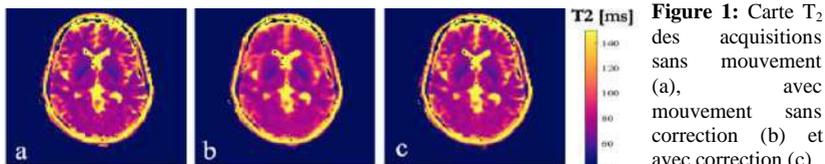


Figure 1: Carte T_2 des acquisitions sans mouvement (a), avec mouvement sans correction (b) et avec correction (c).

Résultats : Le mouvement maximal estimé à partir des images intermédiaires était de 2mm et 5° . La carte T_2 est largement impactée par le mouvement. En revanche, après correction, l'effet de flou est diminué et les structures redeviennent bien définies.

Conclusion : La méthode proposée permet de cartographier le T_2 du cerveau en entier avec correction de mouvement intégrée.

Références : [1]Meiboom & Gill *RSci* **29**, 688–691 (1958).[2]Lustig, Donoho & Pauly *Magn. Reson. Med.* **58**, 1182–1195 (2007).[3]Blumenthal *et al.*(2022) doi:10.5281/zenodo.7110562.[4]Tamir *et al. Magn. Reson. Med.* **77**, 180–195 (2017).[5]Lebel & Wilman *Magn. Reson. Med.* **64**, 1005–1014 (2010).

Remerciements : Ce travail a été soutenu par ANR-19-CE19-0014.

AGENTS DE CONTRASTE À BASE DE MANGANÈSE POUR L'IRM VASCULAIRE CHEZ LA SOURIS

Sara Ben Jemaa¹, William Mème¹, Rudy Cléménçon¹, Frédéric Szeremeta¹, Tibor Csupász, István Kapus, Gyula Tircsó, Sandra Mème¹

¹Centre de Biophysique Moléculaire CNRS, Plateforme Mov2ing/IRM, Orléans, France
²Département de Physique-Chimie, Université de Debrecen, Debrecen, Hongrie

Objectifs : La plupart des examens d'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) reposent sur l'utilisation d'agents de contraste (AC), qui améliorent le contraste des images. Récemment, des AC linéaires à base de gadolinium ont été retirés du marché pour des problèmes de sécurité liés à la libération *in vivo* du gadolinium. Des alternatives plus sûres sont donc recherchées. Dans ce but, une étude de l'efficacité de deux nouveaux AC à base de manganèse, pour des applications d'IRM vasculaire, a été menée *in vivo* chez la souris.

Matériels et Méthodes : Deux AC à base de manganèse, CA1 et CA2, ont été synthétisés. Le Vasovist[®] (Bayer) a été utilisé comme contrôle. Les acquisitions ont été menées sur un spectromètre imageur 9,4T (Bruker, Biopsin 94/20). Les AC ont été préparés aux concentrations 0.2mM, 0.4mM et 0.6mM. *In vitro* : des images pondérées en T1 ont été réalisées sur des tubes contenant les AC à différentes concentrations à l'aide d'une séquence d'écho de gradient afin de quantifier l'augmentation du signal. *In vivo* : des images de perfusion T1 ont été réalisées à l'aide d'une séquence dynamic Contrast Enhancement (DCE) toutes les 32s pendant 1h afin d'évaluer la biodistribution des AC dans les organes. Leur efficacité pour l'imagerie vasculaire a été évaluée par des images d'angiographies cérébrales.

Résultats : CA1 a une meilleure efficacité que CA2 quelle que soit la concentration. À une concentration de 0.4mM, CA1 a une efficacité proche de celle du Vasovist[®] (figure1). L'angiographie cérébrale (figure2) montre que CA1 est aussi efficace que le Vasovist[®] pour l'imagerie vasculaire 15 min après injection. Son efficacité reste optimale jusqu'à 1h après injection.

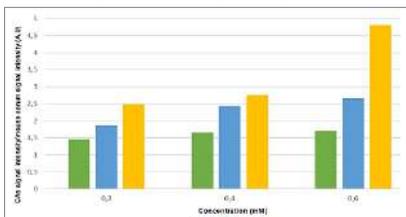


Figure1 : Intensité du signal mesurée *in vitro* avec CA1 (bleu), CA2 (vert) et le Vasovist (jaune) aux concentrations 0.2mM, 0.4mM et 0. 6mM sur des images pondérées en T1.

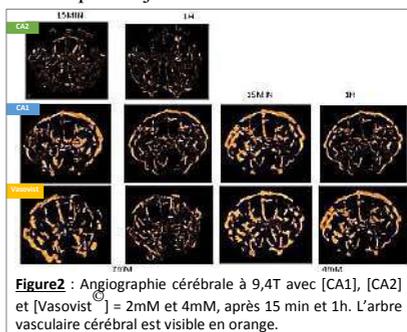


Figure2 : Angiographie cérébrale à 9,4T avec [CA1], [CA2] et [Vasovist[®]] = 2mM et 4mM, après 15 min et 1h. L'arbre vasculaire cérébral est visible en orange.

Conclusion : CA1 et CA2 sont bien adaptés à l'angiographie et leur biodistribution *in vivo* est caractéristique des AC vasculaires. CA1 présente un potentiel intéressant pour l'imagerie vasculaire *in vivo*, en tant que nouvel agent de contraste vasculaire à base de manganèse.

Référence : Kálmán F. et al, (2020).Mn(II)-Based MRI Contrast Agent Candidate for Vascular Imaging. Journal of Medicinal Chemistry, 63(11):6057-6065.

Remerciements : Les auteurs remercient la sous-plateforme IRM de l'installation MO2VING (Orléans, France).

Caractérisation longitudinale par IRM quantitative *in vivo* du glioblastome chez la souris : études tissulaire et vasculaire

Sara Ben Jemaa¹, William Mème¹, Rudy Cléménçon¹,
Frédéric Szeremeta¹, Sandra Mème¹

¹Centre de Biophysique Moléculaire CNRS, Plateforme Mov2ing/IRM, Orléans, France

Objectifs : Le glioblastome est une des tumeurs cérébrales primitives les plus fréquentes et agressives chez l'adulte. Son pronostic est souvent sombre. Cela est dû entre autre à une prise en charge tardive, une hétérogénéité tumorale propre au gliome et une résistance à la chimiothérapie. L'idée est d'utiliser l'IRM, technique adaptée à l'étude des tissus mous, pour caractériser la vascularisation et l'inhomogénéité du gliome au cours de son développement *in vivo* chez la souris.

Matériels et Méthodes : Les cellules U251MG (glioblastome humain) ont été injectées en sous cutané au niveau du flanc chez des souris femelles de la lignée Balb/c-nude immunodéficiente (Janvier, France). Les acquisitions IRM ont été réalisées avec des agents de contraste à base de manganèse ou de gadolinium, dans un imageur horizontal 7T (Bruker Pharmascan, France). Les différents paramètres de volume tumoral, de diffusion, de perfusion et de vascularisation ont été obtenus à l'aide des images IRM.

Résultats : La tumeur est homogène jusqu'à S9. Par la suite, une hétérogénéité tissulaire se développe progressivement. Une nécrose et une hémorragie tumorale apparaissent à partir de S11. (figure1). Cette hétérogénéité tumorale s'accompagne de la mise en place d'une vascularisation péritumorale à un stade tardif (S11) et d'une augmentation de la perméabilité des vaisseaux sanguins (figure2).

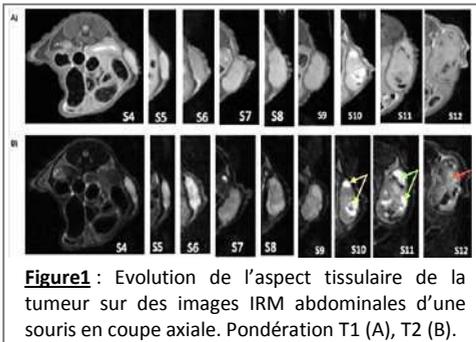


Figure1 : Evolution de l'aspect tissulaire de la tumeur sur des images IRM abdominales d'une souris en coupe axiale. Pondération T1 (A), T2 (B).

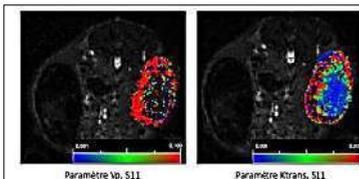


Figure2 : Vascularisation (Vp) et perméabilité des vaisseaux (Ktrans) à la semaine 11, sur une image IRM abdominale d'une souris en coupe axiale.

Conclusion : L'IRM de diffusion, l'angiographie ainsi que la perfusion ont mis en évidence une homogénéité tissulaire de la tumeur en phase précoce (de S0 à S7 post-induction tumorale). Plus tardivement (S10-S11), une hétérogénéité tumorale se met en place avec apparition d'une nécrose centrale.

Références : Chatel M et al. (2005) Gliomes de haut grade : astrocytomes anaplasiques et glioblastomes EMC - Neurologie 2 (3): 257-78

Remerciements : Les auteurs remercient la sous-plateforme IRM de l'installation MO2VING (Orléans, France).

Reconstruction RAKI accélérée pour des images cardiaques CINE

Lucile Quillien¹, Julien Oster^{1,2}, Pierre-André Vuissoz¹

¹IADI, INSERM U1254, Université de Lorraine, Nancy, France,

²CIC-IT, INSERM 1433, Université de Lorraine et CHRU Nancy, Nancy, France

Objectifs : La méthode proposée a pour but d'accélérer la reconstruction RAKI [1] (adaptation en Deep Learning de GRAPPA [2]) sur des données cardiaques CINE. Le principe de notre approche consiste à entraîner sur une seule phase cardiaque pour chaque patient et à reconstruire sur toutes les phases.

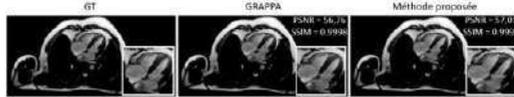


Figure 1 : Exemple de reconstruction d'une phase cardiaque en grand axe avec échantillonnage complet (GT), GRAPPA et la méthode proposée à R=2.

Matériels et Méthodes : Notre méthode a été évaluée sur 74 données CINE cardiaques entièrement échantillonnées provenant de la base de données OCMR [3]. Les images ont été sous-échantillonnées rétrospectivement de manière uniforme avec un facteur d'accélération R=4 et R=2. La technique proposée a été comparée à RAKI [1], GRAPPA [2] et RAKI avec un entraînement sur toutes les phases cardiaques (au lieu d'une seule phase pour notre proposition) en termes de PSNR, SSIM et du temps de reconstruction (comprenant le temps de chargement des données, l'entraînement et la reconstruction).



Figure 2 : Boîtes à moustaches du PSNR, SSIM et du temps de reconstruction pour toutes les méthodes à R=4.

Résultats : La méthode proposée montre des résultats comparables en termes de métriques de qualité (SSIM = 0.9990 ± 0.0016 pour tous) mais un meilleur temps de reconstruction (45 fois plus rapide pour GRAPPA et 8 fois pour RAKI).

Conclusion : La méthode proposée réduit de manière significative le temps de reconstruction des données cardiaques CINE en limitant l'entraînement de l'algorithme RAKI sur une seule phase cardiaque.

Références : [1] M. Akçakaya et al., MRM, 2019 [2] M. A. Griswold et al., MRM, 2002 [3] www.ocmr.info

Remerciements : Ce travail a été financé par le projet ANR-DFR MEDICARE (ANR-21—FAII-0007).

3D-SPARKLING en IRMf : Application à la rétinitopie

Zaïneb Amor¹, Chaithya G.R.^{1,2}, Guillaume Daval-Frérôt^{1,2,3}, Bertrand Thirion^{1,2}, Franck Mauconduit¹, Philippe Ciuciu^{1,2}, Alexandre Vignaud¹

¹ CEA, Joliot, NeuroSpin, Université Paris-Saclay, Gif-sur-Yvette, France ² Inria, MIND Team, Université Paris-Saclay, Palaiseau, France ³ Siemens Healthcare, Saint-Denis, France

Objectifs : En IRM fonctionnelle, une meilleure résolution spatio-temporelle est essentielle pour affiner la caractérisation spatiale (sensibilité/spécificité) et temporelle (réponse hémodynamique) de l'activité cérébrale par effet BOLD. Cette exigence a motivé un large éventail de développements méthodologiques en IRM visant à accélérer l'acquisition soit par imagerie parallèle, en 2D ou en 3D, soit par échantillonnage compressif (CS), cartésien ou non. Nous proposons, ici, l'utilisation de 3D-SPARKLING[1], une approche de type CS non cartésienne, en IRMf en l'évaluant par rapport à 3D-EPI[2] sur le cerveau entier à 7T, sur six volontaires sains.

Matériels et Méthodes : Les données d'IRMf ont été collectées en utilisant un paradigme de cartographie rétinitopique et acquises avec 3D-SPARKLING et 3D-EPI, pour les mêmes paramètres de séquence (TE/TR=20/50ms), une résolution temporelle de 2.4s et une résolution spatiale de 1mm³. Les données fonctionnelles acquises avec 3D-SPARKLING et 3D-EPI ont été reconstruites en utilisant respectivement la méthode publiée dans [3] et GRAPPA[4]. Un prétraitement minimaliste et standard a été appliqué aux données fonctionnelles à l'aide de SPM12 et FSL. L'analyse statistique implémente un modèle linéaire général comprenant deux régresseurs liés au paradigme. Un test statistique a été utilisé sur le cerveau entier et seuillé pour une p valeur de 0.001.

Résultats : La Figure 1 montre que les schémas d'activation sont similaires pour les deux techniques. Cependant, les activations pour ce volontaire précis (V#3) sont plus significatives sur les données collectées avec 3D-SPARKLING. Le Tableau 1 montre que 3D-SPARKLING donne en moyenne 7% de plus de voxels activés dans la matière grise (GM) par rapport au nombre total de voxels activés que l'EPI sur l'ensemble de la cohorte.

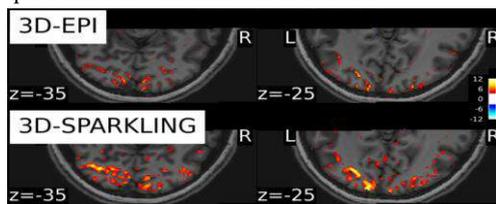


Figure 1 : Cartes d'activation estimées à partir des données collectées en utilisant 3D-EPI et 3D-SPARKLING

d'IRMf: Il semble avoir une plus grande sensibilité au contraste BOLD que le 3D-EPI assortie d'une spécificité spatiale tout aussi bonne.

Tableau 1: Pourcentage des voxels activés dans la GM par rapport au nombre total de voxels activés pour tous les volontaires de l'étude et les deux techniques

	% de voxels activés dans la matière grise par rapport au nombre total de voxels activés	
	3D-EPI	3D-SPARKLING
V#1	64.33	73.01
V#2	65.63	75.28
V#3	60.04	62.53
V#4	70.90	63.98
V#5	60.58	86.57
V#6	65.12	64.71

Conclusion : Le schéma d'échantillonnage 3D-SPARKLING a un réel potentiel pour les applications

Références:[1] G.R. Chaithya et al. IEEE Transactions on Medical Imaging 41:2105–2117,2022 [2] B.A. Poser et al. Neuroimage, 51:261–6, 2010 [3] L. El Gueddari et al. IEEE 10th Sensor Array and Multichannel Signal Processing Workshop (SAM), 2018 [4] Mark A. Griswold et al. Magnetic Resonance in Medecine 47:1202-10, 2002.

Impact de la correction des imperfections ΔB_0 sur les données IRMf collectées avec 3D-SPARKLING

Zaineb Amor¹, Caroline Le Ster¹, Chaithya G.R.^{1,2}, Guillaume Daval-Fr rot^{1,2,3}, Nicolas Boulant¹, Bertrand Thirion^{1,2}, Franck Mauconduit¹, Christian Mirkes⁴, Philippe Ciuciu^{1,2} Alexandre Vignaud¹

¹CEA, Joliot, NeuroSpin, Université Paris-Saclay, Gif-sur-Yvette, France ²Inria, MIND Team, Université Paris-Saclay, Palaiseau, France ³Siemens Healthcare, Saint-Denis, France ⁴Skope Magnetic Resonance Technologies AG, Zurich, Switzerland

Objectifs : Les inhomog nit s statiques de ΔB_0 et ses fluctuations dynamiques sont préjudiciables aux applications d'IRM fonctionnelle car elles dégradent le SNR temporel (tSNR) et la sensibilité au contraste BOLD. Dans ce travail, nous utilisons une caméra de champ pour estimer et corriger les imperfections ΔB_0 sur des données IRMf collectées avec 3D-SPARKLING[1], méthode non cartésienne particulièrement sensible à ces perturbations, et montrons le gain reproductible sur 3 volontaires.

Matériels et Méthodes : Trois volontaires sains ont été scannés à 7T. Les données fonctionnelles ont été collectées en utilisant 3D-SPARKLING (1mm³, TR_{vol}=2.4s) et deux protocoles : cartographie rétinotopique et repos (resting-state). Les volumes d'IRMf ont été reconstruits en utilisant l'algorithme de reconstruction publié dans [2] et un modèle de signal qui comprend la contribution des inhomog nit s statiques et des fluctuations dynamiques du champ B_0 jusqu'à l'ordre 1. Après un prétraitement minimaliste des données fonctionnelles et l'analyse statique (un modèle linéaire général avec $p < 0.001$ a été utilisé) nous évaluons le gain en terme de qualité d'image, et de tSNR à partir des données collectées au repos et de sensibilité au contraste BOLD à partir des données de rétinotopie.

Résultats : La Figure 1 montre le gain perceptible et significatif sur la qualité de l'image le tSNR et la sensibilité au contraste BOLD (z-scores plus grands, régions activées plus larges) d  à la correction des imperfections de ΔB_0 pour un volontaire. Le Tableau 1 confirme le gain en terme de sensibilité au contraste BOLD pour les deux autres volontaires : Le nombre de voxels activés est augmenté de ~50% et la valeur maximale des z-scores est plus élevée après correction.

Tableau 2 : Effet de la correction des imperfection de ΔB_0 sur le nombre de voxels activés et le z-score max

	Volunteer#1		Volunteer#2		Volunteer#3	
	#Activated voxels	Z score max	#Activated voxels	Z score max	#Activated voxels	Z score max
Uncorrected data	5268	8.02	2942	6.75	5781	10.83
Corrected data	8430	9.95	4933	7.59	8437	12.08

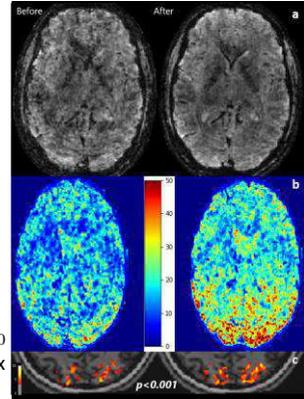


Figure 1 : Effet de la correction des imperfections de ΔB_0 sur (a) la qualité de l'image, (b) le tSNR et (c) la sensibilité au contraste BOLD

Conclusion : Ce travail montre le bénéfice de corriger les imperfections du champ B_0 sur le tSNR et les activations induites par la stimulation visuelle dans le cortex occipital sur des données 3D-SPARKLING.

Références : [1] G.R. Chaithya et al. IEEE Transactions on Medical Imaging 41:2105–2117,2022 [2] L. El Gueddari et al. IEEE 10th Sensor Array and Multichannel Signal Processing Workshop (SAM), 2018

NOUVEL INDICE D'ANGULATION ATRIO-MITRAL POUR LA CARACTERISATION DE LA SEVERITE DE L'INSUFFISANCE MITRALE EN IRM CINE

Perrine Marsac¹, Thomas Wallet², Moussa Gueda¹, Emilie Bollache¹, Jérôme Lamy³, Vincent Nguyen¹, Etienne Charpentier⁴, Alban Redheuil⁴, Nadjib Hammoudi², Nadja Kachenoura¹

¹Laboratoire d'Imagerie Biomédicale (LIB, Sorbonne Université, Inserm, CNRS, Paris, France), ²Sorbonne Université, ACTION Group, INSERM UMR_S 1166, Hôpital Pitié-Salpêtrière (AP-HP), Paris, France ³Paris Cardiovascular Research Center (PARCC, U970, Hôpital européen Georges-Pompidou, Paris, France), ⁴Unité d'Imagerie Cardiovasculaire et Thoracique (ICT, Hôpital Universitaire Pitié-Salpêtrière, Paris, France)

Objectifs : L'insuffisance mitrale (IM) primaire provoque des altérations morphologiques et fonctionnelles de l'oreillette (OG) et du ventricule gauche (VG). Notre objectif est de proposer un nouvel indice d'angulation entre l'anneau mitral et l'OG, couplant ainsi l'atteinte OG et VG, et de montrer sa capacité à caractériser la sévérité de l'IM. **Matériels et Méthodes :** Nous disposons de données échocardiographiques et IRM (Siemens, 1,5 T) de 33 patients (âge moyen : 54 ± 15 ans, 13 femmes) diagnostiqués avec une IM primaire asymptomatique (14 modérées, 16 moyennes, 10 sévères). Les patients ont bénéficié d'une évaluation cardiopulmonaire d'effort avec mesure du pic de consommation d'oxygène (PicVO₂). Les images IRM ciné petit-axe, 2 et 4 cavités ont été analysées par suivi de texture grâce

au logiciel interne Cardio-Track (LIB, Sorbonne Université) [1], délimitant ainsi les bords du VG et de l'OG tout au long du cycle cardiaque. Grâce à ces contours, nous avons calculé les indices de déformation conventionnels

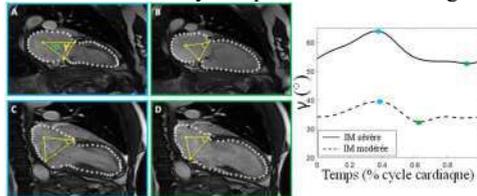


Figure 1 - Angle γ pour une IM sévère (A,B) et une IM modérée (C,D)

ainsi que les angles définis par le barycentre de l'OG et les extrémités de l'anneau mitral, au cours du temps (Figure 1). Les angles définis sont : 1) l'angle α centré sur le barycentre de l'OG et 2) l'angle γ centré sur l'extrémité de la valve localisée sur la paroi antérieure en 2 cavités et latérale en 4 cavités. Ces angles estimés en systole (max) et en diastole (min) sont régis par la dilatation de l'OG mais également par les mouvements longitudinaux du VG. Les régressions linéaires avec le PicVO₂, en tant que paramètre indépendant de l'IRM et pronostique dans l'IM, sont évalués pour l'ensemble des paramètres d'imagerie. **Résultats :** Aucune corrélation significative n'a été observée entre le PicVO₂ et les paramètres de déformation myocardique VG et OG, qu'ils soient mesurés en échocardiographie ou en IRM, mis à part pour la déformation OG en IRM à sa phase de contraction ($r = -0,36$, $p = 0,04$). Les angles α et γ , estimés en systole et en diastole, sont significativement et plus fortement corrélés au PicVO₂ (Systole : α : $r = 0,41$, $p = 0,02$ et γ : $r = -0,55$, $p = 0,001$; Diastole : α : $r = 0,51$, $p = 0,003$ et γ : $r = -0,59$, $p = 0,0003$). Ces liens sont en outre indépendants de l'âge et du sexe ($R^2 \geq 0,39$, $p \leq 0,04$). **Conclusion :** Le nouvel indice d'angulation atrio-mitral mesuré à partir des contours issus du suivi de texture en IRM ciné semble surpasser les indices de fonction conventionnels en termes d'association à la capacité d'effort des patients qui souffrent d'IM. **Références :** [1] J. Lamy *et al.*, *Computers in Biology and Medicine*, vol. 92, p. 197-203, 2018, doi : 10.1016/j.compbiomed.2017.11.015. Nous remercions le H2020 MAESTRIA (965286) pour le financement de VN.

ÉTUDE DES MODIFICATIONS STRUCTURELLES ET FONCTIONNELLES APRÈS UNE HÉMORRAGIE INTRACÉRÉBRALE INDUITE CHEZ LE RAT

Laurent Puy¹, Clémence Leboullenger², Florent Auger², Régis Bordet¹, Charlotte Cordonnier¹ et Vincent Bérézowski^{1,3}

¹Univ. Lille, Inserm, CHU Lille, UMR-S1172 - LiNCog - Lille Neuroscience and Cognition, Lille, France, ²Univ. Lille, CNRS, Inserm, CHU Lille, Institut Pasteur de Lille, US 41 - UAR 2014 - PLBS, Lille, France, ³UArtois, Lens, France

Objectifs : L'objectif de cette étude est de mieux comprendre les mécanismes liés aux troubles cognitifs pouvant apparaître après une hémorragie cérébrale [1]. Pour cela, les modifications structurelles et fonctionnelles induites par l'hémorragie seront étudiées à court terme et à long terme à l'aide des imageries IRM et TEP.

Matériels et Méthodes : Une hémorragie cérébrale a été induite dans le striatum droit de 74 rats Wistar. Des acquisitions IRM (séquence anatomique T2 et de relaxométrie T2) ont ensuite été réalisées à court terme (jour 0-3-7 après hémorragie) et à long terme (3 mois). Afin de calculer leurs volumes à court terme, une méthode de segmentation semi-automatique de l'hémorragie et de son oedème a été développée. Puis, à 3 mois après hémorragie, les volumes de 18 régions cérébrales ont été calculés. À partir de ces régions, une analyse de réseaux liée à l'atrophie a été réalisée. Les volumes et réseaux entre les groupes contrôle et hémorragique ont été comparés. De plus, à long terme, des acquisitions TEP au ¹⁸FDG ont été réalisées. Deux analyses de comparaison entre les groupes hémorragique et contrôle ont été réalisées : voxel à voxel et analyse de réseaux métaboliques cérébraux.

Résultats : Les analyses ont montré une baisse significative du volume de l'hémorragie entre J0 et J7. De plus, une atrophie cérébrale est observée à long terme. Non seulement le striatum est atrophié, mais aussi de nombreuses régions corticales. Un hypométabolisme est constaté du côté lésionnel (striatum, mais aussi régions corticales) tandis qu'un hypermétabolisme est observé du côté opposé (striatum et régions corticales). Par ailleurs, des connectivités métaboliques sont significativement différentes entre les 2 groupes.

Conclusion : Chez le jeune rat, une hémorragie cérébrale induite provoque une atrophie cérébrale maintenue au long terme et un hypométabolisme. Ces résultats radiologiques approfondissent notre compréhension des troubles cognitifs liés à l'hémorragie cérébrale et peuvent servir de biomarqueurs en vue d'une future intervention thérapeutique.

Références : [1] Moulin, S. et al. (2016). Lancet Neurol. 15, 820-829.

Remerciements : Projet FRAVC180713012 - FDM201806006375

Evolution de l'efficacité des réseaux au repos post AVC : confrontation à une norme.

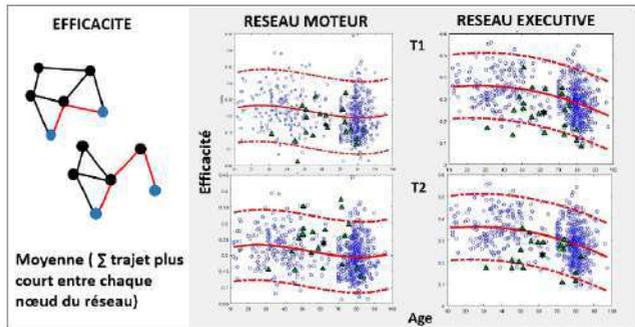
Liesjet EH van Dokkum¹, Deverduin Jeremy¹, Clain Guillaume¹, Fernando Stanislas¹, Nicolas Menjot², Isabelle Laffont³, Emmanuelle Le Bars^{1,2}

¹ CHU de Montpellier, Institut d'imagerie fonctionnelle humaine, Montpellier, France, ²CHU de Montpellier, Service de neuroradiologie, Montpellier, France, ³CHU de Montpellier, département médecine physique et réadaptation, Montpellier, France.

Objectifs : La "réhabilitation personnalisée" est l'un des points clés de la médecine physique et de réadaptation, dans laquelle l'intervention proposée est adaptée aux besoins spécifiques de chaque patient¹. Cela a conduit à la recherche sous-jacente de l'identification des biomarqueurs pouvant nous informer sur un état qui diffère de la "norme". Mais qu'est-ce qui est normal parlons du cerveau? Notre but est d'évaluer des marqueurs de la connectivité cérébrale des patients post-AVC par rapport à une norme défini sur une grande cohorte des sujets sains.

Matériels et Méthodes : 569 participants sains des différentes études d'imagerie au CHU de Montpellier qui ont eu un IRM fonctionnelle de repos et un 3DT1 ont été inclus rétrospectivement. La norme a été extraite pour chaque réseau de repos selon l'atlas Greicius² ainsi que pour le cerveau entier en utilisant l'atlas AAL. La norme a été estimée selon la méthode d'Altman³, puis 21 patients avec un premier AVC ischémique Sylvien ont été projetés dans la norme en phase subaiguë (~ 2 semaines post-AVC, T1) et après rééducation (~ 3 mois post-AVC, T2) en lien avec le niveau de récupération motrice.

Résultats et Discussion : D'abord nous avons mis en évidence que l'efficacité globale du réseau moteur est assez robuste. Les patients, même sans mouvement actif du membre supérieur, restent majoritairement dans la norme de l'efficacité



de leur réseau en repos. Néanmoins, la projection d'un individu dans la norme permet d'identifier un changement d'efficacité par rapport à sa médiane ainsi que les profils des patients. Enfin, elle permet d'identifier des modifications de l'efficacité dans des réseaux impactés par l'AVC. Notamment une augmentation de l'efficacité du réseau moteur après rééducation, et une diminution globale de l'efficacité du réseau exécutif, lequel pourrait avoir un impact sur les stratégies de rééducation.

Références : [1] Goetz, Schork. Personalized medicine... Fertil Steril 2018 [2] Shirer, Ryali, Rykhlevskaia, et al. Decoding subject-Driven... whole brain connectivity patterns, Cereb Cortex 2012. [3] Altman. Construction of age-related reference centiles... Stats in Med 1993.

Le calcul haute performance (HPC) appliqué à l'étude des codes de reconstruction en IRM.

Mohamed Aziz Zeroual¹, Karyna Isaieva¹, Pierre André Vuissoz¹, Freddy Odille^{1,2}

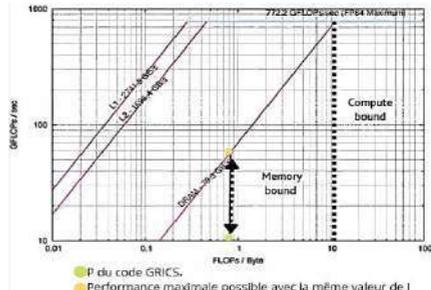
¹Université de Lorraine et INSERM, IADI U1254, Nancy, France, ²Université de Lorraine, INSERM et CHRU de Nancy, CIC-IT 1433, Nancy, France

Objectifs : Les algorithmes avancés de reconstruction d'image en IRM, tels que SENSE généralisé, compressed sensing, ou la reconstruction compensée en mouvements, sont basés sur des résolutions itératives, faisant des appels répétés à un algorithme de transformée de Fourier rapide (FFT). Pour les applications cliniques, il est important que les images reconstruites soient disponibles pendant l'examen. L'implantation de ces algorithmes n'est pas triviale sur des machines multicœurs ou sur des processeurs graphiques (GPU). Une mauvaise gestion de la microarchitecture du processeur peut dégrader drastiquement les performances. Dans ce travail, on fait appel au calcul haute performance (HPC) et aux outils d'analyse associés pour profiler la performance d'un code de reconstruction compensée en mouvements [1].

Matériels et Méthodes : Le code étudié (GRICS) permet la reconstruction en ligne [1] (< 2 min) pour l'imagerie mammaire haute résolution en respiration libre, en séquence TSE 2D multicoups. Le code bénéficie de la parallélisation multicœurs (OpenMP). La performance P d'un code est quantifiée en estimant le nombre d'opérations arithmétiques de types addition et multiplication (FLOP) effectué en une seconde, elle s'exprime en FLOP/s. Pour visualiser, prévoir et proposer des pistes d'optimisation de cette performance, le modèle Roofline [2] a été proposé. Ce modèle rassemble la totalité des facteurs influençant la performance d'un code dans une seule figure. Le modèle s'articule sur trois notions : la performance maximale P_m du CPU en FLOP/s, la bande passante de la mémoire B_s en GB/s et l'intensité arithmétique I du code en FLOP/Byte. Cette dernière est déterminée à partir du ratio des FLOP et du trafic de la mémoire. La performance d'un code vérifie la relation : $P \leq \min(P_m, I \times B_s)$. Le modèle est déterminé empiriquement en utilisant le modèle Roofline empirique (ERT). Les outils Intel SDE et Intel Vtune ont été utilisés pour déterminer l'intensité arithmétique et les accès mémoire du code.

Résultats : La figure illustre le modèle Roofline du processeur, on accède à P_m (ligne horizontale en bleu) et à la bande passante de la DRAM et des niveaux de caches (lignes diagonales). On repère la performance P du code à partir de son intensité arithmétique. P est nettement inférieure à la performance théorique d'un code ayant la même intensité I. Le code est limité par la bande passante de la mémoire.

Conclusion : Il faut optimiser le trafic des données, améliorer leurs localité spatiale et temporelle, mieux utiliser les caches et la bande B_s . La possibilité de vectorisation et l'application à d'autres architectures doivent être investiguées. Les analyses obtenues avec le code GRICS seront transposées à d'autres codes de reconstruction itératifs similaires.



Références: [1] Isaieva et al., MRM 2022; 88(3):1406-18 ; [2] Williams et al., Communications of the ACM. 2009 ; 52(4) :65-76.

Template 3D T₁ *in vivo* du cerveau de souris à 4,7T et 7T avec une séquence MP2RAGE

Elise Cosenza¹, Aurélien Trotier², Gauthier Massone², Emeline J Ribot², Sylvain Miraux², Laurent Petit¹, Valery Ozenne²

¹GIN-IMN, CNRS, Université de Bordeaux, Bordeaux, France

²CRMSB, CNRS, Université de Bordeaux, Bordeaux, France

Objectifs : En IRM le temps de relaxation longitudinal T₁ est un bon biomarqueur de pathologies et peut être utilisé chez l'homme ou le petit animal. Cependant, pour les modèles murins, l'obtention de cartes T₁ 3D du cerveau n'est pas triviale. En effet, cela peut conduire à des temps d'acquisition extrêmement long lorsque l'on souhaite atteindre des résolutions spatiales élevées. Le but de notre étude était donc de créer un « template » ou « modèle » T₁ 3D du cerveau de souris à 7T et 4.7T, à l'aide d'une séquence MP2RAGE et de comparer les valeurs obtenues après parcellisation du cerveau en fonction du champ magnétique, intra et inter individus.

Matériels et Méthodes : Un template de cerveau de souris *in vivo* a été créé à partir de 23 souris C57Bl6/J à 4,7T et 7T. Les paramètres de la séquence MP2RAGE étaient les suivants : T11/TI2/MP2RAGE TR = 800ms/2200ms/6250 ms ; angle de bascule = 7° ; TE = 2.1 ms, FOV = 20 × 20 × 15 mm ; Matrice = 128 x 128 x 96 ; résolution spatiale = 156 μm isotrope. Nombre d'acquisition/temps total d'acquisition = 5/50min à 7T et 8/80min à 4.7T. Le template a été co-registré avec l'atlas Dorr. Les parcellisations résultantes ont été affichées pour 6 étiquettes ou zones du cerveau. Le volume moyen ± l'écart-type (mm³) et le T₁ moyen ± l'écart-type (ms) ont été calculés pour chaque étiquette.

Résultats : Les volumes et les valeurs de T₁ peuvent être mesurés chez tous les sujets pour les zones sélectionnées. Les valeurs de volume sont comparables entre les hémisphères gauche et droit et à 7T et 4.7T. De même, la valeur T₁ est plus élevée à 7T qu'à 4.7T.

Conclusion : Nous avons créé un template T₁ à haute résolution en utilisant des acquisitions IRM *in vivo* à 7T et 4.7T. La normalisation spatiale a été effectuée à l'aide d'algorithmes de recalage non linéaires et a permis d'obtenir des images nettes. Après coregistration de l'atlas de la littérature, il est possible de délimiter automatiquement les différentes zones du cerveau et de mesurer la valeur T₁ dans ces différentes zones. Les volumes ont été trouvés en accord avec la littérature. Les mesures de T₁ sont reproductibles entre individus et significativement différentes à 7T et 4.7T.

Références : Optimizing Diffusion Imaging Protocols for Structural Connectomics in Mouse Models of Neurological Conditions. Anderson et al. Front Phys. 2020 Apr; 8:88. doi: 10.3389/fphy.2020.00088.

Remerciements : Cette étude a été réalisée dans le cadre du programme IdEx "Investissements d'avenir" de l'Université de Bordeaux RRI "IMPACT" qui a reçu le soutien financier du gouvernement français.

DETECTION DES BATTEMENTS VENTRICULAIRES A PARTIR D'ELECTROCARDIOGRAMMES ACQUIS EN IRM

Pierre G Aublin¹, Jacques Felblinger^{1,2}, Julien Oster^{1,2}

¹IADI, Inserm U1254 (Université de Lorraine, Nancy, France),

²CIC-IT 1433 (Université de Lorraine, Inserm, CHRU de Nancy, Nancy, France)

Objectifs : En IRM, les électrocardiogrammes (ECG) sont fortement déformés, rendant leur analyse automatique compliquée voire impossible. Un classifieur automatique de battements cardiaques a été implémenté pour détecter les battements ventriculaires durant un examen IRM. Le modèle a été entraîné sur la base MIT-BIH Arrhythmia Database (MIT-AR), et évalué sur une base de données interne d'ECG acquis à l'intérieur d'une IRM 1.5T (ECG-MRI) [1].

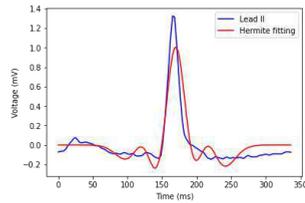


Figure 1 Décomposition en fonctions d'Hermite de la fenêtre de battement ECG

Matériels et Méthodes : Le classifieur a été entraîné en utilisant la séparation bases d'entraînement/test de [2]. La base ECG-MRI [1] d'ECG acquis en IRM a été utilisée pour évaluer la généralisation à l'IRM du classifieur. Une seule dérivation d'ECG a été analysée : lead II MIT-AR, et pseudo lead I pour ECG-MRI. L'ECG a été filtré passe-bande, puis rééchantillonné à 360Hz. Des fenêtres de 333ms ont été extraites autour des annotations manuelles des QRS. Dans ces fenêtres, le complexe QRS a été recentré. Deux types de caractéristiques ont été extraites du signal : (i) morphologiques fondées sur la décomposition en fonctions d'Hermite jusqu'à l'ordre 7 ; (ii) de variabilité du rythme cardiaque (HRV) en utilisant les derniers 60 et 180 battements précédant le battement cardiaque considéré. Une machine à vecteurs support avec un noyau RBF a été ensuite entraînée, puis calibrée [3].

Résultats : Le classifieur obtient un F1-score de 0.88 pour la classe V sur le set de test de MIT-AR. Une chute de performance de 0.88 à 0.66 a été observée pour les ECG de la base ECG-MRI acquis hors IRM. Une deuxième chute de performance de 0.66 à 0.60 a été observée pour les ECG acquis dans le tunnel IRM sans séquence. A l'ajout de séquence IRM, une autre chute de F1-score a été observée de 0.60 à 0.26.

Conclusion : Les performances de classification obtenues en IRM sont prometteuses même si l'applicabilité en clinique n'est pas directe. La chute entre les ECG hors champs et dans le champ sans séquence laisse supposer que les caractéristiques morphologiques utilisées sont affectées légèrement par l'effet magnétohydrodynamique. La seconde chute lors de l'ajout de séquence était prévisible du fait des artefacts de gradient [1]. Des techniques de filtrage de Kalman ou LMS ont déjà été utilisées pour retirer ces artefacts, améliorant la détection de complexes QRS [1]. Une prochaine étape vise donc à introduire ces prétraitements en amont de la classification de battements.

Références :

[1] Oster, et al. *IEEE TBME*, vol. 57, n° 7, p. 1628-1638, 2010. [2] Chazal, et al. *IEEE TBME*, vol. 51, n° 7, p. 1196-1206, 2004. [3] Platt, in *Advances in Large Margin Classifiers*, 1999, p. 61-74.

Remerciements : Ce travail a été financé par le projet MEIDIC-VTACH (ANR-19-ECVD-0004)

Quantification 3D de la fraction de graisse et du T2 de l'eau intramusculaires par écho de gradient à modulation de phase RF

Eléonore Vermeulen¹, Pierre-Yves Baudin¹, Marc Lapert², Benjamin Marty¹

¹Laboratoire de RMN, Centre d'Exploration et d'Évaluation Neuromusculaire, Institut de Myologie, Paris, France, ²Siemens Healthcare SAS, Saint-Denis, France

Objectifs : Dans l'étude des maladies neuromusculaires, la fraction grasseuse intramusculaire (FF) et le temps de relaxation T2 de l'eau (T2_{H2O}) sont les principaux biomarqueurs d'imagerie révélateurs de la sévérité et de l'activité de la maladie [1]. Nous avons optimisé les paramètres d'une série d'acquisitions 3D d'écho de gradient avec destruction de l'aimantation transversale résiduelle (SPGR) pour extraire simultanément ces deux variables dans les tissus musculaires.

Matériels et Méthodes : Les acquisitions ont été réalisées sur un IRM 3T. La séquence SPGR a été modifiée de façon à pouvoir contrôler l'incrément de phase et le moment du gradient de spoiling. Les cartographies T2_{H2O} et FF sont obtenues par une recherche systématique des signaux d'une série de 10 images dans un dictionnaire bi-composantes généré par l'algorithme EPG. La minimisation de la borne de Cramer-Rao a été implémentée afin de d'optimiser les angles de bascule et les incréments de phase appliqués. La méthode proposée a été comparée à nos méthodes de référence de mesure du T2_{H2O} (MSME 17-TE) [2] et de la FF (GRE-VIBE 3 points Dixon) sur la jambe d'un volontaire, avant et après réalisation d'un exercice d'extension du mollet.

Résultats : Bien que présentant des valeurs de T2_{H2O} sensiblement plus faibles, la méthode implémentée est sensible dans les mêmes proportions que la séquence de référence à l'élévation de ce paramètre induit par l'exercice. La carte de fraction de graisse est elle aussi en accord avec notre méthode de référence.

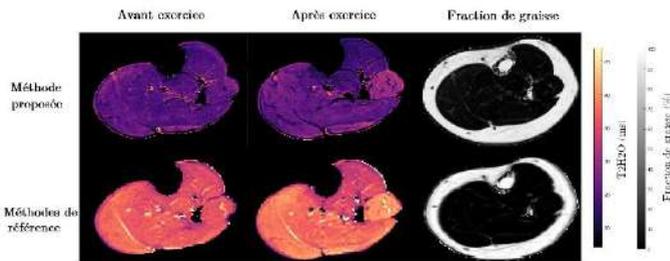


Figure 1 : Comparaison de la méthode proposée aux méthodes de référence lors d'un même examen comprenant un exercice d'extension du mollet. On note dans les deux cas une augmentation du T2_{H2O} dans le muscle péronier (respectivement +15 et +13%).

Conclusion : La méthode proposée a fourni des cartes paramétriques valides pour la caractérisation du muscle sur un volontaire sain. Une étude complémentaire sur patients sera nécessaire pour l'évaluer sur des muscles présentant différents niveaux de remplacement grasseux.

