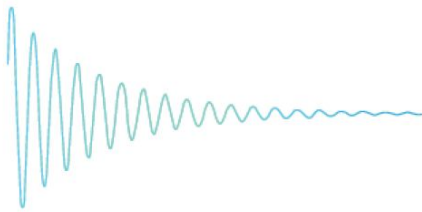




SFRMBM

SOCIÉTÉ FRANÇAISE DE RÉSONANCE
MAGNÉTIQUE EN BIOLOGIE & MÉDECINE



CREATIS

AgroResonance

CERMAP
imagerie du vivant

5^{ème} CONGRÈS

<https://sfrmbm2021.sciencesconf.org>

27-29 Septembre 2021
Grand amphithéâtre de
l'ENS Lyon



SIEMENS
Healthineers

PHILIPS
Healthcare

MR SOLUTIONS GROUP



La Région
Auvergne-Rhône-Alpes

GRANDLYON
la métropole



INSA INSTITUT NATIONAL
DES SCIENCES
APPLIQUÉES
LYON

INRAE

Inserm

Lyon 1

UNIVERSITÉ
JEAN MONNET
SAINT-ÉTIENNE

UCA
UNIVERSITÉ
Clermont
Auvergne

LABEX
PRIMES
UNIVERSITÉ DE LYON



FLi
France Life Imaging

Table des matières

Editorial	3
Programme	6
Présentations Invitées	12
Partenaires et Sponsors Industriels	31
Sommaire des Résumés	38
Résumés	43
Liste des Auteurs	120
Les mots croisés de la SFRMBM	123
Plan d'accès au congrès et au gala	123
Comité d'organisation / Comité scientifique	125



Editorial

Cher·e·s collègues, cher·e·s ami·e·s,

Nous sommes extrêmement heureux· de vous accueillir en présentiel à Lyon, après plusieurs mois d'attente et d'incertitude, pour ce 5ème congrès de la Société Française de Résonance Magnétique en Biologie et Médecine ([SFRMBM](#)).

Ce congrès scientifique a pour raison d'être de présenter les dernières avancées méthodologiques et les applications innovantes en imagerie par résonance magnétique (IRM) et en spectroscopie par résonance magnétique (SRM) au service de la biologie et de la santé. Les travaux présentés concernent les développements en physique et ingénierie jusqu'aux applications cliniques en passant par les applications précliniques sur petit animal et les nouvelles approches en traitement du signal et de l'image.

La tradition de conserver des sessions de formation nous a amenés à concevoir un programme pour satisfaire les plus jeunes comme les plus expérimentés dans les domaines dont ils ne sont pas encore experts.

Les sessions scientifiques ont été construites pour rendre compte des grandes questions actuelles avec, en introduction de chaque session, des invités de renom qui partageront avec nous leur vision des travaux actuels et les perspectives associées aux domaines abordés.



Chaque résumé soumis a été évalué par trois membres du comité scientifique afin de déterminer les travaux retenus pour une présentation orale. D'autres travaux jugés de qualité ou originaux seront mis en lumière, lors de deux séances de « power-pitch » : leurs présentations brèves en session plénière permettront de susciter l'envie de l'auditoire pour venir échanger plus en détail devant les posters affichés. Discussions, rencontres et questionnements seront attendus aux traditionnelles sessions poster.

Enfin, un temps dédié aux rencontres professionnelles sous la forme de « speed dating » a été aménagé pour vous permettre, le cas échéant, de rentrer en contact avec vos futurs collaborateurs académiques ou industriels.

Nous espérons que ce programme ainsi que l'organisation sur ces trois journées, avec une soirée au musée des confluences de Lyon, vous permettront de passer un excellent séjour parmi nous.

Olivier BEUF

Programme

Lundi 27 Septembre 2021

09:00 Accueil des participants

10:00 SESSION FORMATION 1/2 - Amphi C. Mérieux

Modérateurs : Eric Van Reeth, Michaël Sdika

10:00 *Intelligence artificielle pour l'IRM : de l'acquisition à l'analyse d'images* - Carole Lartizien, CREATIS, Lyon

10:30 *Quelques principes de base communs à l'IRM et à la SRM* - Jean-Marc Nuzillard, ICMR, Reims

11:00 *IRM de l'Instrument à l'Image* - Hervé Saint-Jalmes, LTSI, Rennes

11:30 *Quantification en IRM et SRM* - Hélène Ratiney, CREATIS, Lyon & Jean-Marie Bonny, QuaPA, Clermont-Ferrand

12:00 Déjeuner - Atrium (hall)

13:00 SESSION FORMATION 2/2 - Amphi C. Mérieux

Modérateurs : Marie Poirier-Quinot, Sylvain Miraux

13:00 *IRM fonctionnelle : quoi de neuf, docteur ?* - Chantal Delon-Martin, GIN, Grenoble

13:30 *Imagerie des propriétés électriques par IRM* - Paulo Loureiro De Sousa, ICube, Strasbourg & Freddy Odille, IADI, Nancy

14:00 *Imagerie quantitative accélérée* - Aurélien Trotier, CRMSB, Bordeaux

14:30 *L'hyperpolarisation ou le périple depuis l'électron vers l'IRM* - Sami Jannin, CRMN, Lyon

15:00 POWER PITCH 1/2 - Amphi C. Mérieux

Modérateurs : Denis Grenier

15:00 *Reconstruction du champ de cisaillement pour une meilleure estimation des vitesses d'ondes en élastographie* - Tristan Deruelle et al., LabTAU, Lyon

15:03 *Influence d'une occlusion veineuse portale sur le flux portal et sur l'élasticité du foie* - Simon Chatelin et al., ICube, Strasbourg

15:06 *Imagerie spécifique de la myéline : étude comparative entre le transfert d'aimantation inhomogène (ihMT), MT quantitatif (qMT) et R1* - Andreea Hertanu et al., CRMBM, Marseille

15:09 *Amélioration du contraste dans une séquence d'écho de gradient 3D ultra - rapide avec préparation d'aimantation : Une approche par contrôle optimal.* - Benoît Vernier, CREATIS, Lyon

15:12 *Evaluation préclinique du compressed sensing.* - Diego Alves Rodrigues De Souza et al., GIN, Grenoble

15:15 *Évaluation comparative de la détection des lésions de sclérose en plaques (SEP) en imagerie du transfert d'aimantation inhomogène (ihMT) et conventionnel (MT)* - Lucas Soustelle et al., CRMBM, Marseille

15:18 *Spectroscopie pondérée en diffusion du lactate : méthode de rehaussement du signal* - Eloïse Mougel et al., MIRCen, Fontenay-aux-Roses

15:21 *Analyse par SRM localisée du 31P cardiaque des rats transgéniques BMPR2* - Dounia El Hamrani et al., LIRYC, Bordeaux

15:24 *Suivi longitudinal par Spectroscopie de Résonance Magnétique 1H du profil métabolique au niveau du putamen chez les patients atteints de la maladie de Parkinson de novo* - Carine Chassain et al., CHU, Clermont-Ferrand

15:27 *L'IRM de diffusion du muscle squelettique : Une méthode pertinente pour détecter les effets à distance induits par l'irradiation cérébrale chez le rat* - Julie Bécam et al., ISTCT, Caen

Lundi 27 Septembre 2021

- 15:30 Pause café - Atrium (hall)
- 16:00 POSTERS & STANDS 1/2 - Atrium (hall)
- 17:00 Ouverture du congrès - Amphi C. Mérieux
Olivier Beuf, Anne-Karine Bouzier-Sore, Didier Revel
- 17:30 SESSION DES INDUSTRIELS - Amphi C. Mérieux
Modérateurs : Magalie Viallon, Freddy Odile
- 18:30 Cocktail - Atrium (hall)

Mardi 28 Septembre 2021

- 08:00 SEQUENCES RMN ET MACROMOLECULES - Amphi C. Mérieux
Modérateurs : Hélène Ratiney, Paulo Loureiro de Sousa
Présentation invitée - Fabien Ferrage, LBM, Paris
Interactions des métabolites dans les fluides biologiques par relaxométrie haute résolution
- 08:30 *Contrôle optimal appliqué à l'élastographie par RM multifréquence simultanée* - Pilar Sango Solanas et al., CREATIS, Lyon
- 08:45 *Évaluation quantitative des propriétés mécaniques des tissus par IRM de la force de radiation ultrasonore (MR-ARFI)* - Karine Choquet et al., ICube, Strasbourg
- 09:00 *Étude par SRM-1H des modifications métaboliques et macromoléculaires associées au développement du cerveau fœtal* - Angele Viola et al., CRMBM, Marseille
- 09:15 *Séquence RMN in vivo supprimant la J-modulation pour mesurer la diffusion du lactate dans le cerveau de rongeurs* - Sophie Malaquin et al., MIRCen, Fontenay-aux-Roses
- 09:30 *Imagerie par transfert d'aimantation inhomogène (ihMT) filtrée en temps de relaxation dipolaire T1D dans le cerveau : simulation des contrastes et confirmation expérimentale* - Andreea Hertanu et al., CRMBM, Marseille
- 09:45 *Optimisation et Précision de l'IRM Echo Planar en contraste de phase* - Pan Liu et al., CHIMERE, Amiens
- 10:00 Pause café - Atrium (hall)
- 10:30 IRM AVEC OU SANS AGENT D'IMAGERIE - Amphi C. Mérieux
Modérateurs : Chantal Delon Martin, Emmanuel Barbier
Présentation invitée - Xavier Golay, UCL Queen Square Institute of Neurology, London
CEST : de la paille au pied du patient ; l'histoire de deux applications / CEST : from bench to bedside; A tale of two applications
- 11:00 *Altération de la matière blanche dans les acouphènes liés au bruit : la connectivité structurelle revisitée en Deep-Learning et Manifold-Learning* - Chloe Jaroszynski et al., GIN, Grenoble
- 11:15 *Dynamique d'évolution de lésions actives de sclérose en plaques (SEP) par IRM du transfert d'aimantation inhomogène (ihMT)* - Lucas Soustelle et al. CRMBM, Marseille
- 11:30 *Identification d'un réseau vulnérable dans la maladie de Huntington par IRM multimodale* - Jean-Baptiste Pérot et al., MIRCen, Fontenay-aux-Roses
- 11:45 *Réorganisation des réseaux cérébraux chez les traumatisés crâniens sévères et récupération de la conscience* - Chantal Delon-Martin et al., GIN, Grenoble

Mardi 28 Septembre 2021

12:00 POWER PITCH 2/2 - Amphi C. Mérieux

Modérateurs : Benjamin Leporq, Franck Lambertson

- 12:00 *Nouvelle méthode de caractérisation des propriétés électriques non-linéaires d'antennes supraconductrices par l'IRM* - Aimé Labbé et al., BioMaps, Paris
- 12:03 *Conversion électro-optique du signal RMN par modulation de l'état de polarisation de la lumière : premiers résultats à 7T.* - Paul Nobre et al., CREATIS, Lyon
- 12:06 *Estimation de l'activité de la créatine kinase par IRM cérébrale dynamique du 31P chez le volontaire sain à 7T* - Renata Porciuncula Baptista et al., NeuroSpin, Saclay
- 12:09 *Augmentation in vivo de GABA comme biomarqueur de la zone épileptogène dans un modèle animal d'épilepsie focale* - Florence Fauvelle et al., GIN, Grenoble
- 12:12 *Neuroprotection du resvératrol dans l'hypoxie-ischémie néonatale : modulation du métabolisme cérébral* - Ursule Dumont et al., CRMSB, Bordeaux
- 12:15 *Utilisation de solutions hypertoniques de mannitol pour l'ouverture de la BHE - Impact sur le métabolisme cérébral.* - Anthony Tessier et al., CRMBM, Marseille
- 12:18 *Transfert d'aimantation inhomogène (ihMT) pour l'imagerie des fibres de Purkinje dans le cœur à 9,4T* - Julie Magat et al., LIRYC, Bordeaux
- 12:21 *Optimisation des patterns de signaux pour l'IRM fingerprinting vasculaire* - Aurélien Delphin et al., GIN, Grenoble
- 12:24 *Prédiction du handicap par machine learning dans la sclérose en plaques* - Bernardino Barile et al., CREATIS, Lyon
- 12:27 *Reconstruction et caractérisation tridimensionnelle des déformations de la vessie* - Augustin C. Ogier et al., LIS, Marseille

12:30 Déjeuner - Atrium (hall)

13:00 POSTERS & STANDS 2/2 - Atrium (hall)

14:00 QUANTIFICATION & IRM MULTIPARAMETRIQUE - Amphi C. Mérieux

Modérateurs : Elise Bannier, Guillaume Duhamel

Présentation invitée - Nicolas Stikov, École Polytechnique de Montréal

La reproductibilité et le futur de la recherche en IRM / Reproducibility and the future of MRI research

- 14:30 *MR Fingerprinting avec séparation eau/graisse pour quantifier la graisse intramusculaire et l'activité de la maladie dans les pathologies neuromusculaires* - Benjamin Marty et al., Institut de Myologie, Paris
- 14:45 *Elastographie par résonance magnétique à multiple fréquence simultanée* - Pilar Sango Solanas et al., CREATIS, Lyon
- 15:00 *Caractérisation de la maladie de Parkinson par IRM quantitative du $R2^*$: Une nouvelle approche spécifique développée à partir d'une étude clinique multi-centrique* - Laila khedher et al., NPsy-Sydo, Clermont-Ferrand
- 15:15 *Analyse radiomique en IRM multi-contraste pour la prédiction de la réponse pathologique complète à la chimiothérapie néoadjuvante du cancer du sein triple négatif* - Angéline Nemeth et al., CREATIS, Lyon
- 15:30 *Impact de l'harmonisation multicentrique sur la détection de radionécrose par analyse radiomique* - Clément Acquitter et al., GIN, Grenoble
- 15:45 *comBat versus cycleGAN pour l'harmonisation de données IRM* - Stenzel Cackowski et al., GIN, Grenoble
- 16:00 *Segmentation par deep learning du tissu adipeux épicardique sur ciné 4-chambres, comparaison avec son volume total* - Pierre Daudé et al., CRMBM, Marseille
- 16:15 *Segmentation des lésions cancéreuses par agressivité dans l'IRM de prostate* - Audrey Duran et al., CREATIS, Lyon

Mardi 28 Septembre 2021

- 16:30 Pause café - Atrium (hall)
- 17:00 Speed-Dating- "Découverte" Atrium (bar) et "Pro" salle de presse - RDC
Animateurs : Laurent Mahieu-Williams, Kevin Tse Ve Koon
- 17:45 AG de la SFRMBM - Amphi C. Mérieux
- 19:00 Soirée de gala - Musée des confluences

Mercredi 29 Septembre 2021

- 08:30 **INSTRUMENTATION & CHAMPS EXTREMES - Amphi C. Mérieux**
Modérateurs : **Virginie Callot, Kévin Tse Ve Koon**
Présentation invitée - **Maxime Guye, CRMBM, Marseille & Mathieu Sarraçanie, MIAC, Basel**
L'IRM à champ extrême(s) deviendra-t-elle indispensable ?
- 09:15 *Combinaison de canaux orientée SVD pour de meilleures performances en IRMf* - Redouane Jamil et al., NeuroSpin, Saclay
- 09:30 *Exploration de l'IRM haute résolution de l'articulation de l'épaule à 7T et comparaison avec 3T* - Aurelien Destruel et al., The University of Queensland, Brisbane
- 09:45 *Mesures de CMRO2 dans un modèle murin d'amyloïdose par IRM à temps d'écho zéro de l'oxygène 17 à 11.7T* - Celine Baligand et al., MIRCen, Fontenay-aux-Roses
- 10:00 Pause café - Atrium (hall)
- 10:30 **IRM & SRM PRECLINIQUE - Amphi C. Mérieux**
Modérateurs : **Anne-Karine Bouzier-Sore, Jean-Marie Bonny**
Présentation invitée - **Monique Bernard & Franck Kober, CRMBM, Marseille**
IRM et SRM précliniques - enjeux, nouveautés, défis et perspectives
- 11:15 *Exposition à l'alcool chez la souris : Altérations des réseaux fonctionnels et signatures structurelles régions-spécifiques* - Laetitia Degiorgis et al., ICube, Strasbourg
- 11:30 *Le singe marmouset comme modèle humain : Effet du vieillissement sur l'hémodynamique cérébrale* - Germain Arribarat et al., CerCo, Toulouse
- 11:45 *Mesure du métabolisme glycolytique in vivo par IRM GLUCOCEST* - Yohann Mathieu-Daudé et al., MIRCen, Fontenay-aux-Roses
- 12:00 *Suivi longitudinal du microenvironnement tumoral in vivo par la combinaison de l'irm cest (chemical exchange saturation transfer) à l'imagerie nucléaire : application au chondrosarcome* - Roxane Autissier et al., QuaPA, Clermont-Ferrand
- 12:15 **Remise des prix de la SFRMBM - Amphi C. Mérieux**
- 12:45 Déjeuner - Atrium (hall)

Mercredi 29 Septembre 2021

14:00 RESEAUX METIERS REMI - Amphi C. Mérieux

- 14:00 Accueil café
- 14:30 *QC en IRM de repos*
- 15:00 *Monitoring B₁*, Franck Mauconduit
- 15:30 *Point d'étape des Groupes d'Action*
- 16:00 Echanges libres autour des Groupes d'Action
- 17:00 Restitution et synthèse
- 17:30 Fin

14:00 RESEAUX METIERS SAIN - salle de presse- RDC

- 14:00 *Introduction*, Michel Dojat
- 14:15 *Partage des Données : quelles données à disposition et comment les partager?*, Michaël Kain, Franck Kober
- 15:00 *Partage des Outils de traitement : recensement des chaines utiles et comment les partager et les exécuter*, Vincent Noblet, Benjamin Lemasson
- 16:00 *Faire vivre SAIN*, Michel Dojat
- 17:30 Fin

Présentations Invitées

Carole LARTIZIEN

DR CNRS - CREATIS

Carole LARTIZIEN est directrice de recherche au CNRS et mène ses recherches au laboratoire CREATIS à Lyon (www.creatis.insa-lyon.fr). Ses travaux portent sur le développement de modèles par apprentissage sur des données d'imagerie médicale multimodale pour l'aide au diagnostic et au pronostic. Les domaines d'application concernent majoritairement l'imagerie du cancer et la neuroimagerie (www.creatis.insa-lyon.fr/~lartizien).



Intelligence artificielle pour l'IRM: de l'acquisition à l'analyse d'images.

27 septembre 10:00



CONTACT

Carole.Lartizien@
creatis.insa-lyon.fr

Jean-Marc NUZILLARD

PU Univ. Reims

Jean-Marc NUZILLARD a obtenu le titre de Docteur en chimie de l'université de Paris-Sud sous la direction du Pr. Henri Kagan en 1985 et a rejoint le CNRS à Reims la même année. Après des travaux en synthèse totale d'alcaloïdes ses centres d'intérêt ont évolué vers l'utilisation de la RMN pour l'élucidation structurale de substances naturelles, le développement de nouvelles méthodes d'acquisition et de traitement des données de RMN ainsi que l'usage de l'intelligence artificielle pour l'analyse structurale des composés organiques. Il a passé un an dans le laboratoire du Pr. Ray Freeman à Cambridge UK. Son intérêt se porte actuellement sur l'analyse des mélanges et la chémoinformatique. Il est auteur de plus de 190 publications scientifiques.



Quelques principes de base communs à l'IRM et à la SRM

27 septembre 10:30



CONTACT

jm.nuzillard@
univ-reims.fr

Jean-Marie BONNY

DR INRAe

Jean-Marie BONNY a obtenu le titre de Docteur en Biophysique, traitement du signal et de l'image sous la direction du Pr. Michel Zanca en 1996 et a rejoint l'INRA (maintenant INRAe) dans le centre Clermont-Auvergne-Rhône-Alpes la même année. Après des travaux initiaux sur l'imagerie RMN quantitative en antenne de surface, ses centres d'intérêt portent essentiellement sur l'articulation entre méthodes d'acquisition, modélisation et traitement de signal dans le but de mieux exploiter l'information portée par l'IRM multi-noyaux. Ses recherches visent prioritairement des applications en agronomie, aliment et alimentation.



Quantification en IRM et SRM

27 septembre 11:30



CONTACT

jean-marie.bonny
@inrae.fr

Hélène RATINEY

CR CNRS - CREATIS

Originnaire de Chartres, **Hélène RATINEY** a obtenu son diplôme de DEA et d'ingénieur en traitement du signal et de l'image à l'ENSEEIH Toulouse en 2001. Elle a rejoint le laboratoire de RMN à Lyon pour sa thèse qui portait sur la quantification automatique des signaux de spectroscopie RMN *in vivo*. De 2005 à 2007, elle a poursuivi en post-doctorat à l'Université de Californie San Francisco, où elle a travaillé sur l'imagerie spectroscopique 3D appliquée à la sclérose en plaques. En 2007, elle est revenue en France, au laboratoire CREATIS à Lyon, où elle continue à développer, en synergie, méthodes d'acquisition (impulsion radiofréquence, stratégie d'encodage) et de traitement des signaux *in vivo* de spectroscopie et d'imagerie.



Quantification en IRM et SRM

27 septembre 11:30



CONTACT

helene.ratiney@
creatis.insa-lyon.fr

Hervé SAINT-JALMES

PU Univ. Rennes 1

Hervé SAINT-JALMES est docteur de l'Université Paris-Sud. Son sujet de thèse concernait la conception d'un appareil d'IRM corps entier à bas champ. Il a été responsable du département Recherche et Développement d'une PME française produisant des systèmes d'imagerie médicale avant d'être nommé professeur en génie électrique en 1993 à Paris puis Lyon. Il a ensuite été professeur à la faculté de médecine et au LTSI de l'Université de Rennes 1 et rattaché au Centre Régional de Lutte Contre le Cancer Eugène-Marquis. Il est aujourd'hui professeur émérite. Outre le développement d'instruments, notamment de capteurs à faible bruit, il s'est intéressé à l'imagerie optique non invasive des milieux diffusants.