Références : [1] Carlier et al. JND (2016) [2] Marty et al. NMR Biomed (2016)

Remerciements : Projet ANR-20-CE190004

Etude des variations diurnes des concentrations métaboliques cérébrales en Spectroscopie par Résonance Magnétique SRM-¹H

Clément Giraud^{1,2}, Laura Hatchondo¹, Luc Pellerin³, Mathieu Naudin^{1,2}, Ludovic Blanchard^{1,2}, Rémy Guillevin^{1,2}, Carole Guillevin^{1,2}

¹ Labcom I3M, Laboratoire de Mathématiques Appliquées LMA, CNRS UMR 7348, équipe DACTIM MIS, Poitiers, France, ² CHU de Poitiers, Poitiers, France, ³ IRMETIST INSERM UMR1313, Poitiers, France

Objectifs : La SRM-¹H permet d'explorer le métabolisme cérébral en routine clinique pour le suivi de pathologies. Actuellement, la SRM-¹H est réalisée sans prise en compte de l'horaire. À ce jour, nous ne pouvons pas affirmer que les concentrations métaboliques cérébrales sont stables sur 24h [1-2]. L'objectif est d'étudier les variations diurnes des mesures de concentration métaboliques cérébrales (NAA, Cho, Cr, lactate) dans plusieurs régions d'intérêts sur 3 périodes « critiques » de la journée au niveau du rythme circadien humain : 7h30, 13h30 et 18h00.

Matériels et Méthodes : L'étude comprend 43 volontaires sains (F/H = 15/28, âge moyen = 30 ans). L'IRM a été réalisé sur un appareil Magnéto Skyra 3 Tesla (Siemens Healthineers, Erlangen, Allemagne). Deux zones cérébrales en SRM, les noyaux de la base et le centre semi ovale ont été explorées à partir d'une séquence semi-LASER (TE: 135 ms, FA: 90°, nex: 3, taille vecteur: 1024, taille voxel: 13.8x13.8x20 mm, TA: 6.53 min). Neuf régions cérébrales ont été analysées via l'algorithme AMARES dans chaque hémisphère sur trois temps de la journée. Une ANOVA sur mesures répétées permet d'évaluer le facteur temps sur la distribution métabolique des différentes régions cérébrales observées.

Résultats : Aucune variation métabolique en temps n'a été observée. Cependant, l'ANOVA relève des différences significatives entre hémisphères. L'absence de variation au cours de la journée a conduit à l'analyse de la reproductibilité de la séquence semi-LASER. Le coefficient de variation médian est de 5.8%. Il est de 11.94% pour le lactate et de 10.19% pour les acquisitions dans le CCA.

Conclusion : Cette étude met en avant l'absence de variabilité au cours de la journée du métabolisme cérébral sur l'ensemble des régions observées et donc aucune variabilité circadienne du métabolisme cérébral chez le sujet sain. L'étude de reproductibilité montre que certaines régions et métabolites sont à analyser avec prudence.

Références :

[1] Al-Iedani O, Arm J, Ribbons K, Lea R, Lechner-Scott J, Ramadan S. Diurnal stability and long-term repeatability of neurometabolites using single voxel 1H magnetic resonance spectroscopy. Eur J Radiol. 2018 Nov;108:107-13.

[2] Arm, J., Al-iedani, O., Lea, R., Lechner-Scott, J., & Ramadan, S. (2019). Diurnal variability of cerebral metabolites in healthy human brain with 2D localized correlation spectroscopy (2D L-COSY). Journal of Magnetic Resonance Imaging, 50(2), 592-601.

[3] Goel N, Basner M, Rao H, Dinges DF. Circadian Rhythms, Sleep Deprivation, and Human Performance. Prog Mol Biol Transl Sci. 2013;119:155-90.

EVALUATION DE L'EFFICACITE DE LA THERAPIE PHOTODYNAMIQUE DANS LE TRAITEMENT DU GLIOBLASTOME SUR UN MODELE PRECLINIQUE DE RAT PAR IMAGERIE PAR RESONANCE MAGNETIQUE

Maximilien Vermandel², Nicolas Durieux¹, Florent Auger¹, Serge Mordon³, Muriel Barberi-Heyob⁴

¹Univ. Lille, CNRS, Inserm, CHU Lille, Institut Pasteur de Lille, US 41-UAR 2014 - PLBS, Lille, France, ²Hemerion, Villeneuve d'Ascq, France, ³OncoThAI UMR 1189, Univ. Lille, Inserm, CHU Lille, Lille, France, ⁴CRAN UMR 7039, CNRS, Univ. Lorraine, Nancy, France

Objectifs : Le glioblastome multiforme (GBM) est la forme de tumeur gliale (gliome) du cerveau la plus commune et la plus agressive. Les traitements par chimiothérapie, radiothérapie et chirurgie sont des mesures palliatives qui ne permettent pas à ce jour de guérison. La thérapie photodynamique interstitielle (iPDT) semble se montrer efficace sur des premiers résultats cliniques. Elle repose sur la combinaison d'un médicament photosensibilisant devenant cytotoxique après activation par illumination par un laser guidé par une fibre optique insérée dans la tumeur. Cependant cette technique reste à ce jour à un stade expérimental car nécessitant une mise au point complexe [1]. L'optimisation de ce traitement se fait grâce à un modèle préclinique de glioblastome xenogreffé en orthotopique chez le rat.

Matériels et Méthodes : L'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) permet d'évaluer l'efficacité des différentes modalités de réglage de la PDT. Ainsi des séquences anatomiques, de diffusion, de perfusion, appliquées avant et après le traitement, permettent de visualiser et de mesurer l'effet de la PDT sur le glioblastome dans la modification de son architecture tissulaire et de sa vascularisation [2].

Résultats : L'analyse des images est présentée en Figure 1.

Conclusion : L'IRM permet d'évaluer in vivo l'efficacité du traitement iPDT.

Références : [1] Is interstitial photodynamic therapy for brain tumors ready for clinical practice ? A systematic review. Henri-Arthur Leroy. Photodiagnosis and Photodynamic Therapy. 2021.

[2] Comparison of different treatment schemes in 5-ALA interstitial photodynamic therapy for high-grade glioma in a preclinical model : An MRI study. Maximilien Vermandel. Photodiagnosis and Photodynamic Therapy. 2019.

Remerciements : D. Béchet, M. Toussaint, M. Gries, H-A. Leroy, M. Quidet, A. Fagart, M-C. Tetard, P. Colin, P. Nevoux, D. Kharroubi Lakouas, B. Leroux.

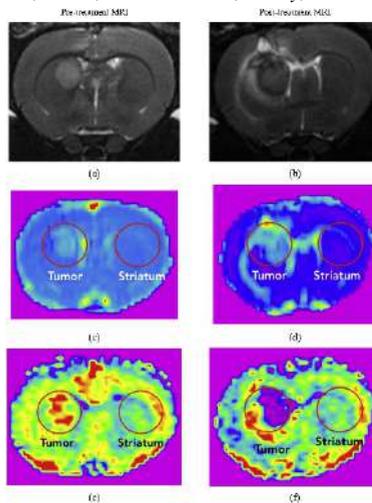


Figure 1 : IRM avant et après traitement (a)(b) IRM anatomique de pondération T2. (c)(d) IRM de diffusion. Augmentation de l'ADC (coefficient apparent de diffusion) dans la tumeur montrant une nécrose tissulaire. (e)(f) IRM de perfusion. Sans produit de contraste par ASL (Arterial Spin Labeling). Montrant une diminution de la perfusion tissulaire tumorale.

ANALYSE AUTOMATIQUE DE LA MORPHOLOGIE AORTIQUE EN IRM 3D PAR DEEP LEARNING

Jia Guo¹, Kevin Bouaou¹, Sophia Houriez—Gombaud-Saintonge¹, Umit Gencer³,
Etienne Charpentier^{1,4}, Gilles Soulat³, Alban Redheuil^{1,4}, Elie Mousseaux³, Nadjia
Kachenoura¹ Thomas Dietenbeck¹,

¹Sorbonne Université, INSERM, CNRS, Laboratoire d'Imagerie Biomédicale (LIB), Paris, France, ³Université de Paris Cité, PARCC, INSERM, Paris, France, ⁴Imagerie Cardio-Thoracique (ICT), AP-HP, Groupe Hospitalier Pitié-Salpêtrière, Paris, France

Objectifs : Automatiser la segmentation et l'analyse morphologique de l'aorte à l'aide d'algorithmes d'Intelligence Artificielle (IA).

Matériels et Méthodes : Nous avons étudié 216 sujets sains (IRM Siemens, GE, 1.5/3T): 116 patients avec une aorte dilatée et 61 patientes avec un syndrome de Turner. Un logiciel interne (Mimosa, Sorbonne Université [1]) a été utilisé pour segmenter l'aorte acquise en IRM 3D. Ces données ont été divisées aléatoirement en 3 groupes (entraînement : 236, validation : 77, test : 78). Le processus d'analyse comprend : 1/ la détection de 7 repères anatomiques qui permettent de définir les segments aortiques (de la jonction sino-tubulaire jusqu'au tronc cœliaque) se base sur de l'apprentissage par renforcement et un algorithme de Double DQN. 2/ deux réseaux de neurones en cascade sont utilisés pour segmenter l'aorte. Le premier réseau segmente grossièrement l'aorte afin de définir une zone d'intérêt centrée sur l'aorte et atténuer l'effet de l'arrière-plan. Le second réseau travaille sur le volume recentré et rogné. Enfin, la ligne centrale obtenue est utilisée par Mimosa pour affiner la segmentation des parois aortiques et permettre l'analyse morphologique.

Résultats : La distance moyenne entre les 7 repères anatomiques de référence et ceux prédits variait de 4.5 ± 3.3 pour le tronc artériel brachio-céphalique à 12.5 ± 11.7 mm pour le tronc cœliaque. Pour la segmentation, le score de Dice était de 0.895 ± 0.046 avec 89.7% (70/78) des volumes ayant un score de Dice > 0.85. Les biomarqueurs cliniques extraits de la segmentation étaient fortement corrélés aux mesures de référence (longueur de l'arche (AL): $r=0.94$; diamètre maximal (D): $r>0.95$; volume (V): $r>0.93$), présentaient un faible biais de Bland et Altman (AL: biais moyen [LoA] 1.71mm[-16.32; 19.74]; D: 1.15mm[-3.54; 5.83]; V: 0.27mL[-22.43; 23]).

Conclusion : Une méthode combinant l'IA pour la détection des repères anatomiques et la segmentation 3D de l'aorte en IRM 3D a été proposée. Des biomarqueurs de la morphologie aortique incluant longueur, diamètres et volumes sont en accord avec la référence indiquant la capacité de généralisation de notre approche (sites, constructeurs, pathologie).

Références : [1] Dietenbeck et al., Computers Biology Medicine(2018), JMIR(2021)

Remerciements : JG est financé par le China Scholarship Concl (CSC, Grant No.202008070119).

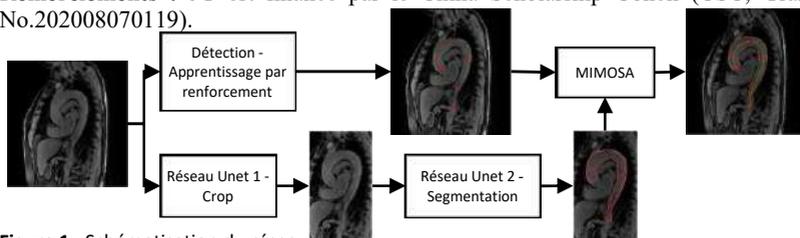


Figure 1 : Schématisation du réseau

ÉTUDE DE LA CINÉTIQUE D'OUVERTURE ET DE FERMETURE DE LA BARRIÈRE HÉMATO- ENCÉPHALIQUE CHEZ UN MODÈLE D'ISCHÉMIE REPERFUSION CÉRÉBRALE CHEZ LA SOURIS PAR L'UTILISATION DU COEFFICIENT DE PSEUDO- DIFFUSION D*

Florent Auger¹, Olivier Petraut^{2,3}, Mélanie Kuntz⁴, Vincent Berezowski^{2,3}

1 UAR 2014 – US 41 / PLBS - LIIFE, Lille, France, 2 Univ. Lille, Inserm, CHU Lille, U1172 - LiNCog - Lille Neurosciences & Cognition, Lille, France, 3 Univ. Artois, F-62300 Lens, France, 4 Univ.Artois, LBHE, EA 2465, Lens, France

Objectifs : La barrière hémato-encéphalique (BHE) est l'interface qui isole le système nerveux central du compartiment vasculaire. Son rôle est de protéger le cerveau des macromolécules ou micro-organismes potentiellement dangereux tout en assurant le passage des nutriments et métabolites nécessaire à son fonctionnement. Des modifications de la perméabilité de la BHE peuvent survenir lors de phénomènes physiopathologiques telle que l'ischémie cérébrale. La cinétique d'ouverture et de fermeture de la BHE suite à une ischémie cérébrale reste encore débattue [1]. Cette étude se propose donc d'étudier cette cinétique chez un modèle d'ischémie-reperfusion (IR) cérébrale chez la souris en utilisant l'imagerie par résonance magnétique (IRM).

Matériels et Méthodes : Des imageries de diffusion et de relaxométrie T2 (T2r) ont été réalisées à 2, 4, 8, 16, et 24 heures post-IR sur une IRM 7T (Bruker, Biospec 70/20, Ettlingen, Allemagne) avec une antenne volumique émettrice couplée à une antenne réceptrice de surface à température ambiante dédiée à l'imagerie cérébrale de la souris. Les valeurs du facteur b de la séquence de diffusion ont été paramétrées de manière à pouvoir estimer les coefficients apparent de diffusion (ADC) et de pseudo-diffusion (D*), les valeurs de T2r recueillies étaient utilisées pour corriger les valeurs de D* [2].

$$\frac{S}{S_0} = (1 - f) \cdot e^{-ADC \cdot b} + f \cdot e^{-(ADC + D^*) \cdot b} \cdot e^{-\left(\frac{TE}{T2r}\right)}$$

Les résultats d'imagerie ont été confrontés à l'histologie et à des analyses *in vitro*. 90 souris divisées en deux groupes de 54 souris pour l'imagerie et 36 pour l'étude histologique ont été utilisés au cours de l'étude.

Résultats : Une augmentation de la valeur de D* a été retrouvée 4h post IR. Cette augmentation coïncide avec les analyses histologiques et *in vitro* qui ont mis en évidence respectivement une extravasation de bleu-Evans et une ouverture *in vitro* de la BHE lors d'une privation concomitante d'oxygène et de glucose.

Conclusion : Pouvoir vérifier *in vivo* et sans gestes invasifs l'intégrité de la BHE est crucial pour comprendre les mécanismes physiopathologiques qui conditionnent sa perméabilité afin de développer des stratégies thérapeutiques et d'en évaluer leur efficacité.

Références : [1] Nag S, Kapadia A, Stewart DJ. Review: molecular pathogenesis of blood-brain barrier breakdown in acute brain injury. *Neuropathol Appl Neurobiol* 2011; 37: 3–23. [2] Le Bihan D. The 'wet mind': water and functional neuroimaging. *Phys Med Biol* 2007; 52: 57–90.

ÉTUDE DU DÉVELOPPEMENT CÉRÉBRAL PAR IRM MULTI-CONTRASTES EX VIVO CHEZ LE FURET

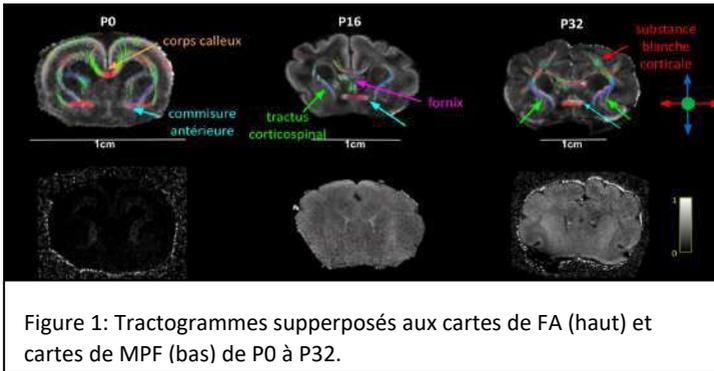
Laura Mouton¹, Anthony Ruze¹, Romain Valabrègue¹, Jean-Baptiste Pérot¹, Lucas Soustelle², Vaibhav Sahu³, Katja Heuer³, Stéphane Lehericy¹, Roberto Toro³, Mathieu D. Santin¹

¹Institut du cerveau (ICM), CENIR, Paris, France, ²Aix Marseille Univ, CNRS, CRMBM, Marseille, France, ³Institut Pasteur, Département de neuroscience, Paris, France.

Objectifs : Cette étude vise à caractériser par IRM de diffusion et IRM multiparamétrique quantitative la mise en place des fibres de substance blanche (SB) au cours du développement chez le furet, pour lequel la maturation de la SB et le plissement cortical ont lieu après la naissance [1].

Matériels et Méthodes : Trois cerveaux de furet distincts notés P0, P16 et P32 correspondant à 0, 16 et 32 jours postnatal ont été imagés *ex vivo* à 11,7 T. Le protocole d'acquisition (56h au total) consiste à acquérir (i) des images T₂*w (3D MGE) avec différents angles de bascule et un module de transfert d'aimantation pour estimer les paramètres quantitatifs M0, R₁, R₂*, QSM, MTR, MPF et (ii) des images pondérées en diffusion (3D PGSE-EPI segmentée, b=600, 2000, 6000 s/mm² dans 7, 29 et 64 directions) pour estimer les métriques du tenseur de diffusion (FA, MD, AD, RD) ainsi que les tractogrammes. Une analyse par régions d'intérêt (ROI) a été menée sur ces paramètres dans le cortex, la plaque sous-corticale, le striatum et la SB.

Résultats : Parmi les paramètres estimés, le MPF montre la variation la plus importante suivant l'âge avec une forte augmentation entre P0 et P16 dans toutes les ROI, alors que les paramètres R₁ et R₂* ont tendance à légèrement augmenter entre P0 et P32. L'ensemble de ces variations et en particulier l'augmentation du MPF suggère un processus de myélinisation actif entre P0 et P16 [2]. Les tractogrammes révèlent quant à eux la présence de fibres de SB dès P0, avec la mise en place d'autres fibres comme le fornix à P16 et la SB corticale à P32 (Figure 1).



Conclusion : Cette approche IRM multi-contrastes a permis l'étude du développement des fibres de SB avec l'âge dans un modèle de furet *ex vivo*, ainsi que l'évaluation du niveau de myélinisation, notamment avec le paramètre MPF. D'autres cerveaux seront imagés entre P0 et P32 et des analyses histologiques ainsi que de l'imagerie optique par lumière polarisée 3D seront menés sur tous les échantillons pour compléter nos observations.

Références : [1] Barnette A.R. *et al.*, *Pediatr. Res.* 2009 [2] Khodanovic Y.M. *et al.*, *J. Cereb. Blood Flow Metab.* 2018

Application de NEXI pour la quantification de la microstructure dans la substance grise du cerveau humain post-mortem à 14.1T

Andreea Hertanu¹, Quentin Uhl¹, Tommaso Pavan¹, Christophe M. Lamy², Ileana O. Jelescu¹

¹Departement de Radiologie, Centre Hospitalier Universitaire Vaudois et Université de Lausanne, ²Departement d'Anatomie, Faculté de Médecine, Université de Genève

Objectifs : Quantifier avec une haute résolution spatiale la microstructure de la substance grise (SG) dans deux échantillons extraits des lobes frontal (LF - cortex) et temporal (LT - hippocampe) d'un cerveau humain sain fixé post-mortem, selon le modèle biophysique de diffusion *NEXI* (Neurite Exchange Imaging). *NEXI* est une extension du modèle standard de diffusion, adapté à la SG où l'eau peut franchir la membrane cellulaire plus facilement que dans la substance blanche (SB). Grâce à la modélisation explicite de l'échange, *NEXI* fournit également un indicateur de la perméabilité des membranes cellulaires.

Matériels et méthodes : Les échantillons ont été imagés à 14.1T. Les séquences PGSE-EPI et STEAM-EPI ont été utilisées pour échantillonner l'espace q - t (pondération en diffusion $b \in [0-12]$ ms/ μm^2 et temps de diffusion $t \in [12-28]/[28-100]$ ms pour PGSE/STEAM). Le modèle *NEXI* a été estimé en utilisant l'ensemble des données (b, t) pour cartographier la fraction de neurites (f), les diffusivités apparentes des compartiments intra-/extra-neurite (D_i et D_e), et le temps d'échange entre les deux compartiments (t_{ex}).

Résultats : Les cartes paramétriques *NEXI* sont suffisamment précises pour offrir à la fois des estimations homogènes au sein d'une sous-structure et un excellent contraste entre les sous-structures, de l'hippocampe notamment (Fig.1). Dans la SG humaine post-mortem, les valeurs typiques de *NEXI* en PGSE et STEAM sont, respectivement : $t_{ex} \sim [12, 54]$ ms, $f \sim [0.31, 0.34]$, $D_i \sim [0.10, 0.67]$, $D_e \sim [0.79, 0.59]$ $\mu\text{m}^2/\text{ms}$. Le t_{ex} plus long en STEAM suggère que la gamme de t interrogée agit comme un filtre pour son estimation. Pour des temps de diffusion plus longs, l'estimation de D_i serait également biaisée par l'échange avec l'espace extracellulaire. En PGSE, *NEXI* estime $D_i < D_e$, contrairement à ce qui a été rapporté chez le rat in vivo et ex vivo². Ce comportement pourrait s'expliquer par l'ischémie globale suite au décès, pouvant entraîner une chute importante de D_i ³. **Conclusion :** La microstructure du cortex et de l'hippocampe humains post-mortem a été cartographiée par *NEXI*. L'histologie des échantillons sera effectuée pour valider les caractéristiques attendues : concentration des processus neuronaux et gliaux (f), neurites perlées affectant D_i et perméabilité variable selon la région, possiblement due à la myélinisation. Ces résultats peuvent faire progresser la validation des techniques non invasives telles *NEXI* en vue de leur utilisation clinique in vivo. **Références :** ¹Jelescu, NeuroImage 2022 ; ²Jelescu & Uhl, Proc. ISMRM 30 2022 P ; ³Budde, PNAS 2010. **Remerciements :** SNSF Grant PCEFP2_194260 & CIBM.

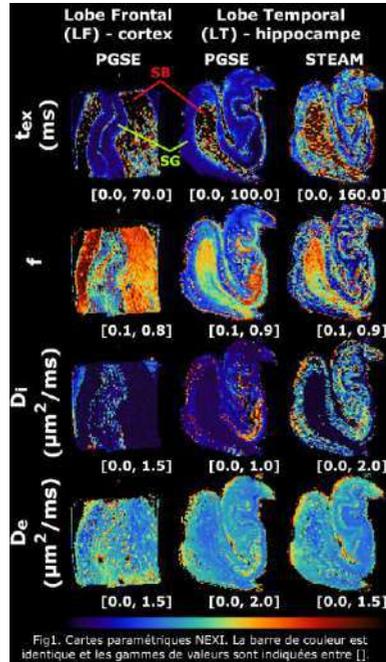


Fig.1. Cartes paramétriques NEXI. La barre de couleur est identique et les gammes de valeurs sont indiquées entre [].

Imagination olfactive en IRMf : Evaluation de supports visuels facilitateurs

Fantin Luca^{1,2}, Drouot Guillaume³, Kirsch Audrey³, Rumeau Cécile², Basile Agnès³,
Jacquot Muriel⁴, Ceyte Hadrien^{2,5}, Hossu Gabriela^{1,3}

¹IADI (Univ. Lorraine, INSERM U-1254, Nancy), ²DevAH (Univ. Lorraine, EA3450, Nancy, France), ³CIC-IT (Univ. Lorraine, CHRU Nancy, INSERM CIC 1433 Innov. Tech., Nancy), ⁴Givaudan France SAS, ⁵ISM (Aix-Marseille Univ., UMR 7287 CNRS, Marseille)

Objectifs : L'imagination olfactive est sollicitée dans divers protocoles cliniques et expérimentaux, tant pour identifier des pertes sensorielles (NCT03979716) que pour tenter de réduire certains états d'inconfort notamment induits par immersion virtuelle (NCT05308433). Particulièrement complexe, cette capacité cognitive est couramment facilitée par la présentation de supports visuels (mots, couleurs, images...). Cependant, l'absence de comparaison directe dans la littérature entre les différents types de supports visuels questionne l'implication de certaines aires corticales lors de l'imagination olfactive [1]. L'objectif de cette étude était de comparer en IRM fonctionnelle (IRMf) les activations centrales induites par l'imagination olfactive facilitée par différents types de supports visuels.

Matériels et Méthodes : Vingt-cinq volontaires sains (dont 10 femmes, âge moyen = 22,6 ans) capables de bien imaginer des odeurs [2] ont eu pour consigne de se concentrer sur les odeurs évoquées par 4 types de supports visuels projetés sur un écran. Deux acquisitions IRMf ont été réalisées, comprenant chacune 7 cycles composés d'une phase d'activation (14x5s) suivie d'une phase contrôle (15s). Lors de chaque acquisition, 2 types de supports visuels ont été présentés pendant les phases d'activation (acquisition 1 : couleurs unies et mosaïques colorées abstraites ; acquisition 2 : images et mots d'objets odorants). Les images ont été acquises sur une IRM 3T Siemens Prisma avec une antenne tête 64 canaux et traitées sur le logiciel SPM12. Pour chaque type de support visuel, une analyse par région d'intérêt a été effectuée en ciblant les régions olfactives et non-olfactives reconnues comme étant impliquées dans l'imagination olfactive.

Résultats : Au niveau du groupe, seule l'utilisation des images et des mots lors de l'imagination olfactive est associée à des clusters d'activation significatifs ($p < 0.001$; $k=10$) au niveau du cortex orbitofrontal (région reconnue dans les associations visuo-olfactives et considérée comme le cortex olfactif secondaire). Une activation significative au niveau de l'insula et de l'aire motrice supplémentaire a été observée pour tous les types de supports, alors qu'aucune activation du cortex piriforme (cortex olfactif primaire) n'a été révélée.

Conclusion : Nos résultats suggèrent un phénomène d'activation cérébrale support-dépendante. Ainsi, le type support visuel utilisé pour évoquer des odeurs doit être pris en compte lors de l'interprétation des résultats issus de paradigmes de neuroimagerie. Le couplage des acquisitions IRMf avec des mesures psychométriques fait actuellement l'objet de travaux (NCT05308433) afin de déterminer quel type de support facilite le plus l'imagination olfactive.

Références : [1] Royet J.P., Delon-Martin C., Plailly J., Odor mental imagery in non-experts in odors: a paradox? *Front. Neurosci.* 2013;7(97). [2] Fantin L., Ceyte H., Ramdane-Cherif Z., Jacquot M., Hossu G., French Vividness of Olfactory Imagery Questionnaire: a potential tool for diagnosing olfactory loss by assessing olfactory imagery? *Front. Psycho.* 2020;11.

Développement d'une cartographie T_2 cérébrale DESS 3D sans artefacts de respiration

Emile Kadalie¹, Aurélien Trotier¹, Nadège Corbin¹, Sylvain Miraux¹, Emeline Ribot¹

¹Centre de Résonance Magnétique des Systèmes Biologiques, UMR5536 (CNRS/ Université de Bordeaux, Bordeaux, France)

Objectifs : L'objectif de ce travail est de corriger les artefacts induits par la respiration sur les images cérébrales de la séquence Dual Echo Steady State (DESS) en étudiant différentes stratégies d'encodage et en mesurant leur impact sur l'estimation et la répétabilité du T_2 en 3D.

Matériels et Méthodes : Les acquisitions ont été effectuées sur une IRM Siemens 3T PRISMA. Une séquence DESS cartésienne 3D classique a d'abord été mise en œuvre (appelée Fully DESS). Les lignes de l'espace de Fourier ont ensuite été acquises selon un ordre complètement aléatoire (Random DESS). Puis, une trajectoire cartésienne avec un ré-agencement en spirale¹ dans les directions d'encodage de phase (SP-DESS) a été implémentée faisant varier la longueur de la spirale i.e. le nombre de lignes acquises d'une extrémité à l'autre de la spirale. Un module d'auto-synchronisation (SG) a ensuite été implémenté seul (SG-CS-DESS²) ou dans la séquence SP-DESS (SG-CS-SP-DESS). Ces versions ont utilisé une trajectoire avec un masque Compressed-Sensing (CS) dans le plan k_y - k_z avec un facteur de sous-échantillonnage de 8. Pour les versions accélérées, les données ont été regroupées en 7 phases respiratoires en utilisant le signal SG². Les 7 images reconstruites ont été moyennées pour maximiser le rapport signal sur bruit par une somme des carrés. Des cartes T_2 3D ont été obtenues en adaptant les données à un dictionnaire précédemment calculé avec des algorithmes de Extended Phase Graphs (EPG)³. Les différentes versions DESS ont été acquises en 7min chacune et ont été réalisées deux fois (test-retest) avec une résolution isotrope de 1,2 mm sur chacun des 2 volontaires sains.

Résultats : Des artefacts de ghosting ont été rencontrés sur les images Fully affectant les images anatomiques alors qu'ils étaient répartis sous forme de bruit sur les images Random et SP-DESS. D'autre part, les versions CS ont généré des images sans artefacts avec des écarts types T_2 réduits de moitié par rapport aux Fully. Cela a aussi permis d'augmenter la répétabilité avec 80% des voxels de la substance blanche ayant une différence de moins de 15 % entre les deux tests.

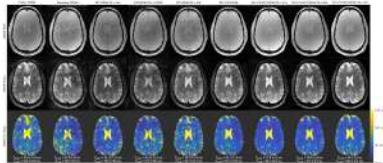


Figure 1 : Images 3D DESS FID et Echo, et les cartes T_2 correspondantes.

Conclusion : La combinaison d'une trajectoire cartésienne spirale à bras long avec l'accélération CS et une méthode d'arrangement en phase respiratoire a permis d'obtenir des images DESS reconstruites sans artefacts et des cartes T_2 optimisées et répétables en 3D.

Remerciements : Ce travail a été soutenu par l'ANR-19-CE19-0014.

Références : [1] Prieto, C. *et al.* (2015), *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 41(3), pp. 738–746. [2] Kadalie, E.C. *et al.* (2022), *30th annual Meeting and Exhibition of the ISMRM*, pp. 760. [3] Weigel, M. (2015), *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 41(2), pp. 266–295.

METHODOLOGIE D'AUGMENTATION DE DONNÉES POUR L'AMÉLIORATION DE DÉTECTION DES PICS R DANS LES ECG ACQUIS AU COURS DES EXAMENS IRM

Maroua Mehri^{1,2}, Pierre Aublin³, Guillaume Calmon¹,
Freddy Odille^{3,4}, Julien Oster^{3,4}

¹Epsidy SAS, Nancy, France, ²Université de Sousse, Ecole Nationale d'Ingénieurs de Sousse, LATIS-Laboratory of Advanced Technology and Intelligent Systems, Sousse, Tunisie, ³IADI, INSERM U1254 and Université de Lorraine, Nancy, France, ⁴CIC-IT 1433, INSERM, Université de Lorraine and CHRU Nancy, Nancy, France

Objectifs : La détection des pics R dans l'ECG par apprentissage profond (AP) requiert des bases de données annotées de grande taille. En IRM, de telles bases comportant l'effet magnéto-hydro-dynamique (MHD) n'existent pas. Nous proposons une méthodologie d'augmentation de données (MAD) se basant sur la combinaison d'enregistrements restreints d'ECG avec MHD avec des bases ECG annotées, sans MHD.

Matériels et Méthodes : La détection des pics R est assimilée à une segmentation 1-D utilisant une architecture d'AP de type U-Net [1], en convertissant les 12 dérivations en format vectorcardiogramme (VCG) 3-D [2]. Une base restreinte ECG avec MHD* est utilisée pour construire un modèle empirique de 8 MHD médians, qui s'ajoutent aléatoirement aux données de la base INCART[†], doublant le nombre de battements. Nous comparons l'efficacité de la MAD avec des algorithmes conventionnels.

Résultats : Sur ECG sans MHD, la précision et le rappel excèdent 99%. Sur ECG avec MHD, un algorithme conventionnel donne une précision (resp. rappel) de 66% (resp. 87%), l'AP donne une précision (resp. rappel) de 89% (resp. 84%). Avec MAD, l'AP donne une précision (resp. rappel) de 96% (resp. 86%). Le nombre de faux positifs est réduit de 57% grâce à l'utilisation de la MAD.

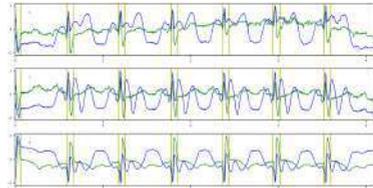


Figure 1 – Modèle ECG avec MHD généré avec la MAD.

Conclusion : La MAD est efficace pour réduire l'erreur globale et particulièrement le nombre de faux positifs, et permet de s'affranchir de la rareté des données ECG acquises au cours des examens IRM.

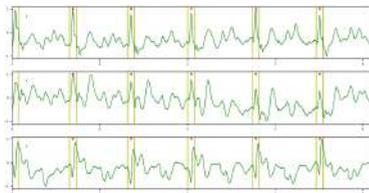


Figure 2 – Détection des pics R utilisant l'AP avec la MAD.

Références : [1] Ronneberger et al., U-Net : convolutional networks for biomedical image segmentation, MICCAI, 2015. [2] Kors et al., Reconstruction of the Frank vectorcardiogram from standard electrocardiographic leads : diagnostic comparison of different methods, EHJ, 1990.

Remerciements : Ce travail a été financé par le programme Bpifrance.

*. <https://physionet.org/content/mhd-effect-ecg-mri/1.0.0/>

†. <https://physionet.org/content/incartdb/1.0.0/>

Légende des figures : ECG original (vert); ECG avec MHD (bleu); annotation du pic R (barres jaunes); position trouvée du pic R (triangle rouge).

Estimation de la fraction d'extraction d'oxygène par IRM extra-crânienne : étude prospective de faisabilité sur volontaires sains

Benôit Allignet^{1,2,3}, Amine Bouhamama^{1,4}, Marie-Pierre Sunyach², Frank Pilleul^{1,4},
Waisse Waissi², Alexandra Meurgey⁵, Olivier Beuf¹, Benjamin Leporq¹

¹CREATIS, CNRS UMR 5220, Inserm U1206, INSA-Lyon, Université Jean Monnet Saint-Étienne, Université Claude Bernard Lyon 1, ²Département d'Oncologie Radiothérapie, Centre Léon Bérard, ³FONDATION ARC, 9 rue Guy Môquet 94803 Villejuif, France, ⁴Département de Radiologie, Centre Léon Bérard, ⁵Département d'Anatomopathologie, Centre Léon Bérard.

Objectifs : L'oxygénation tissulaire est une donnée métabolique essentielle mais difficilement explorée par IRM au niveau extra-crânien. Nous avons évalué la faisabilité d'un protocole IRM multiparamétrique permettant d'estimer la fraction relative d'extraction d'oxygène, dans le cadre du développement d'un protocole adapté aux sarcomes.

Matériels et Méthodes : Les acquisitions ont été réalisées à 3.0T (Siemens VIDA, Erlangen, Germany). La fraction d'extraction relative d'oxygène (rOEF) a été estimée selon le modèle proposé par Toth *et al* [1]:

$$rOEF = \frac{R_2'}{c \times rCBV} \quad \text{avec } c = 4/3 \cdot \pi \cdot \gamma \cdot \Delta\chi \cdot B_0 = 317 \text{ Hz à 3.0T [1] et}$$

avec $R_2' = R_2^* - R_2$

R_2^* était obtenu par décomposition de l'eau et de la graisse à partir d'une acquisition multi-écho de gradient (CSE-MRI) [2]; R_2 a été mesuré via la reconstruction « Mait » à partir d'une acquisition turbo spin écho 2D. rCBV a été approximé via la fraction de perfusion f obtenu par modélisation IVIM à partir d'une acquisition multi-b-value (10 valeurs de b de 0 à 800 s.mm⁻²) et une reconstruction par inférence bayésienne. Plusieurs cartographies paramétriques étaient obtenues (IVIM : D , D^* et f ; CSE-MRI : PDFF, R_2^* ; R_2' et rOEF). Etant donné l'hétérogénéité des localisations des sarcomes, des acquisitions ont été réalisées sur 4 volontaires sains sur différentes régions anatomiques.

Résultats :

	PDFF (%)	T_2^* (ms)	D (10e ⁻³ mm.s ⁻²)	D^* (10e ⁻⁴ mm.s ⁻²)	f (%)	T_2 (ms)	R_2' (s ⁻¹)	rOEF (%)
Cuisse (quadriceps)	2.3 ± 2.1	26.3 ± 4.0	1.59 ± 0.27	72.0 ± 14.8	8.6 ± 8.2	39.5 ± 8.0	11.2 ± 6.5	45.0 ± 24.9
Dorsale (grand dorsal)	0.8 ± 2.2	27.2 ± 4.2	1.45 ± 0.47	74.5 ± 10.8	18.0 ± 8.8	38.3 ± 6.6	11.5 ± 5.9	25.9 ± 15.3
Pelvis (grand fessier)	5.2 ± 5.8	27.8 ± 6.5	1.68 ± 0.25	73.2 ± 16.6	10.3 ± 9.8	40.5 ± 11.5	14.2 ± 12.3	36.7 ± 25.1
Epaule (sous-épineux)	0.84 ± 1.6	26.3 ± 3.1	1.74 ± 0.44	70.4 ± 15.7	27.9 ± 8.6	39.0 ± 6.1	12.5 ± 6.6	16.5 ± 10.7

La durée du protocole d'acquisition était de 15 min. Les valeurs de temps de relaxation, de PDFF et de diffusion IVIM [3] sont cohérentes avec les valeurs attendues sur le muscle sain, au repos.

Conclusion : Une cartographie de rOEF semble réalisable par IRM sur des régions extracrâniennes. D'autres études seront nécessaires pour confirmer ces résultats, et confronter les valeurs de rOEF avec l'examen histologique.

Références :

[1] Toth V., *et al.* J. Neurooncol 2013; 115 :197–207 [2] Leporq B., *et al.* NMR Biomed. 2014; 27:1211-1221 [3] Englund E.K., *et al.* J Magn Reson Imaging 2022; 55:988-1012.

Remerciements : Ce projet a reçu pour sa réalisation, le soutien de la Fondation ARC.

OPTIMISATION DE LA RECONSTRUCTION D'IMAGES EN SUPER-RÉSOLUTION POUR IRM 3D MULTI-CONTRASTE

Valentina Curcio¹, Florent Dimeglio¹, Hugo Dorez¹

¹HawkCell, Marcy l'Étoile, France

Objectifs : La Super-Résolution (SR) est une technique qui permet de reconstruire un volume 3D isotropique à partir de séquences 2D [1]. En IRM, certaines séquences n'ont pas d'équivalent 3D à l'acquisition. C'est le cas de l'acquisition à remplissage radiale de l'espace des k (PROPELLER) [2], ou de la méthode Dixon [3]. En littérature, les hyperparamètres (HP) qui guident la procédure d'optimisation pour la SR sont choisis, à notre connaissance, de manière empirique. Nous montrons qu'un choix optimal des HP a un fort impact sur la qualité des reconstructions.

Matériels et Méthodes : La reconstruction des images en SR est obtenue comme solution d'un problème inverse, grâce à la minimisation d'une fonction de coût à travers une descente de gradient [4]. Nous avons effectué un grid search pour évaluer la qualité des reconstructions avec différentes combinaisons des HP suivants : les poids de la fonction de coût et du taux d'apprentissage de la descente de gradient. Le protocole d'acquisition pour la SR consiste en trois acquisitions 2D orthogonales, qui ont des coupes d'épaisseur triplé par rapport à la taille des pixels dans le plan.

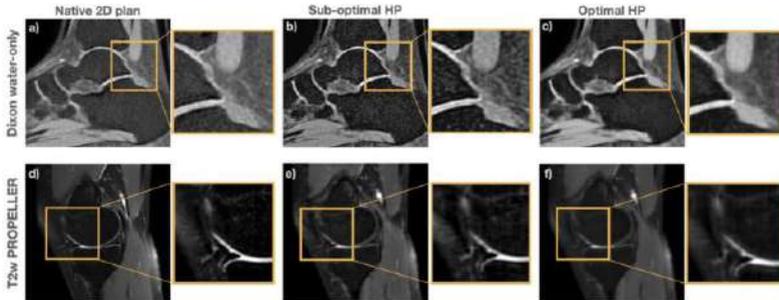


Figure 1 : Reconstructions en SR. Cheville en Dixon water-only [a-c] et de genou en T2 PROPELLER [d-f]. Comparaison entre les plans natifs en 2D [a,d], les reconstructions SR avec HP sub-optimaux [b,e] et HP optimaux [c,f].

Résultats : La dépendance de la qualité des reconstructions en fonction des HP est montrée en Fig. 1. Une coupe du volume 2D de référence est comparée avec la reconstruction effectuée en utilisant HP sub-optimaux et optimaux, pour une cheville imagée avec méthode Dixon et un genou imagé avec la séquence PROPELLER. Les paramètres optimaux donnent la reconstruction plus équilibrée en termes de contraste, réduction de volume partiel et robustesse au bruit.

Conclusion : Nous avons montré que la SR permet d'obtenir des reconstructions de haute qualité pour les séquences qui n'ont pas d'équivalent 3D à l'acquisition. Une optimisation rigoureuse des HP reste fondamentale pour la bonne qualité de la reconstruction.

Références : [1] Van Reeth, E. et al, *Concepts Magn. Reson. Part A* **40A**, 306–325 (2012). [2] Pipe, J.G., *Magn. Reson. Med.* **42**, 963–969 (1999) [3] Dixon, W.T., *Radiology* **153**, 189–194 (1984). [4] Gholipour, A. et al. *IEEE Trans. Med. Imaging* **29**, 1739–1758 (2010).

Mesure du taux de consommation d'oxygène cérébral pendant l'activation du cortex somatosensoriel du rat avec l'IRM de l' ^{17}O

Amélie Tourais, Cameron Hery, Martine Guillermier, Julien Valette, Céline Baligand

Université Paris-Saclay, CEA, CNRS, MIRCen, LMN, Fontenay-aux-Roses, France

Objectifs : Le taux de consommation d'oxygène cérébral (CMRO₂) est une variable importante pour l'évaluation du couplage neurovasculaire et neurométabolique. Le degré de couplage entre activité cérébrale, CMRO₂ et d'autres flux métaboliques reste débattu [1-3]. Davantage d'études précliniques utilisant des outils d'imagerie non invasifs, sensibles et spatialement résolus sont nécessaires pour revisiter ces questions. Nous avons utilisé l'IRM à temps d'écho zéro (ZTE) de l' ^{17}O [4] à 11,7 T pour mesurer CMRO₂ pendant l'activation du cortex somatosensoriel primaire (S1HL/FL) du rat par électrostimulation (ES) des pattes postérieures et antérieures.

Matériels et Méthodes : Les données ont été acquises chez des rates Wistar (2-10 mois, 240-330 g) sous médétomidine (0,6 mg.kg⁻¹.h⁻¹). Pour chaque mesure, des images ^{17}O -ZTE (TR=1.3 ms; voxel=1.5 mm³; résolution temporelle=18 s) ont été acquises en continue avant (5-10 min), pendant (4 min), et après (15 min) l'inhalation d' $^{17}\text{O}_2$. L'ES des pattes droites (n=3) ou gauches (n=3) était déclenchée 2 min avant inhalation (1.5mA/patte; 50 μs pulse; 5 Hz). Pour chaque animal, nous avons répété puis sommé 2 expériences consécutives (durée totale : 60 min). Un modèle 3-phase [5] a été ajusté aux données pour cartographier CMRO₂, K_G et K_L. Dans 4 animaux, la réponse BOLD au même protocole d'ES a été mesurée juste après les examens ^{17}O .

Résultats : L'augmentation de signal BOLD était de 3% dans un volume de 28±3 mm³ dans le S1HL/FL, confirmant l'activation neuronale en réponse à l'ES. Ce large volume activé a permis la sélection de 3 voxels en moyenne par hémisphère sur les cartes de CMRO₂. CMRO₂ était systématiquement plus élevé (+7±5%, p=0,016, fig. 1) dans le S1HL/FL activé (2,74 ± 0,37 μmol.g⁻¹.min⁻¹) par rapport au côté controlatéral (2,55±0,31 μmol.g⁻¹.min⁻¹). Les variations de K_G et K_L étaient encore plus importantes, 19±11% et 10±6% plus élevé dans le S1HL/FL activé (0,44±0,08 min⁻¹ et 0,32±0,05 min⁻¹) par rapport au côté controlatéral (0,37±0,04 min⁻¹, p=0,018 et 0,29±0,03 min⁻¹, p=0,014), respectivement.

Conclusion : Ce travail démontre la faisabilité de la mesure des variations de CMRO₂ en réponse à une activation dans le cerveau du rat à l'aide de l'IRM de l' ^{17}O . De telles expériences ont déjà été menées chez le chat, où une augmentation de 30% a été constatée dans le cortex visuel [6]. Ici, la combinaison de la double ES HL/FL et la stratégie de sommation de 2 sets de données consécutifs ont amélioré la sensibilité de détection. Les augmentations de 7% de CMRO₂ et de 15% en moyenne des paramètres liés au flux (K_G et K_L) sont en accord avec le découplage connu entre la réponse vasculaire et la réponse du métabolisme de l'oxygène à l'activation cérébrale.

Références : [1]Fox PT., NeuroImage, 2012; [2]Hyder F., Proc Natl Acad Sci; [3]Sonnay S., J Cereb Blood Flow Metab., 2016; [4]Baligand C., Metabolites. 2021; [5]Atkinson IC., NeuroImage, 2010; [6]Zhu XH., J Cereb Blood Flow Metab.

Remerciements : CEA20P47, ANR-21-CE44-0023-04, NeurATRIS (ANR-11-INBS-0011)

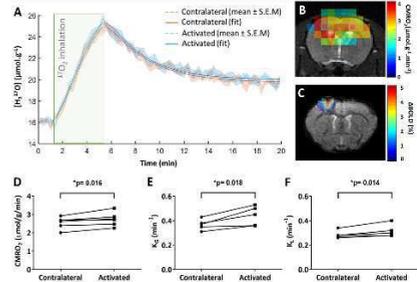


Figure 1. Résultats obtenus à partir d'acquisitions IRM ^{17}O et BOLD-fMRI dans le cerveau du rat pendant une activation induite par HL/FL

SFB-NET pour la segmentation cardiaque

Nicolas Portal^{1,2}, Catherine Achard¹, Nadjia Kachenoura², Thomas Dietenbeck²

¹ Institut des systèmes intelligents et de robotique (ISIR, Sorbonne Université, Paris, France),

² Laboratoire d'imagerie biomédicale (LIB, Sorbonne Université, Paris, France)

Objectifs : Notre travail vise à segmenter automatiquement à l'aide d'un algorithme de machine learning, le ventricule gauche, le ventricule droit, ainsi que le myocarde sur des images d'IRM cardiaques acquises en petit axe.

Matériels et Méthodes : L'algorithme de segmentation est un réseau de neurones profonds adoptant une architecture de type U-net [1] asymétrique avec un encodeur contenant 2 fois plus de poids que le décodeur. Le réseau utilise également une couche transformers pour les « feature maps » de plus faible résolution en bas du réseau de manière à calculer la relation entre tous les pixels. Des « Swin Filtering Blocks » sont introduits au niveau des skip connections entre l'encodeur et le décodeur de façon à concentrer l'entraînement sur les zones d'intérêt. Pour ce faire, les valeurs des « feature maps » de l'encodeur sont rééchelonnées en fonction de l'attention portée aux « feature maps » du décodeur qui contiennent davantage d'information sémantique. Concrètement, des poids sont calculés à l'aide d'un bloc Swin transformer [2] qui effectue une attention fenêtrée. Ces poids sont ensuite passés dans une fonction sigmoïde avant d'être utilisés pour filtrer la « feature map » issue de l'encodeur.

Résultats : Après avoir entraîné et testé l'algorithme sur 5 folds, notre méthode obtient le score de Dice moyen le plus élevé sur la base de données ACDC par rapport aux travaux auxquels elle est comparée (92.4). Elle obtient également le score de Dice le plus élevé pour le myocarde (90.85). L'étude ablative (tableau 1) menée sur ces mêmes données montre qu'à la fois le bloc transformer au « bottleneck », ainsi que les SFB contribuent à une légère augmentation des performances. La méthode se classe deuxième par rapport aux résultats obtenus sur les images du challenge M&M's de 2020, qui sont issues de différents centres et acquises avec différents scanners, atteignant un score de Dice moyen de 87.99.

Méthode	Ecart type	Moyenne	VD	MYO	VG
SFB-net	0.027	92.98	92.24	91.54	95.16
SFB-net sans SFB	0.033	92.88	91.72	91.73	95.19
SFB-net sans transformer	0.031	92.71	91.99	91.49	94.66

Tableau 1 : Etude ablative

Conclusion : L'approche présentée permet d'obtenir des segmentations précises du myocarde, ventricule droit et ventricule gauche et l'algorithme dispose d'une bonne capacité de généralisation à des données hétérogènes en termes de pathologie, machines et centres d'acquisition.

Références : [1] Ronneberger et al. "U-net: Convolutional networks for biomedical image segmentation." International Conference on Medical image computing and computer-assisted intervention. Springer, Cham, 2015. [2] Liu, Ze, et al. "Swin transformer: Hierarchical vision transformer using shifted windows." Proceedings of the IEEE/CVF International Conference on Computer Vision. 2021.

CORRECTION DE MOUVEMENT NON-RIGIDE POUR L'IRM MAMMAIRE EN DECUBITUS DORSAL

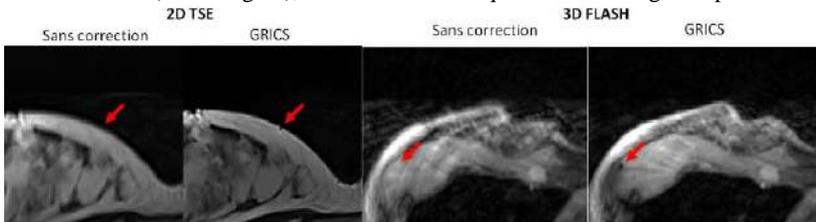
Karyna Isaieva¹, Camille Meulenet², Pierre-André Vuissoz¹, Marc Fauvel³, Lena Nohava⁴, Elmar Laistler⁴, Philippe Henrot², Jacques Felblinger^{1,3} and Freddy Odille^{1,3}

¹IADI, Université de Lorraine, INSERM U1254, Nancy, France; ²Institut de Cancérologie de Lorraine Alexis Vautrin, Vandoeuvre-les-Nancy, France, ³CIC-IT 1433, INSERM, CHRU de Nancy, Nancy, France, ⁴High Field MR Center, Center for Medical Physics and Biomedical Engineering, Medical University of Vienna, Vienna, Austria

Objectifs : Afin d'éviter les artefacts de mouvements respiratoires, l'IRM classique du sein est pratiquée en position procubitus. Le but de cette étude est d'évaluer l'efficacité de la correction de mouvement appliquée à l'IRM du sein en position décubitus. Cette dernière est avantageuse de plusieurs points de vue.

Matériels et Méthodes : 8 volontaires saines ont été imagées sur une IRM 3T Siemens Prisma. Le protocole comprenait une séquence 2D TSE (TE/TR = 3/4880 ms, 60 coupes axiales de 3 mm, résolution 0.72x0.72 mm) et une séquence 3D FLASH non-injectée (TE/TR = 1.93/4.14 ms, résolution 0.79x0.79x1 mm, iPAT=2). Les images ont été reconstruites avec la méthode GRICS [1] à l'aide des données d'une ceinture respiratoire. La reconstruction de la séquence 2D TSE a été intégré dans un pipeline Gadgetron [2,3] (96 cores @3.7 GHz, 256 GB RAM), et la 3D FLASH a été prototypée en MATLAB. Les images ont été évaluées avec des métriques de qualité [4,5] et par 2 radiologues. Le test de Wilcoxon a été appliqué pour comparer les images en décubitus (avec et sans correction de mouvement), ainsi qu'avec les images en procubitus.

Résultats : Le temps de reconstruction a été $t_{recon} < 2$ min. Les images 2D TSE GRICS ont démontré une meilleure qualité que celles en décubitus non-corrigées ($p < 0.001$ pour les métriques de qualité et $p = 0.005$ pour l'analyse radiologique, voir la figure). Les images 2D TSE GRICS ont été légèrement moins nettes que les images en procubitus ($p = 0.04$). Les résultats préliminaires sur la 3D FLASH montrent une qualité des images GRICS nettement meilleure que celle des images sans correction de mouvement (voir la figure), mais moins bonne que celle des images en procubitus.



Conclusion : GRICS permet de corriger les artefacts de mouvement de façon rapide et efficace pour les images 2D TSE. La reconstruction GRICS en 3D montre des améliorations, mais nécessite une optimisation du protocole. Une antenne dédiée et l'utilisation de plusieurs capteurs de mouvement pourraient améliorer les résultats.

Références : [1] Odille F. et al., MRM 2008;60:146–157 [2] Hansen MS et al. MRM 2013;69:1768–1776 [3] Isaieva K et al. MRM 2022, [4] Leclaire A. et al. J. Math. Imaging Vis. 2015;52:145–172, [5] Aksoy M, et. al MRM 2012;67:1237–1251

Remerciements : Projet “BraCoil” (ANR-17-CE19-0022), France Life Imaging, CPER IT2MP et FEDER.

DEVELOPPEMENT DE L'IMAGERIE CEST QUANTITATIVE DU GLUTAMATE EN S'APPUYANT SUR LA SPECTROSCOPIE QUANTITATIVE

Cécile Maguin¹, Eloïse Mougel¹, Julien Valette¹, Julien Flament¹

¹Université Paris-Saclay, CEA, CNRS, MIRCen, Laboratoire des Maladies Neurodégénératives, Fontenay-aux-Roses, France

Objectifs : L'imagerie de Transfert de Saturation par Echange Chimique (CEST) offre une excellente résolution spatiale et a souvent été utilisée pour cartographier la distribution de glutamate dans le cerveau, en particulier dans le cadre de maladies neurodégénératives [1]. Bien que très informatives, ces cartes sont uniquement pondérées en glutamate et les modulations du signal CEST peuvent en fait refléter des effets physiologiques ou d'autres métabolites [2]. Pour améliorer la spécificité de l'imagerie CEST, il est d'un grand intérêt de développer des outils de quantification *in vivo* des concentrations de métabolites. Dans ce travail, nous proposons d'utiliser la spectroscopie (¹H-MRS) quantitative comme référence interne pour paramétrer un modèle CEST permettant de quantifier la concentration de glutamate dans le cerveau.

Matériels et Méthodes : Sur 4 souris, dans un voxel placé dans le striatum, des spectres ¹H-MRS de métabolites et d'eau ont été acquis avec une séquence LASER. Des acquisitions à différents TE (entre 20 et 145ms) ont également permis d'estimer le T2 du glutamate (108±10 ms) et de l'eau (29.7±0.2 ms). Enfin, un fit LCModel simultané des 2 spectres a permis d'accéder à la concentration absolue en glutamate [3]. En ajoutant un module de saturation CEST de 1s à la séquence LASER, des Z-spectra ont été acquis dans le même voxel à différentes puissances de saturation B₁. Les données ont été fittées grâce à un modèle reposant sur les équations de Bloch-McConnell afin d'estimer les concentrations et taux d'échange.

Résultats : Avec la spectroscopie quantitative, nous avons mesuré des concentrations de glutamate d'en moyenne 5.8±0.4 mM dans le striatum. En utilisant les concentrations trouvées par la spectroscopie pour contraindre le fit des Z-spectra, nous avons tout d'abord mis en évidence que le modèle CEST classique, souvent utilisé pour quantifier des métabolites à échange lent à bas B₁, n'était pas suffisant pour obtenir de bonnes estimations de glutamate. Nous avons donc développé un modèle de fit à haut B₁, où la sensibilité CEST au glutamate est optimale [2], en contraignant les taux d'échange, permettant de retrouver des concentrations de glutamate *in vivo* avec une erreur moyenne de 0.7mM.

Conclusion : Ce travail ouvre la voie à la cartographie quantitative de glutamate *in vivo*, et une étude similaire dans d'autres régions du cerveau ayant des fractions de GM et WM différentes est en cours pour perfectionner le modèle.

Références : [1] Pepin J., Neuroimage 2016;139:53-64 [2] Khlebnikov V., Scientific reports 2019, 9(1):1089. [3] Provencher S.W., NMR Biomed 2001 ; 14:260-264.

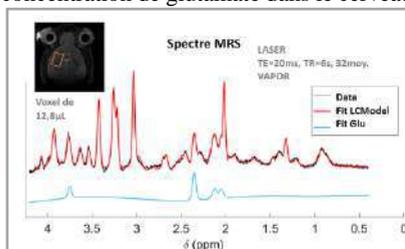


Figure 1 : Spectre acquis dans le striatum.

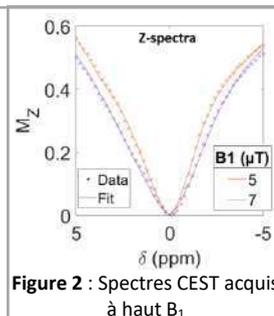


Figure 2 : Spectres CEST acquis à haut B₁

Optimisation de la quantification de la susceptibilité magnétique dans le contexte de la maladie de Parkinson : validation sur objets-tests et volontaires sains

Aurélien Hervouin¹, Matéo Jean¹, Pierre-Antoine Eliat^{2,3}, Johanne Bézy-Wendling¹, Fanny Noury¹

¹Univ Rennes, Inserm, LTSI-UMR 1099, 35000 Rennes, France ; ²Univ Rennes, CNRS, INSERM, Biosit UAR 3480 US_S 018, PRISM, F-35000 Rennes, France ; ³Univ Rennes, INRAE, INSERM, Institut NUMECAN - UMR_A 1341, UMR_S 1241, Rennes F-35000, France

Objectifs : La maladie de Parkinson (MP) est la deuxième maladie neurodégénérative la plus répandue dans le monde¹. Une des hypothèses avancées pour expliquer son origine est un dépôt anormal de fer dans certains noyaux gris centraux¹. La quantification *in vivo* de ce fer à partir de cartographies de susceptibilité magnétique (χ) obtenues par *quantitative susceptibility mapping* (QSM) pourrait constituer un neuromarqueur précoce de la MP. Aujourd'hui il n'existe pas de standardisation des paramètres d'acquisition ni de la chaîne de traitement (CDT) des images de phase, ces deux points étant essentiels pour quantifier précisément la χ . Ce travail a pour objectifs d'optimiser un protocole d'acquisition ainsi qu'une CDT sur objets-test (OT) pour ensuite les valider sur volontaires sains (VS).

Matériels et Méthodes : Les données QSM ont été acquises à 1,5 T et 3 T (Siemens Avanto et Prisma) avec une séquence multi-écho de gradient sur (i) deux OT² contenant des solutions de chélate de Gd à différentes concentrations de χ connues ($TR/TE=70/7$ ms; $\Delta TE=6$ ms; $T_{acq}=4$ min), et (ii) huit VS (deux groupes d'âge; $TR/TE=55/3,6$ ms; $\Delta TE=6$ ms; Résolution spatiale (1,5 mm)³; $T_{acq}=6$ min 31s). Les données QSM ont été analysées par différents algorithmes de la littérature³⁻⁵.

Résultats : La CDT sélectionnée après comparaison de l'efficacité et de la précision des différents algorithmes a permis (i) d'obtenir les valeurs théoriques attendues de χ dans les OT³ (Fig.1) et (ii) de quantifier *in vivo* des valeurs de χ dans les régions cérébrales ciblées (Fig.2) qui sont cohérentes avec les données de la littérature^{4,5}.

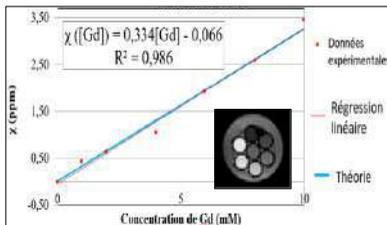


Fig.1 : Mesure *in vitro* de la susceptibilité magnétique en fonction de la concentration de Gd

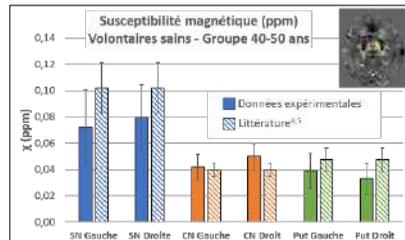


Fig.2 : Mesures *in vivo* de la susceptibilité magnétique. Substance noire (SN), noyau caudé (CN) et putamen (Put). VS (n=4, âge 40-50 ans).

Conclusion : Ces résultats préliminaires sur OT et VS rendent possible l'application de nos méthodes sur des cohortes de patients parkinsoniens pour étudier l'intérêt de la χ comme neuromarqueur précoce du déclin cognitif dans la MP.

Références : ¹E. Samson *et al. Brain Disord.* (2022) **6**:100037. ²E. Olsson *et al. Radiol. Res. Pract.* (2018) **2018**:6709525. ³X. Guan *et al. NMR Biomed.* (2017) **30**:e3489. ⁴M.D. Santin *et al. NMR Biomed.* (2017) **30**:e3491. ⁵C. Wang *et al. Nat. Neurosci.* (2022) **6**:818-831.

Remerciements : Plateforme PRISM (Biogenouest, Univ Rennes, Univ Angers, INRAE, CNRS, France) ; Plateforme Neurinfo (Univ Rennes, CHU Rennes, Inria, CNRS, CRLCC, France).

Thermomics : une plateforme web dédié au suivie des thermoablations par IRM (poster souhaité)

Valéry Ozenne¹, Bruno Quesson¹

1 Univ. Bordeaux, CNRS, CRMSB, UMR 5536, IHU Liryc, F-33000 Bordeaux, France

Objectifs : Les procédures interventionnelles de thermoablation visent à détruire des tissus pathologiques (cellules tumorales, ...) via un dépôt d'énergie localisé. La procédure, quelle que soit la modalité et le dispositif médical envisagé, est divisée en trois phases: i) la balistique, ii) le dépôt d'énergie iii) l'évaluation post-ablation. Pendant l'ablation, il est rare d'objectiver l'énergie envoyée. Les procédures reposent sur les abaques constructeurs (puissance et temps d'émission) des dispositifs utilisés et non sur l'élévation de température obtenue localement dans les tissus ciblés. En conséquence, la personnalisation du traitement est impossible et la surveillance du bon déroulement de la procédure est limitée. L'imagerie IRM répond à ces problématiques et dispose d'un très bon contraste au tissu mou pour les phases i) et iii) et pour la phase ii) des capacités d'imagerie fonctionnelle pour cartographier en temps-réel les changements de température et prédire la taille de la lésion. Néanmoins, les contraintes pour exporter les données en temps-réel et accéder à des séquences fournissant des images de température restreignent l'utilisation de ces technologies et limitent l'acculturation du corps médical à des méthodes de mesures objectives des thermoablations. La plateforme *Thermomics* (pour la contraction de Thermometry – Radiomics) vise à promouvoir l'imagerie de température dans ce contexte en fournissant des services de reconstruction, contrôle qualité, visualisation et d'interprétation des mesures de température par IRM.

Matériels et Méthodes: Architecture: *Thermomics* repose sur un outil de gestion des données (Girder), et un outil d'exécution des tâches en arrière-plan (Girder-Worker) [1]. Girder fournit l'infrastructure nécessaire pour stocker les images, pour gérer les comptes d'utilisateurs et les accès aux données, et pour permettre l'ingestion et l'export des données. Pour la partie frontale, les fonctionnalités de Girder sont accessibles via son interface web intégrée. Pour la partie dorsale, les données sont mises dans un gestionnaire de file d'attente (Celery) et les tâches sont effectuées dans des conteneurs Docker. Format : Entrée : *Thermomics* est actuellement compatible avec la séquence commerciale single-shot EPI de Siemens (VB, VD, VE, XA) et utilise comme point d'entrée les données kspace (twix). Sortie : Les images 4D (2D + coupes + temps) sont disponibles en format Dicom, Nifti, Nrrd. Analyse: *Thermomics* génère 5 rapports : SNR (carte de facteur g, image en unité de snr) MOCO (détection et quantification des mouvements), TEMP (carte de température) DOSE (cartes de dose thermique) TISSUE (estimation des paramètres thermiques). Acquisitions: 3 acquisitions (GRAPPA 2, Partial Fourier 6/8) sont testées: a) gel laser, b) foie ex vivo, c) ventricule gauche ablation RF in vivo avec respectivement 5/250 8/300, 5/250 coupes/dynamiques.

Résultats et conclusion: Le temps de calcul est inférieur 5 min pour les acquisitions a, b, c respectivement. Un rapport est fourni pour chaque acquisition. Le téléchargement depuis l'IRM et le téléversement sur la plateforme est le facteur limitant. *Thermomics* offre une analyse rapide de la cartographie de température à partir des données kspace et sur une séquence commerciale très répandue (EPI) mais ne remplace pas une mesure en temps réel couplé à un algorithme automatique de régulation [2].

Références : [1] Gutman et al. Cancer Research 2017. [2] C Mougenot, MRM 2004

APPRENTISSAGE PROFOND POUR L'IMAGERIE CEST QUANTITATIVE, RAPIDE ET SPECIFIQUE

Cécile Maguin¹, Julien Flament¹

¹Université Paris-Saclay, CEA, CNRS, MIRCen, Laboratoire des Maladies Neurodégénératives, Fontenay-aux-roses, France

Objectifs : L'imagerie de Transfert de Saturation par Echange Chimique (CEST) offre une excellente résolution spatiale, mais manque de spécificité. Ainsi, la quantification des concentrations de métabolites via l'imagerie CEST est cruciale en vue d'un transfert de la méthode en clinique et, à ces fins, l'apprentissage machine semble prometteur [1, 2]. Nous proposons d'utiliser un réseau de neurones supervisé pour la quantification CEST (qCEST) et d'optimiser un protocole d'acquisition accéléré grâce à une méthode de sélection d'attributs. Les performances ont pour l'instant été testées *in vitro* sur des fantômes de glucose et de glutamate.

Matériels et Méthodes : Des fantômes purs et mélangés de D-glucose et L-glutamate à différentes concentrations ont été préparés dans du sérum physiologique et ajustés à pH=7. Des Z-spectra ont été acquis sur ces fantômes à 11.7T et à différentes conditions de saturation (puissance et durée variables). Un réseau de neurones a été entraîné sur un jeu de données simulées afin d'estimer la concentration en glucose et/ou en glutamate. Un procédé de sélection d'attributs a également été implémenté pour déterminer les conditions d'acquisition les plus pertinentes pour accélérer le protocole.

Résultats : La quantification des concentrations de glucose s'est révélée plus performante avec le réseau de neurones qu'avec un algorithme classique de fit de courbes : la précision est 2 fois meilleure sur les fantômes et le traitement des données est 1000 fois plus rapide. Avec la sélection d'attributs du réseau de neurones, nous avons pu sélectionner les points d'acquisition les plus importants pour la qCEST parmi toutes les conditions de saturation, et réduire le temps d'acquisition par >20. De plus, le réseau de neurones s'est révélé plus fiable et spécifique pour la qCEST dans un fantôme mélangé de métabolites, comparé à l'algorithme de fit qui a nécessité des contraintes sur les taux d'échange pour donner de bonnes estimations.

Conclusion : Nous avons pu démontrer *in vitro* la pertinence de l'apprentissage profond pour la qCEST, tant en terme de précision que de fiabilité pour séparer les contributions des métabolites, ce qui pourra se révéler essentiel pour de la qCEST *in vivo*. La sélection d'attributs est une méthode originale pour optimiser un protocole d'acquisition rapide, qui, contrairement à d'autres [3], ne nécessite pas de fixer en avance le nombre optimal de points d'acquisition.

Références : [1] Zhu B., Proc. ISMRM 2019;1090 [2] Cohen O., MRM 2018 80:2449-2463. [3] Perlman O., MRM 2022; 87: 2792– 2810

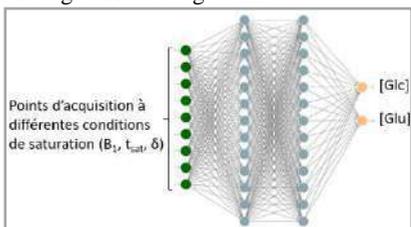


Figure 1 : Schéma du réseau de neurones.

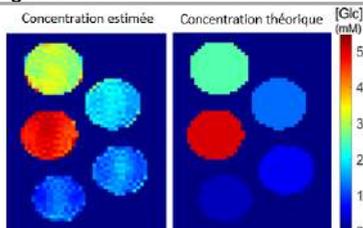


Figure 2 : Prédictions du réseau de neurones sur des fantômes de glucose à concentrations variables.

IRM DYNAMIQUE SUPERRESOLUE EN 3D DU CONDUIT VOCAL

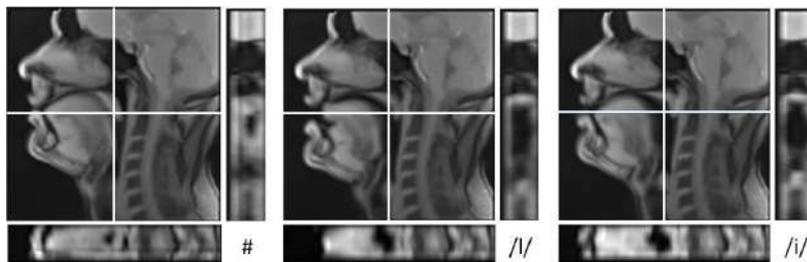
Karyna Isaieva¹, Yves Laprie², Freddy Odille^{1,3}, Justine Leclère^{1,4}, Jacques Felblinger^{1,3}, and Pierre-André Vuissoz¹

¹IADI, Université de Lorraine, INSERM U1254, Nancy, France, ²LORIA, Université de Lorraine, CNRS, Inria, Nancy, France, ³CIC-IT 1433, INSERM, CHRU de Nancy, Nancy, France, ⁴CHRU de Reims, Département de la médecine bucco-dentaire, Reims, France.

Objectifs : L'IRM est une modalité de référence pour l'imagerie de la parole. Elle reste pourtant relativement lente, ce qui complique l'imagerie des mouvements rapides. Pour cette raison, l'IRM du conduit vocal s'effectue souvent en 2D. L'IRM en 3D [1] permet d'obtenir des informations plus précises, mais la qualité de telles images est souvent insuffisante. Le but de cette étude est de tester l'applicabilité des algorithmes de super-résolution pour l'IRM dynamique du conduit vocal.

Matériels et Méthodes : Le conduit vocal d'un volontaire masculin sain a été imagé sur une Siemens Prisma 3T pendant la lecture du texte « La bise et le soleil... » [2]. La séquence était la FLASH radiale en 2D et sous-échantillonnée [3] (TE/TR = 1.47/2.22 ms, 9 rayons radiaux, épaisseur de coupe 8 mm, résolution 1.6x1.6 mm). L'acquisition a été répétée 25 fois avec un écart de 1.6 mm entre les coupes sagittales. Le son a été enregistré simultanément avec l'imagerie, débruité et aligné avec le texte. Pour cette étude préliminaire, nous avons sélectionné 3 positions : le silence (#), le /l/ du « la » et le /i/ du « bise ». L'alignement temporel des coupes a été effectué manuellement. L'algorithme de super-résolution [4] avec la régularisation de Tikhonov a été appliqué afin d'obtenir des images isotropes 1.6x1.6x1.6 mm.

Résultats : Les images obtenues sont présentées dans la figure. L'analyse visuelle confirme l'accord entre les images et le phonème prononcé. Les images super-résolues en projection sagittale sont moins nettes que les images acquises directement. De plus, des mouvements rigides de la tête ont été observés.



Conclusion : La super-résolution est applicable à l'IRM dynamique du conduit vocal. Elle peut être améliorée à l'aide de la correction de mouvement rigide. L'alignement temporel automatique, similaire à celui déjà publié [5], sera bientôt implémenté.

Références : [1] Jin, R., et al. (2022) Enhancing linguistic research... MRM. [2] I. P. Association et al. (1999), Handbook of the International Phonetic Association. Cambridge University Press. [3] Uecker, M., et al. (2010). NMR in Biomedicine, 23(8), 986-994., [4] Delbany, M. et al. (2019). MRMna, 81(4), 2588-2599., [5] Zhu, Y. et al. (2012) IEEE transactions on med. im., 32(5), 838-848.

Remerciements : Projet "Full3DTalkingHead" (ANR-20-CE23-0008), CPER IT2MP et FEDER.

Neuroprotection dans le contexte de l'hypoxie-ischémie néonatale, étude des meilleures conditions d'hypothermie neuroprotectrice chez le raton.

Ifrah Omar¹, Hélène Roumes¹, Stéphane Sanchez¹, Jean-François Chateil¹, Luc Pellerin^{2*}, Anne-Karine Bouzier-Sore^{1*}

¹CRMSB, UMR 5536, Université de Bordeaux and CNRS, 33000 Bordeaux, France

²IRMETIST, Inserm U1313, Université et CHU Poitiers, 86021 Poitiers, France

Objectifs : L'hypoxie-ischémie néonatale (HIN) est une des causes principales de décès et de handicaps lourds affectant 1-6% des nouveau-nés à terme¹. Elle est caractérisée par une diminution du flux sanguin au niveau du cerveau, induisant un déficit en oxygène et en substrats énergétiques. Les dommages cérébraux à long-terme peuvent être limités par l'hypothermie modérée, le seul traitement actuellement appliqué en clinique, mais près d'un nouveau-né sur deux n'y répond pas favorablement². Il est donc important de développer des nouveaux traitements pharmacologiques compatibles avec l'hypothermie.

Notre équipe a montré un effet neuroprotecteur du lactate dans un modèle d'HIN chez le raton³. En effet, nous avons montré, *in vivo*, que 3 injections consécutives de lactate (534 mmol/L, 4 µl/g en intra-péritonéale, 3h, 24h et 48h après la ligature) permettaient de réduire les volumes lésionnels au niveau du cerveau et de récupérer complètement les fonctions motrices et cognitives testées³. Notre objectif est maintenant d'étudier l'efficacité de l'administration de lactate couplée à l'hypothermie, dans un contexte d'HIN chez le raton. Pour ce faire, les conditions d'hypothermie assurant la meilleure neuroprotection tout en minimisant l'inconfort des animaux doivent être déterminées.

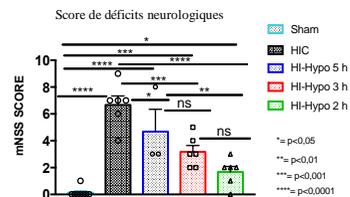
Matériels et méthodes : Cinq groupes de ratons issus de 5 femelles gestantes ont été utilisés : hormis pour un groupe de sham, un groupe contrôle (HIC) et trois groupes avec des durées d'hypothermie après l'accident d'HIN (2h, 3h ou 5h d'hypothermie) ont subi une HIN (**ligature de l'artère carotide gauche + 2h à 8% d'O₂**) sept jours (P7) après la naissance. Un suivi longitudinal des volumes des lésions cérébrales a été réalisé *in vivo* par IRM (à P7, P9, P30, sur une IRM de diffusion Bruker 4,7T). Des tests comportementaux (réflexes précoces, mNSS, labyrinthe en X, reconnaissance du nouvel objet et privation alimentaire), pour évaluer les capacités motrices, cognitives et les niveaux d'anxiété de ces ratons ont été réalisés de P8 à P51.

Résultats : Les groupes de trois durées d'hypothermie (2h, 3h et 5h) présentent un niveau d'atteinte neurologique suite à l'accident d'HIN significativement plus faible que le groupe contrôle HIC (mNSS scores : 3±2% et 8±2%, respectivement : plus le score est élevé, plus l'atteinte est forte), le groupe ayant eu une hypothermie de 2h présentant le meilleur score neurologique (le plus faible).

Conclusion : Ces résultats ont confirmé un effet neuroprotecteur de l'hypothermie. Une durée de 2h d'hypothermie a induit la meilleure neuroprotection. Les conditions d'hypothermie ayant été déterminées, la prochaine étape sera de tester la combinaison d'une hypothermie de 2h aux injections de lactate et comparer les résultats avec les injections de lactate en normothermie.

Références : ¹Kurinczuk et al, 2010 ; ²Davidson et al, 2015 ; ³Roumes et al, 2021

Remerciements : Nouvelle région aquitaine, ANR-15-CE37-0012.



OPTIMISATION D'UN PROTOCOLE POUR LA TRACTOGRAPHIE EX VIVO DU CERVEAU DE SOURIS A UNE RESOLUTION ISOTROPE DE 100 μm

Elise Cosenza¹, Laurence Dallet², Aurélien Trotier², Emeline Ribot², Laurent Petit¹, Sylvain Miraux²

¹GIN-IMN, CNRS, Université de Bordeaux, Bordeaux, France

²CRMSB, CNRS, Université de Bordeaux, Bordeaux, France

Objectifs : L'étude de la connectivité cérébrale sur des modèles rongeurs est d'une grande importance. Ces modèles permettent d'imiter de nombreuses pathologies, sont reproductibles et peuvent être utilisés dans des études plus invasives que l'IRM. Cependant, réaliser, en routine, la connectomique par IRM de diffusion du cerveau entier de rongeurs reste un défi. Il est en effet nécessaire de générer des images à haute résolution spatiale ($\leq 100 \mu\text{m}$) tout en maintenant un rapport signal/bruit (SNR) élevé [1] et dans un temps d'acquisition raisonnable (< 1 nuit). Nous avons donc optimisé une séquence de diffusion SE-EPI sur cerveau de souris *ex vivo* avec 60 valeurs d'angles de diffusion couplée à un protocole d'utilisation d'un agent de contraste T₁ pour générer des tractogrammes haute résolution.

Matériels et Méthodes : Deux méthodes d'incorporation du Gd-DOTA dans le cerveau des souris ont été utilisées : la perfusion-fixation et la simple immersion-fixation avec du Gd-DOTA à différentes concentrations (de 0 à 5 mM). Les images sur cerveau entier ont ensuite été réalisées à l'aide d'un système Bruker Biospec 7T et d'un insert de gradient produire 660 mT/m. Un résonateur volumique a été utilisé pour l'excitation et une bobine de surface à 4 éléments pour la réception du signal.

Résultats : La méthode par immersion du Gd-DOTA est plus longue que la méthode perfusion-fixation et nécessite au moins 7 jours d'incubation. En revanche, elle peut être réalisée après le sacrifice de l'animal. La séquence EPI multi-shot optimisée est moins sensible aux artefacts mais augmente le temps d'acquisition. Pour contrer ce problème, l'ajout de Gd-DOTA à une concentration optimale (3mM) permet une réduction du TR de la séquence (400ms) sans perdre en SNR. Finalement, des images à 100 μm de résolution peuvent être obtenues en moins de 12h.

Conclusion : Nous avons optimisé un protocole d'imagerie de diffusion de 100 μm isotropique avec 60 directions dans un temps d'acquisition de moins de 12h. Ainsi, une analyse peut être lancée presque chaque nuit. Les tractogrammes générés sont d'excellente qualité et sont reproductibles sur les 30 cerveaux de souris analysés. Les deux méthodes d'incorporation du Gd-DOTA permettent d'obtenir les mêmes résultats et le Gd peut être éliminé du cerveau pour ne pas interagir avec d'autres techniques (CLARITY ou DISCO).

Références : Optimizing Diffusion Imaging Protocols for Structural Connectomics in Mouse Models of Neurological Conditions. Anderson et al. *Front Phys.* 2020 Apr;8:88. doi: 10.3389/fphy.2020.00088.

Remerciements : Cette étude a été réalisée dans le cadre du programme IdEx "Investissements d'avenir" de l'Université de Bordeaux RRI "IMPACT" qui a reçu le soutien financier du gouvernement français.

TEP/IRM au 18F-FDG pour l'identification de métastases dans un modèle disséminé de mélanome

Alexandra Oudot¹, Peggy Provent², Alan Courteau^{1,3}, Nicolas Hoffmann², Mélanie Guillemain¹, Jordan Longin², Sarah Belderbos², Bertrand Collin^{1,4}, Marc Hillairet de Boisferon², Alexandre Cochet^{1,3,5}, Cyril Berthet²

¹ Centre Georges-François Leclerc – Unicancer, Plateforme d'Imagerie et de Radiothérapie Précliniques, Dijon, France.

² Oncodesign Services, Dijon, France

³ ImVIA, EA 7535, Université de Bourgogne, Dijon, France.

⁴ ICMUB, UMR CNRS 6302, Université de Bourgogne, Dijon, France.

⁵ CHU François Mitterrand, Dijon, France

Objectifs : Le mélanome est un cancer de la peau à haut risque de progression métastatique, donc associé à un mauvais pronostic. L'imagerie est un outil essentiel pour l'évaluation de la progression de la tumeur et des développements métastatiques, mais aussi de la réponse thérapeutique. Cependant, une seule technique d'imagerie ne permet pas de détecter et de caractériser efficacement toutes les métastases. L'objectif de cette étude était d'évaluer l'apport de l'imagerie TEP/IRM simultanée dans des modèles précliniques de mélanome disséminé à différents stades.

Matériels et Méthodes : Des cellules CMEL5, issues de métastases cérébrales d'un mélanome humain ont été injectées par voie intraveineuses à des rats Nude femelles. Soixante, 70 et 80 jours après l'injection, les rats étaient imagés sur un IRM 7T préclinique couplé à un insert SiPM TEP de 10 cm de champ de vue axial (MR Solutions Ltd, Guildford, UK). Des images corps entier de TEP au 18F-FDG (10-15MBq) et d'IRM étaient acquises simultanément pour la détection des métastases et des images IRM T2 étaient acquises en complément avec une antenne cerveau pour la détection des métastases cérébrales. Une détection visuelle des lésions était réalisée sur les images IRM et TEP/IRM puis elles étaient quantifiées et comparées aux observations faites lors des autopsies (grâce à la pigmentation des métastases) et au comptage gamma de ces lésions.

Résultats : À partir de J60, tous les animaux ont présenté des métastases sur un à quatre organes. De plus, l'imagerie TEP/IRM a permis de détecter dans ce modèle animal la plupart des localisations de métastases qui se retrouvent dans la pathologie clinique, notamment des métastases osseuses, pulmonaires, cérébrales mais aussi au niveau des surrénales et de la rate. L'IRM a permis de localiser de manière précise les zones de captation importante du 18F-FDG, permettant de fiabiliser la quantification des métastases. De plus, la quantification des images TEP dans les surrénales (poids allant de 69 à 368 mg) était cohérente avec les résultats du comptage gamma. Comme attendu, les petites lésions inférieures à la limite de résolution spatiale de la TEP (c'est-à-dire < 1 mm) n'ont pas été détectées par imagerie.

Conclusion : Le modèle expérimental de mélanome CMEL-5 disséminé chez les rats Nude mime la pathologie humaine. Couplé à l'utilisation de la TEP/IRM simultanée, ce modèle semble être un bon outil pour l'évaluation de l'efficacité de nouvelles thérapies ciblant le mélanome.

Remerciements : Ce travail a été réalisé au sein de Pharm'image, un centre d'excellence régional en pharmaco-imagerie et a été financé par le programme du gouvernement français « Investissements d'Avenir » [ANR-10-EQPX-05-01/IMAPPI Equipex].

COMPARAISON ENTRE SYNb0-DISCO ET LES MÉTHODES BASÉES SUR CARTE DE CHAMP POUR CORRIGER LES DISTORSIONS EN IRM DE DIFFUSION

Aurélie Lebrun¹, Michel Bottlaender¹, Marie Sarazin², Yann Leprince¹

¹NeuroSpin, CEA, Université Paris-Saclay, Gif-sur-Yvette, France, ²Unité de la Mémoire et du Langage, GHU Paris Psychiatrie et Neurosciences, Université de Paris, Paris, France

Objectifs : Les images pondérées en diffusion acquises en EPI sont sujettes à des distorsions. Pour les corriger, plusieurs méthodes ont été développées, les plus performantes nécessitant l'acquisition de données supplémentaires [1]. Récemment, une méthode appelée *Synthesized b0 Distortion Correction* (Synb0-DisCo) [2] a été développée proposant de corriger les distorsions sans données supplémentaires et en utilisant des méthodes de *deep learning*. L'objectif de ce travail est de comparer les performances de cet algorithme aux performances des méthodes plus traditionnelles, en particulier la méthode par cartographie du champ B₀.

Matériels et Méthodes : L'étude inclut 50 sujets sains de la cohorte SENIOR [3] (âge moyen 65,5 ans), imagés en diffusion à 3 T sur Siemens Prisma (EPI 2D axiale, voxel 1,3 mm iso, encodage de phase PA). Nous avons effectué les corrections de distorsions suivant 4 méthodes. La méthode dite *blip-up/blip-down* (appliquée avec l'algorithme TOPUP de FSL [4]) est utilisée comme référence (méthode état de l'art [1]). Nous avons ensuite appliqué les méthodes : recalage non-rigide sur l'image pondérée T₁ millimétrique (BrainSuite [5]), correction par carte de champ B₀ acquise par double écho de gradient ($\Delta TE = 2.46$ ms, voxel 3 mm iso, algorithme FUGUE [6]), et Synb0. Nous avons comparé les résultats obtenus avec chaque méthode aux résultats obtenus avec TOPUP : comparaison des cartes de déplacement (calcul des histogrammes joints et de l'erreur moyenne RMS – *Root Mean Square*) et des images b=0 corrigées (erreur RMS). Nous avons aussi comparé les résultats à l'image pondérée T₁ (information mutuelle normalisée).

Résultats : Nos résultats montrent que Synb0 introduit du bruit, sous forme de déplacements sur l'image corrigée. On voit que l'histogramme joint obtenu pour Synb0 est le plus bruité (Figure 1). Cette méthode présente aussi la plus grande erreur RMS lorsqu'on compare les cartes de déplacements, et la plus faible information mutuelle lorsqu'on compare les images b=0 à l'image pondérée T₁.

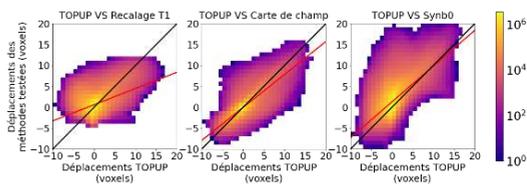


Figure 1 : Histogrammes joints calculés avec les 50 sujets entre les cartes de déplacements obtenues avec chaque méthode (recalage sur l'image T₁, cartographie du champ B₀, et Synb0) et celle obtenue avec TOPUP. Ligne noire, droite $y = x$; ligne rouge, régression linéaire

Conclusion : Même si la méthode Synb0 présente de meilleurs résultats visuels pour la correction des fortes distorsions locales, il est plus avantageux d'utiliser la méthode par cartographie de B₀ pour corriger les distorsions si les données supplémentaires nécessaires sont acquises.

Références : [1] Graham et al 2017, [2] Schilling et al 2020, [3] Haeger et al 2020, [4] Andersson et al 2003, [5] Bushuan et al 2015, [6] Smith et al 2004.

Signal-to-noise enhancement of volume gradiometer coils

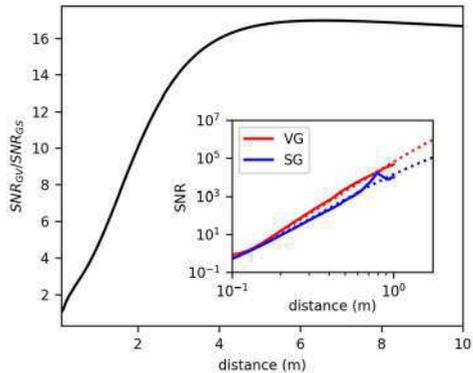
Sara Varotto¹, Romain Couvreur¹, Dimitri Labat¹

¹Chipiron, 10 rue Vauquelin, 75005 Paris, France

Objectives: The use of magnetic fields as low as 1 mT is a game changer in low field magnetic resonance imaging (LF-MRI), enabling non-invasive portable, low-cost devices with true diagnosis power, thanks to the enhancement of the T1 contrast [1,2]. However, its realization is hampered by the decrease of the intensity of the proton resonance signal. The solution we pursue at Chipiron is based on a superconducting quantum interference device (SQUID) that amplifies the magnetic signal induced in a volume gradiometer pick up coil [3]. SQUIDs offer higher gain and lower noise floor than room temperature amplifiers. With respect to a surface gradiometer, a volume coil provides larger signals, while rejecting the far field noise. Thus, a higher signal-to-noise ratio (SNR) required for LF-MRI can be achieved. Here we develop an analytical model to determine the SNR enhancement and we experimentally measure it with our SQUID detection system.

Materials and methods: Volume and surface gradiometers (VG and SG) with identical diameter (10 cm) were connected at 300 K to the input of our cryogenic SQUID system [4]. A dipole-like magnetic field was threaded by a coil with reduced diameter (1 cm), at 42.5 kHz (proton resonance at 1 mT).