IRM de l'instrument à l'image

27 septembre 11:00



CONTACT

herve.saint-jalmes
@univ-rennes1.fr

Chantal DELON-MARTIN

CR Inserm - GIN

Les recherches de Chantal DELON-MARTIN concernent les méthodes de neuroimagerie par IRM pour des applications cliniques. Les techniques utilisées vont de l'IRM fonctionnelle de tâche et de repos, l'IRM de diffusion et la morphométrie, qu'elle enseigne également. Elle a collaboré avec de nombreux neuroscientifiques sur des études portant sur les systèmes moteurs, sensitifs, olfactifs, visuels et la coordination visuo-motrice. Les techniques IRM sont utilisées pour étudier les pathologies neurologiques, comme les états de conscience altérée, les AVC, les neuropathies, les acouphènes ou les maladies inflammatoires chroniques de l'intestin. Elle s'intéresse actuellement à l'interaction du système nerveux autonome avec le système nerveux central.



IRM fonctionnel : quoi de neuf docteur?

27 septembre 13:00



CONTACT

chantal.delon@
univ-grenoble-alpes.fr

Paulo LOUREIRO de SOUSA

CR CNRS - ICube

Après son doctorat en IRM/RMN en 1999, **Paulo LOUREIRO de SOUSA** a travaillé dans plusieurs laboratoires en France avant de rejoindre le CNRS en 2011 et, par la suite, le laboratoire ICube, à Strasbourg. Paulo s'intéresse particulièrement à l'IRM multiparamétrique comme un outil pour mieux comprendre l'organisation structurelle et fonctionnelle du cerveau. Ses travaux de recherche en IRM s'articulent en deux axes principaux : (i) le développement méthodologique (imagerie quantitative rapide, nouveaux contrastes, modélisation du signal) et (ii) la recherche de biomarqueurs en imagerie clinique et préclinique. En plus de son activité de recherche, il coordonne le fonctionnement du pôle "neuroimagerie humaine" de la plateforme *IRIS (ICube)*.



Imagerie des propriétés électriques par IRM

27 septembre 13:30



CONTACT

ploureiro@unistra.fr

Freddy ODILLE

CR Inserm - IADI

Freddy ODILLE est chargé de recherche Inserm, directeur adjoint du laboratoire IADI (Imagerie Adaptative Diagnostique et Interventionnelle), à Nancy, et membre du CIC-IT (centre d'investigation clinique et d'innovation technologique), au CHRU de Nancy. Ses thématiques de recherche concernent les méthodes d'acquisition et de reconstruction d'image avancées en IRM (correction des mouvements des patients, imagerie multi-contraste et super-résolution), le traitement des signaux et images biomédicaux, l'électrophysiologie cardiaque interventionnelle et les applications chez l'homme, principalement dans les organes en mouvement (cœur, abdomen...). Il est membre du bureau de la SFRMBM depuis 2016.



Imagerie des propriétés électriques par IRM

27 septembre 13:30



CONTACT

freddy.odille
@inserm.fr

Aurelien TROTIER

IE CNRS - RMSB

Aurélien J TROTIER est physicien / ingénieur IRM impliqué dans la programmation de séquences pour les systèmes IRM cliniques (Siemens) et précliniques (Bruker) et dans la reconstruction d'images (Matlab, C / C++) et les stratégies d'acquisition.

Son intérêt actuel concerne le développement, la validation et l'application de nouvelles techniques IRM fondées sur des trajectoires non cartésiennes pour l'acquisition de données paramétriques et la quantification des temps de relaxation chez les petits animaux et l'homme.



**Imagerie
quantitative
accélérée**

27 septembre 14:00



CONTACT

aurelien.trotier@
rmsb.u-bordeaux.fr

Sami JANNIN

PR Univ. Lyon 1

Sami JANNIN est professeur à l'université Lyon 1 et ses centres d'intérêts en recherche vont de l'instrumentation et développements de nouvelles méthodes de polarisation nucléaire dynamique de dissolution (dDNP) à l'exploration de nouvelles applications de résonance magnétique nucléaire mettant à profit le rehaussement dDNP en chimie analytique, recherches médicamenteuses ou encore en métabolomique.



**L'hyperpolarisation
ou le périple
depuis l'électron
vers l'IRM**

27 septembre 14:30



CONTACT

sami.jannin@
univ-lyon1.fr

Fabien FERRAGE

DR CNRS - ENS

Fabien FERRAGE est spécialiste de méthodologie de RMN. Ses recherches portent sur le développement de méthodes et d'instruments pour l'exploration de la dynamique des biomolécules, notamment la relaxométrie haute résolution et la RMN à deux champs. Il a fait ses études à l'Ecole Normale Supérieure et à l'Université Pierre et Marie Curie en chimie et biophysique moléculaire, dont son doctorat (dir. Geoffrey Bodenhausen). Après un post-doc avec David Cowburn au New York Structural Biology Center, il est entré au CNRS en 2005. En 2010-2011, il est chercheur invité dans l'équipe d'Aneel Aggarwal à la Mount Sinai School of Medicine. Il a été nommé professeur associé à l'ENS en 2015 et directeur de recherche au CNRS en 2016.



Interactions des métabolites dans les fluides biologiques par relaxométrie haute résolution

28 septembre 08:00



CONTACT

fabien.ferrage
@ens.psl.eu

Xavier GOLAY

PR - Univ. Coll. London

Le Professeur **Xavier GOLAY** est physicien d'IRM spécialisé dans la mesure des propriétés physiologiques des tissus et l'établissement de biomarqueurs translationnels. Son expertise se situe à l'intersection de la physique de l'IRM, la biochimie, la physiologie et les neurosciences. Durant sa carrière, le Pr GOLAY a travaillé sur de nombreuses méthodes, du laboratoire à la clinique, et du petit animal à l'homme, dans le but de les utiliser pour raccourcir les temps de développement de nouveaux traitements, en particulier en neurologie et oncologie. Ses travaux les plus importants ont été sur les méthodes de mesures du flux sanguin par marquage des spins artériels (ASL) et la détection de glucose par transfert de magnétisation par échanges chimiques



CEST: de la paille au pied du patient ; l'histoire de deux applications

28 septembre 10:30



CONTACT

x.golay@ucl.ac.uk

Nikola STIKOV

Prof. Associé ICM - NeuroPoly

Nikola STIKOV est professeur associé de génie biomédical, chercheur à l'institut de cardiologie à Montréal et codirecteur du laboratoire NeuroPoly. Ses recherches sont centrées sur l'imagerie par résonance magnétique quantitative en abordant des questions fondamentales de précision, standardisation autant que de la modélisation biophysique et des applications cliniques. Il est depuis 2015 dans le comité éditorial du journal Magnetic Resonance in Medicine. En 2018 il a été élu pour diriger le groupe d'étude sur la reproductibilité au sein de l'ISMRM. Il est très impliqué sur les questions de sciences ouvertes et a rejoint en 2019 le comité de pilotage de la plateforme canadienne de neuroscience ouverte.



La reproductibilité et le future de la recherche en IRM

28 septembre 14:00



CONTACT
stikov@gmail.com

Maxime GUYE

PUPH - CRMBM

Maxime GUYE est professeur de Biophysique à Aix-Marseille Université et praticien hospitalier au Centre d'Exploration Métabolique par Résonance Magnétique (CEMEREM) et Service de Neurophysiologie Clinique, CHU Timone). Il occupe les postes de directeur adjoint du Centre de Résonance Magnétique Biologique et Médicale et chef de service du CEMEREM au CHU de la Timone à Marseille.

Il est également membre de l'Annual Meeting Program Committee de l'ISMRM (2020-2023) et du bureau de l'UHF study group de l'ISMRM (2020-2023). Au niveau national, il est membre des comités scientifiques de la SFR, LFCE, SNCLF et FFRE. Il a été président de la SFRMBM de 2014-2016.



L'IRM à champ extrême(s) deviendra-t-elle indispensable ?

29 septembre 08:30



CONTACT
maxime.guye
@ap-hm.fr

Mathieu SARRACANIE

Assistant Prof. Université de Bâle

Mathieu SARRACANIE est assistant professeur au département d'Ingénierie Biomédicale de l'université de Bâle, en Suisse, depuis Février 2020. Il est co-directeur du centre de recherche AMT (AMT Center for Adaptable MRI Technology, web : amt.dbe.unibas.ch), qu'il dirige conjointement avec le professeur Najat Salameh depuis Mai 2017.

Après une formation en ingénierie biomédicale (2007), et une thèse de physique portant sur l'IRM de l'hélium-3 hyperpolarisé (2011), il se spécialise dans les développements méthodologiques (séquence, imagerie quantitative, instrumentation) autour des champs faibles lors de son séjour post-doctoral au Martinos Center for Biomedical Imaging et au département de physique de Harvard, entre 2011 et 2016.



L'IRM à champ extrême(s) deviendra-t-elle indispensable ?

29 septembre 08:30



CONTACT

mathieu.sarracanie@unibas.ch

Monique BERNARD

DR CNRS - CRMBM

Monique BERNARD dirige le CRMBM (Centre de Résonance Magnétique Biologique et Médical) depuis 2012 et codirige l'équipe de Résonance Magnétique cardiovasculaire. A travers l'IRM et la SRM (^{31}P , ^{23}Na et ^1H) elle s'intéresse aux modifications métaboliques, physiologiques et fonctionnelles occasionnées par les pathologies cardiovasculaires. Elle est auteure de 150 articles et revues et 15 chapitres de livre. Elle est de plus coordonnatrice du nœud Marseillais de France Life Imaging, directrice adjointe de l'institut Marseille Imaging de l'université d'Aix-Marseille et membre du comité national de la section 28 du CNRS (Pharmacologie-ingénierie et technologies pour la santé-imagerie biomédicale).



IRM et SRM précliniques – enjeux, nouveautés, défis et perspectives

29 septembre 10:30



CONTACT

monique.bernard@univ-amu.fr

Frank KOBER

DR CNRS - CRMBM

Frank KOBER a obtenu un doctorat à Grenoble en 1998 sur l'IRM de gaz rares hyperpolarisés après des études en Allemagne et aux Etats-Unis. Il a ensuite exercé en tant qu'ingénieur d'applications (SMIS, UK) avant d'être recruté au Centre de Résonance Magnétique Biologique et Médicale (CRMBM), Marseille où il codirige actuellement l'équipe de Résonance Magnétique cardiovasculaire.

Sa spécialité est le développement de techniques d'IRM/SRM en se focalisant sur des méthodes d'IRM sans agents de contraste (ASL, IRM de flux, SRM multi-noyaux) principalement pour les applications cardiovasculaires. Frank et son équipe ont notamment contribué au développement des méthodes d'ASL cliniques et précliniques.



**IRM et SRM
précliniques –
enjeux,
nouveau, défis
et perspectives**

29 septembre 10:30



CONTACT

frank.kober@
univ-amu.fr

RÉSUMÉ DES PRÉSENTATIONS DES SESSIONS DE FORMATION

Intelligence artificielle pour l'IRM: de l'acquisition à l'analyse d'images - Carole LARTIZIEN

Lundi 27 septembre 10:00

Les avancées récentes dans le domaine de l'aide à la décision pour l'imagerie médicale reposent sur des méthodes issues de l'intelligence artificielle, plus spécifiquement de l'apprentissage machine, constituées de modèles statistiques ajustés sur des bases de données d'images. Dans cet exposé, nous nous appuierons sur quelques exemples pour illustrer l'intérêt clinique de ces méthodes pour l'acquisition, le traitement et l'analyse de données IRM multiparamétriques. Nous dresserons un état de l'art des avancées dans ces différents domaines, en nous focalisant sur le domaine de l'apprentissage profond (deep learning) et pointerons les défis à relever pour améliorer les performances de ces outils et permettre leur transfert en pratique clinique.

Quelques principes de base communs à l'IRM et à la SRM – Jean-Marc NUZILLARD

Lundi 27 septembre 10:30

Les points suivants seront abordés :

- Les noyaux atomiques, nature, spin, magnétisme et abondance naturelle
- Champ magnétique, action sur un moment magnétique. Du microscopique au macroscopique, Boltzmann : ami ou ennemi ?
- Précession de Larmor, déplacement chimique, temps de relaxation longitudinal et transversal, inhomogénéités du champ magnétique B0.
- Action d'un champ magnétique oscillant transversal, référentiel tournant, excitation, inversion, refocalisation. Sélectivité des impulsions
- Mesure des temps de relaxation, diffusion
- Les gradients de champ statique, vecteur d'onde associé à une impulsion de gradient.

IRM de l'Instrument à l'Image - Hervé SAINT-JALMES

Lundi 27 septembre 11:00

Cet exposé propose une introduction à l'architecture d'un appareil d'Imagerie par Résonance Magnétique. Les champs magnétiques et électromagnétiques nécessaires en IRM pour polariser, manipuler et localiser les noyaux dans l'échantillon d'intérêt seront particulièrement décrits. Les implications en terme de sécurité seront évoquées.

Objectifs pédagogiques :

- Connaître les composants principaux d'un appareil d'IRM
- Connaître les ordres de grandeurs des champs et fréquences utilisés
- Comprendre les interactions entre champs magnétiques et objets ferromagnétiques
- Comprendre les interactions entre champs électromagnétiques et conducteur

Quantification en SRM et IRM

Jean-Marie BONNY et Hélène RATINEY

Lundi 27 septembre 11:30

L'intérêt de la quantification est patent dans la plupart des applications fondées sur les techniques d'IRM et de SRM in vivo. La notion d'IRM quantitative est d'ailleurs apparue dès les premières heures de l'IRM avec la mesure de certaines propriétés (densité de proton, T1, T2) afin de différencier ces tissus selon ces paramètres. L'approfondissement et la diversification des techniques ont fait et font encore apparaître de nouveaux paramètres quantifiables en pratique, si bien que la notion d' « IRM quantitative » est maintenant courante, à défaut d'être très utilisée. En nous appuyant sur diverses illustrations de la quantification en IRM et en SRM, nous aborderons les grands principes et notions utilisés dans une approche quantitative : chaîne de mesure, modélisation/estimation et leurs possibles intrications, incertitude et validation.

IRM fonctionnelle : quoi de neuf, docteur ? Chantal DELON-MARTIN

Lundi 27 septembre 13:00

Si l'IRM fonctionnelle ne se présente plus, il n'en reste pas moins que des avancées notables ont permis de nouvelles avancées précieuses ces dernières années.

En ligne avec le titre volontairement provocateur de Ioannidis « How to make more published research true ? », je propose un tour d'horizon (sans doute non exhaustif) des nouveautés en IRM fonctionnelle.

Nous partirons des séquences d'acquisition pour ensuite nous intéresser au contrôle qualité des données et à l'influence des différents prétraitements sur les résultats finaux. Nous aborderons ensuite les modèles d'analyse de ces données et des statistiques associées, notamment la fin de la suprématie de la p-valeur. Enfin, le partage des données, la constitution de grandes cohortes de sujets sains ou de patients et l'accès libre aux bases de données permettent des avancées majeures dans la compréhension du fonctionnement cérébral.

Au fil de ces recherches, la communauté a évolué vers une conception connexionniste du fonctionnement cérébral. Je terminerai ce tour d'horizon par l'exploration de la connectivité fonctionnelle basée sur l'IRM fonctionnelle de repos.

Imagerie des propriétés électriques par IRM – Paulo LOUREIRO de SOUSA et Freddy ODILLE

Lundi 27 septembre 13:30

Les propriétés électriques des tissus biologiques (conductivité et permittivité) caractérisent la façon dont ceux-ci se comportent lorsqu'ils sont soumis à une excitation par un champ électromagnétique. Elles représentent la capacité des tissus à laisser se déplacer les charges électriques à l'échelle macroscopique (charges libres, dans le cas de la conductivité) ou microscopique (charges liées, dans le cas de la permittivité). Ces comportements dépendent de la fréquence d'excitation. La connaissance des propriétés électriques des tissus est nécessaire dans différentes applications : la sécurité en IRM (modélisation des échauffements

radiofréquences), la localisation des sources électriques en EEG ou ECG, le monitoring de la thermoablation par radiofréquence, ou encore la planification des thérapies basées sur la stimulation cérébrale électrique ou magnétique (DBS, TMS, tDCS). L'imagerie in-vivo de ces paramètres pourrait également fournir un nouveau contraste ou biomarqueur. L'IRM utilisant intrinsèquement des champs électromagnétiques à basse fréquence (gradients, Hz-kHz) et à haute fréquence (impulsions radiofréquences, 64 MHz à 1,5 T), différentes stratégies ont été proposées pour isoler les composantes du signal IRM sensibles à ces phénomènes, et pour reconstruire une cartographie des propriétés électriques in-vivo. Une introduction à ces deux familles de méthodes (basse et haute fréquence) sera donnée. Nous nous attarderons davantage sur les méthodes à haute fréquence, aussi appelées MR-EPT (MR electrical properties tomography). Nous présenterons les principales techniques d'acquisition et de reconstruction en MR-EPT, nous discuterons de la validation des mesures, des limites des méthodes actuelles et des perspectives de recherche et d'applications.

Imagerie quantitative accélérée – Aurélien TROTIER

Lundi 27 septembre 14:00

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 T1 et T2 principalement. 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 termes 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.

Aussi, nous présenterons brièvement les méthodes multi-paramétriques, qui permettent d'obtenir de multiples informations

quantitatives en un seul scan.

Finalement, l'acquisition quantitative accélérée doit en parallèle être accompagnée de méthodes de reconstruction rapides. Les méthodes de type « Model-Based » seront présentées, ainsi que leur utilisation dans le logiciel open-access BART.

L'hyperpolarisation ou le périple depuis l'électron vers l'IRM – Sami JANNIN

Lundi 27 septembre 14:30

Plus de quinze ans après son invention, la polarisation nucléaire dynamique de dissolution (d-DNP) semble avoir abouti à des technologies et des méthodologies bien définies, et il est généralement admis que le d-DNP doit être effectuée au point d'utilisation. Cependant, récemment, une série d'avancées ont ébranlé les fondations de la d-DNP. Pour la première fois, il a été démontré que l'hyperpolarisation pouvait potentiellement être réalisée et transportée à distance, hors site, sans avoir besoin d'un polariseur sur place.

Dans notre groupe, nous avons ces dernières années amélioré l'efficacité, la compatibilité, et la répétabilité de la d-DNP. Notre objectif était essentiellement de permettre (ou du moins d'améliorer) les applications; néanmoins, cela nous a conduit à développer un nouveau concept i) pour prolonger considérablement les durées de vie d'hyperpolarisation de quelques minutes à quelques jours et, ii) pour permettre le transport vers des sites IRM ou RMN éloignés.

Nous généralisons maintenant ce nouveau concept à une large gamme de systèmes, tels que des traceurs endogènes purs, des mélanges de métabolites ou d'acides aminés, en développant de nouveaux solides hyperpolarisants tels que nos matériaux HYPPO à base de silice, ou plus récemment des polymères poreux hyperpolarisants (HYPOP). Ceux-ci peuvent être imprégnés de solutions arbitraires qui sont ensuite hyperpolarisées efficacement et stockées et transportées pendant des heures, avant d'être dissoutes et injectées. Nous présenterons notamment un nouveau matériau polarisant à base d'époxy. Nous montrerons comment la porosité et la morphologie de ce matériau peuvent être ajustées, et nous présenterons les résultats DNP sur la toute première génération de ces nouveaux matériaux.

RÉSUMÉ DES PRÉSENTATIONS DES SESSIONS SCIENTIFIQUES

Interactions des métabolites dans les fluides biologiques par relaxométrie haute résolution. Fabien FERRAGE

Mardi 28 septembre 08:00

Les propriétés de relaxation des spins nucléaires jouent un rôle essentiel dans toutes les expériences de résonance magnétique nucléaire et d'imagerie par résonance magnétique. Comprendre finement ces propriétés de relaxation permet de mieux décrire les processus moléculaires (mouvements, interactions...) qui en sont à l'origine et d'optimiser les expériences de RMN et d'IRM. La relaxométrie consiste à mesurer les vitesses de relaxation sur une large gamme de champs magnétiques et donne ainsi accès à la dynamique moléculaire sur une grande plage de temps caractéristiques. Nous développons, depuis plusieurs années, la relaxométrie haute résolution, une technique qui permet de combiner la relaxométrie avec la sensibilité et la résolution de la RMN à haut champ. Nous montrerons que cette méthode permet notamment d'étudier de manière systématique les interactions des métabolites avec les protéines et assemblage macromoléculaires dans les fluides biologiques tels que le plasma et le sérum sanguin. Les interactions de plusieurs métabolites ont pu être identifiées et la taille des complexes estimée. Nous avons également employé cette méthode avec notre collaborateur Frans Mulder pour mieux comprendre les interactions d'un agent de contraste commercial avec une sélection de métabolites. La relaxométrie haute résolution est une nouvelle méthode pour la détermination des interactions des petites molécules dans des milieux complexes et a un grand potentiel comme appui aux applications de la RMN dans le diagnostic médical.