Results: A SG consists of four loops in series. As the current in the two outer rings is opposite to that in the inner ones, SG performs the spatial derivative of the magnetic signal and filters the far field noise. A VG is obtained by separating the two inner loops to accommodate the sample at its center. With a classical model, we calculate that a VG is more sensitive to the signal from the sample, while the far field noise is still filtered out. In our experiment,



we map the sensitivity of SG and VG coils for an axial magnetic field. The voltage of the SQUID is measured versus the source position along the axis of the coil. The experimental data are fitted with the theoretical curves (see inset in Figure). The SNR enhancement for VG with respect to SG reaches a factor 16, as predicted by our model.

Conclusion: Our work provides a joint theoretical and experimental proof that the SNR of a receive coil can be significantly improved with a volume gradiometer, rather than the well-established surface coil. In combination with a SQUID, this approach would allow for MRI images at 1 mT.

Bibliography: [1] [Fagaly et al. Rev. Sci. Inst. **77** 101101 \(2006\)](#); [2] [Lee et al. Mag. Res. Med. **53-1** 9-14 \(2005\)](#); [3] <https://www.chipiron.co/science-tech>; [4] <https://starcryo.com/lts-sensors/>.

OPTIMISATION DE L'IMAGERIE 3D DE L'AOORTE EN IRM NON-INJECTEE : ETUDE PRELIMINAIRE

Emilie Bollache^{1,2}, Khaoula Bouazizi^{1,2}, Solenn Toupin³, Daniel Giese⁴, Etienne Charpentier^{1,2,5}, Thomas Dientenbeck^{1,2}, Alban Redheuil^{1,2,5}, Nadja Kachenoura^{1,2}

¹Laboratoire d'Imagerie Biomédicale (LIB, Sorbonne Université, Inserm, CNRS, Paris, France),

²Institute of Cardiometabolism and Nutrition (ICAN, Paris, France), ³Siemens Healthcare France (Saint-Denis, France), ⁴Siemens Healthcare (Erlangen, Allemagne), ⁵Unité d'Imagerie Cardiovasculaire et Thoracique (ICT, Hôpital Universitaire Pitié-Salpêtrière, Paris, France)

Objectif : Définir le meilleur compromis entre durée d'acquisition et qualité d'image pour une quantification fiable de la morphologie 3D de l'aorte thoracique en IRM.

Matériels et Méthodes : 5 volontaires sains ont eu une IRM sans injection (1,5T, Sola, Siemens). Le volume de l'aorte thoracique a été imagé avec une 1^{ère} référence par écho de gradient, saturation de graisse par inversion-récupération (SPAIR) et une résolution acquise de 1,8x1,6x2 mm³. Puis 3 à 7 séquences avec « compressed sensing » (CS, prototype) ont été testées, en combinant : 1) un facteur d'accélération R=5 à 11, 2) suppression de la graisse par SPAIR, saturation spectrale (fs) ou séparation graisse/eau (DIXON), 3) une résolution de 1,1 à 1,3 mm³. Un radiologue a évalué la qualité d'image sur une échelle de 0 (moindre) à 3 (meilleure). Le diamètre à 7 positions aortiques ainsi que la longueur et le volume de 4 segments ont été quantifiés (Mimosa, LIB, Sorbonne Université [1]), en aveugle des acquisitions.

Résultats : 25 volumes ont été acquis et analysés. Alors que la référence était de meilleure qualité (médiane/écart interquartile : 3[3-3]), les séquences CS étaient 2 fois plus rapides (2:30[2:07-2:38] vs. 5:30[4:30-6:21] min). L'aorte ascendante d'un sujet a été exclue de la quantification car la référence était de qualité 0. Les corrélations entre les

	Diamètres			Longueurs			Volumes			
	n	Corr.	Différence absolue (mm)	n	Corr.	Différence absolue (mm)	n	Corr.	Différence absolue (mL)	
séquences CS et la référence étaient significatives et élevées (Table), avec dans l'ensemble de meilleures performances pour R=5, une résolution de 1,3 mm ³ et la saturation suivie de	Facteur d'accélération R									
	R=5	14	r=0,96	0,6 [0,2-0,9]	8	r=0,99	3,4 [2,2-5,1]	8	r=0,97	1,1 [0,7-2,6]
	R=7	14	r=0,87	1,1 [0,5-1,8]	8	r=0,99	3,1 [1,8-4,1]	8	r=0,91	2,2 [1,5-4,4]
	R=8	14	r=0,86	1,2 [0,4-2,1]	8	r=0,99	2,9 [2,0-4,1]	8	r=0,99	2,4 [0,9-3,4]
	R=9	18	r=0,94	1,3 [0,4-2,1]	11	r=0,99	2,4 [1,3-5,1]	11	r=0,97	1,4 [0,8-4,0]
	R=11	18	r=0,78	1,9 [1,1-3,0]	11	r=0,99	2,9 [2,1-5,9]	11	r=0,95	2,1 [0,5-4,0]
DIXON. De plus, les différences absolues entre les stratégies CS et la référence étaient équivalentes à la variabilité intra-opérateur (diamètre~0,5mm, longueur~5mm, volume~2,7mL [1]).	Méthode de suppression de la graisse									
	fs	21	r=0,95	0,9 [0,3-1,3]	12	r=0,99	1,4 [0,9-5,0]	12	r=0,98	1,7 [0,9-2,9]
	SPAIR	25	r=0,78	1,2 [0,4-2,4]	15	r=0,99	4,1 [1,3-7,2]	15	r=0,92	1,9 [0,6-3,2]
	DIXON	32	r=0,81	2,3 [1,0-3,5]	19	r=0,99	2,1 [0,9-3,7]	19	r=0,95	5,4 [3,2-6,7]
	Résolution spatiale									
	1,1 mm ³	11	r=0,78	1,0 [0,6-2,4]	7	r=0,99	3,3 [2,4-4,0]	7	r=0,99	1,5 [0,5-3,4]
	1,2 mm ³	18	r=0,88	2,0 [0,8-2,8]	11	r=0,99	2,3 [1,5-4,2]	11	r=0,96	3,2 [1,8-4,2]
	1,3 mm ³	14	r=0,97	0,8 [0,2-1,0]	8	r=0,99	1,5 [1,1-2,8]	8	r=0,98	1,3 [1,0-2,3]

Corr.: corrélation avec la référence (coefficient de Pearson) ; n indique l'effectif de mesures.

Table : Comparaison des séquences testées vis-à-vis de la référence.

les différences absolues entre les stratégies CS et la référence étaient équivalentes à la variabilité intra-opérateur (diamètre~0,5mm, longueur~5mm, volume~2,7mL [1]).

Conclusion : Les séquences accélérées avec R=5, une résolution isotrope de 1,3 mm³ et du fs ou DIXON permettent un temps d'acquisition <3 minutes et une quantification fiable de la morphologie 3D de l'aorte thoracique. Une étude systématique sur un échantillon plus important est nécessaire pour confirmer la stratégie optimale.

Référence : [1] Dientenbeck T et al. *Comput Biol Med* 2018;103:101-8.

ÉVALUATION DE L'EFFICACITÉ DE LA SATURATION DU SIGNAL DE LA GRAISSE POUR LA THERMOMÉTRIE IRM

Anne Josset, Élodie Breton, Ounay Ishak, Karine Choquet, Jonathan Vappou

Université de Strasbourg, CNRS, ICube, UMR7357, Strasbourg, France

Objectifs : La méthode non-invasive de référence pour le contrôle des thérapies thermiques guidées par IRM est la thermométrie de la variation de la fréquence du signal de l'eau (Proton Resonance Frequency Shift, PRFS [1-2]). Cependant, la fréquence de résonance des noyaux d'hydrogènes présents dans les lipides est presque indépendante de la température, ce qui provoque des erreurs en termes de température estimée pour les tissus contenant de la graisse, comme le foie ou le sein. Pour supprimer cette source d'erreur, les séquences cliniques de thermométrie IRM incluent la saturation de la graisse. Hors la saturation du signal de la graisse n'est jamais totale, notamment à cause des inhomogénéités du champ principal B0 et de l'impulsion RF B1. Dans ce contexte, ce travail propose une approche permettant d'évaluer la quantité résiduelle de signal de la graisse après saturation.

Matériels et Méthodes : Deux émulsions eau-graisse sont réalisées avec 30% et 60% d'huile d'arachide. Un total de 30 images sont acquises à 1,5T avec une séquence écho de gradient multi-écho, TE entre 1,62 ms et 32,65 ms. La décomposition en images eau et graisse est effectuée avec l'algorithme IDEAL (« Iterative Decomposition of water and fat with Echo Asymmetry and Least squares estimation ») [3-4] prenant en compte le pic principal de la graisse à 3,5 ppm et la décroissance en T2*. La fraction de graisse est ensuite calculée comme le rapport du signal de la graisse sur la somme des signaux de la graisse et de l'eau.

Résultats : Les quantités de graisse estimées dans les 2 émulsions sont proches de celles attendues (Figure 1, gauche). Après saturation du signal de la graisse avec l'option standard « Saturation de la graisse » (Siemens), l'algorithme estime qu'une quantité non négligeable de signal de la graisse perdure, avec 10 % et 33 % de signal de graisse, respectivement dans les images des émulsions 30 et 60%.

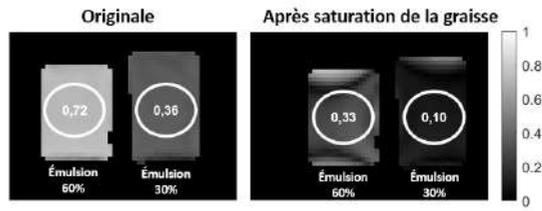


Figure 1 : Estimation de la proportion de graisse d'une émulsion à 30% et 60% d'huile sans (gauche) et après saturation de la graisse (droite).

Conclusion : L'approche clinique de saturation du signal de la graisse ne sature pas l'intégralité de ce signal IRM. Bien que la saturation obtenue soit suffisante pour l'IRM diagnostique, le signal de la fraction de gras résiduelle peut être responsable d'erreur dans l'estimation de la température par PRFS. Le travail en cours vise à caractériser cette erreur pour pouvoir la prendre en compte.

Références : [1] Ishihara Y et al, *Mag Reson Med* 1995, 34(6):814-23; [2] Blackwell JJ, *Mag Reson Imaging* 2020, 55(2):389-403 [3] Reeder SB et al, *Mag Reson Med* 2005, 54(3):636-44; [4] Tsao J et al, *Mag Reson Med* 2013, 70(1):155-59

Remerciements : Laboratoire commun TechnoFUS (ANR-21-LCV3-0007-01); Labex CAMI (ANR-11-LABX-004).

SEGMENTATION AUTOMATIQUE DU CERVEAU SUR IMAGES IRM MULTI-CONTRASTE DE CHIENS ET CHATS

Jamil Nour Eddin¹, Hugo Dorez¹, Valentina Curcio¹

¹HawkCell, Marcy-l'Étoile, France

Objectifs : La segmentation automatique du cerveau est une étape préliminaire de traitement d'image, fondamentale pour plusieurs applications quantitatives en neuroimagerie, comme la caractérisation de lésions cérébrales par cartographie T1 et T2, ou la segmentation et caractérisation des tissus cérébraux. Plusieurs outils de segmentation automatique existent, comme BET [1] ou 3dSkullStrip (3DSS) [2], mais ils ont été conçus pour l'application en humaine, et ne s'appliquent pas à l'anatomie animale (Fig. 1). Pour cela, nous avons développé l'algorithme VIBE (Veterinary Images Brain Extraction), qui utilise un atlas pour faire une segmentation automatique et robuste du cerveau chez les animaux de compagnie à partir d'images IRM de l'encéphale. VIBE a été testé

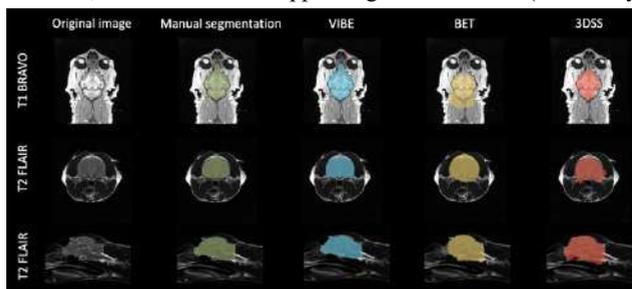


Figure 1 : Cohorte féline : comparaison des segmentations du cerveau. De gauche à droite : image acquise, segmentation manuelle, VIBE, BET et 3DSS pour différentes séquences (T1 BRAVO, T2 FLAIR and T2 FRFSE).

avec succès sur plusieurs races de chats et chiens, plusieurs conformations crâniennes canines, plusieurs séquences IRM, plusieurs résolutions et tous les plans anatomiques.

Matériels et Méthodes : Pour développer VIBE nous avons utilisé des atlas de cerveau de chien [3] et de chat [4]. La première étape consiste à caler l'atlas dans l'espace physique de l'image cible. Les centres de l'atlas et de l'image cible sont ensuite alignés pour faciliter les étapes suivantes. Un recalage rigide est effectué pour bien superposer l'atlas sur le cerveau de l'image cible. Nous terminons par un recalage élastique qui déforme les contours de l'atlas pour s'adapter à l'anatomie particulière de l'animal et qui permet de recouvrir la totalité du cerveau à segmenter.

Résultats : Nous avons testé VIBE sur une cohorte de 10 chats et 30 chiens de race, âge et sexe différents, et nous avons comparé notre méthode à BET et 3DSS. La qualité des segmentations a été évaluée avec le coefficient de Dice par rapport à des segmentations manuelles de référence. VIBE a réussi à obtenir des résultats de très haute qualité et uniformes sur l'ensemble des cohortes, des contrastes, des plans anatomiques, et des résolutions (Fig. 1).

Conclusion : VIBE permet d'augmenter les possibilités de l'imagerie quantitative pour les études et la pratique clinique de la neurologie vétérinaire. Il peut être appliqué facilement à d'autres espèces animales, si un atlas digital est disponible en littérature.

Références : [1] Smith SM, Human brain mapping. 2002 17(3):143-55 [2] Cox RW, Computers and Biomed. research. 1996 29(3):162-73 [3] Johnson PJ, et al., Sci. Rep. 2020 10(1):1-6 [4] Johnson PJ, et al., Front. in neuroanat. 2020 14:1.

MONITORING DE LA CAVITATION PENDANT LES THERAPIES ULTRASONORES GUIDEES PAR IRM

Ounay Ishak¹, Elodie Breton¹, Paolo Cabras^{1,2}, Paul Mondou^{1,3}, Benoît Larrat³, Jonathan Vappou¹

¹Université de Strasbourg, CNRS, ICube, UMR7357, Strasbourg, ²Image Guided Therapy, Pessac, ³Université Paris-Saclay, CEA, CNRS, Joliot, DRF, BAOBAB, Neurospin, Gif-s/-Yvette

Objectifs : L'association d'un tir ultrasonore à une injection intra-veineuse de microbulles (MBs) est une technique extrêmement prometteuse pour la délivrance localisée de médicaments. Sous l'effet du faisceau ultrasonore, les MBs sont amenées à un régime d'oscillation, appelé cavitation induite, permettant la perméabilisation de certaines barrières physiologiques (barrière hémato-encéphalique, membranes cellulaires, etc.) [1]. Le contrôle précis du régime de cavitation en temps réel est indispensable pour garantir la sécurité et l'efficacité de la procédure. L'objectif de ce travail est de proposer une méthode de contrôle de la cavitation par IRM.

Matériels et Méthodes : Un tuyau en silicone est placé à la focale du transducteur ultrasonore (56 éléments, fréquence centrale 650 kHz, focale 9 cm ; Imasonic, Voray sur l'Ognon, France) muni d'un élément fonctionnant en mode réception, appelé PCD (Passive Cavitation Detector) utilisé communément pour le contrôle de la cavitation. L'ensemble du montage est immergé dans un bain d'eau dégazée. Des tirs ultrasonores sont effectués à différentes puissances acoustiques (1 et 25 W) dans le tuyau contenant soit de l'eau, soit une dilution à 1:10 de MBs (Sonovue, Bracco). Les images IRM sont acquises à 1,5 T (MAGNETOM Sola, Siemens) avec une séquence T₂ HASTE (TR/TE 1500/44 ms, FOV 258×256 mm², coupe 2,2 mm, matrice 258×256) [2]. Le signal PCD est acquis simultanément afin de comparer les résultats obtenus. Les spectres sont calculés sur une fenêtre de 1 ms au début du tir.

Résultats : Les spectres PCD obtenus dans l'eau à 1 et 25 W ainsi que celui dans les MBs à 1 W présentent les 3 pics correspondant à la fondamentale de l'ultrason ainsi que 2 harmoniques. De même, aucune variation de signal IRM n'a été détectée pour ces tirs. En revanche, pour le tir à 25 W dans les MBs, un bruit large bande apparaît sur le spectre PCD caractérisant le passage à un régime de cavitation inertielle [3]. Une chute de 70% de signal a été observée au niveau de la tache focale sur l'image IRM (figure 1).

Conclusion : Ce travail a permis de montrer l'apparition de changements de signal IRM liés à la cavitation, détectés simultanément par la méthode PCD de référence. Une investigation des différents paramètres expérimentaux est nécessaire afin d'augmenter la sensibilité de détection et de pouvoir transférer cette méthode in vivo.

Références : [1] Couture et al., Translational Cancer Research, 2014, 3(5) ; [2] Peng et al., MRM, 2017, 77:102-11. [3] Wu et al., Ultrasonics Sonochemistry, 82:105878.

Remerciements : Laboratoire commun TechnoFUS (ANR-21-LCV3-0007-01) ; Labex CAMI (ANR-11-LABX-004).

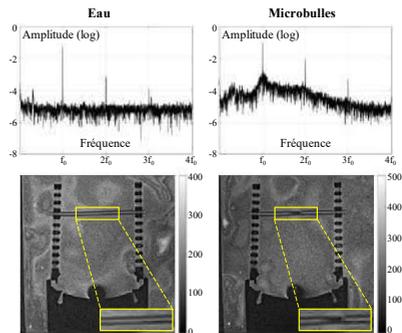


Figure 1 : Résultats obtenus avec un tir ultrasonore à 25 W dans l'eau (à gauche) et dans les MBs (à droite). Ligne 1 : spectres PCD, ligne 2 : images de magnitude IRM.

Quantification des flux carotidiens intracrâniens chez le rat en IRM par contraste de phase

Sidy Fall¹, Liu Pan², Kamel Abderrahim², Olivier Balédent²

1-Université de Picardie Jules Verne, CURS, Plateforme PIRMPA, Amiens, France.

2-Université de Picardie Jules Verne, Laboratoire CHIMERE E.A 7516, Amiens, France.

Objectifs : La dynamique du flux artériel cérébral est l'un des principaux facteurs qui régule la pression de perfusion du cerveau, mais elle est également considérée comme étant le reflet indirect de l'élasticité des artères et de la compliance du tissu cérébral. L'IRM en contraste de phase (IRM-PC) permet d'accéder aux vitesses d'écoulement des liquides *in-vivo*. Cette étude vise à quantifier les flux carotidiens intracrâniens et à caractériser leur pulsatilité chez le rat.

Matériels et Méthodes : Quatorze rats sains (SD, âgés de 8.5 à 47 semaines) avaient été imagés à 7T (Bruker) sous anesthésie gazeuse à l'isoflurane (environ 2%). Une séquence d'angiographie par contraste de phase a été initialement appliquée afin de positionner sur celle-ci le plan de coupe de la séquence 2D ciné IRM-PC synchronisée sur le rythme cardiaque (figure). Séquence 2D IRM-PC : TR/TE= 20/2.8ms, matrice 256x256, résolution spatiale 0.17x0.17x1mm³, vitesse d'encodage 60cm/s, temps d'acquisition ≈3.2mn dépendant du bpm. La segmentation des contours des vaisseaux et la quantification des flux associés ont été réalisées avec un logiciel de traitement dédié [1]. Le flux total entrant dans la boîte crânienne au cours d'un cycle cardiaque a été estimé comme étant la somme des flux mesurés dans les 4 branches des artères carotidiennes (internes et externes) et du tronc basilaire.

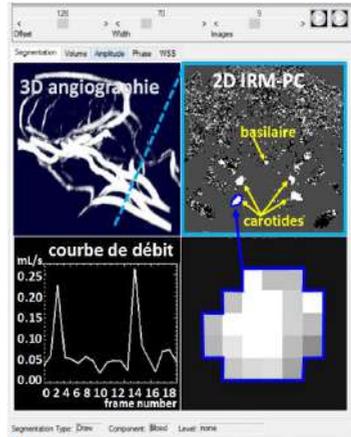


Figure : Repérage des artères carotidiennes sur un angiogramme 3D et positionnement du plan de coupe de la séquence 2D IRM-PC, segmentation de la zone d'intérêt et tracé de la courbe de débit sanguin.

Résultats : Au sein du groupe, le flux moyen mesuré dans la carotide gauche n'était pas significativement différent de celui de la carotide droite (0.13 ± 0.02 mL/s vs 0.14 ± 0.02 mL/s, $p > 0.35$). Le flux moyen mesuré dans l'artère basilaire représentait 15 % du flux total mesuré dans les 4 branches des carotides. Les index de pulsatilité ($\text{flux}_{\text{Max}} - \text{flux}_{\text{Min}} / \text{flux}_{\text{Moyen}}$) calculés étaient positivement corrélés avec l'âge des rats ($r = 0.6$, $p < 0.02$). L'augmentation de la pulsatilité artérielle en fonction de l'âge des animaux serait le reflet des changements au niveau de la compliance de ces vaisseaux, pouvant impacter également l'hydrodynamique cérébral.

Conclusion : Ces résultats préliminaires montrent que la technique IRM-PC permet de quantifier et de caractériser les flux sanguins dans les principales branches des artères de perfusion du cerveau chez le rat avec une résolution spatiale relativement bonne par rapport au calibre de ces vaisseaux.

Reference [1]. Liu P, Fall S, Balédent O. Use of real-time phase-contrast MRI to quantify the effect of spontaneous breathing on the cerebral arteries. *Neuroimage* 2022 Sep; 258:119361.

IRM quantitative de l'accumulation de Gd-DOTA dans le cerveau murin - Validation par spectroscopie de masse.

Anthony Tessier^{1,2}, Anthony J Ruze¹, Isabelle Varlet¹, Estelle MH Laïb¹, Emilien Royer¹, Monique Bernard¹, Angèle Viola¹ et Teodora-Adriana Perles-Barbacaru¹

¹Aix Marseille Université, CNRS, CRMBM UMR 7339, Marseille, France

²Département d'Imagerie Médicale, Hôpital d'Instruction des Armées, Toulon, France

Objectifs : Cette étude vise à valider par une méthode quantitative indépendante, la quantification de la concentration cérébrale d'un agent de contraste à partir du signal pondéré T_1 dans une acquisition d'IRM dynamique [1].

Matériel et Méthodes : 21 souris ♀ C57B1/6J

anesthésiées à l'isoflurane ont subi une IRM dynamique pondérée T_1 (GE 3D, TR 750 ms, TE 1.5 ms, TI 295 ms, α 10°, TR_{echo} 5 ms, 64×64×33, 15×15×16.5 mm³) [2] à 7T (PharmaScan 7/16 US, Bruker) au cours de laquelle 10 mmol/kg de Gd-DOTA (Guerbet) ont été administrées en ip. Cette injection a été suivie 15 min plus tard chez 12 souris d'une solution hyperosmolaire (5g/kg mannitol 20%, Macopharma) pour accroître l'accumulation de Gd-DOTA. Après 2 heures d'IRM (300 répétitions de 24.5 s), les cerveaux ont été prélevés avec (n=16) ou sans (n=5) perfusion transcardiaque sous pentobarbital afin d'éliminer le Gd-DOTA vasculaire (Figure). Les cerveaux ont été déshydratés et minéralisés. La concentration moyenne de Gd a été mesurée par ICP-MS (Agilent) et convertie en mM en utilisant un rapport cerveau sec/cerveau non-déshydraté de 0,2 et une densité de tissu cérébral de 1046 g/l pour être comparée à la concentration moyenne cérébrale en Gd-DOTA estimée par IRM. Celle-ci a été obtenue en normalisant le signal dynamique par le signal à l'équilibre thermodynamique $S(t)/S_0$ et en le convertissant en taux de relaxation longitudinale $R_1(t)$ (Eq.1) [3], puis en concentration (Eq.2) en utilisant un R_{10} de 0.6 s⁻¹ représentatif du tissu cérébral et une relaxivité r_1 de 3.6 mM⁻¹s⁻¹. La corrélation de Spearman a été évaluée au niveau $\alpha=0.05$.



anesthésiées à l'isoflurane ont subi une IRM dynamique pondérée T_1 (GE 3D, TR 750 ms, TE 1.5 ms, TI 295 ms, α 10°, TR_{echo} 5 ms, 64×64×33, 15×15×16.5 mm³) [2] à 7T (PharmaScan 7/16 US, Bruker) au cours de laquelle 10 mmol/kg de Gd-DOTA (Guerbet) ont été administrées en ip. Cette injection a été suivie 15 min plus tard chez 12 souris d'une solution hyperosmolaire (5g/kg mannitol 20%, Macopharma) pour accroître l'accumulation de Gd-DOTA. Après 2 heures d'IRM (300 répétitions de 24.5 s), les cerveaux ont été prélevés avec (n=16) ou sans (n=5) perfusion transcardiaque sous pentobarbital afin d'éliminer le Gd-DOTA vasculaire (Figure). Les cerveaux ont été déshydratés et minéralisés. La concentration moyenne de Gd a été mesurée par ICP-MS (Agilent) et convertie en mM en utilisant un rapport cerveau sec/cerveau non-déshydraté de 0,2 et une densité de tissu cérébral de 1046 g/l pour être comparée à la concentration moyenne cérébrale en Gd-DOTA estimée par IRM. Celle-ci a été obtenue en normalisant le signal dynamique par le signal à l'équilibre thermodynamique $S(t)/S_0$ et en le convertissant en taux de relaxation longitudinale $R_1(t)$ (Eq.1) [3], puis en concentration (Eq.2) en utilisant un R_{10} de 0.6 s⁻¹ représentatif du tissu cérébral et une relaxivité r_1 de 3.6 mM⁻¹s⁻¹. La corrélation de Spearman a été évaluée au niveau $\alpha=0.05$.

$$\frac{S(t)}{S_0} = 1 - \frac{2 \exp(-TI \cdot R_1(t))}{1 + \exp(-TR \cdot R_1(t))} \quad (1);$$

$$C(t) = \frac{R_1(t) - R_{10}}{r_1} \quad (2)$$

Résultats : Malgré les difficultés méthodologiques pour comparer des mesures par IRM *in vivo* et par ICP-MS *ex vivo*, les valeurs de concentration tissulaire de Gd sont corrélées pour les souris perfusées. La taille du groupe non-perfusé est trop faible pour atteindre la significativité, mais les deux techniques donnent des concentrations du même ordre de grandeur, avec des concentrations 20% plus faibles par ICP-MS.

Conclusion : L'acquisition d'IRM dynamique présentée peut être considérée comme quantitative et permettra de suivre l'accumulation du Gd-DOTA dans le cerveau en temps réel dans les études portant sur les altérations de la barrière hémato-encéphalique.

Références : [1] Tessier A., Bernard M. Viola A. Perles-Barbacaru AT, Cartographie par IRM de l'ouverture de la barrière hémato-encéphalique, SFRMBM 2019. [2] Perles-Barbacaru AT, Berger F, Lahrech H. Quantitative rapid steady state T_1 MRI for cerebral blood volume mapping in mice: Lengthened measurement time window with intraperitoneal Gd-DOTA injection. MRM 2013;69(5):1451-6. [3] Jivan A, Horsfield MA, Moody AR, Cherryman GR. Dynamic T_1 measurement using snapshot-FLASH MRI. J Magn Reson. 1997;127(1):65-72.

Une nouvelle méthode bayésienne pour l'estimation des paramètres du modèle IVIM : application aux anomalies d'adhésion placentaire

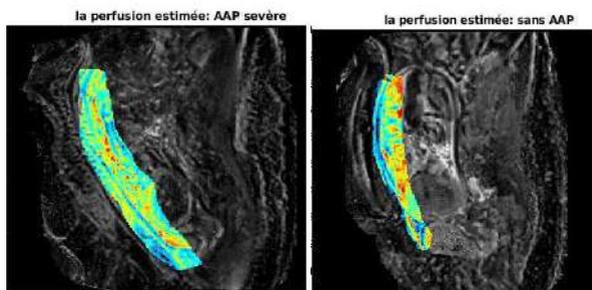
Mbaimou Auxence NGREMMADJI¹, Audrey KRISCH², Khalid AMBARKI³,
Olivier MOREL¹, Marine BEAUMONT², Bailiang CHEN²

¹Université de Lorraine, IADI, Nancy, France, ²CHRU de Nancy, INSERM, CIC-IT, Nancy, France, ³Siemens Healthineers Nancy, France

Objectifs : Le développement anormal du placenta pendant la grossesse peut entraîner des pathologies. Des techniques non-invasives comme l'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) sont utilisées pour évaluer quantitativement le placenta in-vivo. Le modèle IVIM (IntraVoxel Incoherent Motion) [1] est une approche de l'IRM de diffusion ayant donné des résultats satisfaisants pour l'évaluation de la restriction de la croissance intra-utérine. Nous nous intéressons aux anomalies d'adhésion placentaires (AAP). Nous proposons d'estimer les paramètres du modèle IVIM à l'aide d'une méthode statistique bayésienne.

Matériels et Méthodes : 9 patientes (âge gestationnel compris entre 30 et 38 semaines, âgées de 35+/-6,4 ans) ont été recrutées dans le cadre du protocole DIANE (NCT04328532). Parmi elles, 5 présentent un problème d'adhésion placentaire et 4 sont une grossesse physiologique. Une IRM clinique 3T (MAGNETOM Prisma, Siemens Healthcare) est utilisée pour l'acquisition des images. Une approche bayésienne [2] est utilisée pour la résolution du problème inverse, où une décomposition en valeurs singulières est utilisée pour calculer la matrice de covariance de la distribution des paramètres.

Résultats : Les résultats obtenus diffèrent selon les groupes. Nous avons comparé la moyenne du taux de perfusion du groupe AAP à celle du groupe sans-AAP dans une région d'intérêt du placenta. Le coefficient de perfusion f pour le cas d'une anomalie d'adhésion placentaire sévère (AAP) ($f > 0.5$) diffère de celui d'un placenta sans anomalie (sans AAP) ($f < 0.5$).



Conclusion : Notre approche permettrait de dissocier le taux de perfusion des deux groupes. Nous procéderons à une évaluation sur un effectif plus large.

Références : [1] Le Bihan, D. et al. (1986). MR imaging of intravoxel incoherent motions: application to diffusion and perfusion in neurologic disorders. *Radiology*. [2] R Orton, M. et al (2014). Improved Intravoxel incoherent motion analysis of diffusion weighted imaging by data driven Bayesian modeling. *MRM*.

QUANTIFICATION DE L'INSUFFISANCE MITRALE A PARTIR DE L'IRM DE FLUX 4D : VALIDATION PRELIMINAIRE

Perrine Marsac¹, Nadjib Hammoudi², Thomas Wallet², Jonas Leite¹, Etienne Charpentier³, Alban Redheuil³, Solenn Toupin⁴, Daniel Giese⁵, Emilie Bollache¹, Nadja Kachenoura¹

¹Laboratoire d'Imagerie Biomédicale (LIB, Sorbonne Université, Inserm, CNRS, Paris, France), ²Sorbonne Université, ACTION Group, INSERM UMR_S 1166, Hôpital Pitié-Salpêtrière (AP-HP), Paris, France, ³Unité d'Imagerie Cardiovasculaire et Thoracique (ICT, Hôpital Universitaire Pitié-Salpêtrière, Paris, France), ⁴Siemens Healthcare France (Saint-Denis, France), ⁵Siemens Healthcare (Erlangen, Allemagne)

Objectif : L'échocardiographie transthoracique est aujourd'hui la méthode de référence pour l'évaluation non-invasive de l'insuffisance mitrale (IM). Cependant, dans certaines situations, elle présente des limitations et l'IRM peut alors être recommandée pour la quantifier [1]. Notre objectif est d'estimer le volume de régurgitation mitrale à partir d'images IRM de flux 4D (3D+t), et de le comparer aux méthodes de quantification de référence. **Matériels et Méthodes :** Nous disposons de données échocardiographiques et/ou IRM (Siemens, 1,5 T) de 20 patients (âge moyen : 52 ± 15 ans, 11 femmes) diagnostiqués avec une IM primaire asymptotique (9 modérées, 6 moyennes, 5 sévères). L'IRM cardiaque comprendrait des séquences cine SSFP standard, de contraste de phase 2D et de flux 4D, au moyen d'une séquence prototype (taille des voxels : 2,1x2,1x2mm³, vitesse d'encodage Venc = 150cm/s, 20 phases temporelles). Nous avons estimé le volume du flux mitral régurgitant à partir des images de flux 4D grâce à des méthodes d'analyse internes semi-automatisées incluant un recalage du volume 4D avec les contours obtenus par suivi de texture sur les images ciné grand axe : 1) par méthode directe en segmentant, par une méthode de connectivité en termes du signe de la vitesse, le jet fuyant dans un plan anatomique positionné à l'anneau mitral au cours du temps, et en calculant la courbe de débit puis en l'intégrant (Dir_4D), 2) par méthode indirecte, comme la différence entre le volume de remplissage du ventricule gauche (VG) également estimé grâce à l'algorithme de connectivité des signes de vitesse et le volume d'éjection aortique (Ind_4D) estimé suite à une segmentation 3D de l'aorte et un positionnement d'un plan 2D au niveau de l'aorte ascendante. Nous avons enfin aussi évalué le volume régurgitant grâce à 2 méthodes de référence : 1) l'aire de la surface d'isovitesse proximale ou de convergence du flux (« PISA ») en échocardiographie, 2) la méthode indirecte en IRM 2D : différence entre le volume d'éjection du VG mesuré en cine et le volume d'éjection aortique mesuré en contraste de phase 2D (Ind_2D).

Résultats : La méthode de flux 4D Ind_4D est significativement corrélée à Ind_2D en IRM de vélocimétrie 2D, qui sont des méthodes volumétriques indirectes alors que Dir_4D ne corrèle significativement qu'avec la méthode échocardiographique PISA, toutes deux directement basées sur le flux (Table).

Conclusion : Notre méthode semi-automatique appliquée aux images d'IRM de flux 4D semble

permettre de quantifier la régurgitation mitrale de manière directe en corrélation avec l'échocardiographie tandis que la méthode indirecte, également automatisée ici est corrélée à la méthode indirecte basée sur la vélocimétrie IRM 2D. Ces résultats préliminaires sont encourageants mais doivent être confirmés sur de plus grands effectifs. **Références :** [1] S. Uretsky et al., *J Am Coll Cardiol*, 71(5):547-63, 2018.

	PISA	Ind_2D
Ind_4D	r = -0,11 p = 0,69 (n = 16)	r = 0,64 p = 0,02 (n = 13)
Dir_4D	r = 0,71 p = 0,005 (n = 14)	r = 0,18 p = 0,6 (n = 11)

Table- Coefficients de corrélation pour la comparaison entre les méthodes de quantification de la régurgitation mitrale en IRM de flux 4D et les méthodes de référence.

Analyses d'isotopologues dans des échantillons biologiques par spectroscopie RMN HRMAS: Applications médicales

Hassiba Outilaft^{1,3}, Caroline Bund^{1,2,3}, Martial Piotto^{3,4} et Izzie J. Namer^{1,2,3}

¹Hopital de Hautepierre (Hôpitaux Universitaires de Strasbourg, Strasbourg, France),

²Institut de Cancérologie Strasbourg Europe, ICANS (Strasbourg, France),

³ICube (Université de Strasbourg, UMR 7357, Strasbourg, France),

⁴Bruker BioSpin (Wissembourg, France)

Objectifs : L'objectif de ce travail est de mettre en place une méthodologie fiable et robuste pour l'analyse d'isotopologues dans des échantillons cellulaires et tissulaires par spectroscopie RMN HRMAS.

Matériels et Méthodes : La mise au point méthodologique a été faite sur des solutions de métabolites purs, des cultures cellulaires ainsi que des xélogreffes. Un panel de séquences RMN a été utilisé pour détecter les métabolites marqué au ¹³C, étudier leurs isotopologues et leurs abondances isotopiques (AI) (¹³C/¹³C+¹²C): 1D ¹H CPMG, 1D ¹H POCE, 2D ¹H-¹³C Het-JRES, 2D TOCSY, 1D ¹H/¹³C HSQC, 2D ¹H-¹³C HSQC HR F1, F2-découplé 2D ¹H-¹³C HSQC HR en F1 et F2 et 2D ¹H-¹³C HMBC HR en F1 et F2. Les analyses ont été réalisées sur un spectromètre RMN Bruker Avance III 500.

Résultats : Les expériences 1D ¹H HSQC et 1D ¹H POCE peuvent toutes deux être utilisées pour identifier rapidement et de manière fiable la présence de métabolites marqués au ¹³C dans l'échantillon. Ces expériences peuvent être enregistrées en moins de 10 minutes et sont idéalement adaptées au suivi des processus métaboliques dynamiques. L'identité des métabolites peut être confirmée par l'enregistrement d'une expérience HR-F1-HSQC 2D. Si une caractérisation détaillée des isotopologues et une détermination de l'IA sont nécessaires, d'autres expériences doivent être réalisées. Les deux expériences les plus puissantes à cet effet sont l'expérience 2D HR-TOCSY et l'expérience 2D Het-JRES.

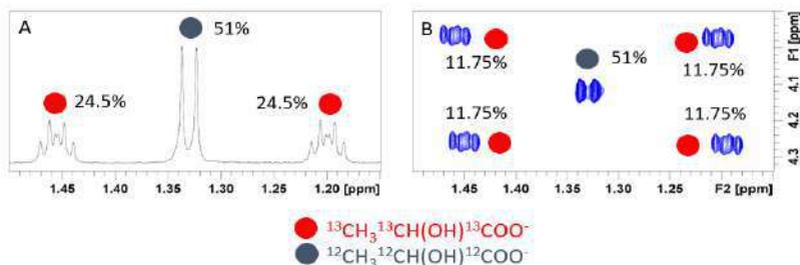


Figure 1 : Motifs observés pour le groupe CH3 du lactate pour 1D ¹H CPMG (A) et 2D TOCSY (B)

Conclusion : La stratégie RMN HRMAS a le potentiel d'être utilisée dans le domaine médical pour étudier les voies métaboliques altérées dans les pathologies humaines, y-compris pour analyser les modifications métaboliques induites par les traitements thérapeutiques et donc de mieux comprendre leur mode d'action.

Références : [1] Outilaft H., Bund C., Piotto M., Namer IJ. Analysis of Metabolomic Pathways by ¹³C-Labeled Molecular Probes and HRMAS Nuclear Magnetic Resonance Spectroscopy, Anal Chem. 2022 Jun 14;94 (23) : 8226-8233.

Suivi *in vivo* de nanomédecines par spectroscopie localisée de diffusion

Samuel Bonnet¹, Fanny Noury^{1,2}, Laurent Lemaire^{1,3}, Pierre-Antoine Eliat^{1,4,5}, Sandrine Pottier^{1,6}, Florence Franconi^{1,3}

¹PRISM, Biogenouest, Univ Angers, Univ Rennes, INRAE, France, ²Univ Rennes, INSERM, LTSI-UMR1099, Rennes, France, ³MINT, Univ Angers, Inserm, CNRS, SFR ICAT, Angers, France, ⁴CNRS, INSERM, BIOSIT – UMS 3480, US_S 018, Rennes, France, ⁵Univ Rennes, INRAE, INSERM, NUMECAN, UMR_A 1341, UMR_SI241, Rennes, France, ⁶Univ Rennes, CORInt, ISCR UMR CNRS 6226, Rennes, France

Objectifs : Le recours croissant aux systèmes nanoparticulaires en thérapie suscite le développement de techniques non invasives pour le suivi de leurs distributions et de leurs intégrités *in vivo*. Nous avons choisi de tester les potentialités de la diffusométrie des constituants des nanomédecines par spectroscopie localisée par résonance magnétique pondérée en diffusion (DW-MRS).

Matériels et Méthodes : 50 μ L de nanocapsules lipidiques¹ constituées d'un cœur de labrafac® et d'une couronne d'hydroxy-stearate de poly-éthylène glycol (PEG) de 50 nm de diamètre ont été injectés dans le muscle gastrocnemius de la patte de rats (n=5). Le devenir sur 4 h de ces nanoparticules a été étudié sur un imageur 7 T (Bruker Biospec) avec deux séquences de spectroscopie localisée (voxel 54 μ L) pondérées en diffusion (10 valeurs de b, $b_{\max} = 100000$ s/mm²), basées sur PRESS (TE/TR = 70/2500 ms) et sur STE-LASER² (TE/TM/TR = 25/250/2500 ms) avec suppression du pic de l'eau. La suspension de nanoparticules a aussi été caractérisée *in vitro* à température contrôlée (T = 305 K) par spectroscopie RMN haute résolution de diffusion à 500 MHz (128 valeurs de b, $b_{\max} = 500000$ s/mm²).

Résultats : *In vivo*, les signaux des constituants des nanoparticules sont détectables juste après l'injection. La perte de signal observée 4 h après l'injection est de 50 %. Le ratio entre les signaux des lipides et des PEGs est différent pour les séquences PRESS ($1,9 \pm 0,5$) et STE-LASER ($7,4 \pm 0,2$). Une forte pondération en diffusion, nécessaire pour l'observation d'objets peu mobiles tels que les nanoparticules, a pu être appliquée tout en conservant un temps d'acquisition compatible avec une application *in vivo* (13 min). Les coefficients de diffusion mesurés 30 min après l'injection pour PRESS (n=5) et STE-LASER (n=5) respectivement, sont de $1,3 \pm 0,1 \times 10^{-5}$ mm²/s et $1,6 \pm 0,5 \times 10^{-5}$ mm²/s pour les PEGs, et de $1,7 \pm 0,3 \times 10^{-5}$ mm²/s et $2,5 \pm 0,8 \times 10^{-5}$ mm²/s pour les lipides. La présence de micelles dans la formulation des nanocapsules³, confirmée par les acquisitions *in vitro*, va nécessiter une analyse discriminante de la contribution de chaque espèce aux données de diffusométrie *in vivo*. Des outils d'inversion de Laplace ou d'approche multivariée seront utilisés pour cette étape.

Conclusion : La détection par DW-MRS du cœur lipidique et de la couronne de PEG des nanomédecines est possible *in vivo*. Le suivi temporel du coefficient de diffusion des composants des nanomédecines pourrait contribuer à la compréhension de leur devenir.

Références : ¹Heurtault B *et al. Pharm. Res.*(2002),**19**:875-80 ²Ligneul C *et al. Magn Reson Med*(2017),**77**(4):1390-8. ³Do T *et al.*, congrès SFNano(2022), Strasbourg.

Remerciements : Financement Biogenouest/Pays de la Loire N°2020_05112. Animaux fournis par SCAHU. Séquence STE-LASER fournie par CEA/DRF/MIRCen (J. Valette).

PRÉDICTION DE L'ÉCHEC D'ÉLASTO-IRM À 3T CHEZ LES PATIENTS AYANT UNE SURCHARGE FERRIQUE HÉPATIQUE : SÉQUENCES SE-EPI VS GRE

Thi Hien Trang Chau¹, Élise Bannier^{2,3}, Édouard Bardou-Jacquet⁴, Yves Gandon^{1,2}

¹Institut NUMECAN (Nutrition, Métabolismes et Cancer), Inserm, Université de Rennes 1, ²Service de Radiologie, CHU Rennes, ³Unité Empenn (ex-VISAGES) U1228 INSERM-INRIA, IRISA UMR CNRS 6074, ⁴Service des Maladies du foie, Centre de référence des Hémochromatoses, CHU de Rennes- Université de Rennes I

Objectifs : L'élasto-IRM est considérée comme la technique non invasive la plus précise pour l'évaluation de la fibrose hépatique [1]. Chez les patients ayant une hépatopathie chronique, différents niveaux de surcharge hépatique en fer peuvent être associés [2]. L'objectif de cette étude a été d'identifier, pour chaque type de séquence (GRE vs SE-EPI), le seuil de concentration hépatique en fer, déterminé par l'IRM (CHF-IRM), amenant à un échec d'élasto-IRM à 3T.

Matériels et Méthodes : Cette étude rétrospective a inclus 276 patients ayant eu les deux séquences d'élasto-IRM, GRE et SE-EPI, pour l'évaluation de la fibrose et une séquence multi écho GRE pour la quantification du fer. Après avoir exclu 46 examens avec un échec purement technique, nous avons analysé 230 examens en les classant chacune comme réussie ou échouée liée à la présence du fer. Le seuil et la performance de la CHF-IRM pour prédire la survenue d'échecs d'élasto-IRM a été évaluée par le ROC et l'AUROC.

Résultats : La CHF-IRM moyenne était de 51 $\mu\text{mol/g}$ (12-508 $\mu\text{mol/g}$). Le taux d'échec lié à la présence du fer pour la séquence GRE a été de 60% et celui pour la séquence SE-EPI de 8,7%. La CHF-IRM moyen dans le groupe des patients avec échec de la séquence SE-EPI était de 226 ± 149 $\mu\text{mol/g}$, significativement supérieure à celle en cas de la séquence GRE 70 ± 85 $\mu\text{mol/g}$ ($p < 0,0001$). Le meilleur seuil de CHF pour prédire l'échec de l'examen dû au dépôt de fer dans le foie pour la séquence GRE était de 29 $\mu\text{mol/g}$ avec une sensibilité (Se) de 90,6%, une spécificité (Sp) de 89,1% et un AUROC de 0,968. Ce seuil pour la séquence SE-EPI était de 90 $\mu\text{mol/g}$ avec une Se de 95%, une Sp de 99,5% et un AUROC 0,993.

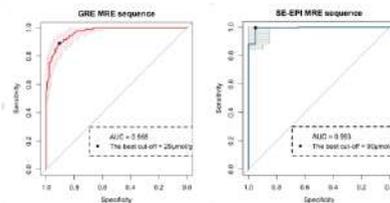


Figure 1 : Courbe ROC pour la prédiction de l'échec des séquences selon CHF-IRM

Conclusion : Cette étude démontre qu'une séquence GRE d'élasto-IRM risque d'échouer, à 3T, chez les patients ayant une CHF-IRM même peu élevée (29 $\mu\text{mol/g}$), dans les limites de la normale. En revanche, la séquence SE-EPI peut être utilisée avec succès pour une CHF-IRM plus élevée, mais uniquement jusqu'à 90 $\mu\text{mol/g}$. En cas d'échec, il faut proposer une technique alternative pour évaluer une éventuelle fibrose hépatique.

Références : [1] Idilman I.S., Li J., Yin M., Venkatesh S. K., MR elastography of liver: current status and future perspectives, *Abdom. Radio. N. Y.* 2020; 45, 11 : 3444-3462 [2] Deugnier Y., Bardou-Jacquet E., Lainé F., Dysmetabolic iron overload syndrome (DIOS), *Presse médicale* 2017 ; 46, 12: e306-e311.

Optimisation de l'ouverture de la barrière hémato-encéphalique contrôlé par IRM sur cerveau entier

Sébastien Rigollet^{1,2}, Romain Clément², Michael Decressac², Emmanuel Barbier², Anthony Delalande³, Vasile Stupar²

¹Image Guided Therapy, Pessac, France

²Inserm, U1216, UGA, Grenoble Institut des Neurosciences, Grenoble, France

³Centre de Biophysique Moléculaire et Université d'Orléans, CNRS-UPR 4301, Orléans, France

Objectifs : Les ultrasons focalisés (FUS) et les microbulles ont démontré leur efficacité pour perméabiliser la barrière hémato-encéphalique (BHE) de façon transitoire et délivrer des molécules thérapeutiques au sein du système nerveux central. Notre étude a pour but de maximiser la zone de transduction d'un vecteur viral adéno-associé recombinant de type 9 (rAAV9) chez la souris.

Matériels et Méthodes : Les ouvertures de la BHE ont été réalisées sur des souris C57BL/6J de 3 semaines ($m = 15 \pm 1g$) avec un transducteur résonant à 1,5 MHz (Imasonic, France) et un système compatible IRM (IGT, France). Après l'injection intraveineuse d'un bolus de 5×10^7 microbulles lipidiques dans le sinus rétro-orbital, différentes pressions ultrasonores (0,22-0,48 MPa), fréquences de répétition des pulses (PRF) (1Hz, 10 Hz et tirs continus), et vitesses de déplacement (1 et 10 mm/s) ont été testées sur des segments de 4 millimètres de côté (Figure 1.a). Post-ouverture, une solution de Gd-DOTA (200 $\mu\text{mol/kg}$) a été injectée par voie rétro-orbitale mélangé ou non à une dose de vecteur rAAV9-GFP puis des séquences pondérées T1 (TE=7ms, TR=800ms, $r=78 \times 78 \times 700 \mu\text{m}$) et T2 (TE=36ms, TR=2200ms, $r=78 \times 78 \times 700 \mu\text{m}$) ont été acquises en IRM (4,7T; Bruker). Les IRM ont été analysées avec le logiciel MP³ [1] pour calculer le volume d'ouverture de la BHE et les coupes histologiques acquises avec un microscope confocal LSM 710.

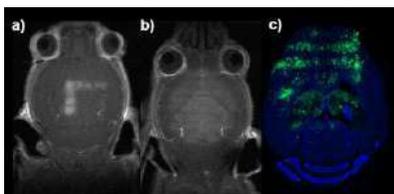


Figure 1 : IRM pondérée T1 après injection de Gd-DOTA après ouverture de la BHE par incrément de pression (0.25-0.32-0.39-0.47 MPa) (a) et ouverture de la BHE sur cerveau entier (b); coupe histologique révélant la transduction de la GFP sur une large partie du cerveau 3 semaines post traitement (c).

Résultats : Les pressions permettant d'ouvrir la BHE sur le cerveau entier sans lésions cérébrales évidentes se situent entre 0,29 et 0,35 MPa (*in situ*). L'augmentation de la PRF permet d'obtenir une ouverture plus diffuse de la BHE et une vitesse de 10mm/s est nécessaire pour éviter les lésions cérébrales. L'ouverture de la BHE réalisée sur 10 souris couvre en moyenne 38% du volume cérébral total (Figure 1.b). L'expression de la GFP est visible 2 semaines après l'ouverture de la BHE (Figure 1.c).

Conclusion : L'ouverture de la BHE sur une large partie du cerveau est sans danger pour des souris de cet âge. De plus, une colocalisation entre la prise de contraste en IRM et la transduction de la GFP suggère que le contrôle de l'ouverture de façon fine est indispensable pour obtenir une transduction efficace dans le cerveau avec des rAAV de type 9.

Références : [1] Brossard *et al.*, « MP3: Medical Software for Processing Multi-Parametric Images Pipelines », *Front. Neuroinform.*, nov. 2020, 10.3389/fninf.2020.594799.

Remerciements : AFM Téléthon, UMDf, PIC-GIN, IRMaGe

Processus de validation des électrodes ECG en IRM

Coralie BRINGTOWN^{1,2}, Pauline LEFEBVRE¹, André GUILLOU², Myline COTTANCE³, Nicolas WEBER¹, Jacques FELBLINGER^{1,4}

¹Université de Lorraine, Inserm U1254, IADI, 54000 Nancy, France, ²Schiller MEDICAL, 67160 Wissembourg, France, ³Epsidy SAS, 54000 Nancy, France, ⁴CHRU de Nancy, Inserm U1254, CIC-IT, 54000 Nancy, France.

Objectifs : Certains examens IRM nécessitent l'acquisition de l'électrocardiogramme (ECG) pour le monitoring des patients et la synchronisation des séquences IRM. Actuellement l'ECG en IRM s'effectue avec des câbles courts et seulement 4 électrodes pour minimiser les risques d'échauffement et de dysfonctionnement [1]. Il en résulte une acquisition ECG différente des standards cardiologiques. Augmenter le nombre d'électrodes, et par la même occasion les applications de l'ECG en IRM, est un challenge en terme de sécurité et de qualité de signal, dont les méthodes de test sont encore aujourd'hui peu explorées [2]. Le but de ce travail est d'évaluer la qualité et la compatibilité d'électrodes textiles en IRM afin de développer un textile connecté qui permettra l'acquisition d'un ECG de haute définition pendant l'IRM.

Matériels et Méthodes : 13 types d'électrodes textiles ainsi que 6 types de matériaux conducteurs pouvant être utilisés pour faire des électrodes sont testés dans le cadre de ce projet. Le processus de validation des électrodes textiles se fonde sur un ensemble de tests effectués hors et dans l'environnement IRM. Tous les tests effectués en IRM sont faits sur une IRM Prisma 3T de Siemens. Cette méthodologie est divisée en deux parties : (1) les tests de compatibilité IRM et (2) l'évaluation des performances de l'électrode. Les tests de compatibilité IRM concernent l'attraction (due au champ B₀), les artefacts dans les images (distorsion du champ magnétique) et l'échauffement (RF) sont effectués respectivement selon les normes ASTM F2119, F2052 et F2182. Des bancs de tests ont été mis en place pour évaluer les performances des électrodes, testant respectivement leur comportement en basse fréquence et haute fréquence. A basse fréquence, le bruit de l'électrode, l'impédance de l'interface électrode-peau, les caractéristiques électriques de l'ECG et la fidélité du signal sont quantifiés. A haute fréquence, la résonance du matériau ainsi que les paramètres S qui permettent de caractériser l'interface électrode-peau-système d'acquisition sont mesurées. Pour finir, c'est la qualité du signal ECG en IRM qui est évalué.

Résultats : Les tests d'attractions ont été faits sur la totalité de nos échantillons. Seule une paire d'électrodes en inox et les fils en inox ne peuvent être retenus à l'issue de ces tests. Pour le moment, 5 paires d'électrodes en argent avec différentes tailles, formes et méthodes de conception ont passé les tests concernant les artefacts dans les images. La taille et la profondeur de l'artefact sont directement liées à la taille de l'électrode, cependant toutes les électrodes testées ont obtenu des résultats concluants. Les essais sur les performances des électrodes auront lieu dès la finalisation des tests de compatibilité IRM de tous les échantillons.

Conclusion : Cette méthodologie de test doit permettre de sélectionner des électrodes textiles à la fois compatibles IRM et pouvant recueillir un signal ECG correct. Pour aller plus loin, le confort des électrodes ainsi que leur durabilité dans le temps seront des critères à évaluer. Enfin, cette méthodologie pourrait être la base de la création d'une nouvelle norme applicable aux dispositifs de surface en IRM, actuellement dépourvus de cadre réglementaire.

Références : [1] Oster et al., *Physiol. Meas.*, 2017; [2] Dos Reis et al., *MRM*, 2019.

Étude de l'amélioration de la sensibilité des antennes multi-boucles à l'aide du principe de chevauchement.

C. Thibault², V. Cap³, C. Dubuc¹, L. Jourdain¹, G. Willoquet¹, M. Poirier-Quinot¹, R. Frass-Kriegl³, A. Vignaud² et J-C. Ginefri¹

¹Université Paris-Saclay, CEA, CNRS, Inserm, BioMaps, Orsay, France, ² Université Paris-Saclay, CEA, CNRS, BAOBAB, NeuroSpin, Gif-sur-Yvette, France, ³Division MR Physics, Center for Medical Physics and Biomedical Engineering, Medical University of Vienna, Austria

Objectifs : Le développement de réseaux d'antennes à haute densité en IRM, pour obtenir à la fois un rapport signal/bruit élevé et un grand champ de vue [1], entraîne une complexité de fabrication et d'optimisation accrue. Pour y remédier, un nouveau concept d'antennes dit « multi-boucles » (MLC) et fait de plusieurs boucles en série, a été récemment introduit [2]. Ce travail vise à exploiter le chevauchement entre les boucles pour identifier des géométries de MLC permettant de réduire l'inhomogénéité de B_1^+ et l'effet de corrélation de bruit.

Matériels et Méthodes : Nous avons conçu et fabriqué 16 MLC, résonnant à 298 Mhz, constituées de 4 boucles en série, ayant des espacements, d , différents entre les centres des boucles opposées (fig. 1). Des simulations électromagnétiques ont été réalisées (XFDTD 7.8) en combinaison avec une cosimulation électrique afin d'extraire les facteurs de qualité en charge, Q_L , et les cartes de B_1^+ à partir desquelles le facteur d'homogénéité, $H_{\text{factor}} = (1 - \text{StdDev} / \text{Moyenne})$, a été calculé. Les facteurs de qualité en charge ont également été déterminés expérimentalement avec un fantôme rempli d'eau salé. Les MLC étudiées ont été comparées à des antennes simple-boucle (SLC) ayant approximativement la même zone de sensibilité.

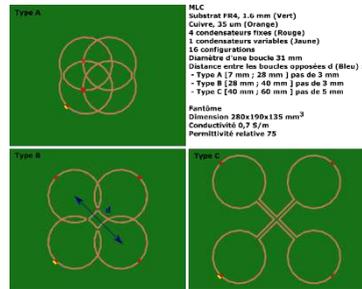


Figure 1 : Configurations des MLC en fonction du niveau de recouvrement

Résultats : Lorsque l'on diminue la distance, d , entre boucles, tant qu'aucune boucle ne se chevauche (type A) Q_L diminue, puis quand les boucles adjacentes se chevauchent (type B) Q_L est presque constant et une fois que toutes les boucles se chevauchent (type C), Q_L augmente. L'homogénéité des différentes MLC varie en fonction de la distance d et de la profondeur dans l'échantillon. Pour une profondeur de 2 mm, l'homogénéité est maximale pour $d = 37$ mm. Les antennes avec une faible distance, d , ont un H_{factor} améliorée par rapport aux antennes sans chevauchement.

Conclusion : La présente étude montre que le chevauchement des boucles d'une MLC permet d'obtenir un B_1^+ plus intense qu'une SLC équivalente, ainsi que des facteurs de qualité en charge plus élevés, mais ces améliorations sont contrebalancées par une homogénéité moindre. Néanmoins, le chevauchement des boucles améliore l'homogénéité par rapport à des MLC sans chevauchement. De plus, elles offrent un degré de liberté supplémentaire pour la conception des antennes.

Références : [1] Roemer, P. B., Edelstein, W. A., Hayes, C. E., Souza, S. P. & Mueller, O. M. The NMR phased array. Magn Reson Med 16, 192–225 (1990). [2] Frass-Kriegl, R., Hosseinezhadian, S., Poirier-Quinot, M., Laistler, E. & Ginefri, J.-C. Multi-Loop Radio Frequency Coil Elements for Magnetic Resonance Imaging: Theory, Simulation, and Experimental Investigation. Frontiers in Physics 7, (2020).

Caractérisation microstructurale ex-vivo des discontinuités de fibres cardiaques appliquée à la région basale inféroseptale des ventricules

Pierre CABANIS^{1,2}, Julie MAGAT^{1,2}, Jairo RODRIGUEZ-PADILLA³, Josselin DUCHATEAU^{2,4}, Michel HAISAGUERRE^{2,4}, Bruno QUESSON^{1,2}, Edward VIGMOND², et Valéry OZENNE^{1,2}

1.Univ. Bordeaux, CNRS, CRMSB, UMR 5536, Bordeaux, France, 2. Liryx, Electrophysiology and Heart Modeling Institute, Fondation Bordeaux Université, Pessac-Bordeaux, France, 3.Inria Epione Team, Université Côte d'Azur, Biot, France, 4.Cardiology Departement, Bordeaux University Hospital (CHU), Pessac, France

Objectifs : Le but de ce travail est de caractériser dans des cœurs humains *ex-vivo*, l'orientation des myofibres au niveau du point d'insertion inférieur des ventricules non encore décrites par des méthodes d'imagerie 3D.

Matériels et Méthodes : Cinq cœurs humains (1 homme, 4 femmes ; 71 ± 15.5 ans) ont été fixés avec une solution de formalin (10 %) et un agent de contraste au gadolinium (Dotarem, Guebert, France) [1]. Les acquisitions IRM ont été réalisées à 9,4T/30cm (Bruker BioSpin, Allemagne) avec une antenne à 7 canaux en transmission/réception (165 mm de diamètre interne). L'IRM de tenseur de diffusion a été réalisée avec un ensemble de 6 directions en utilisant une séquence 3D d'écho de spin pondérée en diffusion (TR/TE/FOV=500ms/22ms/110x100x80mm³, flip angle=30°), à une résolution isotropique de 600 μ m. L'image anatomique a été réalisée avec une séquence FLASH (TR/TE/FOV=30ms/9ms/110x100x80mm³) avec une résolution isotropique de 150 μ m. Traitement : Les cartes du tenseur de diffusion (valeurs propres, fraction d'anisotropie (FA), vecteurs propres, coefficient de diffusion apparent et FA codé en couleur (cFA) ont été obtenues avec le logiciel MRtrix3.

Résultats : La figure 1 met en évidence l'existence d'une discontinuité de l'orientation des myofibres avec la présence d'une diminution de la FA (indiquée par une flèche jaune sur les cartes de FA) et de l'orientation principale des cellules cardiaques en direction base-apex en formant un triangle (indiquée par une flèche noire sur les cartes cFA), commençant au niveau de la croix inférobasale et se terminant au milieu de la paroi inféroseptale de ventricule gauche. Ce motif est visible sur tous les échantillons. La distribution de la FA est égale ou supérieure à $0.28 \pm 0,06$ alors que dans le cœur entier la FA est moins élevée ($0,24 \pm 0,09$).

Conclusion : Cette étude met en évidence pour la première fois par IRM l'existence d'une discontinuité dans l'orientation des myofibres du septum inférieur présentes dans tous les échantillons de cœurs humains *ex-vivo*.

Références : [1] : Magat J et al. MAGMA. 2021 Aug;34(4):605-618.

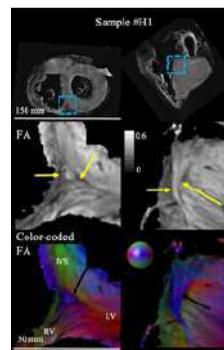


Figure 1 : Exemple de résultats sur un cœur humain fixé par IRM. Image anatomique en petit axe et long axe (première ligne), carte FA (seconde ligne) et carte cFA (troisième ligne). Flèches jaunes : chute de FA ; Flèches noires : structure de myofibres en direction base vers apex.

MICRODISPOSITIF THERANOSTIQUE POUR L'IRM

Justine Deborne¹, Noël Pinaud¹, Véronique Bouchaud², Yannick Crémillieux¹

¹Institut des Sciences Moléculaires, Université de Bordeaux, Bordeaux, France, ²Centre de Résonance Magnétique des Systèmes Biologiques, Université de Bordeaux, Bordeaux, France

Objectifs : Évaluer localement, en temps réel et de la manière la moins invasive possible, l'effet de molécules thérapeutiques présente un intérêt majeur. Le dispositif théranostique présenté dans cette étude, qui associe une micro-antenne RMN implantable et un dispositif d'administration, est conçu pour étudier, par IRM et SRM, l'effet de molécules thérapeutiques dans des régions d'intérêt submillimétriques.

Matériels et Méthodes : Le dispositif implantable comporte une micro-antenne (3 mm de long, 0,7 mm de large, 150 μm d'épaisseur) et un capillaire biocompatible en polyimide (230- μm de diamètre extérieur) placé au centre de la sonde RMN. Le dispositif a été positionné dans des tumeurs (gliome C6) de rats Wistar. L'antenne implantée a été utilisée pour l'acquisition d'images IRM haute résolution et de spectres proton pendant l'administration via le capillaire de solutions contenant des inhibiteurs de la choline kinase, les molécules MN58B et RSM-932A [1,2].

Résultats : Des exemples de spectres proton obtenus dans un gliome C6 avant et après perfusion d'une solution de MN58B sont présentés dans la figure 1.

Le spectre proton initial présente un profil métabolique typique du gliome C6 avec un pic important de choline totale (tCho). Après la perfusion de l'inhibiteur de la choline kinase, une diminution de 20 % de l'amplitude du pic de la tCho a été observée, ainsi qu'une forte augmentation de 300 % des pics du lactate et des lipides. Un pic correspondant aux acides gras polyinsaturés est apparu et le pic de la taurine a été réduit de 47 %. Les autres pics quantifiables (sans changements notables) sont le NAA, la créatine et le glutamate/glutamine. Des changements similaires des profils métaboliques ont été observés dans la tumeur perfusée avec une solution de RSM-932A.

Conclusion : Cette étude illustre le potentiel du dispositif théranostique pour l'administration locale et l'évaluation par IRM/SRM d'une molécule antitumorale. Le dispositif tire parti de la haute sensibilité de détection de la microsonde implantée et de la technique d'administration par convection (CED) et peut être utilisé pour évaluer dans un volume inférieur au millilitre les effets d'un traitement intratumoral sur le métabolisme des cellules tumorales.

Références : [1] Kumar, M et al. Magnetic resonance spectroscopy for detection of choline kinase inhibition in the treatment of brain tumors. *Molecular cancer therapeutics*, 14(02), 899–908, 2015. [2] Lecal, J., & Campos, J. Preclinical characterization of RSM-932A, a novel anticancer drug targeting the human choline kinase, an enzyme involved in increased lipid metabolism of cancer cells. *Molecular Cancer Therapeutics*, 14(12), 2014

Remerciements : Labex Trail (Prog INSIGHT) et Cancéropole Grand Sud-Ouest

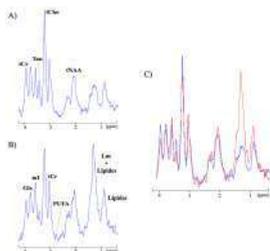


Figure 1 : spectres microsonde proton A)pre, B)post administration, C) superposés

Optimisation par EPG de la bSSFP pour la cartographie de la conductivité électrique

Julien Lamy¹, Flavy Savigny¹, Paulo Loureiro de Sousa¹

¹ICube, Université de Strasbourg-CNRS

Objectifs La conductivité électrique peut être mesurée par IRM en utilisant le laplacien de la phase de B_1 [1]. Son approximation numérique est toutefois sensible au bruit, nécessitant un haut rapport signal-bruit (SNR). La séquence bSSFP possède un bon SNR et permet la réalisation de cartes de conductivité [2, 3], mais sa magnitude dépend entre autres de la diffusion, des phénomènes d'échange et de la durée de l'impulsion. Chacun de ces facteurs a été modélisé, mais aucun modèle global n'existe. Dans ce travail, nous simulons par EPG la bSSFP en utilisant un modèle diffusif à deux compartiments de la substance blanche du cerveau humain à 3 T, dans le but d'optimiser le SNR.

Matériel et Méthodes Les paramètres simulés du tissu et de la séquence proviennent de la littérature [3–5] : $T_{1,a}/T_{1,b}=500/1000$ ms, $T_{2,a}=18$ ms, $T_{2,b}=13$ μ s, $M_{0,a}=0,8$, $k_a = 3,5$ Hz, $ADC = 1700$ μ m²/ms, résolution 1,25 mm, bande passante par pixel 790 Hz. L'amplitude maximale du gradient est fixée à 25 mT/m. Les simulations EPG sont réalisées avec Sycomore [6] pour des angles de bascule entre 1° et 90°. À $TR=4,6$ ms nous simulons des impulsions de 100/200/500/1291 μ s (la plus longue selon les contraintes de TR, de bande passante et de gradient) à des incréments de phase de 45/90/135/180°. Nous simulons ensuite $TR=4,6/8/12/16/20$ ms avec des impulsions de durée maximale. Nous validons les simulations par une acquisition sur un volontaire sain (bSSFP 3D avec des impulsions non sélectives et des paramètres égaux à ceux des simulations).

Résultats Une impulsion longue ou un TR long augmentent le SNR (fig. 1). Toutefois, son efficacité (i.e. SNR/TR) décroît avec le TR : pour un temps d'acquisition donné, l'efficacité est optimale au TR le plus court. L'angle de bascule optimal à $TR=4,6$ ms est de 18°. Les simulations et les acquisitions correspondent, ce qui valide notre analyse.

Conclusion Si la diffusion et

l'échange réduisent le SNR, celui-ci peut être amélioré par un TR court et une impulsion longue ; les limites de cette propriété restent toutefois à analyser. L'angle de bascule optimal peut être déterminé par simulations EPG, validées par des acquisitions in vivo. Notre méthode est applicable à d'autres utilisations de la bSSFP (e.g. cartographie du T_2 [7]) ainsi qu'à d'autres séquences.

Références [1] Wen, Noninvasive mapping of conductivity, SPIE 2003. [2] Gavazzi et al, Transceive phase mapping, MRM 2020 [3] Iyyakkunnel et al, Configuration-based EPT, MRM 2021 [4] Pampel et al, Orientation dependence of MT parameters, NeuroImage 2015 [5] Pierpaoli et al, Diffusion MRI of the brain, Radiology 1996 [6] Lamy et L. de Sousa, Sycomore, ISMRM 2020 [7] Jutras et al, Analytical corrections of banding artifacts, MRM 2016

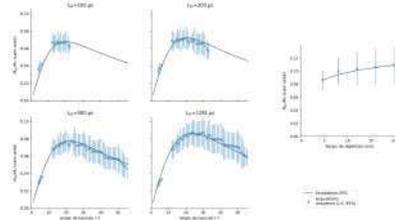


Figure 1 – Comparaison des simulations et des acquisitions

Elastographie par Résonance Magnétique en respiration libre en IRM préclinique – *Etude Préliminaire*

Tiffany Bakir¹, Kevin Tse Ve Koon¹, Pilar Sango-Solanas¹, Olivier Beuf¹

¹ Univ Lyon, INSA-Lyon, Inserm, UCBL1, CNRS, CREATIS, UMR 5220, U1294, F-69621 Villeurbanne, France

Objectifs : A ce jour, les acquisitions d'élastographie par résonance magnétique (ERM) sont pratiquées en apnée. L'apnée est souvent difficile pour les patients et les taux d'erreurs techniques souvent trop élevés pour que l'ERM se développe au sein des services cliniques [1]. Par ailleurs, l'apnée est impossible en imagerie préclinique, les acquisitions devant être réalisées en respiration libre avec une synchronisation prospective ou rétrospective. L'établissement d'un état d'équilibre dynamique nécessite une synchronisation rétrospective. L'objet de ce travail a été d'adapter une séquence Intradate™ (IG) FLASH (Fast-Low Angle SHot) [2] à l'ERM et de la comparer à des séquences de référence.

Matériels et Méthodes : Deux types d'expérimentations ont été pratiqués sur un système IRM Bio Spec Bruker 7T :

1. Des séquences FLASH *in vivo* sur souris anesthésiée, de paramètres d'acquisition identiques ont été effectuées et comparées. Seules les méthodes de correction des mouvements respiratoires différaient : une séquence IG FLASH développée (correction rétrospective des mouvements respiratoires), une séquence FLASH « Trigger » (correction prospective des mouvements par synchronisation du signal du cycle respiratoire) et une séquence FLASH sans correction de mouvements. La qualité des images de magnitude a été évaluée grâce au calcul du Rapport Signal sur Bruit (RSB) mesuré sur le foie des souris *in vivo*.

2. Des acquisitions ERM sur différents fantômes ont comparé la séquence IG FLASH à une séquence ERM RARE [3] par analyse visuelle des images de phase et l'estimation des modules de conservation G' reconstruits.

Résultats : La Fig. 1 présente les images de magnitude et les valeurs de RSB mesurées sur le foie *in vivo* obtenues avec les séquences IG FLASH, FLASH « Trigger » et FLASH sans correction. La Fig. 2 présente les images ERM de phase, sur les valeurs de G' obtenues sur un fantôme de Plastisol [4].

Conclusion : La séquence IG FLASH produit des RSB similaires à la séquence FLASH « Trigger ». Les valeurs de G' sont quasiment identiques démontrant le fonctionnement et la capacité d'estimation de l'élasticité de la séquence développée. Ces deux expérimentations ayant été menées indépendamment, la prochaine étape consistera à appliquer la séquence IG FLASH *in vivo* chez la souris.

Références : [1] D. W. Kim *et al.*, JMRI, 2020; [2] M. Shahryari *et al.*, MRM, 2021; [3] P. Sango-Solanas, Thèse de Doctorat 2021, HAL Id : tel-03665442; [4] P.M. Lefebvre *et al.*, EMBC, 2016.

Remerciements : LABEX PRIMES (ANR-11-LBX-0063/ANR-11-IDEX-0007). Plateforme d'imagerie PiLoT, membre de FLI (ANR-11-INBS-0006).

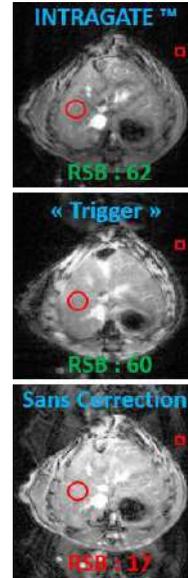


Fig. 1 : Images de magnitude sur souris *in vivo* avec calcul SNR (Les ROIs utilisées sont présentées en rouge).

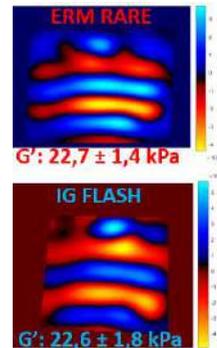


Fig. 2 : Images ERM de phase, sur fantôme Plastisol.

Utilisation de séquences de type MR Fingerprinting bSSFP pour les mesures T2* et la quantification de l'effet BOLD

T. Coudert¹, A. Delphin¹, J.M. Warnings¹, E.L. Barbier¹, T. Christen¹

¹Univ. Grenoble Alpes, Inserm, U1216, Grenoble Institut Neurosciences, GIN, Grenoble.

Objectifs : Les méthodes actuelles de quantification du T2* et de l'effet BOLD se basent sur la décroissance du signal des séquences de type multi-écho SPGR. Il a été montré que les séquences bSSFP pouvaient être plus sensibles, mais elles sont difficiles à utiliser en pratique [1]. Le concept d'IRM Fingerprint (MRF) permet la quantification simultanée de plusieurs paramètres tissulaires et vasculaires à partir d'évolutions complexes de signaux IRM [2]. Nous proposons ici d'étudier la sensibilité de séquences de types « MRF bSSFP » aux distributions de champ magnétiques intra-voxels.

Matériels et Méthodes : Des simulations numériques impliquant une pondération des signaux selon différentes distributions de fréquences intra-voxel sont utilisées pour comparer les réponses de différentes séquences (multi FA/TR/TE, RF phase, ex: Figure 1). Des structures vasculaires 3D et leurs perturbations de champ magnétique sont également générées sur Matlab (Figure 1e). Les acquisitions *in vivo* sont réalisées sur un volontaire sain avec une IRM 3.0T (Philips) sur la plateforme IRMaGe.

Résultats : Les simulations (Figure 1a, b, c) mettent en évidence le gain en sensibilité à la distribution de champ magnétique pour les séquences bSSFP. Différents types d'évolutions temporelles (y compris refocalisation) peuvent être observés en fonction des temps d'échos. La Figure 1d montre la possibilité de distinguer différents types de distributions de fréquences en utilisant l'ensemble du signal MRF bSSFP. Les simulations suggèrent qu'une séquence de type MRF Inversion Récupération bSSFP multi-écho avec cyclage de phase quadratique pourrait permettre des mesures combinées de relaxométrie et d'oxygénation cérébrale. Des exemples de signaux acquis sur volontaire sain avec cette séquence sont présentés Figure 2.

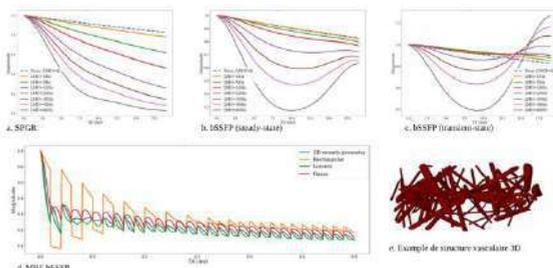


Figure 1. Simulations numériques (Bloch) pour différentes distributions microscopiques de champ magnétique dans un voxel. Comparaison de la sensibilité de différents types de séquences aux paramètres de ces distributions (a, b, c). Comparaison de l'influence de la nature de la distribution utilisée pour une séquence de type bSSFP (d) dont une distribution issue de structure vasculaire 3D (e).

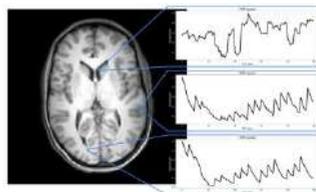


Figure 2. Exemple de signaux bSSFP pour une acquisition de type bSSFP Inversion Récupération bSSFP multi-écho avec cyclage de phase quadratique de type Q2P.

Conclusion : Nos travaux suggèrent que les séquences « MRF bSSFP » peuvent permettre de meilleures quantifications des effets T2* et la mesure de l'oxygénation cérébrale. Des comparaisons entre dictionnaires de signaux et acquisitions *in vivo* doivent être réalisées pour confirmer ces résultats. Des travaux d'optimisation automatiques de séquences devraient également permettre de trouver des combinaisons efficaces (SNR/unité de temps) des paramètres d'acquisition.

Références : [1] Bieri, O., & Scheffler, K. "Fundamentals of balanced steady state free precession MRI". [2] D. Ma et al., "Magnetic resonance fingerprinting".

Différencier les réseaux de connectivité cérébrale fonctionnelle de repos : apport de la combinaison de statistiques nodales de graphes

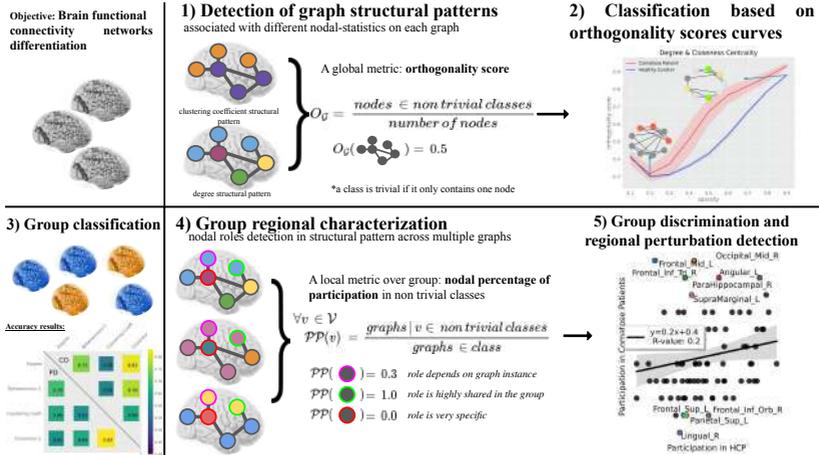
Lucrezia Carboni^{1,2}Sophie Achard²Michel Dojat¹¹ Univ. Grenoble Alpes, Inserm, U1216, Grenoble Institut Neurosciences, 38000 Grenoble FR,² Univ. Grenoble Alpes, Inria, CNRS, Grenoble INP, LJK, 38000 Grenoble, FR

Figure 1 – Schéma d'analyse

Objectifs : choisir la meilleure métrique pour comparer les réseaux de connectivité fonctionnelle cérébrale de repos n'est pas chose aisée. Dans cette étude, nous proposons un cadre théorique d'analyse au niveau d'un graphe et d'un groupe de graphes. Ce cadre facilite la combinaison de différentes statistiques nodales définies sur l'ensemble des nœuds et permet de sélectionner la plus adaptée pour caractériser un groupe de graphes au niveau nodal ou global sur base des données disponibles.

Matériel et Méthodes : Nous introduisons le score d'orthogonalité associé à une combinaison des deux statistiques nodales ([1] Fig.1, 1,2). Cela permet d'identifier la meilleure combinaison de comparaison au niveau global. Ensuite, à l'aide d'un score de participation nodal, nous caractérisons un groupe des réseaux au niveau régional (Fig. 1, 4, 5). Nos métriques sont appliquées à différentes bases de données (sujets sains : HCP [4] et patients : Parkinsoniens PD [3] et en coma cérébral CO [2]).

Résultats : le score d'orthogonalité permet de différencier avec une grande précision les sujets sains des sujets pathologiques (0.83-PD, 0.82-CO Fig.1, 3).

Conclusion: notre méthode permet d'identifier la combinaison de statistiques la plus pertinente pour différencier les réseaux sains et pathologiques, de caractériser les propriétés globales des graphes et d'analyser finement les régions les plus perturbées par la pathologie (Fig.1, 2,5).

Références : [1] Carboni L. et al., *Physical Review E*, to appear. [2] Achard, S. et al., *PNAS*, 2012 [3] Muñoz-Ramírez V. et al., *ISBI 2019*. [4] Termenon, M. et al., *Neuroimage* 2016.

Remerciements : MIAI@Grenoble Alpes (ANR 19-P3IA-003).

Utilisation du compressed-sense sur le QSM dans la SEP, dans quelle mesure pouvons-nous accélérer ?

E. Poirion¹, J. Savatovsky¹, J. Guillaume², M. Santin^{3,4,5}

¹Hospital Foundation A. de Rothschild, Paris, France ; ²Hospital Foundation A. de Rothschild, Clinical research department, Paris, France; ³Institut du Cerveau (ICM) - Paris Brain Institute, Inserm U 1127, CNRS UMR 7225, Sorbonne Université, Paris, France; ⁴Center for NeuroImaging Research (CENIR), Paris, France ; ⁵MDS Research International, La Rochette, France

Objectifs : Pour évaluer l'impact du facteur d'accélération sur les données QSM, nous avons comparé quatre séquences QSM avec l'accélération SENSE classique ou le compressed-sense (facteur 6, 9 et 12).

Matériels et Méthodes :

Vingt-quatre patients SEP ont réalisé une IRM 3T (Ingenia, Philips Healthcare) dans le cadre de leur suivi clinique, incluant des acquisitions QSM avec un niveau variable de CS (6, 9 et 12 ; Figure 1). Le protocole clinique comprenait un T1 EG, un FLAIR et l'imagerie de susceptibilité avec SENSE 2*2.

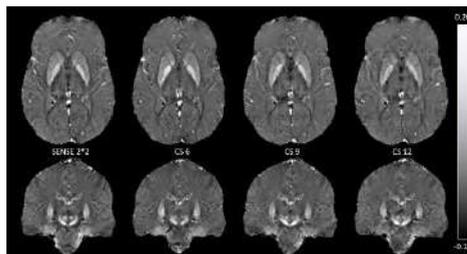


Figure 1 : Séquences QSM avec différents facteurs d'accélération

La concordance du signal QSM moyen entre chaque facteur CS et le SENSE a été évaluée à l'échelle de plusieurs régions d'intérêt (ROI) obtenues par segmentation manuelle (lésions hyper-intenses T2) ou automatique (putamen, noyaux caudé ; FIRST-FSL).

Résultats : La technique CS a permis de réduire le temps d'acquisition, allant de 4min43s pour l'acquisition SENSE à 1min40s pour le facteur CS le plus élevé. Cette réduction majeure du temps s'est accompagnée d'une corrélation intra-classe stable pour chaque ROI, ainsi que d'un intervalle de confiance suggérant une reproductibilité élevée entre les techniques (Tableau 1). Nous avons trouvé des résultats similaires pour les lésions hyper-intenses en T2 montrant une corrélation intra-classe classée comme excellente.

ROI	SENSE * CS6	SENSE * CS9	SENSE * CS12
Putamen	0.97 [0.93 ; 0.99]	0.97 [0.93 ; 0.99]	0.97 [0.92 ; 0.99]
Noyaux caudés	0.90 [0.76 ; 0.96]	0.95 [0.88 ; 0.98]	0.90 [0.76 ; 0.96]
Lésions	0.90 [0.76 ; 0.96]	0.95 [0.87 ; 0.98]	0.93 [0.83 ; 0.97]

Tableau 2 : Corrélation intra-classe [Intervalle de confiance à 95%]

Conclusion : Dans ce projet, nous avons démontré la stabilité du signal QSM, en faisant varier le facteur d'accélération en partant du facteur commun utilisé en clinique jusqu'à des facteurs plus extrêmes pour réduire drastiquement la durée du scan. Ces résultats sont encourageants pour une large utilisation de cette technique en pratique clinique, notamment pour les patients SEP et la caractérisation des lésions de la substance blanche.

Acouphènes et Activité Fonctionnelle Cérébrale : Comparaison entre les méthodes d'IRMf et d'EEG intra-corticale

Chloé Jaroszynski¹, Agnès Job², Chantal Delon-Martin¹

¹ University Grenoble Alpes, Inserm, U1216, Grenoble Inst. Neurosc., Grenoble, France

² Institut de Recherche Biomédicale des Armées, IRBA, 91220 Brétigny-sur-Orge, France

Objectifs : Pour trouver les corrélats neuronaux de certains stimuli ou de pathologie, l'IRM fonctionnelle de contraste BOLD a montré tout son intérêt ces dernières décennies. Toutefois, des faux négatifs peuvent exister avec cette méthode suggérant que des méthodes complémentaires pourraient être pertinentes. C'est ainsi que grâce aux enregistrements intra-corticaux, on a pu montrer que l'effet BOLD était principalement corrélé à l'activité cérébrale dans la bande gamma de l'EEG [1]. Dans ce travail, nous cherchons à confirmer ou infirmer l'implication d'une petite région de l'operculum parietal droit, l'OP3 dans la perception de stimuli mimant les acouphènes [2] en étudiant les réponses intra-corticales au même stimulus que celui utilisé dans cette étude IRMf chez des patients épileptiques implantées.

Matériels et Méthodes : Huit patients présentant des épilepsies pharmacorésistantes ont eu des électrodes implantées dans les régions temporales de l'hémisphère droit (pour rechercher leurs foyers) et ont été inclus dans cette étude (CPP MAP-COG, ID RCB : 2017-A03248-45). Deux types de stimuli ont été présentés aux patients : des sons générant un after-effect mimant des acouphènes et des sons ne générant pas d'acouphènes [2]. Les enregistrements intra-corticaux ont été recueillis pendant toute la stimulation et après celle-ci puis analysés en temps fréquence pour chaque type de stimulus. Pour l'analyse de groupe, les électrodes étaient regroupées selon leur position dans les aires corticales d'après l'atlas de Jülich. Les contrastes entre les 2 types de stimuli ont été réalisées dans les régions temporo-parieto-insulaires.

Résultats : Les électrodes étaient localisées dans les aires auditives primaires, dans les aires operculaires et dans les aires postérieures de l'insula de l'hémisphère droit. Les électrodes situées dans l'OP3 droit présentent une réponse aux deux stimuli auditifs mais pas de réponse significative à l'after-effect. Et celles du cortex auditif ne présentent pas de réponse à l'after-effect, confirmant ce qui avait été observé en IRMf [2].

Conclusion: Les électrodes situées dans l'OP3 ne confirment pas la réponse à l'after-effect trouvée dans notre étude antérieure en IRMf [2]. Une explication possible à cette incongruence est sans doute que l'implantation des électrodes ne correspond pas à la position exacte trouvée en IRMf, les implantations étant largement discontinues, ce qui limite les investigations intra-corticales par EEG. Néanmoins, nous confirmons que la région OP3 est stimulée par des sons, peut-être grâce à la connectivité cortico-corticale trouvée avec l'auditif primaire [3]. Ainsi les méthodes de sEEG intra-corticales sont-elles complémentaires de l'IRMf mais ne présentent pas un gold standard du fait de leur parcimonie.

Références : [1] Lachaux JP *et al.*, Hum Brain Mapp. 2007; 28(12):1368-75. [2] Job A *et al.*, Brain Struct Funct. 2016 ;221(2):913-22. [3] Jaroszynski C *et al.*, Brain Sci. 2022 Mar 1;12(3):334.

Remerciements : Ce projet est soutenu par la **Fondation Pour l'Audition** (www.fondationpourlaudition.org).

Analyse de la connectivité fonctionnelle en IRMf : graphes ou ICA

Argheesh Bhanot¹, Guillaume Becq², Sophie Achard¹, Emmanuel L. Barbier³

¹Univ. Grenoble Alpes, Inserm, U1216, Grenoble Institut Neurosciences, INRIA, 38000 Grenoble, France, ²Univ. Grenoble Alpes, CNRS, Grenoble INP, GIPSA-lab, 38000 Grenoble, France, ³Univ. Grenoble Alpes, Inserm, U1216, Grenoble Institut Neurosciences, 38000 Grenoble, France,

Objectifs : Les graphes et les méthodes de séparation de sources sont les deux types d'approches principalement utilisées pour analyser les données IRMf de repos. La méthode des graphes permet de créer les modules de connectivité fonctionnelle, tandis que l'analyse des composantes indépendantes (ICA) spatiales produit des cartes statistiquement indépendantes. Il est difficile de comparer les réseaux produits par ces deux méthodes car les modules ne contiennent les régions du cerveau qu'une seule fois, tandis que, dans les cartes ICA, une même région peut ressortir dans plusieurs composantes.