CEST: de la paille au pied du patient ; l'histoire de deux applications

Xavier GOLAY

Mardi 28 septembre 10:30

Le transfert de saturation par échange chimique (CEST) est depuis une vingtaine d'année une nouvelle méthode d'IRM pour sonder le métabolisme ou la présence de molécules. Plusieurs applications ont émané de différents laboratoires travaillant sur cette technique, certaines utilisant des agents de contrastes (paramagnétiques ou diamagnétiques) alors que d'autres se focalisent sur les propriétés intrinsèques des tissus. Dans cette présentation, deux méthodes utiles dans le cas du cancer seront comparées : Le transfert d'aimantation des protons amides utilisant le signal intrinsèque des amides provenant du squelette de protéines en solution afin d'évaluer les protéasomes ; et le GlucoCEST, une méthode ciblant les protons hydroxyles échangeables des molécules de glucose (ou des analogues) non-marquées, utilisées ici comme un agent de contraste métabolisable, afin d'imager directement l'apport de glucose et potentiellement sa consommation dans le cas de cancers.

La reproductibilité et le futur de la recherche en IRM – Nikola STIKOV

Mardi 28 septembre 14:00

Tout le monde s'accorde sur la nécessité d'une démarche scientifique transparente, mais les opinions divergent quant à la façon dont cela doit s'appliquer. Les questions autour de la science ouverte et de la nécessité de transparence en recherche sont tout à fait pertinentes dans les domaines tels que l'imagerie par résonance magnétique, où la plupart des innovations sur ces cinquante dernières années ont été menées grâce à des liens forts entre l'industrie et le monde académique, avec en préoccupation sous-jacente, la propriété intellectuelle.

Cette présentation illustrera comment la standardisation et la reproductibilité en IRM peuvent-être facilitées par des écosystèmes de développement transparents. La première partie de la présentation soulignera les principes de base de la recherche reproductible avec

des exemples provenant de la communauté de la résonance magnétique. La deuxième partie se focalisera sur l'IRM quantitative et la nécessité d'ouvrir les boîtes noires que nous fournissons aux vendeurs/constructeurs. Le but est d'encourager les chercheurs à collaborer autour de logiciels ouverts et de séquences constructeurs-indépendant afin de rendre accessible l'IRM quantitative.

L'IRM à champ extrême(s) deviendra-t-elle indispensable ?
Maxime GUYE et Mathieu SARRACANIE

Mercredi 29 septembre 08:30

Cette question volontairement provocatrice est posée au moment où l'IRM entre dans un nouveau cycle de questionnement, se reflétant dans un bouillonnement de la recherche aux champs extrêmes (i.e. hors de la sphère 1.5-3 Tesla).

Grâce au gain en signal et de certains contrastes (en particulier de susceptibilité) offerts par les ultra-haut champs, les systèmes d'IRM à 7 Tesla obtiennent les premiers marquages CE et FDA pour leur utilisation clinique, dans certaines indications clés en Neuro et MSK. Mais que peuvent véritablement apporter ces systèmes coûteux, en recherche, mais aussi et surtout, en clinique ? Existe-t-il des domaines et des indications dans lesquels l'IRM 7T a une valeur ajoutée ? Quels bénéfices en attendre ?

En parallèle, la communauté IRM assiste à un regain d'intérêts pour les champs faibles, mettant en avant les attributs d'accessibilité, de compatibilité et de contrastes inexplorés (en particulier T1), tout en bénéficiant de plus de 40 ans d'avancée technologique en résonance magnétique. Mais que signifient actuellement les champs faibles ? Quel est le paysage des applications ? Quels sont les nouveaux acteurs ?

A travers notre expérience et autour d'exemples concrets, cette présentation s'attachera à répondre à ces questions clés pour l'avenir des champs extrêmes. À long terme, pouvons-nous déjà anticiper quelle valeur ajoutée et quelles applications spécifiques l'emporteront sur la simple question du nombre de Tesla ?

IRM et SRM précliniques - enjeux, nouveautés, défis et perspectives - Monique BERNARD et Franck KOBER

Mercredi 29 septembre 10:30

L'IRM et la SRM précliniques offrent aujourd'hui des outils d'exploration incontournables avec des biomarqueurs de plus en plus précis et sensibles et des méthodes de routine de plus en plus accessibles pour l'exploration de modèles animaux de pathologies humaines. L'étape préclinique est également importante pour de nombreux développements et validations de nouvelles méthodes avant leur transfert chez l'homme. Ces dernières années, certaines techniques telles que l'IRM auto-synchronisée de la fonction cardiaque ou encore l'IRMf et la spectroscopie proton cérébrale ont trouvé leur application dans des études exploratoires. En parallèle à l'engouement en clinique, les noyaux autres que le proton ont stimulé nombre d'études. Les applications de l'IRM du fluor 19 et du carbone 13 hyperpolarisé se sont étendues et l'IRM de l'oxygène 17 ainsi que l'imagerie métabolique du deutérium émergent. Par ailleurs, de nouveaux contrastes intrinsèques, notamment les différents versants du transfert d'aimantation, continuent à se développer. En plus de l'amélioration de l'instrumentation, les progrès dans les méthodes de calcul, en particulier en intelligence artificielle, contribuent à dépasser les limites de résolution spatiale et temporelle permettant notamment des études dynamiques à haute résolution chez le petit animal.

Parallèlement, les études précliniques de cohortes ont un besoin croissant de normalisation afin de tirer bénéfice des aspects quantitatifs de l'IRM. La diversité du parc (malgré un petit nombre de constructeurs), des méthodes et des accessoires est difficile à cerner et l'application des protocoles est moins standardisée qu'en clinique. De plus, les procédures de post-traitement sont généralement propres à chaque équipe de recherche. Le développement récent de plateformes de partage des outils d'acquisition et de post-traitement entre sites pourra renforcer le potentiel de l'IRM préclinique.

Partenaires et Sponsors Industriels



Le comité d'organisation remercie ses sponsors académiques :



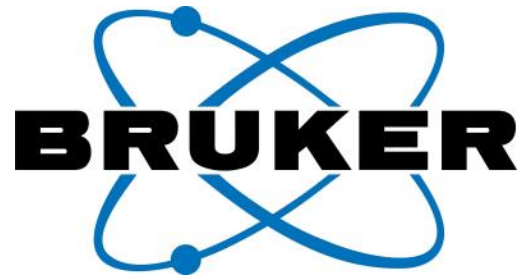


ainsi que ses sponsors industriels :

SIEMENS
Healthineers



PHILIPS
Healthcare



Bruker BioSpin



Instrumentation scientifique

Bruker conçoit et fabrique de l'instrumentation de haute technologie qui permet aux scientifiques de développer de nouvelles applications qui améliorent la qualité de la vie humaine. Nos instruments et solutions analytiques et diagnostiques permettent aux scientifiques d'explorer le vivant et les matériaux, tant au niveau moléculaire et cellulaire que microscopique dans des domaines aussi variés que la recherche moléculaire des sciences de la vie, les applications industrielles et pharmaceutiques, la microscopie et la nano-analyse, ainsi que la biologie cellulaire, l'imagerie préclinique, la recherche clinique phénotypique et protéomique et la microbiologie clinique.



SIEGE SOCIAL

34 Rue de l'Industrie,
67166 Wissembourg
Cedex, France



MARCHE

Monde



CONTACT

info@bruker.com

<https://www.bruker.com/en/products-and-solutions/preclinical-imaging.html>

GE Healthcare



Imagerie médicale

GE Healthcare est l'un des leaders mondiaux en matière de technologies médicales et de solutions numériques. GE Healthcare permet aux cliniciens de prendre des décisions plus rapides et d'être mieux informés grâce à des dispositifs intelligents, des analyses de données, des applications et des services soutenus par sa plateforme d'intelligence Edison. La société est au centre d'un écosystème qui travaille pour une médecine de précision en, digitalisant les soins de santé, en aidant à stimuler la productivité et en améliorant les résultats pour les patients, les prestataires, les systèmes de santé et les chercheurs dans le monde entier.



SIEGE SOCIAL

283 rue de la minière
78530 Buc



MARCHE

Monde



CONTACT

www.gehealthcare.com

SIEMENS HEALTHINEERS

SANTE



Siemens Healthineers aide les prestataires de santé du monde entier à fournir des solutions à valeur ajoutée et les accompagne vers l'expansion de la médecine de précision, la transformation des parcours de soins, l'amélioration de l'expérience patient et la digitalisation de la santé. Siemens Healthineers innove en permanence pour développer son portefeuille de produits et de services, avec entre autres des solutions enrichies par l'Intelligence artificielle et une offre digitale. Ces nouvelles solutions, qui jouent un rôle prépondérant dans les technologies médicales de nouvelle génération, renforcent la position de l'entreprise dans le diagnostic in vitro, les thérapies guidées par l'image, le diagnostic in vivo et le traitement du cancer. Les gammes de services et de solutions proposées permettent également aux prestataires de santé d'augmenter l'efficacité et la qualité de leurs soins, au bénéfice du patient.



SIEGE SOCIAL

40 avenue des Fruitières

93527 Saint-Denis Cedex



MARCHE

Monde



CONTACT

*siemens-
healthineers.com/fr*

PHILIPS

Health Systems

**PHILIPS
Healthcare**

Philips utilise des technologies de pointe et s'appuie sur les retours cliniques et les consommateurs pour concevoir des solutions intégrées. Basé aux Pays-Bas, l'entreprise est leader dans l'imagerie diagnostique, la thérapie guidée par imagerie, le monitoring patient et l'informatique clinique, ainsi que dans le bien-être, la santé personnelle et les soins à domicile.



SIEGE SOCIAL

33 rue de Verdun

92156 Suresnes



MARCHE

Monde



CONTACT

psm.communication@philips.com

<https://www.philips.fr/healthcare/solutions/magnetic-resonance>

MR SOLUTIONS GROUP

MRI – PET – SPECT – CT

MR SOLUTIONS is the worldwide leader in high-field cryogen-free MR and delivers systems up to 9.4T. This technology has exclusive features such as rotating the system to 90° and to change the field within few minutes. PET/MR imaging is possible up to 9.4T simultaneously.

Four models of PET/CT's and CT's are available: a Benchtop, two high resolutions models and finally a very large bore for 12 kg animals. MR SOLUTIONS can refurbish and enhance all components from any MR system.

MR Solutions has offices and support staff all across the world.

SIEGE SOCIAL

*Old Portsmouth Road,
Artington, Guildford,
Surrey, GU3 1LR,
United Kingdom*

MARCHE

Monde

CONTACT

information@mrsolutions.com

www.mrsolutions.com

RS2D



Fabrication et vente de consoles RMN et IRM

RS²D conçoit et fabrique des consoles d'IRM et de RMN pour des applications variées telles que l'imagerie clinique et préclinique, la recherche en RMN. Basée près de Strasbourg, RS²D a été le pionnier de l'IRM préclinique, avec l'introduction du premier système d'IRM préclinique doté d'aimant supraconducteur sans fluides cryogéniques. Depuis RS²D a introduit la console d'imagerie **IRM Cameleon**, le **Gecho** et la console de RMN **Pulse** tous équipés de la dernière technologie en électronique, le Cameleon4. En 2020, RS²D a rejoint **Nanalysis Scientific Corp.**, le 1er fabricant mondial de spectromètres RMN de paillasse.

SIEGE SOCIAL

*13 rue Vauban 67450
MUNDOLSHEIM*

MARCHE

Monde

CONTACT

contact@rs2d.com

www.rs2d.com

Virtual Imaging Platform (VIP)

Calcul distribuée



VIP est un portail web pour la simulation et l'analyse d'images médicales, développé et déployé au laboratoire CREATIS. En 2021, VIP compte plus de 1300 utilisateurs enregistrés et une vingtaine d'applications scientifiques. En s'appuyant sur les ressources informatiques de la fédération EGI, VIP :

- Facilite l'accès aux applications scientifiques disponibles en tant que services dans VIP
- Facilite l'accès aux ressources de calcul distribué
- Permet le partage d'applications à l'échelle internationale pour une recherche ouverte et reproductible

VIP est présent dans des projets et plateformes au niveau national (France Grilles, France Life Imaging) et international (EGI ACE, EOSC).



LABORATOIRE

CREATIS

Bât. Léonard de Vinci

21 Avenue Jean Capelle

69621 Villeurbanne



ACCES

Ouvert (open access)



CONTACT

vip-support@creatis.insa-lyon.fr

<https://vip.creatis.insa-lyon.fr>

Sommaire des Résumés

1	Sango Solanas Pilar <i>et.al.</i> , Controle optimal applique à l’elastographie par RM multifréquence simultanée	44
2	Choquet Karine <i>et.al.</i> , Evaluation quantitative des propriétés mécaniques des tissus par IRM de la force de radiation ultrasonore (MR-ARFI)	45
3	Viola Angèle <i>et.al.</i> , Etude par SRM-1H des modifications métaboliques et macromoléculaires associées au développement du cerveau fetal	46
4	Malaquin Sophie <i>et.al.</i> , Séquence RMN in vivo supprimant la J-modulation pour mesurer la diffusion du lactate dans le cerveau de rongeurs	47
5	Hertanu Andreea <i>et.al.</i> , Imagerie par transfert d’aimantation inhomogène (ihMT) filtrée en temps de relaxation dipolaire T1D dans le cerveau : simulation des contrastes et confirmation expérimentale	48
6	Liu Pan <i>et.al.</i> , Optimisation et Précision de l’IRM Echo Planar en contraste de phase	49
7	Jaroszynski Chloe <i>et.al.</i> , Altération de la matière blanche dans les acouphènes liés au bruit : la connectivité structurelle revisitée en Deep-Learning et Manifold-Learning	50
8	Soustelle Lucas <i>et.al.</i> , Dynamique d’évolution de lésions actives de sclérose en plaques (SEP) par IRM du transfert d’aimantation inhomogène (ihMT)	51
9	Pérot Jean-Baptiste <i>et.al.</i> , Identification d’un réseau vulnérable dans la maladie de Huntington par IRM multimodale	52
10	Oujamaa Lydia <i>et.al.</i> , Réorganisation des réseaux cérébraux chez les traumatisés crâniens sévères et récupération de la conscience	53
11	Marty Benjamin <i>et.al.</i> , “MR Fingerprinting” avec séparation eau/graisse pour quantifier la graisse intramusculaire et l’activité de la maladie dans les pathologies neuromusculaires	54
12	Sango Solanas Pilar <i>et.al.</i> , Elastographie par résonance magnétique à multiple fréquence simultanée	55
13	Khedher Laila <i>et.al.</i> , Caractérisation de la maladie de Parkinson par IRM quantitative du R2* : Une nouvelle approche spécifique développée à partir d’une étude clinique multi-centrique	56
14	Nemeth Angéline <i>et.al.</i> , Analyse radiomique en IRM multi-contraste pour la prédiction de la réponse pathologique complète à la chimiothérapie néoadjuvante du cancer du sein triple négatif	57
15	Acquitter Clément <i>et.al.</i> , Impact de l’harmonisation multicentrique sur la détection de radionécrose par analyse radiomique	58
16	Cackowski Stenzel <i>et.al.</i> , comBat versus cycleGAN pour l’harmonisation de données IRM	59
17	Daudé Pierre <i>et.al.</i> , Segmentation par deep learning du tissu adipeux épique sur ciné 4-chambres, comparaison avec son volume total	60
18	Duran Audrey <i>et.al.</i> , Segmentation des lésions cancéreuses par agressivité dans l’IRM de prostate	61
19	Jamil Redouane <i>et.al.</i> , Combinaison de canaux orientée SVD pour de meilleures performances en IRMf	62
20	Destruel Aurelien <i>et.al.</i> , Exploration de l’IRM haute résolution de l’articulation de l’épaule à 7T et comparaison avec 3T	63
21	Baligand Celine <i>et.al.</i> , Mesures de CMRO2 dans un modèle murin d’amylo β dose par IRM à temps d’écho zéro de l’oxygène 17 à 11.7T	64
22	Degiorgis Laetitia <i>et.al.</i> , Exposition à l’alcool chez la souris : Altérations des réseaux fonctionnels et signatures structurelles régions-spécifiques	65
23	Arribarat Germain <i>et.al.</i> , Le singe marmouset comme modèle humain : Effet du vieillissement sur l’hémodynamique cérébrale.	66

24	Mathieu-Daudé Johann <i>et.al.</i> , Mesure du métabolisme glycolytique in vivo par IRM GLUCOCEST	67
25	Autissier Roxane <i>et.al.</i> , SUIVI LONGITUDINAL DU MICROENVIRONNEMENT TUMORAL IN VIVO PAR LA COMBINAISON DE L'IRM CEST (Chemical Exchange Saturation Transfer) A L'IMAGERIE NUCLÉAIRE: APPLICATION AU CHONDROSARCOME	68
26	Deruelle Tristan <i>et.al.</i> , Reconstruction du champ de cisaillement pour une meilleure estimation des vitesses d'ondes en élastographie	69
27	Loubrie Stéphane <i>et.al.</i> , Dispositif et méthodes pour l'IRM multi-paramétrique du gastrocnemius du rat jeune et âgé au repos et stimulé.	70
28	Cardiet Colleen <i>et.al.</i> , IRM cardiaque et pulmonaire 4D auto-synchronisée chez la souris	71
29	El Sabbagh Nour <i>et.al.</i> , Correction de phase en imagerie spectroscopique rapide de type idéal	72
30	Chatelin Simon <i>et.al.</i> , Influence d'une occlusion veineuse portale sur le flux portal et sur l'élasticité du foie	73
31	Wargnier-Dauchelle Valentine <i>et.al.</i> , Un classifieur plus interprétable pour la SEP.	74
32	Bécam Julie <i>et.al.</i> , L'IRM de diffusion du muscle squelettique : Une méthode pertinente pour détecter les effets à distance induits par l'irradiation cérébrale chez le rat.	75
33	Soustelle Lucas <i>et.al.</i> , Evaluation comparative de la détection des lésions de sclérose en plaques (SEP) en imagerie du transfert d'aimantation inhomogène (ihMT) et conventionnel (MT)	76
34	Lebret Quentin <i>et.al.</i> , Wave- balanced Steady State Free Precession (Wave- bSSFP) pour l'angiographie cardiaque	77
35	Hertanu Andreea <i>et.al.</i> , Imagerie spécifique de la myéline : étude comparative entre le transfert d'aimantation inhomogène (ihMT), MT quantitatif (qMT) et R1	78
36	Yon Maxime <i>et.al.</i> , Thermométrie cardiaque par acquisition radiale sous-échantillonnée et localisation concomitante du cathéter	79
37	Mougel Eloïse <i>et.al.</i> , Spectroscopie pondérée en diffusion du lactate : méthode de rehaussement du signal	80
38	Labriji Wafae <i>et.al.</i> , Utilisation de la séquence pCASL pour l'étude de la perfusion et de la perméabilité vasculaire après ouverture de la BHE : Limitations et perspectives.	81
39	Alves Diego <i>et.al.</i> , Evaluation préclinique du compressed sensing.	82
40	Vernier Benoît <i>et.al.</i> , Amélioration du contraste dans une séquence d'écho de gradient 3D ultra-rapide avec préparation d'aimantation : Une approche par contrôle optimal.	83
41	Mathieu Hervé <i>et.al.</i> , Tractographie DTi ex-vivo chez le miniporc.	84
42	Brunaud Carole <i>et.al.</i> , Intérêt de l'IRM multiparamétrique pour détecter les lésions cérébrales induites par l'irradiation chez le rat	85
43	Chassain Carine <i>et.al.</i> , Suivi longitudinal par Spectroscopie de Résonance Magnétique 1H du profil métabolique au niveau du putamen chez les patients atteints de la maladie de Parkinson de novo	86
44	Coget Arthur <i>et.al.</i> , Evaluation de l'intégrité périopératoire du corps calleux à long terme après chirurgie éveillée pour gliome diffus de bas grade	87
45	Verdier Margaux <i>et.al.</i> , Evaluation de la segmentation automatique de gliomes de bas grade par apprentissage de type réseau neuronal convolutif.	88
46	Delcey Marylène <i>et.al.</i> , Imagerie cardiaque haute résolution compensée en mouvement	89
47	El Hamrani Dounia <i>et.al.</i> , Analyse par SRM localisée du 31P cardiaque des rats transgéniques BMPR2	90