Matériel et Méthodes : Dans cette étude, nous comparons les biais de ces deux méthodes dans l'étude des modules de connectivité à l'aide de données simulées légèrement bruitées (SNR=46dB), et avec le pipeline de pré-traitement préclinique de [1]. Nous recherchons les noeuds "movers" aux frontières des différents modules dans un module/réseau simulé. Pour cela, nous avons implémenté l'algorithme de Louvain [2] pour calculer les modules et nous regardons les "movers" qui changent de module d'une itération à l'autre. Une matrice d'"agreement", estimant la confiance sur ces "movers", est calculée en sommant l'appartenance de deux régions différentes dans le même module sur plusieurs itérations. Pour l'ICA spatiale, l'appartenance des régions aux différentes composantes des modules est calculée en seuillant les cartes spatiales et en calculant le volume des régions occupé par chaque composante. Enfin, nous comparons les matrices d'agreement en les représentant en forme de graphes où chaque noeud est une région.

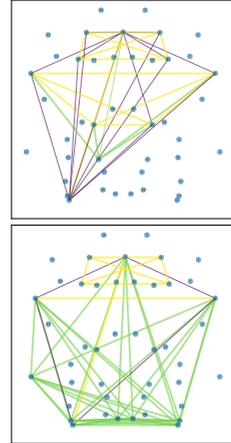


Figure 1 – Modules construits à partir des graphes (haut) et à partir de l'ICA (bas)

Résultats : Fig. 1, les arêtes intra-modules sont représentées en jaune, les arêtes inter-modules en mauve, et les arêtes qui ne sont pas cohérent avec la vérité terrain en vert. Les modules graphes et les modules ICA sont proches, mais pas identiques. Dans notre exemple, l'approche de graphes donne les modules les plus proches de la vérité terrain. Nous avons observé qu'avec l'ICA spatiale, il y a plus de fausses arêtes intra-modules. Elles pourraient provenir du lissage spatial utilisé lors du recalage des données IRMf avec l'atlas des régions.

Conclusion : Cette étude a permis de proposer une méthode pour comparer les analyses graphes et ICA de connectivité fonctionnelle. L'ICA apparaît plus instable que l'approche graphe dans le contexte des signaux simulés.

Références : [1] Becq, G. et al. (2020). Brain networks of rats under anesthesia using resting-state fMRI... *Journal of Neural Engineering*, 17(4), 045012. [2] Blondel, V. D. et al. (2008). Fast unfolding of communities in large networks. *Journal of statistical mechanics : theory and experiment*, 2008(10), P10008.

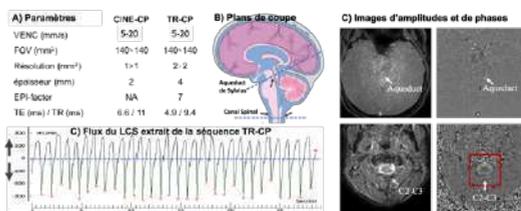
Quantification par IRM des pulsations du liquide cérébro spinal

O Balédent^{1,2}, P Liu^{1,2}, H Monnier¹, K Owashi¹, S Metanbou², C Capel^{1,2}

¹CHIMERE UR 7516, Université de Picardie Jules Verne, ²CHU Picardie, AMIENS, FRANCE

Objectifs : Le Liquide cérébro spinal (LCS) joue un rôle fondamental dans la régulation de la pression intracrânienne. Néanmoins ses oscillations sont peu étudiées bien que leurs altérations soient potentiellement à l'origine de plusieurs pathologies cérébrales. L'IRM en contraste de phase (CINE_CP) est la seule technique à pouvoir reconstruire les écoulements du LCS au cours du cycle cardiaque. Néanmoins la CINE_CP n'est pas en mesure de fournir une quantification continue de plusieurs cycles et ne permet pas de quantifier l'effet de la respiration sur les flux du LCS. La séquence en contraste de phase en temps réel (TR_CP), sur une base d'écho Planar, offre la possibilité d'acquérir une cartographie de vitesse en quelques dizaines de milli secondes en continue sur plus d'une minute et ainsi d'étudier l'effet de la respiration sur la circulation cérébrale [1,2]. L'objectif de ce travail est de montrer le potentiel de la séquence TR_CP à quantifier les écoulements du LCS impactés par les flux cardiaques et respiratoires.

Matériels et Méthodes : 10 témoins ont bénéficié d'une IRM 3T. Les séquences CINE_CP et TR_CP ont été appliquées perpendiculairement à l'aqueduc de Sylvius et au canal spinal en C2C3. Les paramètres de la séquence sont présentés dans la figure ci-dessus. Une ceinture abdominale a enregistré le signal respiratoire pour définir les périodes d'inspiration et d'expiration. Notre logiciel [3] de traitement d'images segmente les régions d'intérêts et reconstruit les courbes dynamiques des flux pour chaque séquence dans les deux régions explorées. La surface de segmentation, le volume oscillatoire et l'amplitude de l'oscillation sont les paramètres calculés. Pour la séquence TR_CP les cycles cardiaques (points rouges figure C), des périodes d'inspiration et d'expiration sont séparées pour calculer l'influence respiratoire [4,5] sur les 3 paramètres préalablement sélectionnés. Diff_{Ex-In} est la différence entre l'expiration et l'inspiration.



Résultats : Les différences entre TR-CP et CINE-CP présentés dans *tab1* montrent que seul la surface de segmentation est plus grande pour la séquence TR_CP et que l'amplitude et le stroke volume ne présentent pas de différences significatives. *Tab2* montre l'existence d'une influence de la respiration sur les oscillations du LCS. Le stroke volume (Aver-StV) et l'amplitude des oscillations du LCS augmentent pendant l'expiration. **Conclusion :** La séquence ultra rapide TR-CP, limitée par sa résolution spatiale mais avantagée par sa résolution temporelle, permet de quantifier de petites vitesses dans de petites régions d'intérêt avec une précision acceptable en regard de la séquence CINE_CP conventionnelle. Cette séquence sans synchronisation cardiaque permet de découpler les influences cardiaques et respiratoires. Les oscillations du LCS sont plus importantes lors de la période expiratoire. Cette nouvelle possibilité d'exploration des oscillations du LCS trouve son intérêt dans la recherche des mécanismes physiopathologiques impliquant la circulation crano spinale des neuro-fluides.

	C2-C3		Aqueduc	
	CINE-CP	TR-CP	CINE-CP	TR-CP
Surface (mm ²)	156 ± 43	175 ± 42	3 ± 0.8	7.5 ± 1.9
Stroke volume (mm ³)	631 ± 148	587 ± 149	42 ± 23	45 ± 24
Amplitude (mm ³ /s)	5350 ± 1059	5398 ± 1321	319 ± 133	366 ± 155

	C2-C3		Aqueduc	
	Mean value	Diff _{Ex-In}	Mean value	Diff _{Ex-In}
Amplitude (ml/min)	391 ± 92	17 ± 8.4	30 ± 12	4 ± 1.8
Aver-StV (mm ³)	657 ± 163	122 ± 68	61 ± 33	12 ± 8.4

Références : [1] ISMRM 2021 # 2376. [2] L Chen, neuroimage, 2015. [3] SFRMBM 2019 # 23929. [4] P LIU SFRMBM 2021. [5] ISMRM 2022 # 2772.

Corrélation diffusion-relaxation multidimensionnelle : des concepts à l'acquisition sous échantillonnage ultrarapide ex vivo

Maxime Yon¹, Omar Narvaez², Alejandra Sierra² and Daniel Topgaard¹

¹Department of Chemistry, Lund University, Lund, Sweden

²A.I. Virtanen Institute for Molecular Sciences, University of Eastern Finland, Kuopio, Finland

Objectifs : L'IRM de diffusion caractérise indirectement la microstructure des tissus à l'échelle de quelques micromètres via la diffusion de l'eau. Cependant, sa faible résolution spatiale, supérieure de 1 à 3 ordres de grandeur à la distance de diffusion, conduit à l'obtention de paramètres de diffusion moyennés par voxel et à des ambiguïtés dans leurs interprétations. Cet écart d'échelle de grandeur peut être réduit en utilisant la diffusion multidimensionnelle corrélant des distributions de tenseur de diffusion (DTDs) et les temps de relaxation T1 et T2 pour décrire l'hétérogénéité de la microstructure à l'intérieur du voxel. La spécificité requise pour obtenir cette corrélation est obtenue par l'acquisition de nombreuses images, pondérées par des gradients de diffusion multidirectionnels modulés en amplitude et en fréquence, combinée avec une acquisition à temps d'écho et à temps de répétition variables^{1,2}. Ce travail présente les possibilités offertes par la diffusion multidimensionnelle ex vivo pour fournir une description plus spécifique de la microstructure et de la composition chimique locale des tissus ainsi que les différentes stratégies d'acquisitions rapides d'un ensemble de données aussi massivement multidimensionnel.

Matériels et Méthodes : Les données de diffusion multidimensionnelle ont été acquises à 11.7 T sur un cerveau de souris ex vivo avec une séquence RARE à angle d'impulsion variable et avec une acquisition partielle de l'espace-k. La reconstruction des images est effectuée avec l'algorithme de Locally Low Rank de BART.

Résultats : L'utilisation de la séquence RARE avec un l'échantillonnage partiel de l'espace-k permet d'acquérir des images 3D de diffusion multidimensionnelle dans un temps d'acquisition acceptable (≈ 12 h). Les cartes de paramètres de diffusion ainsi obtenues sont de qualité suffisante pour étudier la restriction notamment présente dans le cervelet du cerveau de souris (voir figure 1 carte en haut à droite).

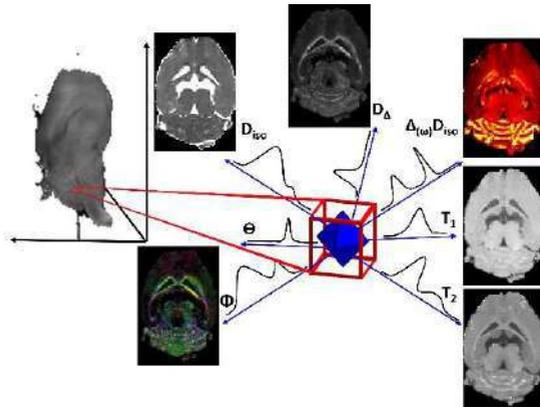


Figure 1 : Cartes des paramètres de diffusion multidimensionnelle d'un cerveau de souris

Conclusion : Ces développements ouvrent la voie à des études tridimensionnelles de la microstructure d'organes entiers ex vivo et à l'acquisition d'images complémentaires, voire même concurrentes, de celles obtenues en histologie.

Références : [1] Massively Multidimensional Diffusion-Relaxation Correlation MRI. *Frontiers in Physics* (2022). [2] Model-free approach to the interpretation of restricted and anisotropic self-diffusion in magnetic resonance of biological tissues.

STRUCTURES AUTORESONANTES POUR L'AUGMENTATION DU CHAMP DE VUE DES ANTENNES DE SURFACE

Camille Dubuc¹, Clément Thibault^{2,3}, Faouzi Boussaha, Jean-Christophe Ginefri¹, Marie Poirier-Quinot¹

¹Université Paris Saclay, BIOMAPS, Orsay, France, ² Université Paris-Saclay, CEA, CNRS, Inserm, BioMaps, Orsay, France, ³ Université Paris-Saclay, CEA, CNRS, BAOBAB, NeuroSpin, Gif-sur-Yvette), ⁴OBSPM, Gepi, Paris, France

Objectifs : Afin d'augmenter le champ de de vue des antennes de surface supraconductrices (1) tout en s'affranchissant des difficultés rencontrées classiquement sur les réseaux d'antennes (couplage inductif entre éléments, dédoublement en fréquence (2)), un design multi-boucle autorésonant est imaginé (3). Celui-ci est simulé et testé pour une antenne en cuivre.

Matériels et Méthodes : Deux pistes de 19 boucles (8.4 mm de diamètre, 1.25 mm de largeur), identiques, sont superposées de chaque côté d'un substrat epoxy d'épaisseur 1.6 mm. Deux gaps opposés sont ajoutés à chaque piste pour former une ligne de transmission. Le diamètre extérieur de l'antenne est 50 mm. Une simulation a été réalisée sur un logiciel de résolution par élément fini (HFSS Ansys) avant sa fabrication. Les dimensions de l'antenne sont choisies afin d'obtenir une résonance légèrement supérieure à 127.73 MHz. Un accord fin est réalisé dans le champ de 3T, en présence d'un échantillon d'eau, à l'aide d'un diélectrique. La séquence constructeur 3DFastSPGR du scanner TEP/IRM GE 3.0 T permet d'obtenir la carte de RSB présentée fig. 2.

Résultats : Les simulations électromagnétiques prédisaient une résonance à 142 MHz. Expérimentalement elle est mesurée à 135,4 MHz. Les facteurs de qualité non-chargé et chargé sont respectivement de 42 et 41. On remarque sur la carte de RSB que le champ produit par l'antenne est intense mais inhomogène près de sa surface et plus homogène lorsqu'on pénètre dans l'échantillon.

Conclusion : Cette étude montre que des Lignes de Transmission Multi-boucles peuvent être réalisées pour augmenter le champ de vue des antennes de surface. Etant composées d'une seule piste conductrice, le couplage mutuel entre les différents éléments est naturellement annulé, contrairement aux réseaux d'antennes. Compte-tenu des facteurs de qualité non-chargé et chargé, un gain de 5.5 sur le RSB est attendu avec l'utilisation d'antennes supraconductrices refroidies à 60K. La géométrie de la piste conductrice sera revue afin d'homogénéiser le champ B_1 à la surface de l'antenne.

Références : [1] P. Gonord et al. Magn. Reson. Med. 6 (1988) 353–358 [2] Z. Li et al. Preliminary investigation on shielding-ring based technique for miniature monolithic rf coil decoupling. *Proc. ISMRM 2015, Toronto, Canada. (Poster, p.559).*, 2015. [3] R. Frass Kriegl et al. Multiloop radiofrequency coil elements for MRI: Theory, simulation and experimental investigation. *Frontiers in Physics*, jan 2020.

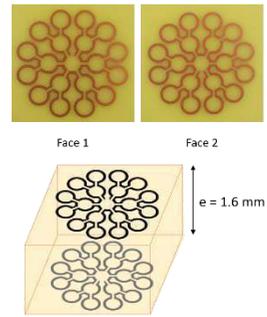


Figure 1 : Design de l'antenne. L'épaisseur du substrat est volontairement exagérée.

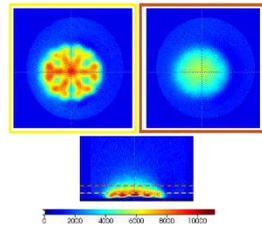


Figure 2 : Coupes coronale et axiale de la carte de RSB

Découplage d'antennes de surface supraconductrices : premières acquisitions IRM

Camille Dubuc¹, Sina Marhabaie¹, Jean-Christophe Ginefri¹, Aimé Labbé¹, Clément Thibault^{2,3}, Javier Briatico⁴, Marie Poirier-Quinot¹

¹Université Paris-Saclay, BIOMAPS, Orsay, France, ² Université Paris-Saclay, CEA, CNRS, Inerm, BioMaps, Orsay, France, ³Université Paris-Saclay, CEA, CNRS, BAOBAB, NeuroSpin, Gif-sur-Yvette, ⁴ Unité Mixte de Physique, CNRS, Thales, Université Paris-Saclay

Objectifs : Bien que particulièrement sensibles¹, l'utilisation d'antennes de réception supraconductrices en IRM est restée limitée. En cause, les difficultés à les découpler de l'antenne d'émission. La stratégie de découplage présentée ici est basée sur les propriétés non-linéaires du matériau supraconducteur, conduisant à des facteurs de qualité des antennes très différents (de plusieurs ordres de grandeur) entre l'émission et la réception². Le niveau de découplage DL³ quantifie son efficacité. On présente ici différentes acquisitions pour différents DL, correspondant à des valeurs de B_1^+ appliquées par l'antenne d'émission.

Matériels et Méthodes : Le facteur de qualité de l'antenne étudiée est tout d'abord mesuré directement à l'aide d'un analyseur de réseau et d'une sonde⁶, après refroidissement en champ, dans une IRM 1.5T^{4,5}. Puis, des images d'un échantillon d'eau dopée ont été acquises en utilisant l'antenne de surface pour la réception dans quatre configurations (B_1, α) (fig.2). Par ailleurs, des cartes de signal sont calculées en faisant varier le facteur de qualité de l'antenne lors de la transmission Q_t déterminé de façon à ajuster les images expérimentales et simulées. À chaque valeur de B_1^+ est associée une valeur Q . La valeur de DL est calculée pour chaque configuration : $DL = -20 \times \log(Q_t/Q_r)$. La valeur de Q obtenue à faible puissance (cf. fig1) correspond au facteur de qualité Q_r mesuré lors de la phase de réception.

Résultats / Conclusion : La décroissance non linéaire de Q en fonction de B_1^+ est présentée en figure 1 et est liée aux non linéarités de la résistance du matériau supraconducteur. Pour $B_1^+ < 1 \mu\text{T}$, la figure 2 montre bien la perturbation du champ d'émission par l'antenne⁷. Lorsque $Q_t = 50$, DL = 30 dB et l'effet du champ réinduit par l'antenne devient négligeable. La valeur de Q_r obtenue pour la première configuration (fig.2) correspond bien à celle mesurée au VNA. Ainsi, les propriétés non-linéaires des antennes supraconductrices peuvent être exploitées pour les découpler de l'antenne d'émission. En ajustant correctement le champ d'émission, il devient possible d'implémenter tous types de séquences avec ces antennes ultra-sensibles.

Références : [1] M. Poirier-Quinot *et al.* Performance of a miniature HTS surface coil [...]. MRM, 2008. [2] I. Saniour *et al.* Novel passive decoupling approach for high resolution HTS RF coils [...]. ESMRMB 2019. [3] S. Marhabaie *et al.* Quantitative analysis of minimum satisfactory detuning level [...]. Submitted, 2022.[4] I. Saniour *et al.* A temperature controlled cryogen free cryostat [...]. Rev. Sci. Instrum. [5] A. Labbe *et al.* Static field homogeneity artifacts [...]. APL, 2020. [6] J-C Ginefri *et al.* Quick measurement of NMR coil sensitivity with a single-loop probe. Rev. Sci. Instrum. 1999 [7] W.A. EDELSTEIN *et al.* Electronic decoupling of surface-coil receivers for nmr imaging and spectroscopy. JMR ,1986.



Figure 1 : Facteur de qualité Q directement mesuré

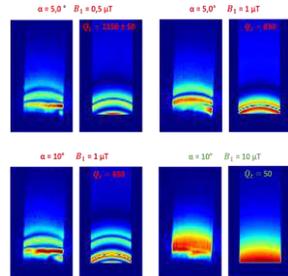


Figure 2 : Cartes de signal expérimentales (g) et simulées (dr)

SUIVI DE TEXTURE EN IRM CINE : AU DELA DE LA DEFORMATION MYOCARDIQUE

Moussa Gueda Moussa¹, Jérôme Lamy², Vincent Nguyen¹, Umit Gencer², Elie Mousseaux², Emilie Bollache¹, Nadjia Kachenoura¹

¹ Sorbonne Université, CNRS, INSERM, Laboratoire d'Imagerie Biomédicale, Paris, France,

² PARCC, Université de Paris, INSERM/Assistance Publique Hôpitaux de Paris, Hôpital Européen Georges Pompidou, Paris, France.

Objectifs : Le suivi de texture en IRM ciné permet une délimitation des cavités cardiaques au cours du temps pour estimer la déformation myocardique (strain). L'objectif de cette étude est de tirer avantage des contours issus de ce suivi afin d'extraire des paramètres additionnels et de tester leur capacité à détecter les atteintes infracliniques liées à l'âge en comparaison aux indices conventionnels.

Matériels et Méthodes : Nous avons étudié 119 sujets sains (âge moyen $43,6 \pm 16$ ans, 58 femmes) avec un examen d'IRM cardiaque. Les images ciné IRM ont été analysées à l'aide du logiciel CardioTrack [1] (LIB, Sorbonne université) permettant une détection semi-automatique des contours myocardiques sur toutes les cavités au cours du cycle cardiaque, basée sur un algorithme de « feature tracking (FT) ». Ceci a permis d'extraire le strain ventriculaire (pic systolique longitudinal, circonférentiel) et atrial gauches (réservoir OGR, conduit OGC, et booster OGB) ainsi que des paramètres additionnels : 1) la vitesse de déplacement longitudinal de l'anneau mitral pendant la relaxation précoce du ventricule (E'_{FT}), 2) le ratio des surfaces (S) et volumes (V) atrial/ventriculaire gauche en diastasis, présenté comme un indice de couplage. La vitesse de déplacement longitudinal de l'anneau a également été mesurée [2] en IRM de vélocimétrie 2D (E'_{V}). On notera que cette dernière technique nécessite une acquisition et donc une apnée supplémentaire.

Résultats : Comme précédemment décrit dans la littérature, parmi tous les indices de strain seuls les strains atriaux étaient significativement liés à l'âge (OGR : $r=-0,52$; OGC : $r=-0,74$, $p<0,0001$). De plus fortes corrélations ont été obtenues pour les indices de couplage atrio-ventriculaire (S : $r=0,77$; V : $r=0,76$, $p<0,0001$). Enfin, des corrélations similaires ont été obtenues pour la vitesse de déplacement longitudinal en lien avec l'âge pour les deux méthodes IRM (E'_{FT} : $r=-0,68$; E'_{V} : $r=-0,67$, $p<0,0001$).

Conclusion : Le suivi de texture qui s'applique aux séquences ciné IRM conventionnelles, grâce à son aspect multi-cavités, permet non seulement de mesurer les déformations dans toutes les chambres cardiaques mais également d'extraire, sans interactions additionnelles de l'opérateur, des indices de fonction diastolique et de couplage atrio-ventriculaire gauche. Ces indices sont capables de quantifier avec précision les atteintes infracliniques liées au vieillissement et seraient potentiellement d'intérêt dans des pathologies cardiaques où le couplage atrio-ventriculaire « normal » peut être déséquilibré par la présence d'une atteinte ventriculaire, atriale ou une combinaison des deux.

Références : [1] J. Lamy *et al.*, *Computers in Biology and Medicine*, vol. 92, p. 197-203, 2018 ; [2] Bollache E, *et al.* *J Cardiovasc Magn Reson.* 2010;12:1–11.

Remerciements : MGM est financé par le Bureau de Bourse de l'ambassade de Djibouti à Paris (référence 654596/AMB/BGDEF/20-23 ; prolog : 22-24). VN est financé par le H2020 MAESTRIA (965286).

MISE EN PLACE D'UN PROTOCOLE IRM DESTINE A LA PLANIFICATION DE RADIOTHERAPIE POUR LA TÊTE ET LE COU

Laura Savaque¹, Benjamin Leporq¹, Frank Pilleul^{1,2}, Vincent Grégoire³, Olivier Beuf¹

¹Univ Lyon, INSA-Lyon, Université Claude Bernard Lyon 1, UJM-Saint Etienne, CNRS, Inserm, CREATIS UMR 5220, U1294, F-69100, LYON, France, ²CRLCC Léon Bérard – Département de Radiologie, ³CRLCC Léon Bérard – Département de Radiothérapie

Objectifs : L'intérêt pour l'IRM dans le domaine de la planification en radiothérapie de la tête et du cou provient de son excellent contraste entre les tissus mous. Des approches comme l'assignation de densités [1], le recalage d'atlas [2], l'apprentissage profond [3] ou la mesure de la densité de protons [4] permettent de construire un CT synthétique (sCT). Notre étude porte sur le développement d'un fantôme permettant de quantifier les distorsions géométriques du protocole IRM multiparamétrique conçu pour générer un sCT avec la méthode de l'assignation de densité sur une mesure physique individualisée.

Matériels et Méthodes : Un fantôme en plastique constitué de 19 pièces support de 200x200x40mm accueilli des billes contenant de la graisse, disposées tous les 40mm. Les pièces sont assemblées de manière à former une silhouette humaine de 24cm de haut, afin de quantifier les distorsions géométriques. La mise en place d'un protocole IRM 3T (Tab. 1) sur une cohorte de 19 patients nous a permis de récolter des données, ainsi qu'une acquisition CT. L'assignation de densité a consisté à classer les pixels en 3 classes : air, os et fraction eau/graisse, afin d'assigner une valeur correspondant à cette classe sur l'image CT. L'erreur absolue moyenne (MAE) a été calculé sur l'ensemble du volume pour la graisse avec : $MAE = \sum_{graisse} |I_{IRM} - I_{CT}|$ avec I_{mod} l'intensité des pixels pour chaque modalité.

Résultats : Les distorsions sont en moyenne de 1,8 +/- 2,6mm avec la correction 3D de la machine, 1,9 +/- 2.6mm pour la correction 2D et 7,5 +/- 17,4mm sans correction. Les bords du champ de vue sont les plus impactés. La segmentation du masque de l'os pose des difficultés liées aux effets de susceptibilité magnétique. La MAE entre la graisse de l'IRM et du CT normalisés est de 0,27 en moyenne, une erreur plutôt faible.

Conclusion : Le protocole proposé permet de reconstruire un scanner synthétique par assignation de densité avec des distorsions acceptables. Toutefois, une classification continue pour les densités élevées comme l'os doit être mise en place.

Références : [1] Largent et al. Cancer/radiothérapie 21-8, 2017, 788-798 [2] Vanquin et al. Cancer/radiothérapie 23-4, 2019, 281-289 [3] Kazemifar et al. Journal of Applied Clinical Medical Physics 21-5, 2020, 76-86 [4] Demol et al. Journal of Applied Clinical Medical Physics 16-5, 2015, 117-130

Remerciements : Ce travail a été réalisé grâce au soutien financier du LABEX PRIMES (ANR-11-LABX-0063) de l'Université de Lyon, ANR-22-CE19-0027.

Séquence	3D VIBE Dixon	3D Spiral VIBE UTE (WIP)
TR/FA (ms/deg)	4 / 5	6.7/5
TEs (ms)	1.42 / 2.46	0.05 / 4.2
FOV (mm ²)	500*500	500*500
Matrice	288*288*192	
Résolution (mm ³)	1.7*1.7*1.7	1.7*1.7*1.7
Durée	2min22	4min58

Table 1 : détail de la partie recherche du protocole IRM

Metasurface flexible pour l'IRM 3T du genou

Hugo Amat^{1,2,3}, Marine Moussu^{1,2}, Tania S. Vergara Gomez^{1,2,3}, Amira Trabelsi^{2,3}, Stefan Enoch², David Bendahan³, Redha Abdeddaim², Marc Dubois¹

¹Multiwave Imaging, Marseille, France, ²Aix Marseille Univ, CNRS, Centrale Marseille, Institut Fresnel, Institut Marseille Imaging, Marseille, France, ³Aix Marseille Univ, CNRS, CRMBM, Marseille, France

Objectifs : Le but de ce travail est de développer une metasurface flexible permettant d'améliorer l'efficacité de transmission du champ magnétique radiofréquence à 3T. L'antenne que nous proposons présente les avantages d'un faible encombrement et d'un effet volumique profond par rapport aux solutions existantes [1,2].

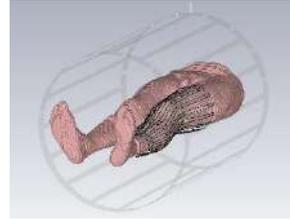


Figure 1 : La metasurface autour de la jambe d'un modèle réaliste sur CST studio

Matériels et Méthodes : La structure proposée (Fig. 1) est constituée de bandes métalliques régulièrement disposées en cylindre autour de la jambe, et fonctionne passivement (sans alimentation externe).

Elle est capable de redistribuer, par couplage inductif, le champ magnétique radiofréquence fourni par l'antenne « corps » du scanner. La première partie de l'étude a été menée en réalisant des simulations numériques sur logiciel CST studio. Nous avons comparé les champs électriques et magnétiques ainsi que le débit d'absorption spécifique (DAS) à l'intérieur de la jambe d'un modèle humain aux propriétés réalistes, dans deux cas : sans metasurface (A) et avec metasurface (B). Pour la partie expérimentale, un prototype a été réalisé et testé dans un scanner clinique 3T, avec un fantôme cylindrique.

Résultats : Les simulations numériques ont permis de valider le concept : entre les cas A et B, l'amplitude du champ $|B_1^+|$ est améliorée (Fig. 2) tandis que l'augmentation du DAS est négligeable. Lors des tests expérimentaux, l'ajout du prototype a permis d'obtenir un champ plus intense dans le fantôme pour une même puissance d'entrée.

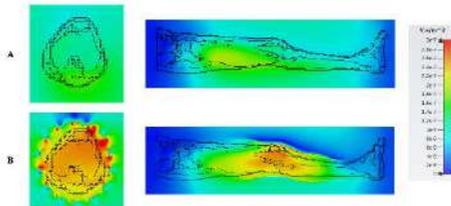


Figure 2 : $|B_1^+|$ pour des coupes transverses et sagittales dans les cas A et B

Conclusion : Nos mesures démontrent que la metasurface développée est capable d'améliorer l'intensité du champ magnétique dans la zone d'intérêt, d'augmenter le rapport signal sur bruit et de diminuer la puissance d'entrée [3]. Ces caractéristiques témoignent de la pertinence de cette structure qui devra être testée *in vivo* dans le cadre de l'IRM du genou à 3T.

Références : [1] Shchelokova AV et al. Volumetric wireless coil based on periodically coupled split-loop resonators for clinical wrist imaging. *Magn Reson Med.* 2018 Oct;80(4):1726-1737 [2] Tania Vergara Gomez et al.. Hilbert fractal inspired dipoles for passive RF shimming in ultra-high field MRI. *Photonics and Nanostructures - Fundamentals and Applications*, Elsevier, 2022, 48, pp.100988. [3] Yang QX et al. Reducing SAR and enhancing cerebral signal-to-noise ratio with high permittivity padding at 3 T. *Magn Reson Med.* 2011 Feb;65(2):358-62.

Réseau 32 canaux fait de boucles imprimées par fabrication additive pour l'IRM du cerveau humain à 7T

Paul-François Gapais^{1,2}, Michel Luong³, Eric Giacomini¹, Jules Guillot-Cordin¹, Sajad Hosseinnzhadian², Elodie Georget² et Alexis Amadon¹

¹Université Paris-Saclay, CEA/Joliot/NeuroSpin/BAOBAB, Gif-sur-Yvette, France ; ²Multiwave Imaging SAS, Marseille, France ; ³Université Paris-Saclay, CEA/IRFU, Gif-sur-Yvette, France

Objectifs : Elaborer une méthode d'implémentation simplifiée des antennes de réception à très haut champ, via le design d'une architecture novatrice. Utiliser les nouvelles techniques de fabrication additive en cuivre pur.

Matériels et Méthodes : Le casque de réception est conçu avec des dimensions supérieures à l'antenne commerciale Nova Medical (2 cm de plus en largeur) afin d'améliorer le confort du patient et de faciliter l'insertion d'un casque pour protection/stimulation audio. Les boucles de réception sont imprimées via la technique d'EBM¹ en cuivre pur, permettant une grande fidélité entre simulation et implémentation. Ces boucles sont disposées sur deux couches : la couche interne composée de petites boucles pour une sensibilité accrue dans la zone corticale et la couche externe composée de grandes boucles pour accroître le SNR dans les zones plus profondes du cerveau ainsi que combler les espaces vancants des petites boucles. Les boucles sont adaptées à la fréquence de Larmor du proton (297,2 MHz) et les préamplificateurs haute-impédance développés à NeuroSpin sont directement connectés aux boucles², assurant le découplage entre boucles. Des cartes de SNR sont acquises sur fantôme Agar sphérique. Les données sont *pre-whitened* et les images sont reconstruites avec une somme des carrés et corrigées par rapport au profil d'excitation. Une acquisition in-vivo est conduite en mode *restricted SAR*³.

Résultats : L'antenne proposée atteint, en moyenne dans le fantôme, entre 93 et 97% du SNR de l'antenne de référence, avec une distribution différente : une amélioration de 1 à 4% est constatée dans la partie supérieure de la sphère (sommet tête).

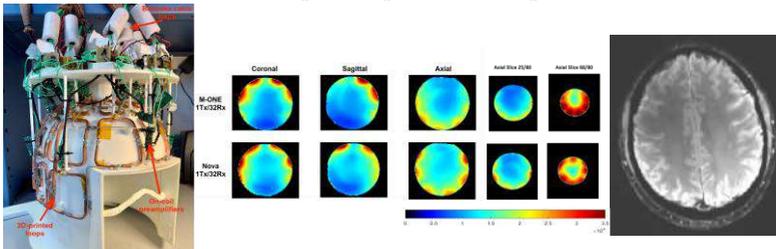


Figure 1 : Notre réseau de réception (gauche), cartes de SNR sur fantôme Agar comparées à l'antenne commerciale Nova (milieu), Image T2* acquise en mode *restricted SAR*

Conclusion : Une antenne 32 canaux a été conçue avec une architecture novatrice. Ses performances sur fantôme sont comparables à l'antenne commerciale Nova et une première acquisition in-vivo a été effectuée.

Références : [1] Guschlbauer R et al. Electron Beam Melting of Pure Copper – From Research to Industrialization. *IVEC* 2020:89-90 ; [2] Fujita H et al. The Art of an LC circuit *JMRI* 2013 ; [3] N. Dudysheva et al, ISMRM 2022, Abstract 2550

Remerciements : Ces recherches ont été financées par le projet Horizon 2020 « MONE » (Grant 952106), par le programme « Investissement d'Avenir » de l'université Aix-Marseille – A*MIDEX.

Construction d'une norme de mesures caractérisant la connectivité fonctionnelle des sujets sains en IRM fonctionnelle de repos

Guillaume Clain^{1,2}, Emmanuelle Le Bars¹, Nicolas Menjot De Champfleury¹, Emilie Olie², Jérémy Deverdun¹

¹CHU de Montpellier, Institut d'imagerie fonctionnelle Humaine (I2FH), Montpellier France.,

²INSERM U1061, Montpellier France

Objectifs : Mettre en place une norme de métriques de la connectivité fonctionnelle régionale tel que l'Amplitude de fluctuation basse fréquence (ALFF) et l'Homogénéité Régionale (ReHo) sur une cohorte de sujets sains.

Matériels et Méthodes : Cinq-cents-soixante-neuf sujets sains ont eu une imagerie 3DT1 et un rs-fMRI, acquis au CHU de Montpellier (11 à 97 ans; 326 femmes). L'âge, le sexe, le niveau d'étude ont été collectés. Les cartographies d'amplitude de fluctuation basse fréquence (ALFF), et d'homogénéité régionale (ReHo) ont été estimées et les valeurs moyennes extraites pour 116 régions (atlas AAL[2]). Pour chaque région, une norme a été définie [3]. Elle a ensuite été éprouvée sur 77 patients porteurs d'un gliome de bas grade (GBG) insulaire gauche en projetant leurs valeurs moyennes de ReHo et d'ALFF dans la norme.

Résultats : Les normes extraites par régions varient faiblement au cours des années sauf pour certaines régions pour lesquelles les trajectoires sont croissantes, décroissantes ou paraboliques. Comme attendu, les patients GBG ont une ReHo et une ALFF en dessous de la médiane de la norme dans l'insula lésionnelle [Figure1A,C]. Pour la ReHo, la majorité des patients sont en dehors des bornes [Figure1A]. Les valeurs des métriques d'une région contrôlée à distance de la tumeur restent dans la norme [Figure1B,D].

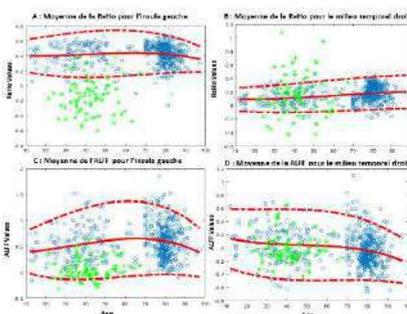


Figure 1 Projection de la valeur de ReHo et ALFF de patient GBG. En bleu : les valeurs des témoins sains. En rouge plein : la médiane de la norme. En pointillé rouge : les bornes inférieures et supérieures. En vert : les valeurs des patients.

Conclusion : Ces normes de connectivités régionales obtenues s'avèrent être spécifiques des sujets sains et permettent de mettre à l'échelle individuelle dans un contexte pathologique des modifications des métriques de connectivités régionales rapportées à la norme.

Références : [1] M. H. Lee, C. D. Smyser, et J. S. Shimony, « Resting-state fMRI: a review of methods and clinical applications », *AJNR Am. J. Neuroradiol.*, vol. 34, no 10, p. 1866-1872, oct. 2013, doi: 10.3174/ajnr.A3263. [2] N. Tzourio-Mazoyer et al., « Automated Anatomical Labeling of Activations in SPM Using a Macroscopic Anatomical Parcellation of the MNI MRI Single-Subject Brain », *NeuroImage*, vol. 15, no 1, p. 273-289, janv. 2002, doi: 10.1006/nimg.2001.0978. [3] D. G. Altman, « Construction of age-related reference centiles using absolute residuals », *Stat. Med.*, vol. 12, no 10, p. 917-924, mai 1993, doi: 10.1002/sim.4780121003.

Devenir adolescent après un AVC Néonatal. La plasticité cérébrale à long terme dépend elle du sexe ?

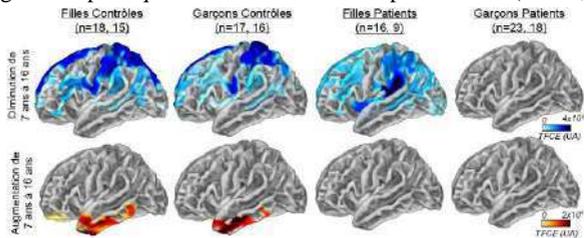
Pierre-Yves Postic^{1,2}, Soraya Brosset^{1,2}, Inès Ben Abdallah^{1,2}, Cyrille Renaud³,
Gaëlle Mediouni², Stéphane Chabrier³, Mickael Dinomais⁴, Yann Leprince², Lucie
Hertz-Pannier^{1,2}

¹inDEV, U1141-NeuroDiderot, Inserm Université Paris Cité, Hôpital Robert Debré, Paris ² UNIACT Neurospin, CEA Université Paris-Saclay, F-91191, Gif-sur-Yvette, France, ³CHU de Saint-Etienne, Saint-Etienne, France ⁴CHU d'Angers, Angers, France

Objectifs : L'AVC néonatal est un 'modèle' d'étude de la plasticité post-lésionnelle du cerveau immature. Le projet AVCnnADO poursuit à l'adolescence l'étude en neuropsychologie et IRM multimodale de la cohorte AVCnn, composée de sujets ayant eu un AVC néonatal (n= 100). L'épaisseur de substance grise corticale (EC) est mesurée à 7 et 16 ans pour caractériser ses trajectoires développementales (proximité macroscopique de la densité dendritique) chez les patients par rapport aux contrôles, et en fonction du sexe.

Matériels et Méthodes : L'EC dans l'hémisphère contralésionnel a été calculée dans la cohorte AVCnn à l'âge de 7 et 16 ans (n = 39, 27) ainsi que dans les deux hémisphères de 2 groupes de témoins appariés (n = 35, 31, à ce jour). 19 patients et 16 contrôles sont étudiés en longitudinal. Aux deux âges, le protocole d'IRM 3T comprenait entre autres, des images 3DT1 (à 7 ans : Siemens Trio Tim, 1x1x1 mm3, à 16 ans : Prisma Fit, 0,9x0,9x0,9 mm3). L'EC a été calculée avec CAT12 [1], filtrée avec un filtre Gaussien (10 mm) et recalée dans un template hémisphérique symétrisé de 32 000 vertex. Les données ont été analysées à 2 niveaux : l'EC moyenne dans les 35 régions de l'atlas de Desikan avec un modèle linéaire mixte (LMM) et l'EC à chaque vertex du maillage hémisphérique avec une méthode de permutation (TFCE, SPM12[2]).

Figure 1 : Variations significatives d'épaisseur corticale entre 7 et 16 ans dans chaque groupe (FDR, p<0.05)
Unité arbitraire (UA)



Résultats : Les résultats en TFCE (Fig 1) décrivent la dynamique typique chez les contrôles (une diminution globale de l'EC), et des divergences de trajectoires chez les patients et en fonction du sexe. Toutefois, nous n'avons pas trouvé d'interaction significative sexe - statut (patient/contrôle). Les résultats en LMM, non présentés ici, montrent des différences globales dues au sexe dans plusieurs régions du lobe temporal, le lobule pariétal supérieur et le gyrus précentral. Une interaction significative sexe-statut est retrouvée dans la pars triangularis du gyrus frontal inférieur.

Conclusion : La dynamique de l'EC entre 7 et 16 ans montre des différences subtiles et localisées liées au sexe chez les patients par rapport aux contrôles. Cependant, les 2 modèles ne convergent pas complètement dans cet échantillon très rare mais de taille limitée, ce qui suggère une interaction faible au regard des effets connus de l'âge et du sexe dans les trajectoires neurodéveloppementales.

Références : [1] <http://www.neuro.uni-jena.de/hbm2016/GaserHBM2016.pdf>
[2] <https://fil.ion.ucl.ac.uk/spm/>

Remerciements : Projet financé par la Fondation de Recherche sur les AVC

Mesure du DAS en IRM préclinique 7 et 11.7 T, entre cause et effet

Paul Nobre¹, Gwenaél Gaborit^{2,3}, Raphaël Sablong¹, Olivier Beuf¹

¹Univ. Lyon, INSA-Lyon, Université Lyon 1, UJM-Saint Etienne, CNRS, Inserm, CREATIS, UMR 5220, U1206, 69616 Villeurbanne, France ; ²Université de Savoie, IMEP-LAHC, UMR 5130, 73376 Le Bourget-du-Lac, France ; ³KAPTEOS, 73376 Sainte-Hélène-du-Lac, France

Objectifs : Effectuer des estimations de débit d'absorption spécifique (DAS) à 7 T et 11.7 T à partir de mesures de température (indirect) et de champ électrique (direct), comparer les deux approches et discuter des limitations et de l'intérêt de l'approche capteurs.

Matériels et Méthodes : Les acquisitions ont eu lieu sur des imageurs précliniques à 7 et 11,7 T (Bruker, Allemagne). Un fantôme composé de solution de polyvinylpyrrolidone et de chlorure de sodium (25% PVP + 2% NaCl) est utilisé pour fixer la conductivité et la permittivité du milieu de mesure ($\sigma=0.4$ S/m, $\epsilon_r=65$). Le récipient est un demi-cylindre de 72 mm de diamètre, placé au centre de la bobine volumique. La séquence utilisée est une RARE 2D (rare factor=128) sans application des gradients d'encodage de phase (mode GSP) avec TR/TE= 600/300 ms répétée pendant 10 minutes. Le DAS [W/kg] est mesuré avec deux sondes électrooptiques (une longitudinale et une transverse) de champ E (Kapteos, France) et un capteur de température (OpSens, Canada) en simultané. Un fil conducteur (cuivre) de 0.7 mm² de section et de longueur égale à une demi longueur d'onde dans le milieu (62 mm @7T et 38 mm @11.7T) est introduit, et les résultats avec et sans fil sont comparés. Pour s'assurer d'une reproductibilité satisfaisante, une mesure est répétée 5 fois en repositionnant tous les éléments (bobine, fantôme et sondes). Le DAS est extrait directement de la valeur efficace du champ électrique E_{rms} sur une impulsion RF, et il est calculé à partir de la température T par l'équation de Pennes tronquée [1]. $DAS = \frac{\sigma \cdot E_{rms}^2}{\rho} = C_t \cdot \frac{dT}{dt}$ Avec ρ [kg/m³] la densité massique et C_t [J/kg/K] la capacité thermique massique.