48	Etienne Fortanier <i>et.al.</i> , Neurographie par résonance magnétique quantitative chez des patients atteints d'une neuropathie de Charcot-Marie-Tooth avec mutation dans le gène MPZ	91
49	Reguig Ghiles <i>et.al.</i> , Correction du décalage global induit par la simulation d'artefact de mouvement pour une acquisition IRM anatomique : Un problème non résolu	92
50	Barile Bernardino <i>et.al.</i> , Classification des patients de sclérose en plaques : une étude combinant la connectivité morphologique et structurale	93
51	Lamy Julien <i>et.al.</i> , Estimation de T1, T2 et du tenseur de diffusion en DW-SSFP par EPG	94
52	Deborne Justine <i>et.al.</i> , Spectroscopie et imagerie à très haute résolution et micro-antennes RMN implantables.	95
53	Draveny Robin <i>et.al.</i> , Quantification du temps de relaxation T2 en région abdomino-pelvienne, quelle(s) stratégie(s) pour une utilisation clinique ?	96
54	Porciuncula Baptista Renata <i>et.al.</i> , Estimation de l'activité de la créatine kinase par IRM cérébrale dynamique du 31P chez le volontaire sain à 7T	97
55	Cardiet Colleen <i>et.al.</i> , Angiographie pulmonaire chez la souris : comparaison des séquences 3D UTE et radiale	98
56	Nobre Paul <i>et.al.</i> , Conversion électro-optique du signal RMN par modulation de l'état de polarisation de la lumière : premiers résultats à 7T.	99
57	Angélique Rivot <i>et.al.</i> , Acquisition accélérée de cartographies 3D T2* par Compressed Sensing	100
58	Isaieva Karyna <i>et.al.</i> , Détourage automatique de la langue sur les images acquises par IRM en temps réel	101
59	Arribarat Germain <i>et.al.</i> , Atlas statistique de la vascularisation cérébrale chez le singe marmouset	102
60	Rabrait-Lerman Cécile <i>et.al.</i> , Point sur l'installation de l'IRM 11,7T corps entier du projet Iseult.	103
61	Chen Bailiang <i>et.al.</i> , Base de données d'imagerie augmentée pour le suivi des AVC traités par voie endovasculaire : projet ETIS image	104
62	Nicolas Gaele <i>et.al.</i> , Localisation de sources informée par l'IRMf à haute résolution spatio-temporelle par couplage IRMf-EEG	105
63	Labbé Aimé <i>et.al.</i> , Artéfacts B0 causés par les antennes supraconductrices pour l'IRM haute-résolution	106
64	Hostin Marc-Adrien <i>et.al.</i> , Fonction de perte basée sur les contours pour la segmentation par apprentissage profond d'IRM de vessie	107
65	Labbé Aimé <i>et.al.</i> , Nouvelle méthode de caractérisation des propriétés électriques non-linéaires d'antennes supraconductrices par l'IRM	108
66	Huang Jiqing <i>et.al.</i> , Comparison of Fitting Approaches for Diffusion-weighted MRI Models in Liver Simulation	109
67	Ogier Augustin C. <i>et.al.</i> , Reconstruction et caractérisation tridimensionnelle des déformations de la vessie	110
68	Delphin Aurélien <i>et.al.</i> , Optimisation des patterns de signaux pour l'IRM fingerprinting vasculaire	111
69	Dumont Ursule <i>et.al.</i> , Neuroprotection du resvératrol dans l'hypoxie-ischémie néonatale : modulation du métabolisme cérébral	112
70	Isaieva Karyna <i>et.al.</i> , Une solution permettant la reconstruction d'images IRM avec les données acquises par des capteurs externes en ligne	113
71	Fauvelle Florence <i>et.al.</i> , Augmentation in vivo de GABA comme biomarqueur de la zone épileptogène dans un modèle animal d'épilepsie focale	114
72	Magat Julie <i>et.al.</i> , Transfert d'aimantation inhomogène (ihMT) pour l'imagerie des fibres de Purkinje dans le coeur à 9,4T	115

73	Tessier Anthony <i>et.al.</i> , Utilisation de solutions hypertoniques de mannitol pour l'ouverture de la BHE - Impact sur le métabolisme cérébral.	116
74	Mathieu Hervé <i>et.al.</i> , La patate : le fantome le moins cher du mondeÂ ?	117
75	Barile Berardino <i>et.al.</i> , Prédiction du handicap par machine learning dans la sclérose en plaques	118
76	Ludivine Kouton <i>et.al.</i> , Pattern de l'atteinte musculaire et suivi longitudinal en IRM musculaire quantitative de patients atteints de dystrophie musculaire facio-scapulo-humérale de type 1 (FSHD1)	119

Résumés

CONTROLE OPTIMAL APPLIQUE A L'ELASTOGRAPHIE PAR RM MULTIFREQUENCE SIMULTANEE

Pilar Sango Solanas¹, Kevin Tse-Ve-Koon¹, Eric Van Reeth¹, Cyrielle Caussy^{2,3} et Olivier Beuf¹

¹Univ Lyon, INSA-Lyon, Université Claude Bernard Lyon 1, UJM-Saint Etienne, CNRS, Inserm, CREATIS UMR 5220, U1206, Lyon, France, ²Univ Lyon, Laboratoire CarMen, INSERM, INRA, INSA Lyon, Université Claude Bernard Lyon 1, Pierre-Bénite, France, ³Hospices Civils de Lyon, Département Endocrinologie, Diabète et Nutrition, Hôpital Lyon Sud, Pierre-Bénite, France

Objectifs : L'ERM quantifie les propriétés viscoélastiques des tissus à l'aide d'une séquence IRM utilisant des gradients d'encodage du mouvement (GSM) oscillants placés entre l'impulsion d'excitation et la mesure du signal¹. Il est possible d'obtenir de meilleurs résultats grâce à un gradient constant et une impulsion générée par contrôle optimal (CO)^{2,3}. L'ERM multifréquence permet de caractériser la micro-structure⁴ des tissus grâce à des données habituellement acquises séquentiellement. On propose ici des impulsions CO pour encoder simultanément deux fréquences.

Matériels et Méthodes : En présence d'un gradient constant, les impulsions CO manipulent l'aimantation vers un état cible où la phase des isochromats (i,j) retranscrit la phase du mouvement de l'onde auquel ils sont soumis². L'impulsion réalise en plus une sélection de coupe³. L'état cible attribué à chacun d'entre eux est $\vec{T}^{(i,j)} = \rho(\cos\Phi^i, \sin\Phi^i, 0)$ si $j \in \Delta z_{in}$ et $\vec{T}^{(i,j)} = (0,0,1)$ si $j \in \Delta z_{out}$ où Δz_{in} correspond à la coupe sélectionnée. L'ERM multifréquence par CO est comparée à l'ERM standard monochromatique sur un IRM Bruker 7T et un échantillon de plastisol. L'impulsion RF a été optimisée pour une fréquence d'excitation de 400+600Hz, un T2=30ms et une durée de 20ms. Les acquisitions RARE-CO ont été réalisées avec $G_{cst}=160\text{mT/m}$, TR/TE=1200/4.6ms et 7 pas de phase. Les acquisitions ERM standard RARE avec l'ajout des GSM (262mT/m), TR/TE=1200/10.5ms et 4 pas de phase.

Résultats : La Figure 1 illustre les images de phase obtenues avec l'impulsion CO : l'onde composite (A) et les images des fréquences individuelles (B) après transformé de Fourier temporelle ainsi que les cartographies respectives de G' (C). Les valeurs moyennes d'encodage de phase (Δ), bruit de phase (σ) et rapport phase sur bruit (PNR= Δ/σ) ainsi que les valeurs moyennes de G' obtenues avec les acquisitions mono et multifréquence sont groupées dans le Tableau 1. Les PNRs sont du même ordre de grandeur pour toutes les acquisitions et les valeurs moyennes de G' obtenues par CO multifréquence sont similaires à celles trouvées avec l'ERM standard.

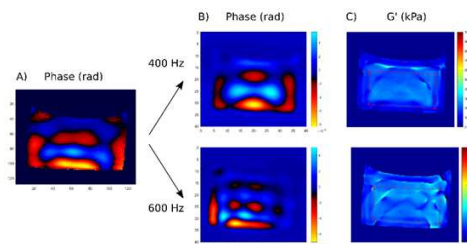


Figure 1. Images de phase et cartographies G'

ERM	$\Delta(\text{rad})$	$\sigma(\text{rad})$	PNR	$G'_{400\text{Hz}}$ (kPa)	$G'_{600\text{Hz}}$ (kPa)
Standard 400	1.15	0.0381	30.2	21.55±4.22	
Standard 600	0.47	0.0311	15.1		23.17±4.09
CO 400+600	1.58	0.0617	25.6	20.6±3.77	23.38±4.30

Tableau 1. Comparaison des valeurs quantifiées en ERM standard et CO

Conclusion : Une nouvelle stratégie d'encodage d'un mouvement bifréquence a été démontrée avec un TE court. Une analyse de la robustesse des impulsions CO multifréquence doit être réalisée pour appréhender les futures applications précliniques.

Références : [1] Muthupillai et al., *Science*, 1995; [2] Lefebvre et al., *JMR*, 2017; [3] Van Reeth et al., *JMR*, 2018 ; [4] Guo et al., *Phys Med Biol*, 2012.

Remerciements : LABEX PRIMES (ANR-11-LBX-0063/ANR-11-IDEX-0007). Plateforme d'imagerie PILoT, membre de FLI (ANR-11-INBS-0006).

Évaluation quantitative des propriétés mécaniques des tissus par IRM de la force de radiation ultrasonore (MR-ARFI)

Karine Choquet¹, Jonathan Vappou¹, Afshin Gangi^{1,2}, Elodie Breton¹

¹Laboratoire ICube, Université de Strasbourg, CNRS UMR7357, Strasbourg, France

²Département d'Imagerie Interventionnelle, Hôpitaux Universitaires de Strasbourg, Strasbourg

Objectifs : Les thérapies par ultrasons focalisés de haute intensité (HIFU) sont des procédures non ionisantes et non invasives connaissant un succès grandissant pour la destruction ciblée de tumeurs. Leur monitoring, conventionnellement réalisé par thermométrie IRM, constitue une problématique majeure. En complément de la température, les propriétés mécaniques des tissus peuvent être considérées comme des biomarqueurs permanents des dommages thermiques subis au cours du traitement^{1,2}. Dans ce contexte, nous cherchons à développer une méthode d'estimation non invasive des propriétés mécaniques des tissus en temps réel durant la thérapie.

Matériels et Méthodes : S'appuyant sur l'approche MR-ARFI³, le transducteur ultrasonore est utilisé pour induire un déplacement au niveau du foyer, à l'origine de la propagation d'une onde de cisaillement de vitesse c_s liée au module de cisaillement μ du milieu. Le champ de déplacement est encodé grâce à une séquence de contraste de phase sensible au mouvement. Le processus d'identification consiste à estimer la largeur de la tache MR-ARFI, liée à c_s et donc à μ ¹. Pour cela, les profils MR-ARFI expérimentaux sont identifiés par le profil théorique $\phi_{th}(x, y) = \gamma \int G(t)\delta(x, y, t)dt$, avec γ le rapport gyromagnétique du proton, G l'amplitude du gradient de sensibilité au mouvement (MSG) et δ le déplacement dépendant de l'élasticité $\delta(x, y, t) = f(\mu)$. La méthode est appliquée à un fantôme d'élastographie calibré (CIRS, USA) contenant 4 inclusions d'élasticités différentes. Les paramètres d'acquisition incluent : IRM 1,5T (Magnetom Aera, Siemens), TR/TE=1000/30ms, FoV 280mm, matrice 128×128, EPI 1 shot, orient./ép. coupe coro/5mm ; gradient bipolaire d'encodage du mouvement f_{MSG} 160Hz, 26mT/m, encodage direction de coupe ; tirs HIFU : transducteur sphérique 128 éléments (IGT, Bordeaux), focale nominale 6cm, $P \approx 90W$ acoustiques, durée $T_{HIFU} = T_{MSG}/2 = 3.125ms$.

Résultats : Le module de cisaillement μ est estimé correctement par MR-ARFI pour les inclusions les moins rigides (Fig 1). Pour les plus rigides, μ apparaît sous-estimé.

Conclusion : La méthode présentée permet d'estimer de façon non invasive, précise et quantitative le module de cisaillement des inclusions les moins rigides par MR-ARFI. Le diamètre de la tache ARFI augmentant avec la rigidité (Fig.1), l'élasticité mesurée dans les inclusions les plus rigides résulte d'une moyenne entre les valeurs de l'inclusion et du background. Le travail actuel vise à répondre à cette limitation en diminuant la taille des taches MR-ARFI via la synchronisation entre MSG et push ARFI, afin d'augmenter la résolution spatiale de la méthode.

Références : [1] Vappou et al, Phys Med Biol, 63-9, 2018 [2] Wu et al, Magn. Reson. Med., 45:80–87, 2001 [3] McDannold et al, Med Phys, 35-8:3748-58, 2008

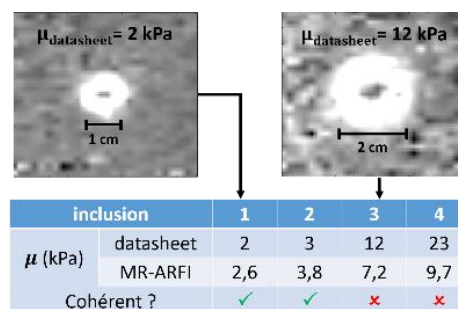


Fig 1 – Profils ARFI expérimentaux et comparaison $\mu_{MR-ARFI} / \mu_{datasheet}$

ETUDE PAR SRM-¹H DES MODIFICATIONS METABOLIQUES ET MACROMOLECULAIRES ASSOCIEES AU DEVELOPPEMENT DU CERVEAU FETAL

Angèle Viola¹, Yann Le Fur¹, Patrick Viout¹, Sylviane Confort-Gouny¹, Nadine Girard^{1,2}

¹Centre de Résonance Magnétique Biologique et Médicale, CRMBM UMR 7339, CNRS, Aix-Marseille université, Marseille, France. ²Service de Neuroradiologie, AP-HM Timone, Aix-Marseille Université, Marseille, France.

Objectifs : les indications d'IRM fœtale représentent une opportunité d'étude des modifications neurochimiques accompagnant le développement cérébral *in utero* par SRM-¹H. Peu d'études ont investigué le métabolisme cérébral fœtal normal et pathologique. Notre étude à 3T s'intéresse aux modifications métaboliques survenant dans le cerveau fœtal normal durant le 3^{ème} trimestre de grossesse essentiellement.

Matériels et Méthodes : 65 fœtus (26 à 36 semaines) ont été explorés (Service de Neuroradiologie, Hôpital de la Timone) à 3T (Skyra Siemens, antenne corps en réseau phasé et antennes spinales). IRM anatomique : séquences T₂ HASTE, trueFISP et écho de gradient pondéré en T₁. SRM-¹H : séquence PRESS (TE de 33 et 135 ms, TR = 1500 ms, bande passante = 1200 Hz, 1024 points, VAPOR pour la saturation de l'eau, 96 acq (T = 33 ms) ou 128 (TE = 135 ms) pour les spectres saturés, 1 acq pour les non saturés, voxel de 6.75 cm³ dans le centre semi ovale). Les données ont été traitées avec CSIAPY [1,2] et une base métabolique simulée (24 métabolites et 12 macromolécules). Les signaux ont été normalisés en utilisant le signal de l'eau comme référence interne. Analyse statistique : test de corrélation de Spearman (JMP 9).

Résultats : 130 spectres ont été analysés, 44 spectres à TE court étaient de bonne qualité (SNR moyen = 33, largeur à mi-hauteur moyenne = 12 Hz) et 47 spectres à TE long (SNR moyen = 30, largeur à mi-hauteur moyenne = 11 Hz). Les spectres présentant des artéfacts ont été exclus. Des augmentations significatives des taux de créatine totale (tCr)/H₂O et de N-acétylaspartate (NAA)/H₂O avec l'âge gestationnel ont été mesurées (P<0.05) à écho long. A écho court, ces taux augmentaient significativement avec l'âge, de plus l'alanine/H₂O et le *scyllo*-inositol/H₂O étaient corrélés positivement avec l'âge (P<0.05). Un autre résultat significatif était l'augmentation de la composante MM₁₂ des macromolécules (MM₁₂/H₂O) avec l'âge gestationnel (P<0.05).

Conclusion : les résultats obtenus sur la créatine et le NAA corroborent des données antérieures obtenues à 1.5T [4] et sont accord avec le développement de dendrites et de synapses, de l'activité mitochondriale et la prolifération des oligodendrocytes. Notre étude à 3T apporte de nouvelles informations grâce au gain en termes de SNR et de résolution spectrale à 3T. L'augmentation de l'alanine pourrait être liée à la synthèse protéique, celle de MM₂ à la production de lipides et la synthèse de la myéline. L'augmentation du taux de *scyllo*-inositol, un polyol lié au métabolisme du *myo*-inositol et du glucose est pour l'instant inexpliquée.

Références : [1] Le Fur Y et al. Grid-free interactive and automated data processing for MR chemical shift imaging data. MAGMA 2010;23(1):23-30. [2] Ratiney H, et al. Time-domain semi-parametric estimation based on a metabolite basis set. NMR Biomed. 2005;18(1):1-13 [3]. Girard N et al, Assessment of normal fetal brain maturation in utero by proton magnetic resonance spectroscopy MRM 2006;56(4):768-75.

Séquence RMN in vivo supprimant la J-modulation pour mesurer la diffusion du lactate dans le cerveau de rongeurs

Sophie Malaquin¹, Eloïse Mougel¹, Mélissa Vincent¹, Julien Valette¹

¹Molecular Imaging Research Center (MIRCent), Commissariat à l'Energie Atomique (CEA), Fontenay-aux-Roses, France.

Objectifs : La faible concentration du lactate, comparée à celle des autres métabolites cérébraux, rend compliquée la mesure de sa diffusion et nécessite le développement de séquences RMN maximisant le rapport signal sur bruit. Nous comparons ici l'atténuation du signal en fonction de la pondération en diffusion (b), obtenue *via* une séquence de référence (STE-LASER) ayant servi dans la plupart des travaux récents de notre groupe, ou une séquence utilisant une impulsion polychromatique ne refocalisant que les résonnances d'intérêt, supprimant ainsi l'effet du couplage J sur la résonance du lactate à 1,31 ppm, résultant donc en une amélioration du signal.

Matériels et Méthodes : quatre souris sauvages ont été scannées dans un IRM Bruker 11,7 T avec une cryosonde. La séquence STE-LASER comprend un module d'écho stimulé (trois impulsions large bande « broad pulse » bp) pondéré en diffusion ($TE_{STE}/TM = 8,4/50$ ms) suivi d'un module de localisation adiabatique LASER [1] ($TE_{LASER} = 25$ ms), tandis que la SE-LASER comprend un module d'écho de spin pondéré en diffusion ($TE_{SE} = 58,3$ ms) suivi du même module LASER. Le timing des modules STE et SE est choisi pour que le temps de diffusion soit identique ($t_d = 53,2$ ms). Pour la refocalisation, le module d'écho de spin utilise soit une impulsion bp, soit une impulsion polychromatique sélectionnant les macromolécules à 0,9 ppm, le NAA à 2,02 ppm, le m-inositol à 3,56 ppm, et le groupe CH₃ du lactate à 1,31, mais excluant le CH du lactate à 4,09 ppm avec laquelle le groupe CH₃ est couplé, ce qui supprime l'effet du couplage à l'écho (par ailleurs, l'effet du couplage pendant le module LASER est négligeable car il s'agit d'un train « CPMG » de 180°).

Résultats : Par rapport à la STE-LASER, la SE-LASER avec impulsion large bande présente un signal plus intense pour les singulets mais pas pour les métabolites avec couplage J comme le lactate. Par contre, avec la SE-LASER avec impulsion polychromatique, le gain sur le signal du lactate est spectaculaire (fig.1). L'atténuation du signal en fonction de b (fig.2-A-B) présente un profil assez similaire entre notre séquence de référence (STE-LASER) et la SE-LASER polychromatique (acquisitions effectuées pendant la même session pour chaque animal), mais la déviation standard est bien plus faible avec cette dernière séquence (fig.2-C).

Conclusion : L'utilisation de la séquence SE-LASER avec suppression du couplage J montre une bien meilleure précision à hautes valeurs de b . La comparaison de la diffusion du NAA (métabolite neuronal) et du myo-inositol (métabolite astrocytaire) avec celle du lactate permettra d'obtenir des informations sur la distribution du lactate dans ces types cellulaires, ce qui s'inscrit dans la recherche sur la navette lactate [2].

Références : [1] Ligneul C, Palombo M, Valette J, Magn. Reson. Med. 2017; 77(4):1390-1398; [2] Barros L, Weber B, J Physiol 2018; 596(3):347-350.

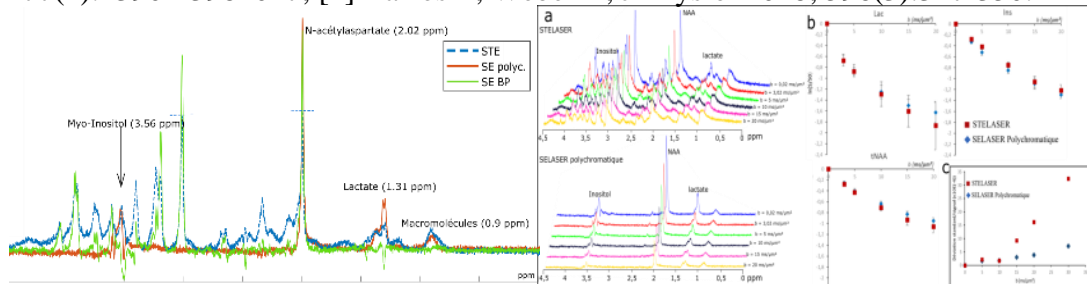
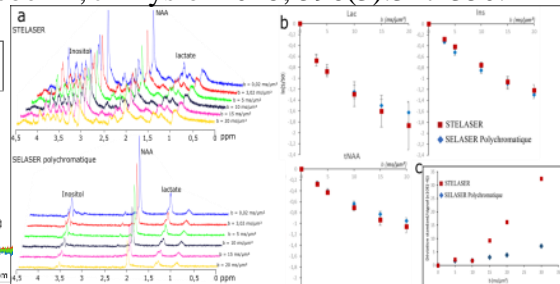


Figure 1 : Spectres sans pondération en diffusion obtenus avec la séquence STE-LASER (bleu), SE-LASER large bande (vert), et SE-LASER polychromatique (orange).



Imagerie par transfert d'aimantation inhomogène (ihMT) filtrée en temps de relaxation dipolaire T_{1D} dans le cerveau : simulation des contrastes et confirmation expérimentale

Andreea Hertanu^{1,2}, Lucas Soustelle^{1,2}, Arnaud Le Troter^{1,2}, Julie Buron^{1,2,3}, Julie Le Priellec³, Victor N.D. Carvalho^{1,2,4}, Myriam Cayre³, Pascale Durbec³, Gopal Varma⁵, David C. Alsop⁵, Olivier M. Girard^{1,2}, Guillaume Duhamel^{1,2}

¹Aix Marseille Univ, CNRS, CRMBM UMR 7339, Marseille, France ²APHM, Hôpital Universitaire Timone, CEMEREM, Marseille, France ³Aix Marseille Univ, CNRS, IBDM UMR 7288, Marseille, France ⁴Aix Marseille Univ, CNRS, ICR UMR 7273, Marseille, France ⁵Harvard Univ, BIDMC, Département de Radiologie, Boston, MA, États-Unis

Objectifs : IhMT est une technique IRM pondérée par le temps de relaxation dipolaire T_{1D} [1]. Une étude récente [2], réalisée sur la moelle épinière de rat ex vivo, a mis en évidence l'existence de deux composantes T_{1D} (~10 ms et ~500 μ s) dans les tissus sains de substance blanche (SB) et substance grise (SG). Au moyen d'une technique de filtrage T_{1D} [3], il est par ailleurs possible d'atténuer, voire d'éliminer, la contribution de composantes T_{1D} courtes au signal ihMT mesuré. Le filtrage des T_{1D} courts a notamment permis d'augmenter la spécificité du signal ihMT pour les tissus myélinisés [4]. Dans ce travail, nous proposons une caractérisation théorique du filtrage T_{1D} en utilisant des modèles biophysiques mono- et bi- T_{1D} . Les contrastes théoriques relatifs SB/SG obtenus avec différents filtrages sont ensuite comparés à des données expérimentales obtenues in vivo, sur souris saines.

Matériels et Méthodes : 16 souris contrôles C57Bl/6J ont été imagées avec une séquence 3D ihMT-RAGE [5] (TR/TE = 2200/2.1 ms, résolution 100x100x750 μ m³) à 7 T (Bruker PharmaScan). Le paramètre de filtrage (Δt), défini comme le délai entre les irradiations d'offsets positif et négatif dans l'expérience de saturation duale de la séquence ihMT, a été varié expérimentalement ($\Delta t = 0.0$ ms ; 0.8 ms ; 1.6 ms ; 3.2 ms), et le signal ihMTR(T_{1D}) correspondant a été simulé à partir des équations de Bloch-McConnell-Provotorov résolus dans leur formalisme matriciel [2].

Résultats : Expériences : (a)

L'augmentation de Δt entraîne une diminution globale du signal ihMTR et une augmentation du contraste SB/SG.

Simulation : (b) Un seuil arbitraire de détectabilité du signal (ihMTR = 2%) est atteint pour des valeurs de T_{1D} d'autant plus grandes que

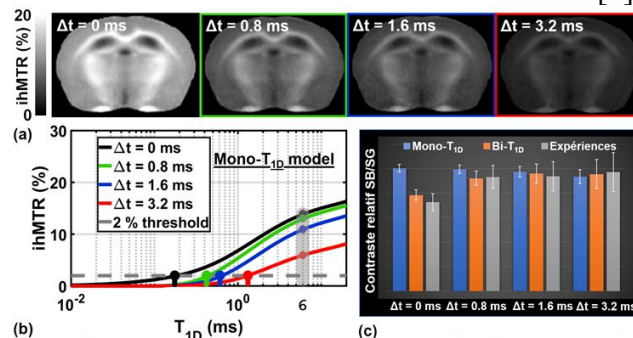
Δt augmente, confirmant l'efficacité du filtrage pour atténuer la contribution des T_{1D} courts (< 1 ms). On note également une diminution du signal ihMTR pour les T_{1D} s longs (e.g. à 6 ms) avec l'augmentation de Δt . Un comportement similaire a pu être observé pour le modèle bi- T_{1D} .

Comparaison : (c) Les prédictions du modèle bi- T_{1D} (6 ms/500 μ s pour SB et 5.8 ms/400 μ s pour SG) s'accordent mieux avec le contraste relatif SB/SG expérimental pour toutes les configurations de filtrage.

Conclusion : Une description fiable du signal ihMT mesuré pour différentes pondérations T_{1D} dans le cerveau nécessite un modèle biophysique considérant l'existence d'au moins deux composantes T_{1D} distinctes.

Références : [1] Varma et al., JMR 2015 [2] Carvalho et al., JMR 2020 [3] Prevost et al., NMR Biom. 2017 [4] Duhamel et al., NeuroImage 2019 [5] Varma et al., MRM 2020.

Remerciements : ANR-17-CE18-0030, projet VERISMO.



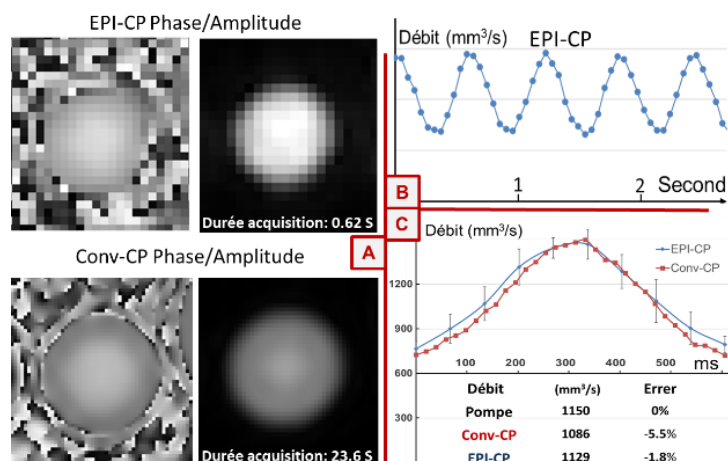
Optimisation et Précision de l'IRM Echo Planar en contraste de phase

Pan LIU¹, Sidy FALL¹ et Olivier BALEDENT^{1,2}

¹Université de Picardie Jules Verne, CHIMERE EA 7516, Amiens, France

²CHU-Amiens, Département of Médical Image Processing, Amiens, France

Objectifs : L'IRM en Contraste Phase conventionnelle (Conv-CP), offre la possibilité de quantifier les vitesses des flux vasculaires. Synchronisée sur le pouls, Conv-CP permet à partir de l'ensemble des cycles cardiaques enregistrés lors de l'acquisition de reconstruire la dynamique des flux vasculaires d'un cycle cardiaque moyen [1,2]. Cette séquence est la référence vélocimétrique en IRM. Mais ce type d'acquisition synchronisé sur la fréquence cardiaque ne peut évaluer l'impact de la respiration [3]. La nouvelle séquence écho planar en contraste Phase (EPI-CP) réalise des cartographies vélocimétriques ultra rapides en moins de 100 ms. il est alors possible d'étudier toute la dynamique vasculaire en continue au cours du temps sans recourir à une synchronisation. Le but de ce travail est de comparer la précision d'EPI-CP à celle de la Conv-CP.



Matériels et Méthodes : Pour ce faire nous avons utilisé une pompe calibrée délivrant un débit pulsatile moyen de 1150 mm³/s à une fréquence de 99 cycles dans un tube en plastique de diamètre 9.5mm positionné dans l'antenne tête de 32 éléments d'une IRM 3T. Les séquences Conv-CP et EPI-CP ont été utilisées pour quantifier les débits circulants (fig. A). A partir de l'étude des débits et des rapports signal sur bruit calculés pour différentes résolutions, angles de bascule et facteurs d'accélération, un protocole optimisé a été mis en place : FOV=100*60mm² ; Venc=5cm/s ; Pixel size=1.2*1.2mm² ; Épaisseur 4mm angle de bascule 30°. L'EPI-CP a été utilisé en multi shot avec un EPI-facteur de 9 et un facteur d'accélération SENSE de 2.5. Les séries de flux ont été traitées par un logiciel dédié développé in situ [2,4] qui identifie la région d'écoulement et quantifie automatiquement les dynamiques temporelles des débits des deux séquences. L'ensemble des cycles de l'EPI-CP (fig. B) sont séparés pour calculer un cycle moyen (fig. C) comparable à celui d'un Conv-CP. La comparaison des débit moyens et des courbes s'est faite par les tests de corrélation et de Bland & Altman [5] et par rapport au débit étalon de la pompe.

Résultats : Le Conv-CP a reconstruit 32 images d'un seul cycle moyen en 23.6 secondes, l'EPI-CP a réalisé 1 image toute les 62 ms. 150 images acquises en 9.3 secondes ont reconstruit l'ensemble des 15 cycles (10 images par cycle) de manière reproductible (fig. C) sans différence significative avec l'enveloppe dynamique de la Conv-CP. Comparé au débit de référence généré par la pompe l'erreur était inférieure à 2%.

Conclusion : l'évaluation de la précision de la séquence EPI-CP dans des conditions in vitro calibrées proches de l'in vivo montre que cette séquence pourra quantifier les écoulements pulsés des principaux vaisseaux humains de quelques millimètres de rayon. Le principal avantage de la séquence est qu'elle s'affranchit de toute synchronisation cardiaque et respiratoire. Cette séquence ouvre de nouvelles voies d'investigations de la vascularisation artérielle et veineuse, notamment dans le territoire cérébrale ou l'échographie doppler ne peut facilement accéder et ou l'impact respiratoire sur les flux cérébraux n'a pas encore été évalué.

Références : [1] Feinberg,D., Radiology,1987. [2] Balédent, O., Invest Radiol, 2001. [3] Chen,L., Neuroimage, 2015. [4] Pan.L., ISMRM 27th, N. 4823. [5] JM Bland., The Lancet, 1986

Altération de la matière blanche dans les acouphènes liés au bruit : la connectivité structurelle revisitée en Deep-Learning et Manifold-Learning

Chloé Jaroszynski¹, Agnès Job², Arnaud Attyé¹, Chantal Delon-Martin¹

¹Univ. Grenoble Alpes, Inserm, U1216, CHU Grenoble Alpes, GIN, 38000 Grenoble, France. ²Institut de Recherche Biomédicale des Armées, IRBA, Brétigny s/Orge, France.

Objectifs : les acouphènes sont une perception sonore fantôme qui induisent une plasticité cérébrale, dont la nature et la localisation ne font pas l'unanimité. Dans cette étude, nous explorons l'impact sur la densité apparente de fibres (AFD) de la perception d'acouphènes grâce à des méthodes avancées en IRM de diffusion et en analyse statistique.

Matériels et méthodes : les images de diffusion (60 directions, $b=1000s/mm^2$) de 19 patients et de 19 contrôles appariés en âge ont été acquises sur une IRM Philips 3T. Le signal a été modélisé en chaque voxel par une fonction de distribution d'orientation des fibres (FOD) [3]; la tractographie de 72 faisceaux de référence a été obtenue par deep-learning (DL) [1]. L'AFD a été calculée comme l'intégrale de la FOD normalisée par la longueur du faisceau. L'algorithme TractLearn basé sur du manifold learning a été utilisé pour comparer les deux groupes [2] : il présente une grande sensibilité aux variations quantitatives et une prise en compte de la variabilité anatomique des témoins.

Résultats : après correction pour comparaisons multiples, nous mettons en évidence des différences significatives ($pFWE < 0.05$) d'AFD chez les sujets acouphéniques dans les tracts thalamiques et dans la corona radiata de l'hémisphère droit : la plus grande étendue de voxels altérés se trouve dans le tract thalamo-pariétal (figure 1). Ces voxels sont localisés à proximité d'une zone d'intégration somatosensorielle, OP3, déjà impliquée dans les acouphènes d'après nos travaux antérieurs en IRMf [4].

Conclusion : en associant le DL pour la segmentation des faisceaux et le MF-L pour l'analyse quantitative, l'IRM de diffusion nous permet d'identifier une zone d'intérêt dans les acouphènes proche de l'OP3, allant dans le sens d'un modèle lié à la proprioception de l'oreille moyenne [4]. Le cadre Riemanien du MF-L, par opposition au modèle linéaire généralisé, permet de prendre en compte l'interaction des voxels entre eux dans les altérations physiopathologiques plutôt que d'analyser indépendamment chaque voxel au risque de manquer de sensibilité.

Références : [1] Wasserthal et al., MIA 2019. [2] Attyé et al., medRxiv, 2020. [3] Dhollander et al., NeuroImage, 2020. [4] Job et al., Brain Str. and Func., 2016.

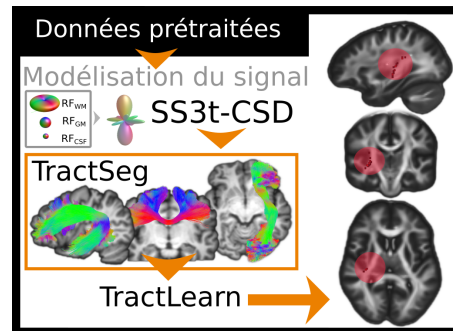


FIGURE 1 – Schéma d'analyse et voxels significatifs, entourés en rouge, superposés à l'image de référence.

Dynamique d'évolution des lésions actives de sclérose en plaques (SEP) par IRM du transfert d'aimantation inhomogène (ihMT)

Lucas Soustelle^{1,2}, Andreea Hertanu^{1,2}, Samira Mchinda^{1,2}, Arnaud Le Troter^{1,2},
Maxime Guye^{1,2}, Jean-Philippe Ranjeva^{1,2}, Soraya Gherib^{1,2}, Patrick Viout^{1,2},
Lauriane Pini^{1,2}, Claire Costes^{1,2}, Gopal Varma³, David Alsop³, Bertrand Audoin^{1,2,4},
Jean Pelletier^{1,2,4}, Olivier Girard^{1,2}, Guillaume Duhamel^{1,2}

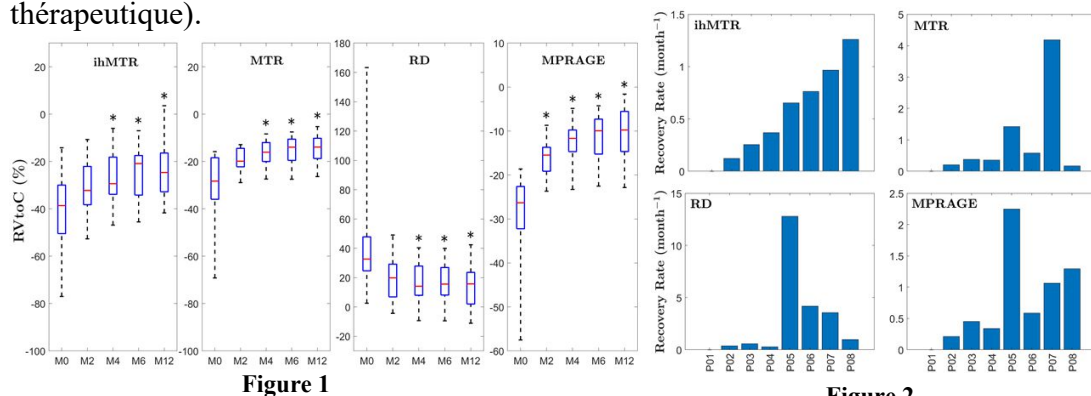
¹Aix-Marseille Univ. CRMBM UMR 7339, Marseille, France, ²APHM, Hôpital Universitaire Timone, CEMEREM, Marseille, France, ³Division of MR Research, Radiology, Harvard Medical School, Boston, MA, United States, ⁴APHM, Hôpital de la Timone, Pôle de Neurosciences Cliniques, Service de Neurologie, Marseille, France

Objectifs : L'évaluation de l'évolution temporelle des lésions démyélinisantes dans la SEP est un sujet primordial. La technique ihMT est une méthode récente ayant démontré une forte spécificité envers la myéline [1]. L'objectif de cette étude consiste à étudier la dynamique d'évolution de lésions actives de la substance blanche (SB) selon le ratio ihMT (ihMTR), avec une comparaison à d'autres métriques sensibles à la démyélinisation : le ratio MT (MTR), la diffusivité radiale (RD) et la pondération T₁ MPRAGE.

Matériels et méthodes : 8 patients atteints de SEP ont été suivis sur 12 mois par IRM à 1,5 T (MPRAGE, FLAIR, ihMT, MT et DTI). 23 lésions actives détectées après injection de gadolinium ont été segmentées sur l'image FLAIR du premier examen. L'évolution temporelle de la variation relative (RVtoC ; calculée par rapport à une zone contra-latérale de la SB d'apparence normale) de chaque métrique a été modélisée selon : $RVtoC(t) = (RVtoC(M_0) - A) \times e^{-Rt} + A$, où R désigne une vitesse d'évolution et A la valeur asymptotique finale du signal mesuré.

Résultats : Fig. 1 : évolution temporelle des différentes métriques moyennées des 23 lésions actives (* : différence significative des médianes par rapport à M0). Fig. 2 : moyennes de vitesse d'évolution de chaque patient pour chaque métrique.

Conclusion : Du fait de sa plus grande spécificité à la myéline, ihMTR devrait être peu impacté par les processus pathologiques non-associés à la myéline inhérents de la SEP (e.g. inflammation, œdème, atteinte axonale), comparativement aux autres métriques. En accord avec cette hypothèse, ihMTR présente une sensibilité plus marquée à la phase aiguë d'une lésion active (démyélinisation à M0) ainsi qu'une vitesse d'évolution (remyélinisation) moyennée sur les lésions plus homogènes ($0.1 < R < 1.3$ mois⁻¹). Ces observations soutiennent l'utilisation d'ihMT pour caractériser la dé-/remyélinisation dans de futures études cliniques (e.g. approche thérapeutique).



Remerciements : SATT Sud-Est, ARSEP, Fondation Recherche Roche et ANR (ANR-17-CE18-0030), Roche France. **Références :** [1] Duhamel G. et al., NeuroImage 2019

IDENTIFICATION D'UN RESEAU VULNERABLE DANS LA MALADIE DE HUNTINGTON PAR IRM MULTIMODALE

Jean-Baptiste Pérot¹, Clément Garin¹, Salma Bougacha¹, Marc Dhenain¹, Sandrine Humbert², Emmanuel Brouillet¹, Julien Flament¹

¹MIRcen, CEA, Fontenay-aux-Roses, France, ²GIN, Univ. Grenoble Alpes, Grenoble, France

Objectifs : La Maladie de Huntington (MH) est causée par l'expansion du triplet CAG sur le gène Htt et entraîne préférentiellement une dégénérescence du striatum¹. Si l'atrophie du striatum est actuellement le biomarqueur le plus utilisé, elle n'est qu'une conséquence de processus biologiques altérés bien en amont². L'objectif de cette étude est d'identifier des biomarqueurs plus précoces et fonctionnels de la MH.

Matériels et Méthodes : Des souris Knock-in hétérozygotes exprimant 140 CAG insérés dans le gène Htt (Ki140³, n=11) ont été utilisées et comparées à des animaux contrôles (WT, n=12). Les animaux ont été imagés à 2, 5, 8, 12 et 18 mois à 11,7T (Bruker) avec une crysonde. Le protocole IRM comportait une séquence anatomique haute résolution (TSE), une séquence gluCEST (MTRasym à ± 3 ppm, $B_1=5\mu T$) et une séquence MT (MTRasym à ± 16 ppm, $B_1=10\mu T$) avec correction WASSR. Une séquence de resting-state fMRI a été ajoutée à 18 mois.

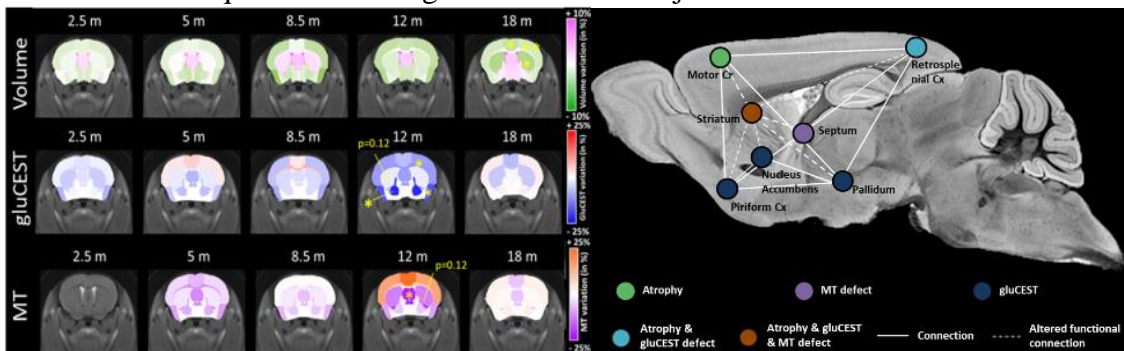


Figure 1 : Cartes de variation entre souris WT et Ki140. * = $p < 0,05$ (ANOVA mesures répétées) **Figure 2 :** Réseau de régions fortement connectées vulnérables dans le modèle Ki140

Résultats : Une baisse significative du signal gluCEST est mesurée à 12 mois chez les souris Ki140 dans le cortex frontal (-7,3%) et piriforme (-16,7%) ainsi que dans le pallidum (-21,0%). Elles montrent également une baisse significative de contraste MT dans le septum à 12 mois (-21,7%) ainsi qu'une tendance dans le striatum (-12,5%, $p=0,12$). Une atrophie significative est mesurée à 18 mois dans le striatum (-4,3%), le cortex frontal (-5,3%) et moteur (-3,3%). La figure 1 résume ces résultats par des cartes de variation. Enfin, le protocole de rs-fMRI montre une tendance à la baisse de la connectivité du striatum avec les autres régions du cerveau à 18 mois.

Conclusion : Les images gluCEST et MT fournissent une information plus précoce et fonctionnelle que l'analyse morphométrique seule. À partir de données de projections axonales⁴, nous avons montré que les régions affectées en gluCEST/MT sont fortement connectées. Associés aux données de rs-fMRI, ces résultats montrent une connectivité altérée du striatum, supportant l'hypothèse d'une vulnérabilité particulière de cette structure dans la MH (Fig.2). Cela montre aussi la pertinence d'une approche multimodale pour mieux caractériser la pathogénèse de la MH.

Références : [1] Walker et al., Lancet, 2007 ; [2] Tabrizi et al., Lancet Neuro, 2013 ; [3] Menalled et al., The Journal of Comp Neuro, 2003 ; [4] Oh et al., Nature, 2014.