Résultats : Les mesures de champ électrique et de températures ont toutes les deux montré des augmentations de DAS en présence du conducteur. Le DAS à 11.7T ajusté pour la puissance émise était en moyenne 3 fois supérieur au DAS à 7T. La mesure de température n'a cependant pas permis d'identifier les zones d'augmentation locale du DAS, il est possible que la durée de la mesure favorise les échanges thermiques. L'écart maximal en champ E entre les 5 essais de reproductibilité était inférieur à 6%.

Conclusion : Avec l'apparition de méthodes d'estimation du DAS non-invasives [2], l'usage des capteurs de mesure (invasif, peu de points de mesure) pourrait se destiner à valider des modèles numériques. Dans ce contexte, bien que la température soit la valeur finale d'intérêt, la valeur vectorielle, instantanée et locale du champ E comporte également des informations utiles pour améliorer la précision de simulations numériques et de cartographies du DAS.

Références : [1]T.-C. Shih et Al.« Analytical analysis of the Pennes bioheat transfer equation with sinusoidal heat flux condition on skin surface », *Medical Engineering & Physics*, 2007 [2]A. Arduino et Al. « Alternative Approaches to Magnetic Resonance-Based Electric Properties Tomography and Local Specific Absorption Rate Estimation », *IEEE Trans. Magn.*, 2017

Remerciements : Région Auvergne Rhône-Alpes et le LabEx PRIMES (ANR-11-LABX-0063). Les expériences ont été réalisées sur la plateforme PILoT, membre du réseau France Life Imaging (ANR-11-INBS-0006).

Méthodes d'estimation et modèles de diffusion avancés pour l'évaluation de la fibrose hépatique dans les maladies chroniques du foie

Jiqing Huang¹, Benjamin Leporq¹, Olivier Beuf¹, Hélène Ratiney¹

¹Univ Lyon, INSA - Lyon, UCBL 1, CNRS, Inserm, CREATIS UMR 5220, U1294, F - 69621, LYON, France

Objectifs : Mettre en œuvre des modèles de diffusion avancés pour l'aide au diagnostic de la fibrose hépatique, et déterminer la méthode d'estimation paramétrique la plus adaptée parmi la méthode des moindres carrés non linéaires (NLS), la méthode NLS segmentée et la méthode bayésienne initialisée par NLS^[1].

Matériels et Méthodes : Trois modèles de pondération (le « modèle statistique », l'imagerie par kurtosis de diffusion (DKI) et les modèles hybrides IVIM-DKI) ont été considérés. Pour la comparaison des méthodes d'estimation paramétrique, les signaux issus de ces modèles ont été simulés avec les valeurs b utilisées dans l'étude sur patient ci-dessous, des paramètres générés de manière aléatoire et un bruit de Rician supplémentaire^[2]. Pour se rapprocher des conditions *in vivo*, les paramètres de diffusion ont été dérivés de la littérature. Connaissant les paramètres vrais, les performances des méthodes d'estimation ont été comparées en termes de biais et variance. Pour l'étude *in vivo*, 85 patients atteints de maladie hépatique chronique ont été recrutés. Tous les patients ont subi une biopsie du foie et un examen IRM de diffusion à 3T avec 12 valeurs b (0 -800 s/mm²). Les stades de fibrose ont été évalués par le score ISHAK, dont les F0-F2 ont été classés comme fibrose légère, et les F3-F6 restants ont été inclus comme sévère. Les 3 modèles ont été ajustés sur les données et les paramètres de diffusion liés au modèle statistique (D_s , σ), au modèle DKI (D_{app}) et au modèle IVIM-DKI (D^*_F) ont été retenus pour leurs capacités à distinguer significativement les deux groupes de patients (t-test) afin de construire un classifieur (plusieurs méthodes d'apprentissage automatique conventionnelles dans le Classification Learner de MATLAB R2019B).

Résultats : Pour les simulations, l'erreur quadratique moyenne et le pourcentage d'erreur absolue moyenne (MAPE) sur le signal et les paramètres ont été calculés. La Fig. 1(a) montre le MAPE pour les paramètres. Dans l'étude *in vivo*, une analyse ROC a été réalisée pour évaluer la performance du diagnostic. La meilleure AUC obtenue avec les trois méthodes d'ajustement est présentée dans la Fig.1(b). [AUC NLS: 0.72, NLS segmentée: 0.75 Bayésienne 0.93]

Conclusion : Nos résultats suggèrent que l'approche bayésienne améliore la précision de l'estimation et que l'intégration de paramètres de diffusion avancés avec cette approche bayésienne pourrait être pertinente pour évaluer la fibrose hépatique.

Références : [1] Gustafsson O., *et al.* Impact of prior distributions, MRM 2018;79:1674-1683. [2] Coupé P., *et al.* Robust Rician noise estimation. MIA. 2010;14:483-493.

Remerciements : Project ANR-11-LABX-0063

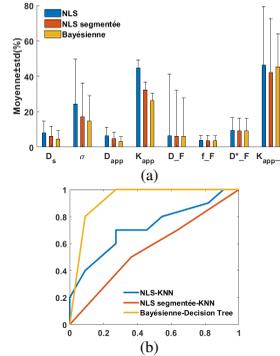


Figure 1 (a) MAPE sur les paramètres (b) meilleure courbe ROC pour les trois méthodes d'ajustement

DONNEES IRM ALTEREES POUR LA CLASSIFICATION DE L'ATROPHIE MULTISYSTEMATISEE VIA UN CNN

Giulia Maria Mattia¹, Olivier Rascol¹, Wassilios G. Meissner², Xavier Franceries³, Patrice Péran¹

¹ToNIC, Université de Toulouse, Inserm, UPS, Toulouse, France, ²CHU Bordeaux, Service de Neurologie - Maladies Neurodégénératives, CRMR AMS, IMNc, Bordeaux, France, ³CRCT, Inserm, Toulouse, France

Objectifs : Nous proposons une méthode de simulation de données pathologiques appartenant à des patients atteints d'atrophie multisystématisée (AMS), une maladie neurodégénérative rare [1]. Ces données altérées, voulant reproduire les patterns de l'AMS, ont été utilisées pour entraîner un réseau de neurones convolutifs (CNN) et évaluer sa capacité de discrimination sur un jeu de données pathologiques, les CNN ayant montré des performances encourageantes en analyse d'images médicales [2].

Matériels et Méthodes : Nous avons considéré les cartes paramétriques de diffusivité moyenne (MD), issues de l'IRM de diffusion, appartenant à : (i) 89 sujets sains [3] ; (ii) 29 patients atteints d'AMS et 26 contrôles (AMS/Contrôles) [3, 4]. Afin de créer les cartes MD altérées C_{Alt} , le z-score Z_P d'un patient P par rapport aux sujets sains (nommé

pattern) a été calculé et sommé à la carte MD d'un sujet sain (appelée *carte originale*,

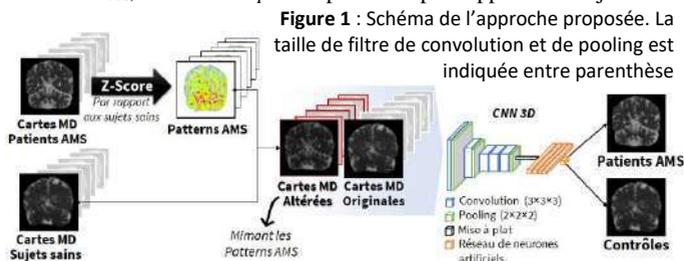


Figure 1 : Schéma de l'approche proposée. La taille de filtre de convolution et de pooling est indiquée entre parenthèse

C_{Orig}), selon la formule suivante $C_{Alt} = C_{Orig} + \sigma Z_P$, σ étant la déviation standard des cartes MD de tous les sujets sains. Les cartes originales et altérées par pattern ont été utilisées pour entraîner un CNN 3D [3], en évaluant la performance sur le jeu de données AMS/Contrôles via le taux de succès sur l'ensemble des données (*accuracy*).

Résultats : Un *accuracy* médian en considérant tous les patterns de 0.79 a été obtenu sur le jeu de données AMS/Contrôles. Selon le pattern AMS caractérisant les cartes altérées utilisées en phase d'apprentissage, la performance du CNN variait allant d'un *accuracy* égal à 0.55 jusqu'à 0.89.

Conclusion : Les cartes MD altérées ont montré leur efficacité pour entraîner un CNN et obtenir une performance satisfaisante sur le jeu de données pathologiques. Toutefois, la méthode proposée n'arrive pas à atteindre l'état-de-l'art pour la discrimination de l'AMS (*accuracy* = 0.94 [4]). Afin d'améliorer les performances de classification, nous envisageons de considérer plusieurs patterns AMS en apprentissage pour augmenter le contenu d'information transféré au réseau.

Références : [1] Péran *et al.*, Movement Disorders, 2018 [2] Litjens *et al.*, Medical Image Analysis, 2017 [3] Mattia *et al.*, 2021 IEEE International Conference on Bioinformatics and Biomedicine (BIBM), 2021 [4] Nemmi *et al.*, Neuroimage : Clinical, 2019

Remerciements : Nous remercions le plateau technique IRM du Toulouse Neuroimaging Center (ToNIC), Université de Toulouse, Inserm, UPS, France.

Première expérience à 11.7T sur primate non humain anesthésié

Franck Mauconduit¹, Fawzi Boumezbou¹, Alexis Amadon¹, Marion Gay¹, Vincent Gras¹, Edouard Chazel¹, Maxime Roustan¹, Frédéric Leprêtre¹, Aurélien Massire², Cecile Rabrait-Lerman¹, Michel Luong³, Michel Bottlaender¹, Sébastien Mériaux¹, Alexandre Vignaud¹ et Nicolas Boulant¹

¹NeuroSpin, CEA, Université Paris-Saclay, Gif-sur-Yvette, France ; ²Siemens Healthcare SAS, Saint-Denis, France ; ³IRFU, CEA, Gif-sur-Yvette, France

Objectifs : Après plus de 20 ans de recherche et développement, l'IRM Iseult 11.7T[1] est dans la dernière phase avant sa mise en service. L'autorisation de procéder aux examens *in vivo* chez l'homme doit encore être évaluée par l'autorité nationale compétente. Dans le but d'apporter des éléments concrets de l'innocuité d'un tel examen, les premières acquisitions IRM *in vivo* chez le primate non-humain anesthésié ont été réalisées pour vérifier l'absence d'effet physiologique aigu.

Matériels et Méthodes : trois macaques adultes (*macaca mulatta*) ont été installés à 11.7T pendant une durée de 90 minutes à deux reprises avec un délai d'un mois. Un accord préalable du comité d'éthique a été obtenu en conformité avec la directive 2010/63/UE. Une combinaison de kétamine/dexdomitor a été utilisé pour l'anesthésie initiale suivi d'un maintien par isoflurane à 1.5% dans un mélange d'air/O₂. La température corporelle a été maintenue via une couverture chauffante et les principaux paramètres physiologiques (fréquences cardiaque et respiratoire, saturation en O₂ et température) ont été suivis. Les données IRM ont été acquises à l'aide d'une antenne conçue au laboratoire pour la neuro-imagerie à 11.7T chez l'homme et possédant 8 canaux de transmission et 32 canaux de réception[2]. Les séquences suivantes ont été réalisées : mesures B₀ et B₁₊, 3D GRE, MPRAGE, 2D CSI STEAM. Des impulsions RF en transmission parallèle utilisant la technique des points kT[3] ont permis de minimiser les effets d'inhomogénéités B₁₊ particulièrement présentes à 11.7T.

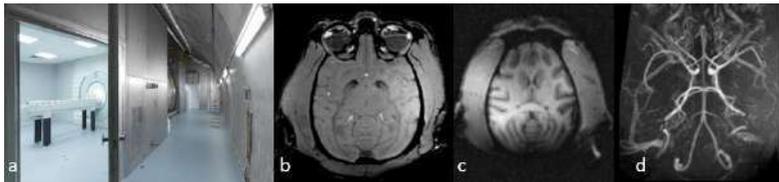


Figure 1: a) IRM Iseult dans son arche, b) GRE 500µm isotrope, c) 3D MPRAGE 800 µm isotrope, et d) Projection d'intensité maximale d'une acquisition 3D GRE.

Résultats : Les paramètres physiologiques de chaque macaque étaient stables au cours de l'examen. Aucun changement de régime alimentaire, de poids ou de comportement n'a été détecté au cours de la semaine suivant leur examen IRM. Côté imagerie, malgré plusieurs contraintes techniques, les résultats sont très satisfaisants.

Conclusion : Cette première étape d'exposition au champ magnétique à 11.7T de l'IRM Iseult pendant 90 minutes n'a montré aucun effet délétère à court terme chez le primate non humain.

Références : [1] Le Bihan and Schild, *Supercond. Sci. Techno.* 2017;30:1-19. [2] Luong et al, *ISMRM 2022*, #707. [3] Cloos et al, *MRM*, 67(1):72-80, 2012.

Remerciements : Cette étude du projet Iseult a reçu un financement du CEA, de BPI France et de l'UE Horizon 2020 subvention n° 885876.

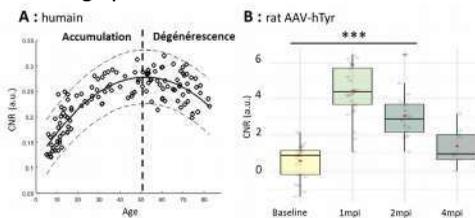
Imagerie multiparamétrique de la neuromélanine chez le modèle rat AAV-hTyr de la maladie de Parkinson

Jean-Baptiste Pérot¹, Anthony Ruze^{1,2}, Lucas Soustelle³, Sana Rebbah¹, Laura Mouton¹, Romain Valabregue^{1,2}, Stéphane Lehéricy^{1,2}, Miquel Vila⁴, Mathieu D. Santin^{1,2}

¹ICM, ²CENIR Paris ³CRMBM, Marseille, France ⁴VHIR, Barcelona, Spain

Objectif : La neuromélanine (NM) est une molécule qui s'accumule dans les neurones dopaminergiques de la substance noire (SN) au cours du vieillissement. La NM a un effet de réduction du T1. Lorsque l'on observe l'évolution de la NM en pondération T1, l'accumulation dans les cellules dopaminergiques est suivie par une diminution due à la dégénérescence de ces cellules (Figure 1A)¹. En utilisant l'imagerie multiparamétrique et en la comparant avec celle de la NM cette étude vise à décrire le processus pathologique de la maladie de Parkinson suite à l'accumulation de NM chez le modèle rat AAV-hTyr.

Méthodes : 36 rats mâles de 2 mois ont reçu une injection d'AAV-hTyr unilatéralement au niveau de la substance noire (SN). Il y a eu un suivi par IRM et test moteur avant injection (référence) et à 1, 2, 4 et 8 mois post injection (mpi). Le protocole d'imagerie comprend une séquence sensible à la NM (NM-IRM), 3 séquences 3D multi gradient échos avec des angles de bascule et une préparation MT variables, permettant d'estimer des cartes B1, R1, R2* et MPF. À chaque temps, 8 rats furent euthanasiés en vue d'une validation histologique.



Résultats: Le ratio contraste/bruit (CNR) entre la SN ipsi- et contralatérale augmente significativement après injection. La dynamique est ensuite inversée (Figure 1B). Le paramètre R1

confirme ce résultat. Il y a des augmentations non significatives du R2* et du MPF dans le temps (à 4mpi). L'utilisation de la patte gauche est significativement réduite à 1mpi et 2mpi par rapport à la référence. Les premiers tests histologiques valident la présence de NM ainsi qu'une perte neuronale au niveau de la SN ipsilatérale et montrent une perte de marquage dans le striatum à 4mpi.

Conclusion: L'augmentation du CNR post injection peut être due à l'accumulation de NM dans la SN. Puis la diminution serait due à la dégénérescence des neurones, comme montré chez l'Homme (Figure 1). La NM pourrait être un biomarqueur de la maladie de Parkinson. Le paramètre R2* ainsi que les premières observations histologiques vont dans ce sens. A travers l'imagerie multiparamétrique ainsi que l'histologie, ce modèle rat AAV-hTyr nous permet de mieux comprendre la pathogénèse de la maladie de Parkinson ainsi que le rôle de la NM associé.

Références: 1. Xing, Y., et al. *Mov. Disord. Off. J. Mov. Disord. Soc.* **33**,1792-1799 (2018).

Méthode R2* biexponentielle pour la discrimination de patients atteints d'atrophie multisystématisée

Sabrina Houidef¹, Maxime Michaud¹, Germain Arribarat¹, Patrice Péran¹

¹Toulouse NeuroImaging Center (ToNIC), University of Toulouse III - Paul Sabatier - INSERM, Toulouse, France

Objectifs : La cartographie R2* est généralement calculée en ajustant le signal de décroissance T2* des données d'acquisitions provenant d'une séquence d'écho de gradient multi-écho avec une simple régression non-linéaire monoexponentielle (modèle monocompartimental). Certaines études [1,2] suggèrent d'utiliser une approche multiexponentielle afin de caractériser le tissu au sein même du voxel. Cela est particulièrement intéressant lorsque l'on s'intéresse à des tissus riches en fer. En effet, l'accumulation du fer joue un rôle important dans le vieillissement cérébral physiologique mais également dans la physiopathologie des maladies neurodégénératives telles que l'atrophie multisystématisée (AMS). L'amélioration de la cartographie R2* pour la quantification du fer cérébral in vivo par imagerie par résonance magnétique (IRM) représente, de ce fait, un enjeu crucial. Nous avons développé une approche R2* biexponentielle et l'avons comparée à la méthode d'ajustement monoexponentielle standard (R2*). Après une première étape d'évaluation de cette méthode à l'aide d'un fantôme et de sujets sains, il s'agit ici d'évaluer l'apport de cette approche biexponentielle pour la discrimination de patients AMS et sujets sains.

Matériels et Méthodes : 24 patients atteints d'AMS appariés pour l'âge et le sexe ont été recrutés de manière prospective au centre expert Parkinson et au centre de référence de l'AMS de Toulouse. Ces données proviennent d'une étude précédente et comporte une relaxométrie T2 [3]. Une séquence écho de gradient EPI segmentée à différents TE a été utilisée pour ce protocole pour obtenir une pondération T2*. Les paramètres IRM utilisés sont les suivants : TR = 70 ms ; TE (ms) = 6, 10, 20, (2×)30, (3×)40, (4×)55, angle de bascule = 7° ; FOV (mm) = 142x187x230, résolution spatiale : 1,5 mm isotrope, 95 tranches avec orientation transversale, mode d'imagerie rapide EPI (multi-shot) avec un facteur 13, durée totale d'acquisition = 12min20 . 4 quatre cartes paramétriques : R2*, R2F* (composante rapide R2*), R2S* (composante lente R2*) et Ratio Bi. R2F* et R2S* ont été utilisés pour localiser le bivoxel avec une composante soit rapide soit lente. Le Ratio Bi correspond au rapport entre ces deux composantes en fonction de la valeur du paramètre de relaxométrie R2*.

Résultats : Chez les sujets atteints d'AMS, le Ratio Bi était significativement plus élevé que chez les contrôles sains. La composante rapide de la méthode Bi-R2* permet une meilleure discrimination des patients atteints d'atrophie multisystématisée par rapport au groupe de sujets sains.

Conclusion : Notre étude a permis de mettre en exergue l'intérêt potentiel de cette approche biexponentielle dans une application plutôt clinique telle que la discrimination de patients AMS par rapport à des sujets sains. Notre équipe travaille sur l'amélioration des résultats des cartes R2* et Bi-R2* en se concentrant sur l'impact du choix de la séquence et sur la gamme de temps d'écho choisis.

Références : [1] Hwang *et al.*, 2010, NeuroImage [2] Van Gelderen *et al.*, 2012, Magnetic Resonance in Medicine [3] Péran *et al.*, 2018, Movement Disorders

Remerciements : Nous remercions le plateau technique Inserm/UPS UMR1214 pour les acquisitions IRM.

Personnaliser la rTMS dans la dépression en utilisant l'ASL

Ludovic C. Dormegny-Jeanjean^{1,2}, Clément de Crespin de Billy^{1,2}, Olivier Mainberger^{1,2}, Alexandre Obrecht^{1,2}, Lionel Landre¹, Jack R. Foucher^{1,2}.

¹ UMR CNRS 7357 ICUBE, Université de Strasbourg, FMTS, Strasbourg, France

² Centre de Neuromodulation Non-Invasive de Strasbourg, Service de Physiologie et d'Explorations Fonctionnelles, Hôpitaux Universitaires de Strasbourg, Strasbourg, France

Objectif : La stimulation magnétique transcrânienne répétitive (rTMS) est un outil prometteur utilisé pour traiter la dépression résistante (EDC-R). Les approches classiques en rTMS (rTMS-c), ou en stimulation transcrânienne à courant continu (tDCS), supposent que les régions corticales impliquées sont similaires d'un patient à l'autre. C'est sans compter l'hétérogénéité de la dépression. La rTMS personnalisée (RTMS-p) propose d'individualiser la stimulation en fonction de la physiopathologie spécifique de chaque patient. Dans l'étude Iadapt, nous faisons l'hypothèse que si des anomalies de débit sanguin cérébral (rCBF) sont observées à l'échelle individuelle, les cibler en rTMS-p les corrigera plus efficacement qu'avec des approches classiques.

Méthodes : Nous avons réalisé une étude en cross-over, avec ordre randomisé, comparant rTMS-p, rTMS-c et tDCS, chez des patients avec EDC-R. En rTMS-p un protocole d'activation était appliqué en cas de diminution locale de rCBF ; et un protocole d'inhibition si augmentation de rCBF. La rTMS-c faisait appel au même protocole d'activation, mais seul le cortex dorsolatéral-préfrontal gauche était ciblé (point F3). En tDCS, l'anode (électrode stimulatrice) était placée sur le point F3.

Trois sessions d'IRM (Siemens Verio® 3T) étaient réalisées en baseline, puis une avant et après chaque traitement. Deux modalités d'*arterial spin labelling* (ASL) ont été acquises à chaque session (séquences QUIPS2 [TE : 9,7ms et 21ms], TR : 3000ms, angle de bascule : 90°, résolution : 4*4*4mm)[1]. Les anomalies de perfusion ont été définies par comparaison à des témoins sains (n = 38). Les changements de rCBF (Δ rCBF, avant vs après) ont été comparés entre les traitements pour chaque modalité d'ASL : seuls les effets concordants entre les deux modalités ont été considérés (conjonction, $p_{nc} \leq 6.25 \cdot 10^{-6}$, $k \geq 1$ cm3).

Résultats : 23 patients (52 ± 13 ans), souffrant de dépression hautement résistante, ont été inclus. La neuronavigation et le dispositif de positionnement robotisé des bobines ont été bien tolérés. Seule la P-rTMS a donné lieu à des Δ rCBF spécifiques, même par rapport aux deux autres protocoles : des diminutions dans la région médiane préfrontale supérieure gauche et dans le gyrus angulaire. Il n'y avait une amélioration significative des symptômes dépressifs et des ruminations qu'après rTMS-p.

Discussion : Alors que la RTMS-p était très différente d'un patient à l'autre, c'est le seul protocole qui a provoqué des changements reproductibles chez les différents patients... mais dans des régions distantes. Il est intéressant de noter que ces diminutions se situaient dans des régions dont l'hyperactivité peut être liée aux ruminations [2], de façon concordante avec les résultats cliniques.

Conclusion : Cette étude pilote montre que la RTMS-p est réalisable, bien tolérée et supérieure à la RTMS-c et à la tDCS pour induire des changements dans le fonctionnement du cerveau lié à la dépression et à l'activité ruminatoire. D'autres études sont nécessaires pour confirmer ces résultats.

Références : [1] Foucher JR, Roquet D, Marrer C, et al (2011) Correcting for the echo-time effect after measuring the cerebral blood flow by arterial spin labeling. *J Magn Reson Imaging* 34:785–90. [2] Zhou HX, Chen X, Shen YQ, Li L, Chen NX, Zhu ZC, et al. Rumination and the default mode network: Meta-analysis of brain imaging studies and implications for depression. *NeuroImage*. 2020;206:116287.

Premature Human Connectome Patterns : Imagerie du développement du cerveau fœtal en IRM à 11,7T

Lucas Arcamone^{1,2}, Cyril Poupon³, Suonavvy Khung⁵, Homa Adle-Biassette⁴,
Lucie Hertz-Pannier^{1,2}, Yann Leprince²

¹ UMR 1141 NeuroDiderot, Eq inDEV, INSERM, Université Paris Cité, Hôpital Robert Debré, Paris

² UNIACT, NeuroSpin, CEA, Université Paris-Saclay, F-91191, Gif-sur-Yvette, France,

³ BAOBAB, Neurospin, Université Paris-Saclay, CNRS, CEA, Gif-sur-Yvette, France,

⁴ Service d'Anatomie Pathologique, AP-HP, Hôpital Lariboisière, Paris, France,

⁵ Unité fonctionnelle de fœtopathologie, AP-HP, Hôpital Universitaire Robert-Debré, Paris, France

Objectif : Étudier le développement cérébral prénatal/prématuré, entre 20 et 42 semaines d'aménorrhée (SA), et ses atteintes neuropathologiques en IRM à champ extrême (11.7T) *ex vivo* avec comparaison à l'histologie 3D. Ce travail présente la mise au point d'un protocole expérimental d'imagerie mésoscopique de cerveaux de fœtus *ex vivo* en IRM à 11,7T permettant l'acquisition robuste de données d'imagerie anatomique, relaxométrique et de diffusion de très haute résolution.

Matériels et Méthodes : Après extraction, les échantillons sont fixés dans du formol 12% formaldéhyde, pendant 2 mois puis trempés dans une solution de PBS (0.1M) / dopé au Gadolinium (2mM) / Azide (0.01%) pendant 1 mois minimum et stockés à 5 °C pour la préservation des tissus. Un contenant personnalisé est créé pour chaque échantillon qui est plongé dans du Fluorinert FC-40, un fluide sans proton réduisant les artefacts de susceptibilité, le temps de l'acquisition (~100h), permettant son repositionnement reproductible. Compte-tenu des changements massifs du volume et de la composition des tissus cérébraux pendant le développement cérébral prénatal [1], il est nécessaire d'adapter le protocole d'imagerie à chaque âge gestationnel. La première acquisition complète d'un spécimen (168h) a permis d'acquérir les relaxomètres T_1 (*VFA-SPGR*), T_2 (*MSME* fig1-a) et T_2^* (*FLASH*), une anatomie pondérée T_1 (*MSME* 3D fig1-b), ainsi que des séquences de diffusions suivant un schéma de type *Pulse Gradient Spin Echo* et une lecture *EPI 3D multishot* à $b=1500/4500/8000s/mm^2$ 25/45/90dir (resp. fig1-c/fig1-d/fig1-e) avec une résolution de 200 μ m isotrope. Les plus gros spécimens devront être découpés pour pouvoir entrer dans le tunnel de l'imageur 11.7T et le nombre de sessions d'imagerie requis par cerveau adapté à la taille du spécimen sachant que le profil d'homogénéité de l'antenne utilisée est limité à une quarantaine de millimètres. Pour ces cas-là, seul un hémisphère sera imagé par l'IRM, l'autre sera exploré par immunohistochimie et les images seront reconstruites hémisphère ou cerveau entier par recalage, similairement au projet Chenonceau [2].

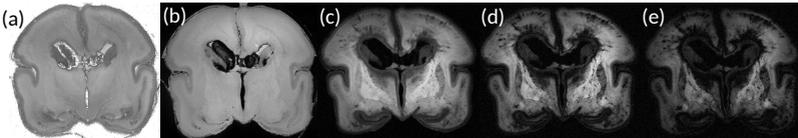


Figure 1 : Images multimodales d'un spécimen de 22 SA à 200 μ m isotrope. (a) Relaxo T2, (b) T1w, (c) $b=1500s/mm^2$ 25dir ; (d) $b=4500s/mm^2$ 45dir ; (e) $b=8000s/mm^2$ 90dir

Résultats : Grâce à la combinaison d'un champ extrême de 11,7 tesla et de gradients puissants (780mT/m), les données d'imagerie mésoscopique acquises sur le premier cerveau de fœtus présentent un fort SNR et un contraste élevé au niveau des structures cérébrales, révélant des structures inaccessibles à plus bas champ. Parce que de telles données sur le cerveau fœtal sont nouvelles, il sera nécessaire d'étudier plus en profondeur les mécanismes de contraste associés aux différentes séquences, afin d'en tirer partie au mieux et permettre la création de cartographies du développement cérébral inaccessibles jusqu'à présent.

Conclusion : L'objet final sera un atlas 4D multi-contraste du développement cérébral fœtal, avec une précision inégalée (200 μ m isotrope), permettant de mieux comprendre la croissance, la connectivité structurelle, la cytoarchitecture et la maturation des circuits cérébraux pendant la vie fœtale.

Références : [1] Vasung et al. (2019). Neuroimage, 187, 226-254. [2] Beaujain et al. In : OHBM. 2019.

Remerciement à Jeremy Bernard (NeuroSpin), pour la conception et la réalisation des contenants. Financement : ANR AAPG2021.

Accélération de l'IRM du sodium multi-quantas par Compressed Sensing 5D

Licht Christian¹, Maxime Guye², Lothar Schad¹, Stanislas Rapacchi²

¹Computer Assisted Clinical Medicine, Heidelberg University, Mannheim, Allemagne,

²CRMBM, Aix-Marseille Université, Marseille, France

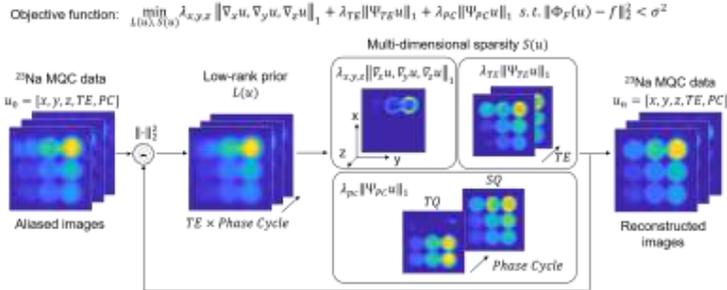


Figure 1: Illustration et équations de l'algorithme de reconstruction Compressed Sensing 5D pour l'IRM du sodium multi-quantas

Objectifs : Grâce à son spin 3/2, l'IRM du sodium (^{23}Na) de cohérences multi-quantas (MQC) offre une caractérisation tissulaire sensible à la fois à la concentration en sodium et à l'environnement moléculaire. Malheureusement, l'IRM- ^{23}Na MQC nécessite un cycle de phase RF, ce qui prolonge le temps d'acquisition jusqu'à une heure pour une résolution limitée. Nous proposons ici un modèle Compressed Sensing (CS) 5D qui exploite la parcimonie de l'information dans toutes les dimensions acquises afin d'accélérer l'IRM- ^{23}Na MQC.

Matériels et Méthodes : La séquence Cartésienne d'IRM- ^{23}Na MQC précédemment développée CRISTINA (Hoesl et al. 2021) a été modifiée pour permettre un sous-échantillonnage en $ky-kz$ variant selon le cycle RF (i.e. 3D). Premièrement, les acquisitions fantômes et in vivo complètes ont été sous-échantillonnées rétrospectivement pour évaluer les performances et limites de la reconstruction des images. Deuxièmement, des acquisitions prospectives accélérées ont été acquises sur un fantôme et in vivo à 7T. L'algorithme CS de reconstruction d'images est illustré ci-dessus. La fonction d'objectif intègre la parcimonie dans les 5 dimensions : x - y - z , temps d'écho (TE) et cycle de phase RF (PC). Les mesures d'erreur (RMSE), de similarité (SSIM) et de linéarité des paramètres quantitatifs (concentration et rapport triple/simple quantum) ont été évaluées en comparaison avec l'acquisition complète et un algorithme CS standard 3D.

Résultats : L'algorithme proposé a permis une accélération 2 à 3x de l'IRM- ^{23}Na MQC avec une fidélité et une qualité d'image supérieures à un algorithme CS standard (-5.1% RMSE et +8% SSIM, cf ci-contre). La linéarité est préservée sur des fantômes jusqu'à une accélération 3x.

Conclusion : L'accélération de l'IRM- ^{23}Na MQC par Compressed Sensing dédié permet une réduction significative du temps d'acquisition sans compromettre les **mesures quantitatives**.

Référence: Hoesl, Schad, and Rapacchi. 2021. doi:10.1016/j.zemedi.2021.09.001.

Remerciements : Les programmes d'échanges PROCOPE et ISMRM-exchange.

	3D CS	5D CS
Simple Quantum (SQ)		
Triple Quantum (TQ)		

Figure 2: IRM- ^{23}Na MQC du cerveau en accélérée par 2x à 7T.

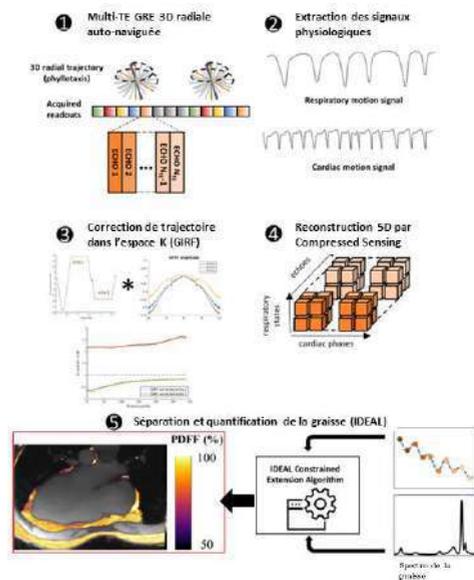
Imagerie quantitative 3D free-running de la graisse épiscopardique

Pierre Daudé¹, Thomas Troalen², Adèle Mackowiak^{3,4,5}, Emilien Royer¹, Davide Piccini^{3,7}, Jérôme Yerly^{3,6}, Josef Pfeuffer⁸, Frank Kober¹, Sylviane Confort Gouny¹, Monique Bernard¹, Matthias Stuber^{3,6}, Jessica Bastiaansen^{4,5}, Stanislas Rapacchi¹

¹Aix-Marseille Univ, CNRS, CRMBM, Marseille, France, ²Siemens Healthcare SAS, Saint-Denis, France, ³Department of Diagnostic and Interventional Radiology, Lausanne University Hospital, Lausanne, Suisse, ⁴Department of Diagnostic, Interventional and Pediatric Radiology, Bern University Hospital (Inselspital), Bern, Suisse, ⁵Translational Imaging Center, sitem-insel, Suisse, ⁶Center for Biomedical Imaging, Lausanne, Suisse ⁷Advanced Clinical Imaging Technology, Siemens Healthcare, Lausanne, Suisse, ⁸Siemens Healthcare, MR Application Development, Erlangen, Allemagne

Objectifs : Cette étude propose d'implémenter la quantification de la fraction de graisse (PDFF) du tissu 2 l'atteinte inflammatoire cardiovasculaire dans les maladies métaboliques (diabète et obésité). Le TAE est récemment devenue une cible thérapeutique pour moduler le risque cardiovasculaire des patients. L'évaluation du TAE par IRM apporterait un biomarqueur essentiel, mais reste limitée par la finesse de cette graisse et le mouvement continu.

Matériels et Méthodes : Un prototype IRM Dixon cardiaque d'une séquence radiale par écho de gradient 3D auto-naviguée à 13 échos bipolaires ($TE1/\Delta TE = 1.12/1.07ms$) a été implémenté sur une IRM 3T. L'auto-naviguée en 'free-running' (Di Sopra et al. 2019) permet de distribuer les lignes en 4 phases respiratoires et 8-12 phases cardiaques de 100 ms. Les trajectoires de l'espace K sont corrigées avec la fonction d'impulsion des gradients (GIRF (Addy et al. 2012)). La reconstruction 5D des volumes est effectuée par Compressed Sensing suivie d'une séparation eau-graisse IDEAL. Ainsi les cartes $R2^*$ & PDFF sont résolues dans les temps cardiaque et respiratoire.



Résultats : Les biais moyens du PDFF et du $R2^*$ ont été évalués par simulation inférieur à 0,05 % et 0,05 s⁻¹ avec une précision de $\pm 1,2$ % et 5,0 s⁻¹. Dans la population saine, la graisse épiscopardique avait une fraction graisseuse significativement plus faible que la graisse sous-cutanée (PDFF TAE = $81.6 \pm 9.6\%$ vs PDFF TASC = $92.7 \pm 4.2\%$, $P < 0.001$) et que de la graisse paracardiacque ($90.6 \pm 3,7$ %).

Conclusion : Les cartes 3D du PDFF dans le cœur permettent de caractériser le TAE, dont la composition en graisse brune-beige est confirmée chez des témoins et des patients diabétiques de type 2.

Références : Addy, Wu, and Nishimura. 2012. doi:10.1002/mrm.23217. Di Sopra, Piccini, et al. 2019. doi:10.1002/mrm.27898.

Suivi de la réponse au traitement de la stéatohépatite nonalcoolique par mesures du coefficient de diffusion à échelle spatiale spécifique

Meryem Khalfallah¹, Sabrina Doblas¹,
Catherine Postic², Bernard E. Van Beers^{1,3}, Philippe Garteiser¹

¹Center for Research on Inflammation, Inserm UMR 1149, Université Paris Cité

²Institut Cochin, CNRS UMR8104, Inserm U1016, Université Paris Cité

³Radiology Department, Beaujon University hospital, AP-HP

Objectifs : La stéatohépatite nonalcoolique est une atteinte hépatique en progression. Certaines de ses caractéristiques sont bien déterminées par imagerie (stéatose par l'IRM de la graisse, fibrose par élastographie), mais son diagnostic reste problématique notamment dans la réponse au traitement¹. L'imagerie du coefficient de diffusion (ADC) permet d'interroger les barrières à l'échelle cellulaire, et peut être rendue spécifique d'une taille caractéristique avec des gradients d'encodage oscillant à une fréquence déterminée^{2,3}. Dans cette étude, la réponse de l'ADC à différentes échelles au traitement de la stéatohépatite nonalcoolique a été évaluée dans un modèle murin de diète pathogénique, avec traitement par arrêt de la diète pathogénique.

Matériels et Méthodes : En accord avec les principes éthiques et avec les autorisations nécessaires, 30 souris ont été utilisées, et réparties dans un groupe contrôle ("ND"), un groupe pathologique sous diète riche en graisse ("CDA-HFD") pendant 10 semaines, et un groupe thérapeutique dans lequel la diète pathogénique a été suivie d'une période de diète normale. Une IRM de diffusion a été réalisée, avec une séquence en écho de spin avec train de lecture échoplanaire³ et des gradients d'encodage trapézoïdaux à 130 Hz et 250 Hz. L'ADC a été extrait par ajustement monoexponentiel du signal versus les valeurs de b.

Résultats : L'ADC était systématiquement supérieur à 250 Hz qu'à 130 Hz. L'ADC était diminué dans le groupe pathogénique, avec une plus grande baisse observée à 130 Hz qu'à 250 Hz. L'intervention thérapeutique a été accompagnée d'une élévation

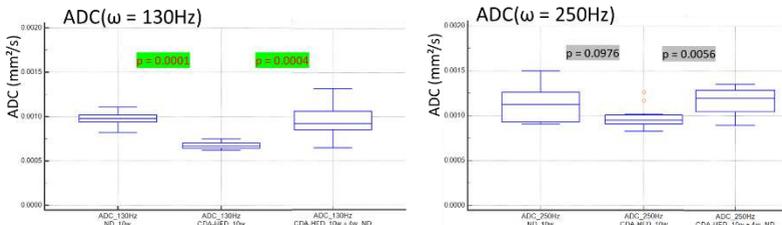


Figure: "Box plots" des coefficients de diffusion mesurés dans les trois groupes aux deux fréquences.

de l'ADC jusqu'à des valeurs comparables à celles obtenues dans le groupe contrôle, avec une significativité plus importante à 130 Hz qu'à 250 Hz.

Conclusion : Le suivi noninvasif de la réponse au traitement par des mesures de l'ADC dépend de la fréquence choisie, et est pertinent dans ce modèle murin de maladie hépatique.

Remerciements : Quid-NASH [ANR-17-RHUS-0009], Stedi-NASH [ANR-20-CE19-0005].

Références : (1) Nogami A, et al. Clin Mol Hepatol 2022. PMID 36503207. (2) Gore JC, et al. NMR Biomed 2010. PMID 20677208. (3) Khalfallah M, et al. Proceedings of the 2021 International Society of Magnetic Resonance in Medicine conference, 2021.

Étude de l'effet du bruit sur l'estimation de l'anisotropie microscopique en IRM de diffusion

Constance Bocquillon¹, Marc Lapert², Élise Bannier^{1,3}, Isabelle Corouge¹,
Emmanuel Caruyer¹

¹Univ Rennes, CNRS, Inria, Inserm, 35000 Rennes. ²Siemens Healthcare SAS, 93210 Saint-Denis. ³Service de radiologie, CHU Rennes, 35000 Rennes.

Objectifs : Les acquisitions en b-tenseurs en IRM de diffusion permettent de mesurer des paramètres de microstructure additionnels comme l'anisotropie microscopique (μ FA), afin de mieux décrire l'hétérogénéité des propriétés de diffusion dans chaque voxel [1], en comparaison aux mesures conventionnelles issues du tenseur de diffusion. Nous proposons d'évaluer l'effet du bruit et du schéma d'acquisition [1, 2] sur l'estimation de ces paramètres.

Matériels et Méthodes : Nous avons généré numériquement des distributions de tenseurs de diffusion dont nous connaissons la μ FA théorique ; puis le signal a été simulé pour différents schémas d'acquisition [1, 2] comportant des b-tenseurs ($b_{\max} = 6000\text{s/mm}^2$) afin d'étudier l'impact du choix des b-tenseurs sur l'estimation de la μ FA, puis corrompu par un bruit Ricien (SNR entre 30 et 100, calculé sur l'image non pondérée en diffusion). Le tenseur de diffusion moyen et la covariance de la distribution de tenseurs sont estimés à partir du signal [1], permettant ainsi de calculer la μ FA. Une séquence de diffusion a été développée pour jouer ces gradients arbitraires et une acquisition implémentant le schéma décrit dans Bates *et al.* [2] sur un volontaire sain a été réalisée sur l'IRM 3T Magnetom Prisma (Siemens Healthineers, Erlangen) (VE11C) de la plateforme Neurinfo (CPP OSS-IRM).

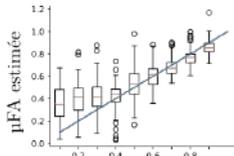
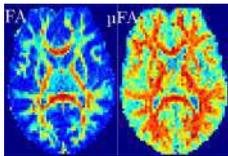


Fig. Comparaison FA et μ FA sur un même sujet (à gauche); illustration du biais d'estimation pour une μ FA connue (entre 0.1 et 0.9), simulation bruit Ricien, SNR=30 (à droite).

Résultats : À faible SNR (SNR = 30), il y a un biais important sur l'estimation de la μ FA ; ce biais diminue lorsque le SNR augmente (SNR = 100 et sans bruit). Pour les faibles valeurs de μ FA, il y a une forte surestimation de la valeur, tandis que les fortes valeurs sont légèrement sous-estimées. Même si les tendances restent les mêmes, le schéma d'acquisition a un impact sur la précision de la mesure. Les images sur sujet sain montrent une μ FA homogène dans la substance blanche, contrairement à la FA dont la valeur baisse dans les régions de croisements.

Conclusion : Nous avons mis en évidence les erreurs dans l'estimation de la μ FA ; cela suggère qu'il faut prendre en compte le biais introduit par le bruit Ricien lors de l'estimation des paramètres de la distribution de tenseurs.

Références : [1] Westin, C. F. *et al.* (2016). *Neuroimage*, 135, 345-362. [2] Bates, A. *et al.* (2020). *IEEE Signal Processing Letters*, 27, 790-794.