Remerciements : Projet TreatPolyQ ANR-17-RAR3-0008-01, NeurATRIS ANR-11-INBS-0011

Réorganisation des réseaux cérébraux chez les traumatisés crâniens sévères et récupération de la conscience

L. Oujamaa¹, C. Delon-Martin², J-F Payen³, S. Achard⁴

¹: SRPR Centre médical de l'Argentière – CHU Saint Etienne, 42000, Saint-Etienne

²: Univ. Grenoble Alpes, Inserm, U1216, Grenoble Institut Neurosciences, 38000 Grenoble

³: Univ. Grenoble Alpes, Inserm, U1216, CHU Grenoble Alpes, Grenoble Institut Neurosciences, 38000 Grenoble

⁴: Univ. Grenoble Alpes, CNRS, Inria, Grenoble-INP, LJK-, F-38000 Grenoble

Objectifs : Cette étude explore les réseaux cérébraux des traumatisés crâniens sévères en sortie de réanimation et en sortie du service de post-réanimation. Elle comporte une étude transversale qui évalue l'intérêt des mesures de perturbation topologique des hubs du réseau cérébral pour différencier les patients conscients des non-conscients et une étude longitudinale qui évalue si la récupération clinique se traduit par une diminution de la perturbation de ces réseaux.

Méthodes : Trente quatre patients (âge médian 35 ans ; 10 femmes ; score de Glasgow médian à l'arrivée à l'hôpital 5) ont été inclus au CHU de Grenoble entre 2015 et 2018. L'étude a été approuvée par le comité d'éthique et les familles ont donné leur consentement éclairé. Dès la sortie de l'unité de soins intensifs, en phase subaiguë, (délai médian: 32 jours) les patients ont bénéficié d'une évaluation du niveau de conscience (CRS-R) et d'un examen d'IRM sans sédation comprenant un enregistrement long en IRMf de repos. Un deuxième examen identique (délai médian: 85 jours) a été réalisé à l'issue d'un séjour en rééducation post-réanimation. Les réseaux cérébraux ont été globalement analysés par la théorie des graphes et les mesures de perturbation topologique des hubs du réseau cérébral (hub disruption index, HDI) ont été calculés comme proposé sur des patients en coma post-anoxiques [1]. Ce HDI a alors été calculé pour chaque sujet, à chaque temps et pour chaque métrique de graphe (efficacité globale Eglob ; efficacité locale Eloc et centralité BC). Les comparaisons statistiques sur ces HDI ont été réalisées selon l'état de conscience des patients.

Résultats : Les 24 séries de données exploitables au 1er examen correspondaient à 9 patients en état de conscience minimale et 15 conscients. Nous avons trouvé un HDI statistiquement plus important (en valeur absolue) pour la métrique de ségrégation chez les patients en conscience minimale (HDI Eloc médian=-0,59) par rapport aux patients conscients (HDI Eloc médian=0,0), ce qui témoigne d'une perturbation du réseau cérébral au niveau des connections locales plus importante chez les patients en état de conscience minimale. Le suivi longitudinal chez les patients montre une évolution de la HDI Eloc vers des valeurs normales qui sont significativement liées à l'état de conscience plutôt qu'au facteur temps.

Conclusion : Ces résultats suggèrent que la perturbation topologique de la connectivité fonctionnelle au niveau local puisse être un marqueur diagnostique de l'état de conscience des patients. Reste à savoir si ce marqueur est pertinent au niveau individuel.

Références : [1] Achard S, Delon-Martin C *et al.* Hubs of brain functional networks are radically reorganized in comatose patients. PNAS 109 (50) : 20608-13, 2012

Remerciements : La Fondation des Gueules Cassées a financé cette étude

« MR Fingerprinting » avec séparation eau/graisse pour quantifier la graisse intramusculaire et l'activité de la maladie dans les pathologies neuromusculaires

Benjamin Marty^{1,2}, Harmen Reyingoudt^{1,2}, Jean-Marc Boisserie^{1,2}, Julien Le Louër^{1,2}, Ericky C.A. Araujo^{1,2}, Yves Fromes^{1,2} and P.G. Carlier^{1,2}

¹Institut de Myologie, Laboratoire de RMN, Paris, France ; ²CEA, DRF, IBFJ, MIRCen, Laboratoire de RMN, Paris, France

Objectifs : L'IRM musculaire quantitative est fréquemment proposée comme critère de jugement principal ou secondaire dans les essais cliniques longitudinaux concernant les pathologies neuromusculaires (NMD) [1]. La fraction grasseuse intramusculaire (FF) est un marqueur de la progression de la maladie et la mesure du T2 de l'eau (T2_{H2O}) est fréquemment utilisée pour évaluer son activité. Cette étude a pour but de déterminer le potentiel de la technique "MR fingerprinting" avec séparation eau/graisse (MRF T1-FF), récemment proposée [2], pour fournir des biomarqueurs du remplacement grasseux et de l'activité de la maladie chez des patients atteints de NMDs. En particulier, nous voulons établir la sensibilité de la mesure du T1 de l'eau (T1_{H2O}) comme biomarqueur quantitatif de l'activité de la maladie, par comparaison avec la cartographie T2_{H2O}.

Matériels et Méthodes : Des données ont été acquises sur les jambes de patients atteints de différentes NMDs. L'examen IRM comprenait une séquence pondérée T2 avec suppression de graisse (FatSup-T2w), une séquence de cartographie de FF basée sur la technique « Dixon 3-points » (FF_{Dixon}), une séquence de cartographie du T2_{H2O}, et la séquence MRF T1-FF à partir de laquelle la fraction de graisse et le T1_{H2O} ont été mesurés.

Résultats : 73 patients (47 ± 12 ans, 45 femmes) ont été évalués. Une forte corrélation ($R = 0.97$) et un faible biais (2.2×10^{-3}) ont été observés entre FF_{MRF} et FF_{Dixon}. Le T1_{H2O} était significativement

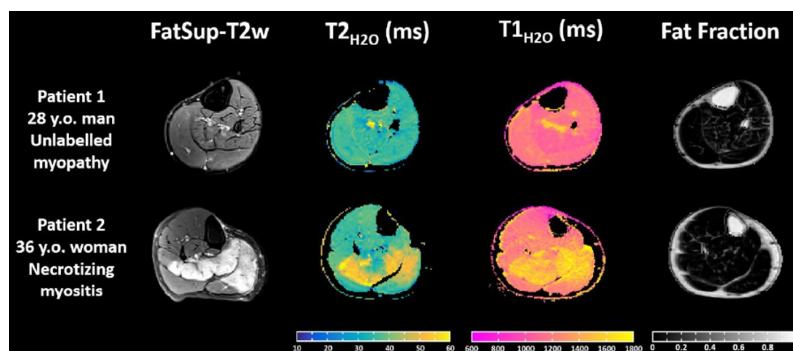


Figure 1 : Images FatSup-T2w, et cartographies de T2_{H2O}, T1_{H2O} et FF représentatives obtenues sur les jambes de deux patients atteints de NMDs

plus élevé dans les muscles hyperintenses sur les images FatSup-T2w ($p < 0.001$), et une corrélation significative a été observée entre les mesures de T1_{H2O} et T2_{H2O} ($\rho = 0.66$ and $\rho = 0.76$, respectivement, entre les médianes et les 90èmes valeurs percentiles des distributions de T1_{H2O} et T2_{H2O}). De plus la mesure de T1_{H2O} par MRF T1-FF a pu classer les patients considérés comme anormaux par les critères quantitatifs de T2_{H2O} avec une bonne sensibilité et spécificité (AUC > 0.9).

Conclusion : La séquence MRF T1-FF constitue un outil robuste pour mesurer de façon simultanée la fraction de graisse intramusculaire et l'activité de la maladie chez des patients atteints de pathologies neuromusculaires.

Références : [1] Carlier et al., J. Neuromuscul. Dis. 3 (1), 1-28, 2016 ; [2] Marty et al., Magn. Reson. Med. 83 (2), 621-634, 2020

ELASTOGRAPHIE PAR RESONANCE MAGNETIQUE A MULTIPLE FREQUENCE SIMULTANEE

Pilar Sango Solanas¹, Kevin Tse-Ve-Koon¹, Helene Ratiney¹, Fabien Millioz¹, Cyrielle Caussy² et Olivier Beuf¹

¹Univ Lyon, INSA-Lyon, Université Claude Bernard Lyon 1, UJM-Saint Etienne, CNRS, Inserm, CREATIS UMR 5220, U1206, Lyon, France, ²Univ Lyon, Laboratoire CarMen, Inserm, INRAe, INSA Lyon, Université Claude Bernard Lyon 1, Pierre-Bénite, France, ³Hospices Civils de Lyon, Département Endocrinologie, Diabète et Nutrition, Hôpital Lyon Sud, Pierre-Bénite, France

Objectifs : L'ERM quantifie les propriétés viscoélastiques des tissus biologiques à l'aide d'une séquence IRM utilisant de gradients de sensibilisation aux mouvements (GSM) oscillant à la même fréquence que l'onde mécanique¹. L'ERM multifréquence permet de caractériser la microstructure² des tissus grâce à des données habituellement acquises séquentiellement mais est limité par un temps d'acquisition prolongé d'un facteur égal au nombre de fréquences voulues. Les hautes fréquences sont difficilement atteignables due aux limitations de *slew rate* des gradients. Nous proposons une nouvelle méthode d'encodage simultané d'au moins deux fréquences.

Matériels et Méthodes : La méthode repose sur la capacité des GSM trapézoïdaux d'encoder les ondes dont les fréquences sont multiples impairs de celle des GSM. Ceci est validé avec une onde à 1500Hz encodée avec un GSM à 300Hz. Puis, un même GSM à 300Hz est utilisé pour encoder simultanément une onde bi-fréquentielle de 300 et 1500Hz. Sur cette acquisition, le nombre de pas de phase acquis est optimisé par un sous-échantillonnage qui ne respecte pas le théorème de Shannon, en produisant un aliasing contrôlé permettant la reconstruction des deux composantes du mouvement³. Les expériences ont été réalisées sur un IRM Bruker 7T sur un fantôme de plastisol avec une séquence RARE (TR/TE=1200/10.5ms) avec des GSM (262mT/m) pour encoder des ondes à 300 et 1500Hz tel que décrit dans le Tableau 1.

Résultats : La Figure 1 illustre les images de phase obtenues : l'onde composite (A) et les images des fréquences individuelles (B) après transformé de Fourier temporelle ainsi que les cartographies respectives de G' (C). Les valeurs moyennes d'encodage de phase (Δ), bruit de phase (σ) et rapport phase sur bruit (PNR= Δ/σ) ainsi que les valeurs moyennes de G' obtenues avec les acquisitions mono et multifréquence sont regroupées dans le Tableau 1. Le PNR est plus élevé lorsqu'on encode la haute fréquence avec un gradient de plus basse fréquence. Les valeurs de G' obtenues par multifréquence sont similaires à celles trouvées avec les acquisitions monofréquence.

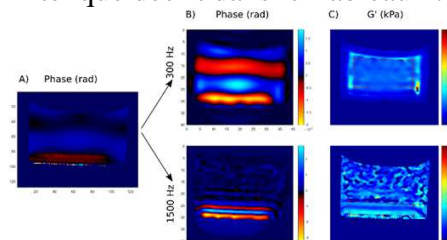


Figure 1. Images de phase et cartographies G'

f_{in}/f_{GSM} (Hz)	A_{in} (V)	Phase offset	Δ (rad)	σ (rad)	PNR	G'_{300Hz} (kPa)	G'_{1500Hz} (kPa)
300/300	0.5	4	0.52	0.0476	10.84	20.32 ± 1.9	
1500/1500	4.5	4	0.17	0.0517	3.27		26.8 ± 8.2
1500/300	4.5	7	0.24	0.0652	3.75		24.6 ± 5.7
300+1500/300	0.5+4.5	7	1.09	0.0652	16.77	20.64 ± 1.85	25.9 ± 7.2

Tableau 1. Comparaison des valeurs quantifiées en ERM mono et multifréquence

Conclusion : Il est possible d'encoder plusieurs fréquences simultanément dont des hautes fréquences, peu accessibles par les systèmes de gradient. Cela permettrait d'explorer les propriétés mécaniques de tissus surfaciques de faible dimension.

Références : [1] Muthupillai et al., *Science*, 1995; [2] Guo et al., *Phys Med Biol*, 2012; [3] Sango Solanas et al., *NMR in Biomed*, 2020.

Remerciements : LABEX PRIMES (ANR-11-LBX-0063/ANR-11-IDEX-0007). Plateforme d'imagerie PILoT, membre de FLI (ANR-11-INBS-0006).

Caractérisation de la maladie de Parkinson par IRM quantitative du R2* : Une nouvelle approche spécifique développée à partir d'une étude clinique multi-centrique

Laila Khedher^{1,2}, Jean Marie Bonny², Franck Durif^{1,3}

¹Affiliation 1 (University Clermont 1, EA 7280, Clermont-Ferrand, France), ²Affiliation 2 (INRAE, AgroResonance, UR QuaPA, F-63122, Saint-Gènes-Champanelle, France), ³Affiliation 3 (CHU Clermont-Ferrand, Service de Neurologie A, Clermont-Ferrand, France)

Objectifs : Plusieurs travaux post mortem ont montré une accumulation de fer dans la *substantia nigra* (SN). La concentration en fer peut être indirectement mesurée par IRM via la cartographie du R2* [1]. Afin d'évaluer les changements de R2* survenant chez les patients MP par rapport aux témoins et en fonction de l'évolution de la maladie évaluée par plusieurs paramètres cliniques, une étude prospective transversale multicentrique a été menée sur des patients atteints de MP (n = 98) du stade précoce au stade avancé de la maladie et sur des témoins appariés (n = 66).

Matériels et Méthodes : Les images acquises à 3T [2] sur 13 différents sites cliniques ont été recalées puis normalisées à l'échelle du groupe par la méthode DARTEL. Après reconstruction paramétrique, R2* a été mesuré dans différentes régions sous-corticales d'intérêts segmentées à partir d'atlas de référence. La variabilité interindividuelle constatée étant importante par rapport à l'effet maladie, une stratégie originale (*intrasubject subcortical quantitative referencing*, ISQR) a été développée en prenant pour référence intra-individuelle la mesure de R2* dans le noyau rouge. Cette structure n'est pas directement impliquée dans le circuit de la MP mais présente une variabilité non-spécifique équivalente à celle observée dans les structures sous-corticales d'intérêt.

Résultats : Sur l'ensemble des sujets, une augmentation R2* n'a été observée que dans la SN des patients MP ($p \leq 0,002$). Après stratification en 4 sous-groupes en fonction de la durée de la maladie (G1 <5 ans; G2, entre 5 et 10 ans; G3, entre 10 et 15 ans et G4 > 15 ans), aucune différence significative n'a été détectée. En appliquant la stratégie ISQR, des différences significatives ont été observées dans la SN dans chaque sous-groupe comparé aux témoins ($p \leq 0,0002$), et entre chaque sous-groupe ($p \leq 0,03$) avec une augmentation significative de la taille de l'effet: $(R2^*_{(G1)} - R2^*_{(T)}) = 4.39 \text{ s}^{-1}$, $(R2^*_{(G2)} - R2^*_{(T)}) = 5.26 \text{ s}^{-1}$, $(R2^*_{(G3)} - R2^*_{(T)}) = 6.34 \text{ s}^{-1}$, $(R2^*_{(G4)} - R2^*_{(T)}) = 9.47 \text{ s}^{-1}$.

Conclusion : Ces résultats indiquent que la cartographie de R2* est une technique permettant de détecter des variations subtiles liées au fer dans les régions sous-corticales de patients MP. Une condition nécessaire est de s'affranchir des variations non directement liées à la MP. Ces variations, rarement rapportées dans la littérature, pourraient expliquer les résultats antérieurs parfois contradictoires obtenus par IRM quantitative R2*. Notre stratégie ISQR permet d'améliorer sa spécificité et de faire du R2* un biomarqueur crédible pour suivre l'évolution de la MP.

Références : [1] Ulla, Miguel et al. "Is R2* a new MRI biomarker for the progression of Parkinson's disease? A longitudinal follow-up." PloS one vol. 8,3 (2013): e57904. [2] David Gay, et al. A standardised clinical multicentric whole brain T2* mapping protocol at 3T. ISMRM Annual Meeting Montréal, 2016, Singapour.

Remerciements : Ce travail a été soutenu par l'association France Parkinson, la fédération pour la Recherche sur le Cerveau, le Réseau NS-PARK et le CHU de Clermont-Ferrand.

Analyse radiomique en IRM multi-contraste pour la prédiction de la réponse pathologique complète à la chimiothérapie néoadjuvante du cancer du sein triple négatif

Angeline NEMETH¹, Pierre CHAUDET², Benjamin LEPORQ¹, Pierre-Etienne HEUDEL³, Fanny BARABAS², Olivier TREDAN³, Isabelle TREILLEUX⁴, Agnès COULON², Frank PILLEUL^{1,2} et Olivier BEUF¹

¹Univ Lyon, INSA-Lyon, Université Claude Bernard Lyon 1, UJM-Saint Etienne, CNRS, Inserm, CREATIS UMR 5220, U1206, F69621, Lyon, France ; ²Department of Radiology, Centre Léon Bérard, Lyon, France ; ³Department of Medical Oncology, Centre Léon Bérard, Lyon, France ; ⁴Department of Pathology, Centre Léon Bérard, Lyon, France

Objectifs : Évaluer l'analyse radiomique basée sur l'IRM pré-thérapeutique pour prédire la réponse pathologique complète à la chimiothérapie néoadjuvante (NAC) chez les femmes atteintes d'un cancer du sein triple négatif (TN) dans une phase précoce de la maladie (sans métastases).

Matériels et Méthodes : Cette étude rétrospective monocentrique a inclus 75 patientes TN avec IRM (images pondérées en T1 (T1W), pondérées en T2 (T2W), pondérées en diffusion (DWI) et dynamiques avec injection du produit de contraste DCE) réalisées avant la NAC. Pour chaque patiente, la (ou les) tumeur(s) et le parenchyme ont été indépendamment segmentés et analysés pour extraire des caractéristiques radiomiques de forme, de taille et de texture. Plusieurs combinaisons de caractéristiques radiomiques ont été sélectionnées à partir des 4 types de contraste IRM avec l'algorithme ReliefF afin de réduire la dimensionnalité. Les performances de 4 classifieurs (*Random Forest*, perceptron multicouche, *support vector machine* (SVM) avec noyau linéaire ou quadratique) ont été comparées en fonction de la réponse pathologique complète (définie sur les tissus excisés), sur 100 tirages aléatoires de la base d'entraînement et de test. Pour chaque tirage, la base d'entraînement représentait 75% des lésions et la base de test 25%.

Résultats : La combinaison de caractéristiques extraites de différentes images IRM a amélioré les performances des classifieurs (meilleure combinaison avec le T1W, T2W et DWI, figure 1). Les caractéristiques de textures émanant de la tumeur sont apparues être les plus importantes. L'inclusion de caractéristiques issues du parenchyme a permis l'amélioration des performances. Le classifieur SVM avec noyau quadratique a montré les meilleures performances avec une AUC moyenne de 0,83, une sensibilité de 0,85 et une spécificité de 0,75 dans l'ensemble de test.

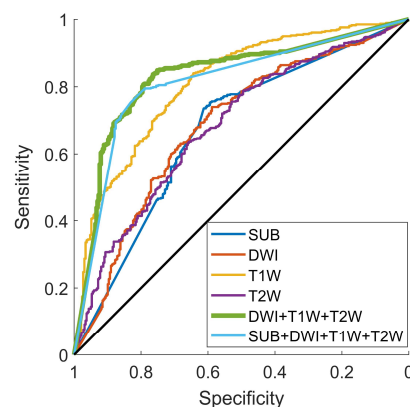


Figure 1 : Courbes ROC, classifieur SVM avec noyau quadratique

Conclusion : La radiomique basée sur l'IRM peut être pertinente pour prédire la réponse NAC dans le cancer TN. Nos résultats favorisent l'utilisation d'une variété de contrastes en IRM pour la radiomique, ainsi que de caractéristiques provenant du parenchyme ; le tout fournissant une source d'informations enrichie pour améliorer la généralisation des modèles prédictifs.

Remerciements : LABEX PRIMES (ANR-11-LABX-0063) et « Investissements d'Avenir » (ANR-11-IDEX-0007)

IMPACT DE L'HARMONISATION MULTICENTRIQUE SUR LA DETECTION DE RADIONECROSE PAR ANALYSE RADIOMIQUE

Clément Acquitter¹, Soléakhéna Ken², Elizabeth Moyal², Benjamin Lemasson¹

¹Grenoble Institut Neurosciences, Univ. Grenoble Alpes, 38000 Grenoble, France ²Institut Universitaire du Cancer de Toulouse - Oncopole, Institut Claudius Régaud, Département Radiothérapie et de Physique Médicale, 31059 Toulouse, France

Objectif : Evaluation de l'harmonisation multicentrique avec l'algorithme ComBat [1] sur les performances de sélection et de classification des paramètres radiomiques pour la détection de la radionécrose en IRM multimodale.