Transfert d'aimantation (MTR) de l'ensemble de la moelle épinière chez des patients atteints de sclérose en plaques

Malo Gaubert^{1,2}, Elise Bannier^{1,2}, Raphaël Chouteau³, Virginie Callot^{4,5}, Jean-Christophe Ferré¹, Guillaume Hamon¹, Anne Kerbrat^{2,3}, Benoit Combès²,

¹CHU Rennes, Département de Radiologie, Rennes, France, ²Université de Rennes, Inria, CNRS, Inserm, IRISA UMR 6074, Empenn U1228, Rennes, France, ³CHU Rennes, Département de Neurologie, Rennes, France, ⁴Aix-Marseille Université, CNRS, CRMBM, Marseille, France, ⁵APHM, Hôpital Universitaire Timone, CEMEREM, Marseille, France

Objectifs : Le ratio de transfert d'aimantation (MTR) s'est révélé prometteur pour évaluer la modification de la microstructure des tissus chez les patients atteints de sclérose en plaques (SEP). Cette exploration s'est limitée au cerveau et à la moelle épinière (ME) cervicale mais pas thoracique. L'étude des anomalies du MTR dans l'ensemble de la ME pourrait permettre une meilleure association avec le handicap chez les patients atteints de SEP. Les objectifs de cette étude sont : i) comparer les valeurs moyennes de MTR chez des patients SEP et des contrôles sains (CS) en fonction du niveau de la ME ; ii) décrire le lien entre les mesures de MTR cervical et thoracique de la ME ; iii) évaluer le lien entre les mesures de MTR et le handicap (via le score EDSS) selon le niveau de la ME.

Matériel et Méthodes : Vingt-et-un patients atteints de SEP rémittente (RRMS), 10 patients atteints de SEP progressive (PMS) et 13 CS ont été scannés sur une IRM 3T Siemens. Le protocole d'imagerie comprenait 3 niveaux d'acquisition de transfert d'aimantation pour couvrir l'ensemble de la ME. Pour chaque sujet, les cartes MTR et la localisation des vertèbres ont été calculées à l'aide de l'outil SCT. Les moyennes de MTR ont été calculées pour les niveaux vertébraux cérébraux C4 à C6 et thoraciques T4 à T6 et T9 à T10. Les différences entre les groupes ainsi que les corrélations avec les lésions dans l'ensemble du SC et avec l'EDSS ont été évaluées, avec l'âge en covariable.

Résultats : Une différence significative entre les groupes a été trouvée uniquement dans la ME cervicale (C4C6 ; MTR moyen=41.7pu, 39.4pu, 35.4pu pour CS, RRMS et PMS respectivement ; $p < .001$), pas dans la ME thoracique. Une association positive a été observée entre les MTR moyens dans la ME cervicale et thoracique ($r = .45$, $p = .01$ pour T4T6 ; $r = .54$, $p = .002$ pour T9T10) chez les patients atteints de SEP. Nous avons également observé des associations négatives entre le MTR moyen dans la ME cervicale et l'EDSS ($r = -.51$, $p = .004$) et entre le MTR moyen dans la ME cervicale et la charge lésionnelle au niveau de la ME ($r = -.6$, $p < .001$), alors qu'aucune corrélation claire n'a été trouvée entre la charge lésionnelle de la ME et l'EDSS ($r = .35$; $p = .084$). Aucune association n'a été trouvée entre le MTR moyen dans la ME thoracique et le score EDSS.

Conclusion : Les dommages microstructuraux de la ME des patients atteints de SEP semblent être prédominants dans la partie cervicale et sont liés à la charge lésionnelle et au handicap. Dans notre échantillon de données, la valeur ajoutée de l'exploration de la ME thoracique en plus de la ME cervicale en utilisant le MTR pour expliquer le handicap chez les patients atteints de SEP semble limitée. Une plus grande variabilité du MTR dans la ME thoracique et la localisation préférentielle des lésions au niveau cervicale de la ME pourraient expliquer ces résultats.

ADAPTABILITÉ ANATOMIQUE DE L'HIPPOCAMPE À L'HYPOXIE ET MÉMOIRE ÉPISODIQUE

Julia Micaux¹, Clément Poiret¹, Fawzi Boumezeur², Franck Mauconduit², Jérémie Allinger¹, Catherine Chiron¹, Marion Noulhiane¹

¹UNIACT, InDev 1141, NeuroSpin, CEA-SACLAY F-91191, Gif-sur-Yvette, France,

²BAOBAB, NeuroSpin, CNRS, CEA-SACLAY F-91191, Gif-sur-Yvette, France

Objectifs : L'hippocampe, crucial pour la mémoire épisodique, est particulièrement sensible à l'hypoxie. L'objectif est d'étudier les modifications anatomiques des sous-champs hippocampiques (SCH) en lien avec les scores mnésiques chez des plongeurs apnéistes (PA) régulièrement exposés à des entraînements en situation d'hypoxie intermittente volontaire.

Matériels et Méthodes : À ce jour, 9 PA ont été inclus (ANR-2021, PI-MN). Les examens IRM ont été réalisés à 3T (Siemens, NeuroSpin) incluant l'acquisition d'images pondérées T2 haute-résolution de l'hippocampe. La segmentation automatique des SCH est obtenue via le logiciel HSF [1]. La mémoire épisodique a été évaluée grâce à une tâche de pattern separation-PS [2] composée d'une phase d'encodage puis d'une phase test avec la présentation aléatoire d'items : (i) identiques, (ii) similaires ou (iii) nouveaux. Les volumes des SCH et les scores de mémoire ont été comparés à ceux de contrôles (NC), appariés en âge et en sexe. [1,2]

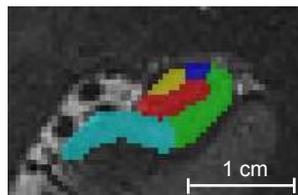


Figure 1 : Segmentation de l'hippocampe par HSF. Résolution T2: TR=3970ms, TE=89ms, FOV 256mm, 0.45 x 0.45 mm in-plane resolution, 2.1 mm thru-plane resolution, 92 slices, Time=2*3'

Résultats : Les scores PS n'étaient pas significativement différents entre les 2 groupes (PA vs NC), quel que soit le type d'item (test de Student : items identiques $p = 0.938$, similaires $p = 0.774$, nouveaux $p = 0.606$).

	t	df	p
dg	-2.161	7.137	0.067
ca1	7.338	7.235	1.340×10^{-4} *
ca2	5.289	7.232	0.001 *
ca3	0.022	7.033	0.983
sub	1.608	7.093	0.151
whole_hippocampus	3.381	7.208	0.011

Figure 2 : Comparaison des volumes des sous-champs hippocampiques (t-test de Welch), * résultats significatifs, les valeurs de P sont corrigées par la méthode de Bonferroni

mémoire ou le volume de l'hippocampe. Par la suite, notre objectif est d'analyser les effets à long terme d'une hypoxie contrôlée pendant l'entraînement.

Références : [1] Poiret et al., 2022 (soumis) A Fast and Robust Hippocampal Subfields Segmentation: HSF revealing Lifespan Volumetric Dynamics. [2] Bouyeure et al., 2021. Hippocampal subfield volumes and memory discrimination in the developing brain. Hippocampus 31

Les résultats de la comparaison des volumes des SCH sont présentés dans la Fig. 2.

Conclusion : Dans notre cohorte actuellement en constitution, nous n'avons pas mis en évidence de différence significative entre les PA et les NC pour les performances en

ALTÉRATIONS DE LA SUBSTANCE BLANCHE DANS LA MALADIE D'ALZHEIMER PAR LA METHODE *FIXELS*

Aurélien Lebrun¹, Yann Leprince¹, Julien Lagarde^{2,3,4}, Pauline Olivier², Marie Sarazin^{2,3,4}, Michel Botlaender^{1,4}

¹NeuroSpin, CEA, Université Paris-Saclay, Gif-sur-Yvette, France, ²Service de Neurologie de la Mémoire et du Langage, GHU Paris Psychiatrie et Neurosciences, Hôpital Sainte-Anne, Paris, France, ³Université Paris Cité, Paris, France, ⁴BioMaps, Université Paris-Saclay, Inserm, Service Hospitalier Frédéric Joliot, CEA, Orsay, France

Objectifs : En plus de l'atteinte corticale, des altérations de la substance blanche (SB) ont été décrites dans la maladie d'Alzheimer (MA). Elles méritent d'être étudiées à la fois à l'échelle macroscopique (atrophie), mais aussi de la microstructure (diminution de la densité de fibres). Nous étudions ici ces paramètres grâce à une analyse basée sur les *fixels* dans une cohorte de patients MA.

Matériels et Méthodes : Notre étude inclut 36 patients MA (21 F, 15 H, âge moyen 68,4 ans) et 23 sujets contrôles (14 F, 9 H, âge moyen 68,7 ans) de la cohorte Shatau7-IMATAU [1]. Le diagnostic de MA a été établi à partir de tests neuropsychologiques et de marqueurs physiopathologiques. Les sujets ont également bénéficié d'une IRM 3T avec un protocole de diffusion *multi-shell* ($b = 200, 1700, 4200$ s/mm² avec 60 directions par *shell*). Nous avons prétraité les données (*eddy* de FSL [2]) puis nous avons mis en place l'analyse basée sur les *fixels* (MRtrix3 [3]) telle que décrite par Dhollander et al [4]. Nous avons calculé un *template* commun à partir des données de 15 contrôles, et 16 patients et nous avons extrait les métriques FD (*fibre density*), FC (*fibre cross-section*) et FDC (*fibre density and cross-section*). Nous avons effectué des tests statistiques à l'échelle du cerveau entier, *fixel à fixel*, en utilisant un modèle linéaire généralisé incluant l'âge, le sexe et le volume intracrânien en covariables, pour tester l'hypothèse d'une diminution des métriques chez les patients MA par rapport aux contrôles. La significativité des résultats a été évaluée par CFE [5].

Résultats : En comparant les Z-scores obtenus pour chaque *fixel*, nous observons que l'altération de la SB chez les patients MA se manifeste plus sous la forme d'atrophie (FC) que sous la forme de perte de densité de fibres (FD). De plus, on observe une diminution significative du FDC (figure 1) pour plusieurs faisceaux tels que les faisceaux cingulaires, la commissure antérieure et les faisceaux arqués.

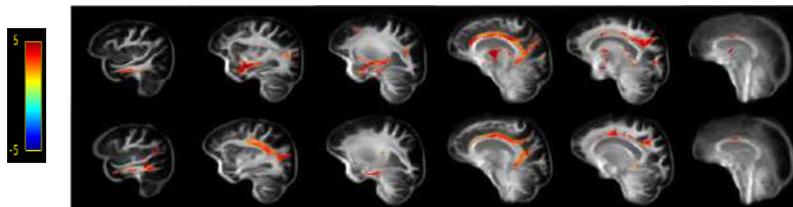


Figure 1 : Z-scores obtenus pour la métrique FDC sur un tractogramme du cerveau entier calculé sur le *template* commun. Ne sont représentés que les fibres correspondant aux *fixels* significatifs après correction pour les tests multiples. Les faisceaux sont colorés selon les valeurs du Z-score. 1^{ère} ligne : hémisphère droit, 2^{ème} ligne : hémisphère gauche

Conclusion : Cette étude préliminaire confirme la capacité du modèle *fixel* à mettre en évidence une atteinte des faisceaux de SB dans la maladie d'Alzheimer, d'une manière cohérente avec la littérature [6]. Dans notre cohorte, la perte de fibres (FDC) se traduit principalement par une atrophie macroscopique (FC).

Références : [1] Lagarde et al 2019, [2] Andersson et al 2016a, [3] Tournier et al 2019, [4] Dhollander et al 2021, [5] Raffelt et al 2015, [6] Mito et al 2018

Simulation numérique d'IRM de flux 4D pour la caractérisation d'erreurs de mesures

Thomas Puiseux^{1,2}, Ramiro Moreno^{1,2}, Morgane Garreau^{1,3}, Simon Mendez³, Franck Nicoud³

¹Spin Up, ALARA Group, Strasbourg, France), ²I2MC (INSERM UMR 1297, Toulouse, France),

³IMAG (Université de Montpellier, CNRS, France)

Objectifs : Ce travail présente une approche numérique permettant de simuler efficacement une séquence d'IRM de flux 4D utilisée en pratique clinique. L'objectif est ici d'utiliser la modélisation de séquences d'IRM, par définition exempte d'erreurs expérimentales, pour identifier les sources d'erreurs de mesures dues au design de la séquence, et ainsi mettre en place des stratégies d'optimisation de séquence.

Matériels et Méthodes : Les équations de Bloch et de la mécanique des fluides (MFN) sont résolues simultanément selon un formalisme Eulérien-Lagrangien. Une stratégie d'ensemencement périodique de particules ainsi qu'une méthode de résolution semi-analytique sont implémentées pour réduire le coût de calcul. Une séquence d'IRM de flux 4D est simulée dans une configuration

d'écoulement pulsé typique du régime cardiovasculaire (Fig. 1). Les images synthétiques reconstruites par simulation sont comparées aux champs de vitesses imposés par la MFN, sous-échantillonnées à la résolution spatiale de l'IRM pour reproduire l'effet de troncature et échantillonnage de l'espace de Fourier. Enfin, cette configuration est reproduite expérimentalement au moyen d'un banc d'essai, et plusieurs acquisitions d'IRM de flux 4D sont comparées aux images reconstruites synthétiquement par la simulation d'IRM.

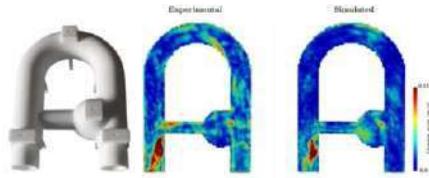


Figure 1: (a) Image du fantôme de flux conçu [1]. Cartographie d'erreur de vitesse, obtenue au pic systolique, entre l'IRM simulée et l'IRM expérimentale (b); entre la MFN et l'IRM simulée (c).

Résultats : La comparaison entre le champ de vitesse obtenu par simulation (IRM synthétique) et le champ de vitesse de référence (MFN) donne lieu à une corrélation moyenne de 0.966. On montre qu'une partie du pic d'erreur observé sur la Figure 1c provient d'un artefact de déplacement de vitesse inhérent au design de la séquence, et qui est correctement reproduit par la simulation IRM. Au contraire, la comparaison avec l'acquisition IRM expérimentale dévoile des sources d'erreurs additionnelles, provenant des limitations matérielles (inhomogénéité du champ statique, non linéarité des gradients, ...).

Conclusion : Ce travail préliminaire montre que la simulation d'IRM peut permettre de discriminer les erreurs logicielles (design de séquence, reconstruction) des erreurs d'origine matérielle. Une application directe est détection des dysfonctionnements de l'équipement et l'optimisation de séquences constructeurs.

Références : [1] Puiseux, T. et al., Reconciling PC-MRI and CFD: an in-vitro study. NMR Biomed. 2019.

Reproductibilité d'une tâche motrice en NIRS et comparaison à l'IRMf BOLD sur des sujets adultes sains

Nolwenn Jégou¹, Elise Bannier^{1,2}, Nora Erhart², Hector García³, Emmanuel Caruyer¹, Isabelle Corouge¹

1 – Univ Rennes, CNRS, Inria, Inserm, IRISA UMR 6074, Empenn ERL 1228, Rennes, France.

2 – CHU Rennes, Département de Radiologie, Rennes, France.

3 – IFAS-CIFICEN (UNCPCBA-CICPBA-CONICET), B7000GHG, Tandil, Argentine.

Objectifs : La NIRS, comme l'IRMf BOLD, fournit une mesure indirecte de l'activité cérébrale au travers des variations hémodynamiques. Cette technique d'imagerie portable est plus accessible que l'IRMf mais serait moins reproductible, en particulier au niveau individuel [1]. Cette étude évalue la reproductibilité NIRS d'une tâche motrice en test-retest en comparaison avec l'IRMf.

Matériels et Méthodes : L'acquisition simultanée NIRS-IRM a été réalisée sur 9 sujets sains adultes droitiers avec un paradigme de tâche motrice de la main droite en bloc (27" de baseline suivi de 4 répétitions de 18" de mouvement d'ouverture et fermeture de la main et 27" de repos). Les données NIRS ont été recueillies par un dispositif CW de 8x8 optodes (NIRScout, NIRx) selon un montage en 20 canaux répartis sur les cortex moteurs des deux hémisphères. Deux sessions NIRS ont été réalisées avec une acquisition IRMf BOLD concomitante à la première session (2.5x2.5x2.5mm³, TR=1.5s, IRM 3T Siemens Prisma). Après conversion des données NIRS en variation de concentration HBO/HbR et filtrage passe-bande ([0.01-0.09] Hz) [2,3], l'analyse statistique de premier et second niveau a été réalisée par régression linéaire avec correction de Bonferroni pour comparaisons multiples (p<0.05 corrigée) [4]. Les données BOLD ont été traitées avec SPM12 en suivant les étapes de correction de mouvement, recalage, normalisation spatiale dans l'espace MNI et lissage (6 mm FWHM). Les cartes statistiques au niveau individuel et du groupe ont été seuillées à p<0.05 (correction FWE au niveau du cluster).

Résultats : Au niveau individuel, la NIRS montre des activations concordantes entre les deux sessions pour 8 des 9 sujets. Pour tous les sujets, des activations ont été trouvées dans le cortex moteur controlatéral en accord avec l'IRMf BOLD. Cependant, 5 des sujets montrent également des activations ipsilatérales en NIRS qui ne sont pas observées en IRMf BOLD. Au niveau du groupe, les activations BOLD sont localisées sur le cortex moteur controlatéral seulement alors que la NIRS présente des activations bilatérales bien que les réponses maximales soient localisées sur le côté controlatéral.

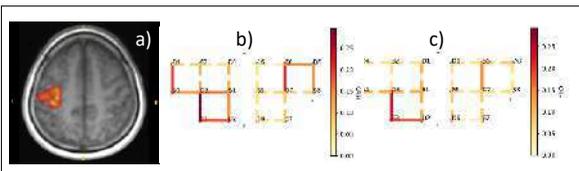


Figure 1 : Résultats au niveau du groupe. a) IRMf BOLD, b) NIRS session 1, (c) NIRS session 2. Les lignes continues indiquent des résultats significatifs.

Conclusion : Ces résultats préliminaires montrent une bonne reproductibilité spatiale inter-session de la NIRS et un accord partiel avec les résultats IRM.

Références : [1] Chen, 2020, Front. Neurosci, 14:724; [2] Gramfort, 2013, Front. Neurosci, 7:267; [3] Pinti, 2019, Front. Neurosci, 12:505; [4] Luke, 2021, Neurophotonics, 8(2):025008.

SEGMENTATION DES CAVITÉS CARDIAQUES GAUCHES PAR APPRENTISSAGE PROFOND EN IRM GRAND-AXE

Jonas Leite¹, Moussa Gueda¹, Thomas Wallet¹, Mikael Prigent², Khaoula Bouazizi^{1,2}, Vincent Nguyen¹, Jérôme Lamy¹, Emilie Bollache¹, Alban Redheuil^{1,2}, Antonio Gallo¹, Elie Mousseaux³, Gilles Montalescot⁴, Thomas Dietenbeck¹, Nadja Kachenoura¹

¹Laboratoire d'Imagerie Biomédicale (LIB), Sorbonne Université, INSERM, CNRS, Paris, France; ²Institut de Cardiométabolisme et Nutrition (ICAN), Paris, France; ³Hôpital Européen Georges Pompidou, Paris, France; ⁴Sorbonne Université, ACTION group, Hôpital Pitié-Salpêtrière (AP-HP), Paris, France

Objectifs : Alors que de nombreuses études sont centrées sur la segmentation du cœur en petit axe, très peu de méthodes sont proposées pour sa segmentation en grand axe, malgré l'utilité majeure de la déformation longitudinale qu'on peut en extraire. Ainsi, notre objectif est de proposer une méthode automatisée basée sur le deep learning afin de segmenter le ventricule (VG) et l'oreillette (OG) gauches à partir d'images d'IRM dynamiques et d'en estimer leur déformation myocardique longitudinale.

Matériels et Méthodes : 666 patients (61,54% d'hommes, 52 ± 12 ans), atteints de différentes maladies cardiaques, ont été inclus lors de différentes études, approuvées par le comité d'éthique et ont eu un examen d'IRM incluant une séquence cine cardiaque acquise en grand-axe (2 et 4-cavités). Le VG et l'OG ont été segmentés tout au long du cycle cardiaque à partir de ces images IRM à l'aide d'un logiciel interne (CardioTrack, Sorbonne Université [1]) afin de servir de référence. Deux réseaux ResU-Net en cascade (DRAG-Net) ont été entraînés : le Net-1 effectue une segmentation binaire du cœur gauche pour éliminer l'arrière-plan, et le Net-2 une segmentation multi classes du cœur. Le Net-2 incorpore dans ses « skip-connexions » une cellule d'attention complexe (CAG) qui combine les informations du décodeur avec un *a priori* elliptique et la carte des poids issue du Net-1 pour réduire l'influence de l'arrière-plan et des structures anatomiques annexes lors de la segmentation (Figure 1). La segmentation obtenue permet ensuite le calcul des métriques d'évaluations usuelles en deep learning (score de Dice, distance de Hausdorff) ainsi que des courbes de déformation globale dont on extrait le pic systolique.

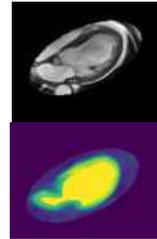


Figure 1

Résultats : Les performances du DRAG-Net sont stables et montrent une augmentation de 2% comparativement à un réseau U-net classique sur le score global de Dice ($0,935 \pm 0,05$) et une augmentation significative de 4% pour le Dice OG ($0,906 \pm 0,06$). Le DRAG-Net obtient une distance de Hausdorff moyenne de $2,914 \pm 0,95$ mm ce qui est convenable compte tenu de la résolution spatiale moyenne : $1,344 \pm 0,37$ mm/pixel. Les comparaisons entre les pics systoliques de déformation myocardique prédits et de référence révèlent un biais moyen de Bland & Altman globalement faible ($-0,01\%$) sur le LV mais plus élevé pour l'OG ($0,06\%$) pour les patients de la base de test ayant un score de Dice supérieur à $0,800$ (91%, $n = 128$).

Conclusion : L'utilisation des cartes de poids du Net-1 ainsi que l'ajout de l'*a priori* elliptique permettent une pondération spatiale dans les CAG du Net-2 et réduisent le biais statistique dû au déséquilibre des classes. Nos prédictions par le réseau combiné ont permis d'obtenir une segmentation et une analyse de la déformation pertinentes au niveau du VG et encourageantes au niveau de l'OG pouvant s'expliquer par sa petite taille, sa paroi plus fine et sa géométrie plus complexe.

Références : [1] Jerome Lamy, Computers in Biology and Medicine 2018

Remerciements : H2020 MAESTRIA project (965286)

Optimisation du transfert d'aimantation inhomogène (ihMT) pour les tissus à T_{1D} court : Etude in vitro sur agarose

Evgenios N. Kornaropoulos¹, Lucas Soustelle¹, Timothy Anderson¹, Julie Magat², Bruno Quesson², Olivier Girard¹, Guillaume Duhamel¹

¹Aix Marseille Université, CNRS, CRMBM, Marseille, France ²IHU LyRic, Université de Bordeaux, Bordeaux, France

Objectifs :

Le transfert d'aimantation inhomogène (ihMT) est un contraste IRM sensible aux macromolécules des tissus biologique et exploite l'effets de la relaxation de l'ordre dipolaire (T_{1D}) [1]. Cette étude s'intéresse à l'optimisation de la technique ihMT pour les structures à T_{1D} courts.

Matériel et Méthodes :

Un fantôme constitué d'eau dopée (Gd, 2mM ; $T_{1D} \approx 0ms$), d'agarose 2% et 4% ($T_{1D} \approx 1ms$) et d'après-shampooing ($T_{1D} \approx 15ms$) séquence ihMT 2D-RARE utilisant un schéma de saturation RF concentré [1]. 3 paramètres de séquence liés à la phase de saturation ihMT (voir Figure 1 [1]) ont été étudiés pour optimiser le signal ihMT dans l'agarose : l'offset de la fréquence de saturation (Δf), le temps de répétition des salves RF (BTR) et la puissance moyenne de saturation ($B1_{RMS}$).

Résultats : La figure 1 montre l'évolution du signal ihMT dans les 4 échantillons en fonction de Δf (pour BTR et $B1_{RMS}$ fixés). Le signal ihMTR est 2 à 3 fois plus élevé pour l'après-shampooing du fait du T_{1D} long. Son maximum est obtenu à $\Delta f = 10$ kHz alors que pour l'agarose, le maximum est obtenu pour $\Delta f = 15$ kHz. L'évolution du signal ihMTR en fonction de BTR passe par un maximum pour $BTR = 71ms$ pour l'après-shampooing et entre 38 ms et 104 ms pour l'agarose 2% et 4%, respectivement.

Conclusion : L'optimisation du signal ihMTR en fonction des paramètres de saturation permet de révéler un fort signal des structures T_{1D} court et un fort contraste par rapport au signal des T_{1D} longs. Ces degrés de liberté seront exploités pour optimiser le contraste entre différents tissus, notamment pour la caractérisation des fibres de Purkinje (T_{1D} court) dans l'environnement de muscles cardiaques.

Références : [1] Duhamel G., Prevost V. H., Cayre M., Hertanu A., Mchinda S., Carvalho V. N., Varma G., Durbec P., Alsop D.C., Girard O. M., Validating the sensitivity of inhomogeneous magnetization transfer (ihMT) MRI to myelin with fluorescence microscopy, Neuroimage 199 (2019): 289-303.

Remerciements : PROJET SYNATRA ANR-21-CE19-0014-02

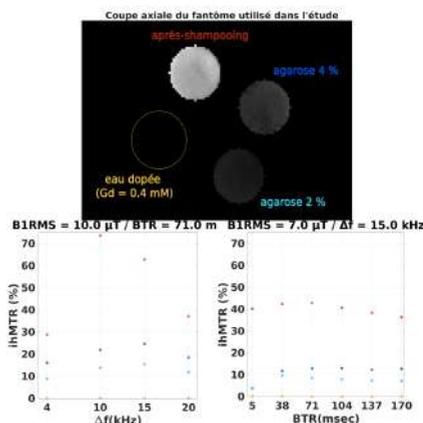


Figure 1: Images ihMTR dans l'après-shampooing, agaros et eau dopée et évolution du signal ihMTR en fonction de Δf et BTR .

IRM Ultra Haut Champ - Retour d'expérience au CHU de Poitiers après les 3000 premiers patients

Mathieu Naudin^{1,2,3}, Carole Guillevin^{1,2,3}, Marc Lapert^{2,4},
Pierre Fayolle^{2,3}, Clément Giraud^{2,3}, Philippe Delhummeau^{2,3},
Christophe Pagot^{1,2,3}, Gianrocco Favia^{2,3}, Nikolaos Efthimiadys^{2,3},
Rémy Guillevin^{1,2,3}

¹ DACTIM-MIS, Laboratoire de Mathématiques et Applications, UMR CNRS 7348, Université de Poitiers, Poitiers, France, ² LabCom I3M, Université et CHU de Poitiers, Poitiers, France ³ CHU Poitiers, Poitiers, France, ⁴ Siemens Healthcare SAS, Saint Denis, France

Contexte : Après obtention d'un marquage CE/FDA en 2017, l'IRM 7T est devenue un outil clinique diagnostique de recours en neuroimagerie. Elle offre en effet un meilleur rapport signal/bruit, une meilleure résolution spatiale (jusqu'à 0.2mm dans le plan) et un meilleur contraste que les IRM conventionnelles à 1,5T et 3T [1]. Une quarantaine d'installations de ce type existent dans le monde. L'expérience clinique du CHU de Poitiers, seul centre national ayant l'agrément clinique, est axée autour des usages marqués CE : neuro et musculo-squelettique.

Matériel et Méthodes : L'IRM UHC de Poitiers est un Magnetom Terra (Siemens Healthineers, Erlangen, Allemagne) a été installée fin 2019 au cœur de la structure hospitalière avec un accès patients identique à celui des autres IRM. Concernant les contre-indications, les recommandations du GUF1 sont appliqués pour l'acceptation des patients. Les patients sont orientés par les cliniciens vers la machine soit sur des demandes spécifiques et de recours soit pour évaluation primaire classique sur des indications à taux d'élucidation faible à 3T.

Résultats : 3000 patients ont pu être scannés en 28 mois d'activité avec une proportion importante d'examen crâne comparé aux autres localisations anatomiques (80% vs 20%). L'échelonnement annuel des patients s'établit de la manière suivante : $n_{2020} = 734$, $n_{2021} = 1430$, $n_{2022} = 1320$. La part de patients hospitalisés est de 30 à 40% comparé à l'activité externe (patients venant de l'extérieur). Les pathologies ciblées préférentiellement sont la sclérose en plaque, l'épilepsie, le gliome diffus de bas grade (GDBG) ainsi que les pathologies neuro-dégénératives. Par ailleurs cette imagerie permet d'augmenter considérablement la pertinence de l'orientation des patients présentant des signes cliniques (céphalée) ou des anomalies de signal 3T (hypersignaux T2 FLAIR) très peu spécifiques. Le temps moyen d'examen clinique est d'environ 60 minutes. L'enjeu des contre-indications est important : 10% des patients ont été récusés « au pied de la machine » après ultime vérification des manipulateurs.

Conclusion : L'IRM 7T apparait comme un système d'imagerie de recours pertinent et utilisable d'utilisation en clinique. L'intérêt clinique d'une telle machine permet d'envisager de nouveaux diagnostics grâce à la précision inégalée. Plusieurs enjeux subsistent autour des contre-indications, de la matéro-vigilance et de la valorisation des actes CCAM au regard de l'investissement initial. Il existe aussi un enjeu éducationnel des praticiens.

Références : [1] Ladd, M. E., Bachert, P., Meyerspeer, M., Moser, E., Nagel, A. M., Norris, D. G., ... & Zaiss, M. (2018). Pros and cons of ultra-high-field MRI/MRS for human application. *Progress in nuclear magnetic resonance spectroscopy*, 109, 1-50.

Comparaisons de séquences accélérées avec de l'IRM de flux 4D conventionnelle et de la mécanique des fluides numérique (CFD)

Morgane Garreau^{1,2}, Thomas Puiseux^{2,3}, Solenn Toupin⁴, Daniel Giese⁵, Simon Mendez¹, Franck Nicoud¹, Ramiro Moreno^{3,6}

¹Université de Montpellier, CNRS, Montpellier, France, ²Spin Up, ALARA Group, Strasbourg, France, ³I2MC, INSERM/UPS UMR 1297, Toulouse, France, ⁴Siemens Healthcare France, Saint-Denis, France, ⁵Magnetic Resonance, Siemens Healthcare GmbH, Erlangen, Germany, ⁶ALARA Expertise, ALARA Group, Strasbourg, France

Objectifs : Évaluer des marqueurs hémodynamiques obtenus par des séquences de flux 4D accélérées (GRAPPA R=3 et Compressed Sensing ; CS R=7.6 [1]) dans un contexte d'écoulement complexe [2].

Matériels et Méthodes : Les séquences accélérées, ainsi qu'une séquence non-accelérée, ont été acquises sur un fantôme de flux à parois rigide parcouru par un écoulement pulsé [3]. En complément, des simulations basées sur ces mesures expérimentales ont été réalisées avec le code YALES2BIO spécialisé dans la simulation numérique d'écoulements sanguins dans des géométries complexes [4]. Les champs de vitesse expérimentaux et simulés ont été comparés sur les quantités suivantes : profils de vitesse, débits et vitesses maximales.

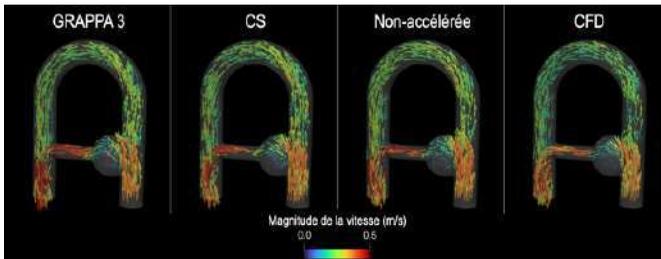


Figure 1 : Visualisation vectorielle des acquisitions IRM et de la simulation CFD à la systole.

Résultats : Des motifs hémodynamiques similaires ont été observés aussi bien pour les images expérimentales que pour la simulation numérique (Figure 1). Il a été noté une tendance à la surestimation des profils de vitesse et des vitesses maximales pour toutes les acquisitions IRM par rapport à la CFD, notamment dans les régions associées avec une forte vitesse et/ou accélération. La correction des courants de Foucault apparaît comme essentielle pour obtenir des débits préservant le principe de conservation de la masse. Avec cette correction, les débits calculés sont en bon accord entre les différentes modalités.

Conclusion : Les acquisitions accélérées ont montré de bonnes corrélations avec l'acquisition non-accelérée. Cependant, toutes les images souffrent d'artéfacts inhérents au protocole de contraste de phase. Bien que sensible aux paramètres de modélisation, la CFD est un outil intéressant pour évaluer ces différences.

Références : [1] Ma LE, Markl M, Chow K, et al. *MRM* 2019;81:3675-3690. [2] Garreau M, Puiseux T, Toupin S, et al. *MRM* 2022; 88: 2432- 2446. [3] Puiseux T, Sewonu A, Meyrignac O, et al. *NMR Biomed* 2019;32:e4063. [4] Mendez S and Nicoud F. <https://imam.umontpellier.fr/~yales2bio/>

Remerciements : Simulations avec YALES2BIO effectuées avec les ressources HPC du GENCI-CINES (A0080307194, A0100307194) et avec l'appui de la plateforme MESO@LR de l'Université de Montpellier.

Volumétrie prostatique en IRM par segmentation automatique des contours : développement et évaluation multi-constructeurs

Nora ERHART¹, Léo ALBERGE², Chloé ADAM², Gaspard d'ASSIGNIES², Luc BEUZIT¹

¹Service de radiologie CHU de Rennes, France, ²Incepto Medical, Paris, France

Objectifs : Développer un algorithme de mesure du volume prostatique en IRM par segmentation automatique des contours et évaluer ses performances.

Matériels et Méthodes : Cette étude rétrospective a été approuvée par le comité d'éthique de notre structure.

Une base d'entraînement contenant 591 examens d'IRM prostatique (sur appareils à 1.5 et 3T de 2 constructeurs) avec segmentation manuelle des contours de la prostate a permis de développer une série d'algorithmes de réseaux de neurones pour automatiser la segmentation des contours et la mesure du volume prostatique sur les séquences axiales pondérées T2.

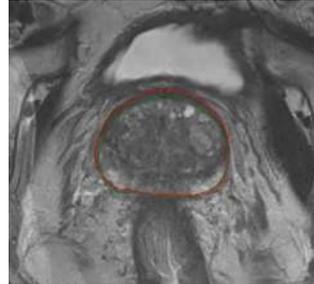
Une base de validation contenant 50 examens a été utilisée pour la validation. Les mesures de volume prostatique par segmentation automatique des contours ont été comparées à celles de trois radiologues (volume estimé par mesure des 3 axes et application de la formule de l'ellipsoïde : $\text{Vol (ml)} = \text{diamètre transverse (cm)} \times \text{diamètre crâniocaudal} \times \text{diamètre antéropostérieur} \times 0,523$). La mesure de référence du volume prostatique a été obtenue par segmentation manuelle des contours de l'ensemble de la prostate par un radiologue expérimenté.

Les mesures réalisées par notre méthode et celles des radiologues ont été comparées en termes de moyenne et d'écart type de la différence absolue au volume de référence et à l'aide du coefficient de corrélation intraclass. Le lien entre l'erreur commise et le volume prostatique a été étudié à l'aide du test de corrélation de Pearson.

Résultats : Le score de Dice moyen pour la segmentation de la prostate est de 0.91. L'erreur moyenne absolue (+/- écart type) commise sur le volume prostatique par notre algorithme est de 2.7 mL (+/- 2.2 mL), alors qu'elle est respectivement de 6 mL (+/- 7.7 mL), 6.6 (+/- 6.5 mL), 8.8 (+/- 7.8 mL) pour les trois radiologues. Le coefficient de corrélation intraclass entre la mesure référence et notre méthode est de 0.99 alors qu'il est de 0.96, 0.91, 94 pour les trois radiologues.

Les coefficients de Pearson entre l'erreur absolue commise et le volume de référence de la prostate pour les trois lecteurs sont de 0.25, 0.46, 0.50 avec des valeurs-p de 0.072, 0.0007 et 0.0002 respectivement. Ce même coefficient est de 0.02 pour notre méthode avec une valeur-p de 0.90. L'erreur commise par la mesure manuelle des 3 axes semble donc corrélée au volume prostatique contrairement à notre méthode qui ne semble pas affectée par le volume prostatique.

Conclusion : Les performances de notre méthode de segmentation automatique pour la mesure du volume prostatique sont meilleures que les estimations de volume effectuées en routine clinique et ne sont pas influencées par la taille de la prostate. Cette méthode rapide et précise paraît notamment utile pour une mesure précise de biomarqueurs influençant la stratégie diagnostique, comme la densité de PSA.



Session des Industriels

Lundi 27 Mars 12h45 – 13h15

Modérateur : J. Flament

Siemens Healthineers

Présentateur : En attente

<https://www.siemens-healthineers.com/fr>



NeurATRIS, une Infrastructure Nationale en Biologie Santé (INBS) de recherche translationnelle pour les thérapies innovantes en neurosciences

Présentatrice : Elisabeth Métreau-Grognet

<https://www.neuratris.com>



NeurATRIS est une infrastructure destinée à accélérer la transformation des découvertes issues de la recherche fondamentale en innovations médicales pour le traitement des maladies neurodégénératives et neurodéveloppementales. Coordonnée par le CEA, NeurATRIS regroupe 7 hôpitaux et instituts de recherche publics ayant une expertise reconnue au niveau international en neuroimagerie, pharmacologie et biothérapies. NeurATRIS propose un continuum d'expertises translationnelles des modèles cellulaires in vitro aux essais cliniques de phase II sur des patients atteints de pathologies cérébrales majeures : les maladies d'**Alzheimer**, de **Parkinson**, de **Huntington**, la **Sclérose en Plaques**, et des **pathologies neurodéveloppementales**. NeurATRIS développe en particulier 4 grands programmes de recherche : 1) **Thérapie cellulaire**, 2) **Thérapie génique**, 3) **Évaluation in vivo et efficacité thérapeutique**, 4) **Thérapies médicamenteuses**. NeurATRIS établit des collaborations avec des partenaires académiques et privés qui bénéficient de plateformes de pointe dont ses plateformes en neuroimagerie : TEP, IRM, TEP-CT, TEP-IRM, TEMP/SPECT, et qui reposent sur un ensemble d'expertises technologiques, scientifiques, méthodologiques et stratégiques.

Gala

Mardi 28 Mars 19h30 – 23h



Pour cette 6ème édition du congrès de la SFRMBM, nous vous proposons une soirée enchantée au Musée des Arts Forains dans le 12e arrondissement de Paris.

Rendez-vous au 53 Av. des Terroirs de France, 75012 Paris

Métro : Ligne 14 :
Arrêt Cours St Emilion

Bus : Ligne 24 :
Terroirs de France



Evénements Satellites

Club Utilisateurs* IDEA
30 mars 2023 – CANOPY Courbevoie

[Je m'inscris](#)

*Utilisateurs Siemens Healthineers sur inscription

SIEMENS
Healthineers

A VOS AGENDAS
SFNR
50^{ème} CONGRÈS

29 > 31
MARS 2023
 Novotel Paris Tour Eiffel

<https://sfrmbm2023.fr>

27 au 29 Mars 2023 - CICSU

AG de la SFRMBM

Le prochain congrès sera également l'occasion de présenter votre candidature pour rejoindre le bureau début 2024. Les candidats pourront lors de l'AG présenter leur parcours et leurs propositions de contribution pour développer la société savante et représenter la communauté française en IRM. L'AG sera également l'occasion de remettre les prix de thèse : <https://sfrmbm.fr/category/prix-bourses/>



Bureau de la SFRMBM :

Dr. Olivier BEUF, Président entrant.

Dr. Paulo LOUREIRO DE SOUSA, Président

Dr. Anne-Karine BOUZIER-SORE, Président sortante.

Dr. Guillaume DUHAMEL, Secrétaire, siège à renouveler en 2023.

Dr. Elise BANNIER, Chargée de Communication.

Dr. Thomas CHRISTEN, Trésorier.

Dr. Mathieu SANTIN, Chargé de la Veille Scientifique

Dr. Hélène RATINEY, Chargée de la vie associative

Dr. Marie POIRIER-QUINOT, Chargée de formations, siège à renouveler en 2023.

Quizz « Strange Things »

Coming Up

Comité d'organisation

Dr. Fawzi BOUMEZBEUR, Président du CO.

Dr. Albertine DUBOIS, Vice-présidente du CO, Responsable Formation France Life Imaging

Dr. Julien Flament, ingénieur-chercheur au CEA. MIRCen, Laboratoire des Maladies Neurodégénératives, CNRS, CEA, Université Paris-Saclay. 18 rue du Panorama 92260 Fontenay-aux-Roses. Responsable partenariats privés.

Dr. Alexandra Petiet-Bacarisse, Centre de NeuroImagerie de Recherche (CENIR), Institut du Cerveau et de la Moëlle, CNRS, Inserm, Université Paris-Sorbonne. Hôpital de la Pitié-Salpêtrière, 47-83 Bd de l'Hôpital, 75013 Paris. Co-responsable animation/gala.

Dr. Khaoula Bouazizi-Verdier, Institut Hospitalier Universitaire de Cardio-métabolisme et Nutrition (IHU-ICAN), Inserm, Université de Paris. Hôpital de la Pitié-Salpêtrière, 47-83 boulevard de l'hôpital, 75013 Paris. Co-responsable animation/gala.

Dr. Benjamin Marty, Institut de myologie, CEA, Université de Paris. Hôpital de la Pitié-Salpêtrière, 47-83 boulevard de l'hôpital, 75013 Paris, 75013 Paris. Co-responsable communication

Dr. Sabrina Doblas, Centre de Recherche sur l'Inflammation (CRI), Inserm U1149, CNRS, Université de Paris. Hôpital Beaujon, 100 Bd du Général Leclerc, 75018 Paris. Co-responsable communication.

Dr. Mathieu Santin, CENIR, Institut du Cerveau et de la Moëlle, CNRS, Inserm, Université Paris-Sorbonne. Hôpital de la Pitié-Salpêtrière, 47-83 Bd de l'Hôpital, 75013 Paris. Responsable Speed-dating.

Comité scientifique

Dr. Fawzi BOUMEZBEUR, Président du CS.

PU. Marie Poirier-Quinot, Vice-présidente du CS.

Dr. Jean-Marie Bonny, Directeur de Recherche. INRAE, UR QuaPA, ISC AgroResonance, Saint-Genès-Champanelle.

Dr. Jessica Dubois, Directrice de Recherche. NeuroSpin/UNIACT et NeuroDiderot, Inserm UMR 1141, Université Paris-Saclay, Centre CEA de Saclay, 91191 Gif-sur-Yvette. Hôpital Robert Debré, Université de Paris, 48, boulevard Sérurier, 75019 Paris

Pr. Rémy Guillevin, PU-PH, Chef de Service de Radiologie, Directeur de l'unité DACTIM-MIS. Laboratoire commun CNRS/Siemens I3M, Hôpital Universitaire (CHU) de Poitiers, 2 rue de la Milétrie, 86021 Poitiers.

Dr. Julien Valette, Directeur de Recherche. MIRCen, Laboratoire des Maladies Neurodégénératives, CNRS, CEA, Université Paris-Saclay. 18 rue du Panorama 92260 Fontenay-aux-Roses.

Pr. Bernard Van Beers, PU-PH, Directeur de Recherche. Centre de Recherche sur l'Inflammation (CRI), Inserm U1149, CNRS, Université de Paris. Hôpital Beaujon, 100 Bd du Général Leclerc, 75018 Paris.

Dr. Angèle Viola, Directrice de Recherche. Centre de Résonance Magnétique Biologique et Médicale (CRMBM), CNRS UMR 7339, Faculté de Médecine de la Timone, Université Aix-Marseille, Marseille.

Pr. Mathieu Sarraçanie, Co-Directeur du Laboratoire des Technologies Adaptables en IRM (AMT Lab), Département d'Ingénierie Biomédicale, Université de Bâle, Suisse.



SFRMBM

SOCIÉTÉ FRANÇAISE DE RÉSONANCE
MAGNÉTIQUE EN BIOLOGIE & MÉDECINE



Merci à tous nos soutiens

et à vous



Inserm

La science pour la santé
From science to health



NEURATRIS

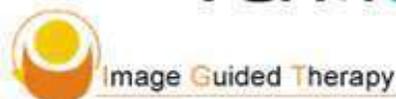


chipiron



~ventio

Guerbet



Rendez-vous à Rennes en 2025