Matériel et Méthodes : Les IRM proviennent d'un essai clinique multicentrique dont l'objectif est d'évaluer l'association de la radiothérapie et de l'immunothérapie sur la survie des patients atteints de glioblastome en récurrence. Pour cette expérience, les images anatomiques (T1, T1Gd, T2 et FLAIR) de 75 examens de suivi ont été utilisées. La segmentation de la zone pathologique en trois régions d'intérêt (tumeur, oedème et cavité) est réalisée grâce à une méthode automatique implémentée dans *BraTs toolkit* [2] suivie de corrections manuelles (Fig. 1). Un total de 1200 métriques radiomiques (1er ordre, texture et forme) sont extraites des régions d'intérêt. La capacité prédictive de 18 modèles radiomiques – i.e. six techniques de sélection de métrique et trois méthodes de classification (régression logistique, SVM, Random Forest) – est évaluée avec et sans harmonisation. La performance des modèles est mesurée avec les courbes ROC moyennes sur une validation croisée à 6 blocs.

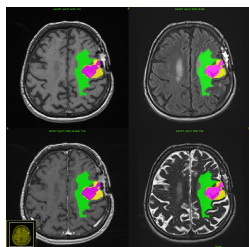


FIGURE 1 – Segmentations de la tumeur

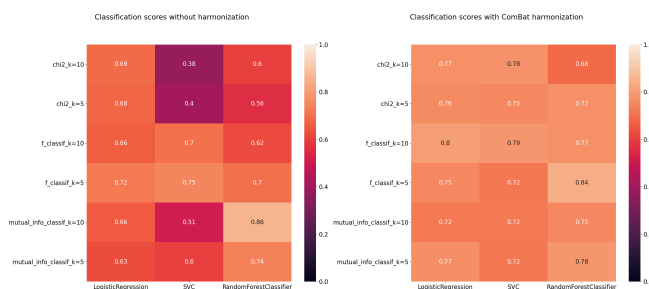


FIGURE 2 – Score ROC

Résultats : Les scores ROC moyens (Fig. 2) obtenus sur les modèles appliqués aux données harmonisées montrent un gain de performance pour la majorité des modèles considérés. Le gain le plus important est obtenu pour la méthode de classification SVM. Il est à noter la performance moindre après harmonisation du modèle obtenant le meilleur score sur les données non harmonisées (RF + information mutuelle).

Conclusion: L'utilisation de l'harmonisation multicentrique par la méthode ComBat montre un gain de performance notable pour la plupart des modèles considérés.

Références : [1] J-P Fortin et al. 2017 [2] F Kofler et al. 2020.

Remerciements : PROJET SIGN'IT20181007790

comBat versus cycleGAN pour l'harmonisation de données IRM

Stenzel Cackowski¹, Michel Dojat¹, Emmanuel Barbier¹, Thomas Christen¹

¹ Université Grenoble Alpes, Inserm U1216, Grenoble Institut Neurosciences, Grenoble, France

Objectifs : Les études multicentriques permettent en théorie d'augmenter la robustesse statistique des résultats produits. Cependant, chaque protocole d'acquisition IRM ou scanner utilisé introduit un bruit qui lui est propre dans l'analyse et peut potentiellement contaminer les résultats. L'harmonisation est un moyen de s'affranchir de ces biais, en supprimant les bruits propres aux sites d'acquisition, tout en conservant l'information biologique contenue dans les images. Nous avons comparé et évalué l'efficacité de deux méthodes d'harmonisation : une approche statistique nommée comBat [1] et cycleGAN [3], une méthode de deep-learning.

Matériel et Méthodes : Nous avons utilisé la base de données ABIDE qui regroupe des IRMs d'enfants autistes et sains provenant de 12 sites différents (2 ont été utilisés dans nos expériences). 5 expériences permettant de tester différents aspects des méthodes d'harmonisation ont été réalisées : 3 à partir de signaux synthétiques ajoutés aux images (suppression de bruits globaux et conservation des variations locales) et 2 avec les données brutes (suppression de bruit propre au site et impact sur la classification de patients autistes). Les signatures radiomiques des images, connues pour être sensibles au biais de site [2], ont permis d'évaluer l'efficacité des méthodes. Un classifieur (SVM) a permis de classer les images avant et après harmonisation.

Résultats : ComBat semble mieux supprimer l'ajout de bruits globaux alors que cycleGAN conserve d'avantage les variations locales. Les deux méthodes réduisent significativement le bruit propre au site d'acquisition (qui était très présent dans la base de données). La Fig.1

montre que les données de deux sites sont plus homogènes après l'application des méthodes. Ces dernières ont des performances similaires sur la classification des sites. Pour la classification d'enfants autistes, les 2 méthodes améliorent significativement le score du SVM avec un score de classification pour cycleGAN, significativement meilleur que comBat.

Conclusion : Dans cette étude, nous présentons une méthode pour évaluer des méthodes d'harmonisation de données IRM. Nous soulignons également l'importance majeure de l'harmonisation dans le cadre des études multicentriques. Finalement, nous montrons que les deux méthodes présentées sont efficaces et conseillons l'utilisation de cycleGAN compte tenu de sa capacité à supprimer les bruits propres au site et à faciliter l'analyse des images.

Références : [1] Fortin et al. Harmonization of multi-site diffusion tensor imaging data, NeuroImage 2017.08.047. [2] Orhac et al., Validation of a method to compensate multicenter effects affecting CT radiomics, Radiology, 10.1148/radiol.2019182023. [3] Zhu et al., Unpaired image-to-image translation using cycle-consistent adversarial networks, arXiv :1703.10593.

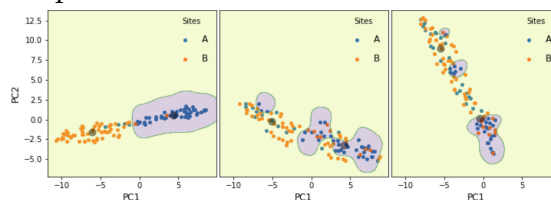


FIGURE 1 – Classification via SVM. De gauche à droite : données brutes, après comBat, après dualGAN

Segmentation par deep learning du tissu adipeux épïcardique sur ciné 4-chambres, comparaison avec son volume total

Pierre Daudé¹, Patricia Ancel², Sylviane Confort-Gouny¹, Bénédicte Gaborit²
Stanislas Rapacchi¹

¹CRMBM-CNRS : UMR7339 (Aix Marseille Université, Marseille, France),

²C2VN INSERM 1263(Aix Marseille Université, Marseille, France)

Objectifs : Le volume du tissu adipeux épïcardique (TAE) est un biomarqueur pertinent pour le risque coronaire [1], qui peut être approximé par la surface de TAE mesurée sur coupe 4 chambres (4CH) [2]. Nous proposons une quantification automatisée de TAE par réseaux de neurones à convolution (FCN) évaluée sur une large population de sujets diabétiques, obèses et sains.

Matériels et Méthodes : La base de données comprend des sujets diabétiques, obèses et sains (103 sujets : 70/21/12 entraînements/validations/tests) avec une IRM à 3T, comprenant la série de cinés petit axe et la ciné 4CH (1,6 × 1,6 mm², 25 phases). Sur les cinés 4CH ont été segmentés 3 labels : ventricules cardiaques (VC), tissu adipeux épïcardique (TAE) et péricardique (TAP), en diastole et systole. La segmentation des tests a été réalisée par deux experts et répétée par un expert 6 semaines après. Deux réseaux FCN16[3] et U-Net16[4] ont été entraînés sur 3 phases cinés consécutifs pour la segmentation de la phase centrale. Les segmentations ont été évaluées en utilisant le dice (DSC), la distance moyenne de surface (MSD) et l'erreur relative de surface (RSE).

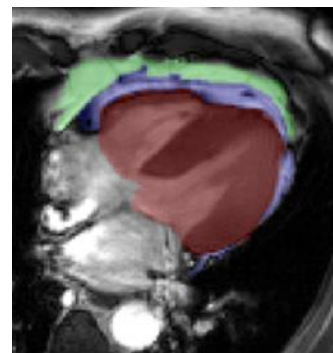


Figure 1 : Coupe ciné 4CH manuellement segmentée : VC ■, TAP ■ et TAE ■.

Résultats : La bonne corrélation entre volume et surface de TAE ($r^2 = 0.62$ en systole et 0.57 en diastole) conforte l'étude. Le DSC inter-observateurs a confirmé une reproductibilité excellente pour la segmentation des VC et modérée pour le TAE et TAP (DSC = 0.71 et 0.77), avec une reproductibilité intra-observateur fiable (DSC = 0.80 et 0.83). L'erreur de surface (RSE) du TAE reste acceptable (<15% intra et inter-observateurs). U-Net16 a nettement surpassé le FCN16 ($p < 0.01$), obtenant un DSC équivalent aux valeurs inter-observateurs (DSC=0.68), bien que la RSE reste supérieur (RSE=29%) à l'erreur d'experts. La segmentation de la graisse totale (TAE+TAP) a montré une faible RSE tant inter-observateur que par U-Net16, suggérant des confusions possibles entre TAE et TAP.

Conclusion : La surface 4CH TAE apparaît comme un biomarqueur intéressant pour distinguer les patients à risque. Un faible RSE intra et inter-observateur suggère que la surface TAE est une mesure fiable. La segmentation du TAE par le U-Net16 proposé est prometteuse, malgré certains échanges de pixels entre les TAE et le TAP qui diminuent les performances.

Références : [1] A. A. Mahabadi et al, JACC Cardiovasc. Imaging, 2014;7(9):909-916 [2] M. Granér et al. J. Clin. Endocrinol. Metab., 2013;98(3):1189-1197 [3] W. Bai et al., JCMR 2018;20(1):65 [4] O. Ronneberger et al, MICCAI 2015:9351:234-241.

SEGMENTATION DES LESIONS CANCEREUSES PAR AGGRESSIVITE DANS L'IRM DE PROSTATE

Audrey Duran¹, Pierre-Marc Jodoin², Carole Lartizien¹

¹CREATIS (Univ Lyon, INSA-Lyon, Université Claude Bernard Lyon 1, UJM-Saint Etienne, CNRS, Inserm, Lyon, France), ²VITAL (University of Sherbrooke, Computer Science Department, Sherbrooke, QC, Canada)

Objectifs : L'IRM multiparamétrique - qui combine le T2 pondéré, la diffusion et l'imagerie de perfusion - a montré des résultats prometteurs dans la détection du cancer de la prostate. Toutefois, l'analyse jointe de ces images multimodales est fastidieuse et chronophage, en particulier lorsque les séquences mènent à des conclusions différentes. C'est pourquoi de nombreux systèmes d'aide au diagnostic (CAD) basés sur des modèles statistiques par apprentissage ont été proposés ces dernières années [1]. La majorité de ces systèmes propose une classification binaire des lésions comme lésions bénignes ou comme cancers cliniquement significatifs. L'étape suivante, pour un meilleur suivi des patients, serait de pouvoir prédire l'aggressivité du cancer, caractérisée par le score de Gleason (GS). Dans ce travail, nous proposons un modèle statistique par apprentissage profond de segmentation et caractérisation par GS de l'aggressivité des lésions cancéreuses de la zone périphérique (ZP) de la prostate.

Matériel et Méthodes : Pour réaliser cette tâche, nous proposons un nouveau modèle de segmentation multiclasse par apprentissage profond qui intègre un mécanisme d'attention sur la zone périphérique de la prostate. Ce modèle est dérivé d'un réseau de segmentation classique, le réseau U-Net. Après avoir encodé l'information dans l'espace latent, le réseau est séparé en 2 branches de décodage : 1) la première segmente la ZP 2) la deuxième utilise la segmentation de la première branche comme attention pour la segmentation des lésions par agressivité. L'entraînement et la validation du modèle ont été réalisés sur une base de données hétérogène comprenant 132 lésions de différents GS contourés sur 98 patients : 57 patients acquis sur un scanner 1.5T SIEMENS Symphony et 41 sur un scanner 3T GE Discovery.

Résultats : Sur la courbe de l'analyse FROC pour la détection des lésions cliniquement significatives (définies comme ayant un GS > 6), notre modèle atteint $75.8 \pm 3.4\%$ de sensibilité à 2.5 faux positifs par patient. Concernant la classification par agressivité des lésions, le score de kappa avec pondération quadratique est de 0.35 ± 0.05 , ce qui se positionne de manière favorable par rapport à la concurrence.

Conclusion: Nous avons montré le potentiel de notre modèle de segmentation des lésions de la ZP et caractérisation de leur agressivité qui devra être validé sur une base plus conséquente.

Références : [1] Wildeboer, Rogier R. et al, CMPB, 2020

Remerciements : PROJET ANR-17-RHUS-0006

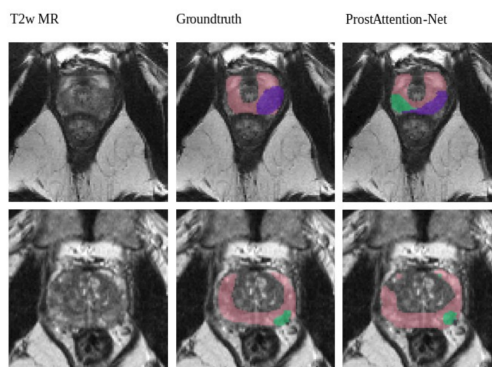


FIGURE 1 – Résultats visuels

COMBINAISON DE CANAUX ORIENTÉE SVD POUR DE MEILLEURES PERFORMANCES EN IRMF

Redouane Jamil¹, Franck Mauconduit¹, Alexandre Vignaud¹, Nicolas Boulant¹

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

Objectifs : Lors d'une acquisition IRM avec une antenne RF multicanaux de réception, il y a autant d'images reconstruites que de canaux. L'image finale est typiquement calculée à partir de la somme des carrés de ces images (SoS). Cette méthode est quasi-optimale en SNR [1], mais elle ne l'est pas en tSNR, quantifiant la stabilité temporelle, qui est pourtant la métrique privilégiée en IRM fonctionnelle. Le but de ces travaux était de développer une alternative à la SoS dédiée à l'IRMF.

Matériels et Méthodes : La combinaison considérée consiste en une combinaison linéaire des signaux de chaque canal optimisée pour un voxel donné. Deux approches ont été explorées. La première est une version analytique de STARC [2], une méthode d'optimisation du tSNR. Elle consiste en une minimisation de sa variance sous contrainte de garder sa moyenne égale à celle de SoS. La deuxième approche consiste à choisir comme pondération la somme des trois premiers vecteurs propres de la matrice du signal du voxel ($N_{\text{volumes}} \times N_{\text{canaux}}$). Ces vecteurs propres sont obtenus par décomposition en valeurs singulières (SVD). Une expérience in vivo fut menée sur IRM 7T avec une séquence EPI-3D à 1.6mm iso de résolution (TR /TE=1210/22ms, FOV=208mm, matrice=130×130×88, PF=7/8, iPAT 2x4). Les performances de ces méthodes ont été comparées sur le paradigme d'IRMF localizer de Pinel [3]. La sensibilité et spécificité au signal BOLD de chaque méthode a été comparée pour différentes p-valeurs.

Résultats : STARC a permis d'augmenter le tSNR de l'image de 50% à 100% en fonction du voxel. Pourtant, la sensibilité de STARC est inférieure à celle de SoS. Pour une p-valeur de 0.001, la méthode STARC est en moyenne 24% moins sensible que SoS, traduisant du risque de minimiser la variance. La deuxième approche n'améliore pas le tSNR mais sa sensibilité est supérieure à celle de SoS, avec 14% d'amélioration pour la même p-valeur. Les écarts de spécificités demeurent très faibles (< 0.3%).

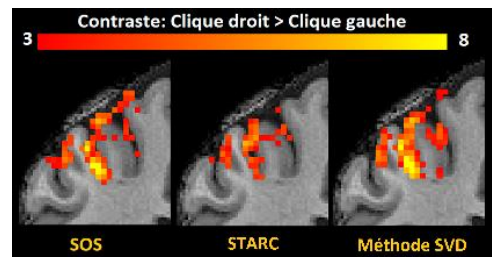


Figure 1 : Exemple de cartes d'activation

Conclusion : La première méthode augmente comme prévu le tSNR en réduisant les variations du signal. Malheureusement ces variations comprennent également le signal BOLD, qui s'en retrouve également réduit. La deuxième méthode semble préserver le signal BOLD sans pour autant affecter le tSNR. Cette méthode est proche des méthodes orientées PCA comme NORDIC[4]. Mais contrairement à cette dernière, seuls les signaux issus d'un voxel sont utilisés pour débruiter celui-ci et non ses voisins. Ces résultats montrent que le tSNR n'est pas toujours une métrique fiable pour évaluer la qualité de signaux IRMF.

Références : [1] Larsson et al. J Magn Reson. 2003 Jul;163(1):121-3 [2] Huber et al. abstract #586 ISMRM 2017 [3] Pinel et al. BMC Neurosci. 2007 Oct 31;8:91 [4] Vizioli et al. Biorxiv <https://doi.org/10.1101/2020.11.04.368357>

Remerciements : Programme ERPT de la fondation Leducq et FET-Open AROMA grant agreement n° 885876.

Exploration de l'IRM haute résolution de l'articulation de l'épaule à 7T et comparaison avec 3T

Aurélien Destruel¹, Mingyan Li¹, Ewald Weber¹, Aiman Al-Najjar², Jane Xu³, Kenneth Cutbush³, Feng Liu¹, Stuart Crozier¹

¹School of Information Technology and Electrical Engineering, The University of Queensland, Brisbane, Australie, ²Centre for Advanced Imaging, The University of Queensland, Brisbane, Australie, ³Queensland Unit for Advanced Shoulder Research, The Queensland University of Technology, Brisbane, Australie

Objectifs : L'IRM 7T de l'articulation de l'épaule n'a pas été entièrement évaluée. Une augmentation de la résolution serait bénéfique pour identifier volumes musculaires, infiltrations graisseuses, ainsi que des pathologies ligamentaires et cartilagineuses [1]. Une comparaison entre images acquises à 3T et 7T est présentée.

Matériels et Méthodes : Une imagerie unilatérale de l'épaule gauche a été réalisée sur deux volontaires différents. Un Siemens Prisma^{fit} a été utilisé pour l'imagerie à 3T, en utilisant une bobine Flex à 4 canaux. Un système de recherche Siemens a été utilisé à 7T, en utilisant un prototype de bobine d'émission-réception à transmission parallèle (pTx) à six canaux [2]. Les paramètres des séquences DESS et VIBE sont présentés Tableau 1 : Paramètres des séquences utilisées à 3T et 7T (hommes ; âge : 59 et 34 ans ; poids : 92 et 81 kg, respectivement).

	3T				7T			
	DESS		VIBE		DESS		VIBE	
	Basse résolution	Haute résolution	Basse résolution	Haute résolution	Basse résolution	Haute résolution	Basse résolution	Haute résolution
Résolution (mm)	0.7	0.4	0.7	0.48	0.7	0.4	0.7	0.4
Épaisseur de coupe (mm)	0.7	0.4	0.7	0.5	0.7	0.4	0.7	0.4
Temps de répétition (ms)	14.43	15.61	10	10	12.2	12.83	4.83	4.37
Temps d'écho (ms)	5	5.59	4.9	4.9	3.77	4.09	2.04	1.52
Temps acquisition (min:sec)	4:21	10:26	6:48	10:26	4:05	8:36	3:20	4:50

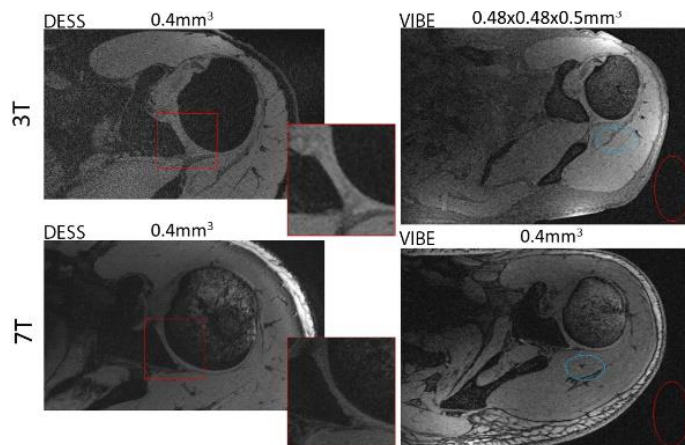


Figure 1 : Axial images de DESS et VIBE à hautes résolutions à 3T et 7T

du RSB pour VIBE à 3T et à 7T (dans les régions sur la figure 1) montre qu'une augmentation d'un facteur 2 a été obtenue en comparant la même résolution à 3T et 7T, avec un temps d'acquisition réduit de moitié pour le VIBE. **Conclusion :** Il a été démontré qu'une imagerie plus rapide pouvait être obtenue à 7T avec un RSB plus élevé, et qu'une résolution sensiblement plus élevée pouvait être acquise avec une faible pénalité de bruit.

Résultats : La figure 1 montre une comparaison des images axiales DESS et VIBE à hautes résolutions, avec une amélioration

importante de la visualisation des détails fins pour les deux séquences. L'avantage du DESS 7T est considérable pour les applications sur le cartilage, alors que VIBE à 7T démontre une excellente séparation des différents groupes musculaires, avec des applications pour la segmentation automatique de tissus. Une comparaison

Références : [1] Rietsch et al., Medical Physics 2017 ; [2] Jin et al., Appl 2020902725, Australia Patent 2020 ; [3] Neubert et al., Medical Physics 2016

Mesures de CMRO₂ dans un modèle murin d'amyloïdose par IRM à temps d'écho zéro de l'oxygène 17 à 11.7T

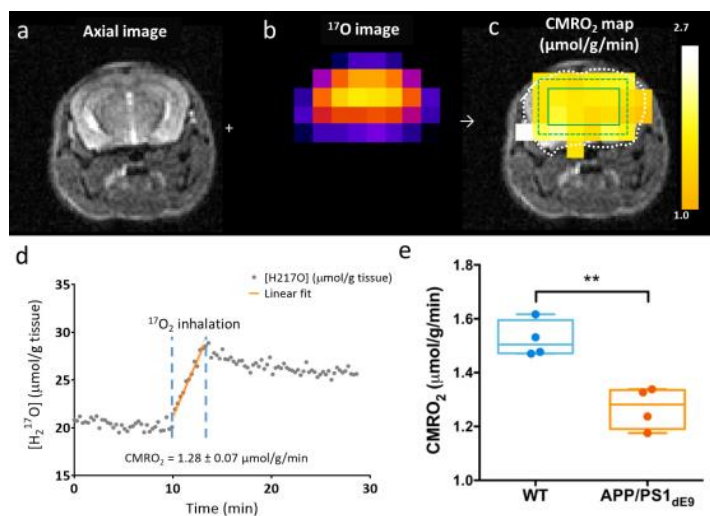
Celine Baligand, Olivier Barret, Jean-Baptiste Perot, Didier Thenadey, Fanny Petit, Geraldine Liot, Marie-Claude Gaillard, Julien Flament, Marc Dhenain, Julien Valette.

Université Paris-Saclay, CEA, Molecular Imaging Research Center (MIRcen), 92265, Fontenay-aux-Roses, France.

Objectifs : Dans la maladie d'Alzheimer, l'accumulation d'amyloïde-bêta (A β) a été associée à un dysfonctionnement mitochondrial [1]. Cependant, le lien de causalité entre le métabolisme de l'oxygène et la progression de la maladie n'est pas bien établi. Des études précliniques dans des modèles pertinents et des outils non invasifs pour mesurer CMRO₂ sont donc nécessaires. Nous avons utilisé l'IRM à temps d'écho zéro (ZTE) de l'oxygène-17 pour mesurer la vitesse de production d'eau mitochondriale marquée en oxygène 17 (H₂¹⁷O) lors de l'inhalation de ¹⁷O₂ et calculer CMRO₂ dans le modèle murin d'amyloïdose APP^{swe}/PS1^{dE9} (APP).

Matériel et Méthodes : Des IRM 3D ZTE (TR : 1.3ms ; voxels : 1.5mm³ ; résolution temporelle : 18s) ont été acquises à 11.7T (Bruker) avec une sonde de surface de 10mm de diamètre dans des souris APP (n=4) et leur contrôles (n=4) âgés de 12 mois, avant, pendant (3.5 min) et après inhalation d'¹⁷O₂ sous anesthésie à la médétomidine. Après filtrage de Hamming, le signal de 8 voxels a été utilisée pour calculer CMRO₂ d'après le modèle simplifié linéaire proposé par [2], puis les résultats ont été comparés à ceux du modèle complet proposé par [3]. Les tissus ont été prélevés pour histologie et analyse PCR.

Résultats : CMRO₂ était significativement plus faible dans les APP (1,27 ± 0,08 μ mol/g/min) que dans les contrôles (1,52 ± 0,07 μ mol /g /min, Fig1e, ** p = 0,0028). Ces valeurs, obtenues avec le modèle linéaire, étaient significativement plus basses comparées aux résultats du modèle complet (APP : 1.68 ± 0.14, et WT : 2.02 ± 0.10 μ mol /g /min), toutefois sans affecter les différences entre groupes. Les analyses post-mortem ont confirmé présence de plaque A β et réactivité astrocytaire. La biogenèse mitochondriale et les niveaux d'ARNm des complexes mitochondriaux étaient globalement en baisse dans les APP.



Conclusion : ¹⁷O-ZTE-MRI a montré une diminution de CMRO₂ chez les souris APP / PS1 à 12 mois. Nous prévoyons de reproduire ces mesures dans des animaux à un stade plus précoce de la maladie pour déterminer si les désordres métaboliques précèdent l'apparition de plaque dans ce modèle.

Références: [1] Readnower, R.D., A.D. Sauerbeck, and P.G. Sullivan. *Int J Alzheimers Dis*, 2011. 2011: p. 104545. [2] Zhang, N., et al. *J Cereb Blood Flow Metab*, 2004. 24(8): p. 840-8. [3] Atkinson, I.C. and K.R. Thulborn. *Neuroimage*, 2010. 51(2): p. 723-33.

Exposition à l'alcool chez la souris : altérations des réseaux fonctionnels et signatures structurelles régions-spécifiques

Laetitia Degiorgis¹, Tanzil Arefin², Sami Ben-Hamida³, Vincent Noblet¹, Cristina Antal^{1,4}, Thomas Bienert², Marco Reisert², Dominik von Elverfeldt², Brigitte Kieffer^{3,5}, and Laura-Adela Harsan^{1,6}

¹Laboratoire ICube, Université de Strasbourg-CNRS, France ²Department of Radiology, Medical Physics, University of Freiburg, Allemagne ³Dpt Psychiatrie, Université McGill, Montréal Canada, ⁴Institut d'Histologie, Faculté de Médecine, Strasbourg, France, ⁵INSERM U1114, Dpt Psychiatrie CHU de Strasbourg, France, France

Objectifs : Le trouble d'utilisation de l'alcool induit des modifications cérébrales complexes (1). Dans cette étude, nous avons employé une approche d'IRM multimodale combinée à une analyse multi-paramétrique chez des souris sous exposition volontaire à l'alcool : une étape essentielle à l'identification de circuits cérébraux vulnérables et des signatures spécifiques à la consommation d'alcool.

Méthodes : Deux groupes de souris contrôles et exposées à l'alcool (ALC) ont été utilisés. L'imagerie cérébrale a été effectuée sur un scanner IRM 7T (Biospec 70/30, Bruker) à l'aide d'une cryosonde (MRI CryoProbe, Bruker). Les images anatomiques ont été acquises par une séquence T2 Turbo RARE (TE/TR=50ms/6514ms ; résolution=0.51x0.51x0.3mm³), les images d'IRMf de repos par une séquence GE-EPI (TE/TR=10ms/1700ms ; résolution=0.15x0.15x0.7mm³, 200 volumes), et les données structurelles par une séquence DTI-EPI (30 directions, TE/TR= 20ms/7750ms, Δ =10ms, δ =4ms, b factor=1000s/mm², 30 directions.). Suite au prétraitement des données, une normalisation spatiale des images d'IRMf vers l'atlas Allen du cerveau de la souris a été réalisée, suivi d'un filtrage spatial (2 vxl) et en fréquence (0,01 à 0,1Hz), et d'une suppression du signal ventriculaire (2). Une étude de graphes puis un analyse par région d'intérêt ont été réalisées sur les données fonctionnelles. Une analyse structurelle multivariée a été effectuée sur les cartes paramétriques extraites des données DTI (FA, MD, RD, AD) et les cartes de déformations (logjacobian) calculées à partir des images morphologiques.

Résultats : L'analyse des données structurelles a permis de révéler trois profils significatifs différents, localisés dans le cortex préfrontal (CPF) et l'insula (AI), le cortex somatosensoriel (SS), et l'hippocampe (HIP). En parallèle, des altérations significatives de la connectivité fonctionnelle du réseau de saillance, de la récompense et du réseau par défaut ont été observées chez les souris ALC.

Discussion : Suite à une consommation chronique d'alcool, nous avons détecté 3 signatures structurelles différentes, reflétant des stades pathologiques potentiellement différents en fonction des régions affectées. Les modifications fonctionnelles de réseaux connus comme étant impactés dans l'addiction à l'alcool (3), pourraient correspondre à une réponse fonctionnelle liée aux changements microstructuraux observés. Ces résultats apportent une vue globale de la réorganisation du connectome chez les souris exposées à l'alcool, tout en permettant de cibler les aires cérébrales présentant des altérations spécifiques, et pouvant servir de cibles pour de futures études translationnelles.

Références : [1]Abrahao et al., Neuron 2017; 96: 1223–38., [2]Degiorgis et al., Brain 2020 Online [3]Zahr and Pfefferbaum, Alcohol Res. 2017; 38(2): 183–206.

Le singe marmouset comme modèle humain : Effet du vieillissement sur l'hémodynamique cérébrale

Germain Arribarat¹, Franck Desmoulin^{2,3}, Muriel Mescam¹, Caroline Fonta¹

¹CerCo, UMR 5549 CNRS. Université Paul Sabatier, Toulouse

²ToNIC, Toulouse NeuroImaging Center, Université de Toulouse, Inserm, UPS, ³CREFRE, Toulouse.

Objectifs : Plusieurs études montrent que les fonctions cérébrovasculaires diminuent pendant le vieillissement normal [1][2][3]. Les causes de ces changements restent largement inconnues. Le marmouset commun (*callithrix jacchus*) est un modèle de primate non humain, d'une durée de vie d'environ 10 ans, suscitant un intérêt significatif pour la recherche préclinique [2][4]. Son grand potentiel en génie génétique et sa proximité phylogénétique avec l'homme rendent ce modèle animal idéal pour combler le vide translationnel porté par les modèles de rongeurs [5]. L'objectif ici est double : 1) Adaptation des séquences IRM candidates chez le marmouset et 2) étude hémodynamique intracérébrale au cours du cycle cardiaque (CC) chez deux populations d'âges différents, pour la validation du modèle marmouset comme modèle de l'hémodynamique intracérébrale chez l'humain.

Matériels et Méthodes : Sur une IRM 7T (Bruker Biospec) 19 Marmousets ont été acquis. 10 jeunes (3,9ans) : J. 9 âgés (8,8ans) : V. Des séquences T2, T1-TOF et Contraste de Phase (CP) sensibles au mouvement liquidien ont été réalisées. Le TR pour IRM-CP a été adapté en fonction de la fréquence cardiaque (FC) et du nombre de segments (12 à 15), couvrant 80% du cycle cardiaque (CC). TE : 4,9ms et FA : 20°. Vitesse du flux artériel : 30cm/s et veineux : 10cm/s. Voxels : 0,15x0,15x1mm³. 12 moyennages. Les vitesses dans les vaisseaux étudiés : artères carotidiennes internes, artère basilaire, sinus sagittal supérieur et inférieur, ont été normalisées selon les TR et FC de chaque animal. L'extraction des données hémodynamiques s'est faite par ROI de chaque segment du CC.

Résultats :

La FC ne présente pas de différence significative entre J et V. En moyenne, le pic de débit moyen artériel est atteint significativement ($p < 0,05$, Mann-Whitney) plus tôt au cours du cycle cardiaque chez les sujets âgés que chez les sujets jeunes (Figure 1 – artère carotidienne). L'amplitude du pic est plus importante chez les J que les V (Figure 1). Le pic du débit moyen du tronc basilaire est en avance au cours du CC, vis-à-vis des artères carotidiennes à la fois chez les J et les V.

Conclusion : Ces résultats sont totalement en accord avec des études solides réalisées chez un faible pool de sujets humains [3] suggérant un vif intérêt pour le primate non-humain marmouset comme modèle pour l'étude de la contribution de l'hémodynamique sur le vieillissement cérébral.

Références : [1]Greitz, 1969, [2]Kalaria et al, 1996, [3]Stoquart-ElSankari et al, 2007 [4] Homman-Ludiyé et Bourne, 2017 [5] Mitchell et Léopold, 2015.

Remerciements : HANUMAN : Projet ANR 18-CE45-0014-01

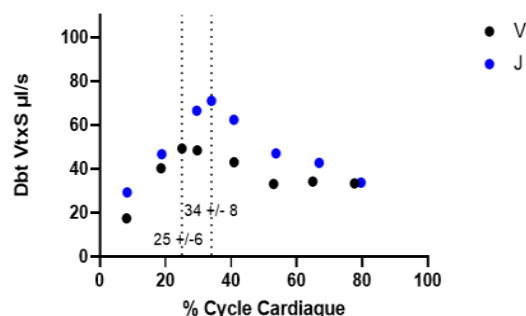


Figure 1- Débit carotidien au cours CC

MESURE DU METABOLISME GLYCOLYTIQUE IN VIVO PAR IRM GLUCOCEST

Yohann Mathieu-Daudé¹, Mélissa Vincent¹, Julien Valette¹, Julien Flament¹
¹MIRCE, CEA, Fontenay-aux-Roses, France

Objectifs : Le glucoCEST a été proposé récemment comme alternative au ¹⁸F-FDG pour étudier le métabolisme glycolytique des cellules cérébrales [1,2]. Un analogue du glucose, le 2-désoxy-D-glucose (2DG), présente l'intérêt d'être transporté de manière similaire au glucose mais sa métabolisation est bloquée après la première phosphorylation en 2DG-6-phosphate (2DG6P) par l'hexokinase, ce qui permet une meilleure détectabilité en IRM-CEST [2]. Dans cette étude, nous montrons pour la première fois le potentiel de cette technique pour distinguer des différences de métabolisme énergétique entre certaines structures cérébrales.

Matériels et Méthodes : Afin de maximiser la sensibilité de détection, nous avons utilisé une séquence LASER précédée d'un module CEST ($T_{\text{sat}}=4\text{s}$, $B_1=2\mu\text{T}$, $\delta_{\text{sat}}=-20$, $\pm 2,9$, $\pm 2,1$, $\pm 1,2$ et $\pm 0,8\text{ppm}$). 12 rats anesthésiés sous isoflurane (1,5%) ont été injectés en intraveineuse avec une solution de 2DG (1g/kg) pendant 8min pour une dose totale de 2DG de 1g/kg. Les signaux glucoCEST ont été acquis toutes les 1,5min pendant 2h dans le striatum (voxel de $2,5 \times 2,5 \times 2,5\text{mm}^3$, $n = 6$) et dans le cortex (voxel de $2,5 \times 1,8 \times 2\text{mm}^3$, $n = 6$).

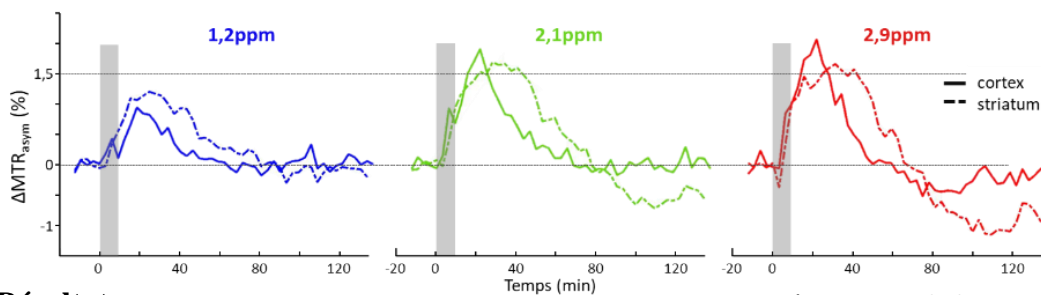


Figure 1: Cinétique signal glucoCEST

Résultats:

Des résultats acquis *in vitro* ont montrés que les signaux CEST mesurés à 0,8 et 1,2 ppm étaient plus intenses pour le 2DG que pour son produit de dégradation le 2DG6P alors que c'est le contraire pour les signaux à 2,1 et 2,9 ppm (données non présentées). On constate sur les cinétiques que les signaux acquis aux différents ppm d'intérêt reflètent le transport du 2DG dans l'espace extracellulaire-extravasculaire ainsi que dans l'espace intracellulaire puis son élimination. De façon intéressante, les cinétiques mesurées à 2,1 et 2,9 ppm qui sont davantage « 2DG6P-pondérées », présentent des allures très différentes entre le cortex et le striatum.

Conclusion: Etant donné que les signaux mesurés à 2,1 et 2,9 ppm diminuent plus tardivement dans le striatum, cela suggère une accumulation plus tardive de 2DG/2DG6P dans le milieu intracellulaire, ce qui soutient l'hypothèse d'une dégradation plus lente de ces molécules dans cette région par rapport au cortex. Même si nous ne sommes pas encore en mesure d'expliquer les voies métaboliques à l'origine de ces variations, les différences observées entre le striatum et le cortex semblent indiquer une différence d'activité glycolytique de ces structures [3].

Références : [1] Walker-Samuel et al., Nat Med, 2013; [2] Nasrallah et al., JCBFM, 2013; [3] Turek et al., Journal of Neurochemistry, 1986.

Remerciements : Projet ANR nrjCEST ANR-18-CE19-0014-01. Le 11,7T a été financé par NeurATRIS ANR-11-INBS-0011.

SUIVI LONGITUDINAL DU MICROENVIRONNEMENT TUMORAL *IN VIVO* PAR LA COMBINAISON DE L'IRM CEST A L'IMAGERIE NUCLEAIRE

Roxane Autissier^{1,2,3} ; Leslie Mazuel^{1,2,3} ; Jean-Marie Bonny^{1,3} ; Philippe Auzeloux² ; Sébastien Schmitt² ; Amidou Traoré^{1,3} ; Elisabeth Miot-Noirault² & Guilhem Pagès^{1,3}

¹INRAE, UR QuaPA, F-63122 Saint-Genès-Champanelle, France ²INSERM / Université Clermont Auvergne, IMoST, F-63000 Clermont-Ferrand, France, ³INRAE, ISC AgroResonance, F-63122 Saint-Genès-Champanelle, France

Objectifs : Le chondrosarcome (CHS), tumeur maligne du cartilage, est caractérisé par un microenvironnement complexe avec une matrice extracellulaire riche en glycosaminoglycanes (GAGs) et un cœur hypoxique rendant cette tumeur chimio- et radiorésistante[1]. Dans ce contexte, nous souhaitons évaluer la pertinence de l'IRM CEST[2] pour déceler les modifications ayant lieu au sein du microenvironnement d'un CHS en développement. La cartographie du signal obtenue par IRM CEST est comparée, pour la composante GAGs à l'imagerie TEMP exploitant le ^{99m}Tc-NTP15-5 et pour la composante hypoxique, à l'imagerie TEP au ¹⁸F-FMISO.

Matériels et Méthodes : 10 rats SD OFA implantés en paratibial avec un fragment de CHS (SWARM) sont imagés hebdomadairement jusqu'à J+40 à 11.7T. Après un repérage anatomique, une séquence RARE CEST (0.625x0.625x1mm³, Rare factor=16) comprenant un module de préparation CEST (B1=1,5μT, tsat=4s, Δω=50Hz sur ±2500Hz) est réalisée sur une coupe axiale passant par le centre de la tumeur. Une carte B0 est enregistrée à l'aide d'une WASSR (B1=0,1μT, tsat=1s, Δω=20Hz sur ±1000Hz). Des imageries TEMP au ^{99m}Tc-NTP15-5 (30MBq/animal, 30min post injection) et TEP au ¹⁸F-FMISO (20MBq/animal, 3h post injection) sont réalisées en parallèle sur ces mêmes animaux. Les données CEST sont analysées grâce à un script (MatLab® R2017a) développé par l'équipe. Les données d'imagerie nucléaire sont analysées sous InterView™FUSION et VivoQuant™. Les tumeurs prélevées sont étudiées par histologie, immunofluorescence et dosage biochimique.

Résultats : *In vivo*, des effets CEST sont détectés à 0.8 ppm pour les GAGs et à 2.0 et 3.6ppm pour le pH. Ces résultats nous permettent d'établir des cartographies précises et évolutives au cours du développement tumoral représentant la concentration en GAGs et le pH intratumoral. Les résultats d'imageries nucléaires sont en accord avec ceux obtenus par IRM CEST notamment avec l'augmentation de la fixation des 2 radiotraceurs ^{99m}Tc-NTP15-5 et ¹⁸F-FMISO au sein du tissu tumoral. Les résultats d'imagerie multimodale *in vivo* sont validés par les analyses *ex vivo*.

Conclusion : Ces résultats préliminaires soulignent l'intérêt d'associer l'IRM CEST à l'imagerie nucléaire pour le suivi longitudinal du microenvironnement tumoral. En un seul examen, l'IRM CEST apporte des cartographies résolutive de la distribution des GAGs et du pH *in vivo* dans ce modèle de CHS.

Références : [1]Chow WA. Chondrosarcoma: biology, genetics, and epigenetics. *F1000Res*. 2018;7. [2]Kogan F, Hariharan H, Reddy R. Chemical Exchange Saturation Transfer (CEST) Imaging: Description of Technique and Potential Clinical Applications. *Curr Radiol Rep*. 2013;1(2):102-114.

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

Reconstruction du champ de cisaillement pour une meilleure estimation des vitesses d'ondes en élastographie

Tristan Deruelle¹, Olivier Rouvière², Stefan Catheline¹, Rémi Souchon¹

¹INSERM, Université Lyon 1, Lyon, France, ²Hospices Civils de Lyon, Lyon, FRANCE

Objectifs : L'élastographie IRM est une technique d'évaluation des propriétés mécaniques (module de cisaillement) des tissus, basée sur l'analyse des ondes de cisaillement. En général, des ondes sont induites avec un dispositif de type « tambour » placé sur le patient. Agissant principalement en compression, de grandes longueurs d'ondes apparaissent [1], et donc le module est surestimé. Pour éliminer cette contribution longitudinale, il est courant d'utiliser l'opérateur rotationnel ou un filtre passe-haut. Cependant, ces techniques favorisent l'apparition de bruit et/ou de biais dans l'estimation. Le but de cette étude est de présenter une nouvelle technique pour reconstruire le champ de cisaillement à partir du champ de déplacement mesuré, et ce sans perte de SNR, précision, justesse, ni résolution.

Matériels et Méthodes : Des simulations viscoélastiques 2D ont été faites avec la toolbox k-wave dans Matlab. Le milieu défini est un bicouche ($c_s=2$ [HAUT] et 4m/s [BAS], $c_p=1500$ m/s, $\nu=0,2$ Pa.s), et la source, une membrane vibrant à 100Hz sur le haut de l'image (similaire aux vibreurs pneumatiques standards). La décomposition de Helmholtz [2] est utilisée pour reconstruire le champ de cisaillement.

Les champs simulés ont d'abord été dégradés avec trois niveaux de bruits différents. Chacun des nouveaux champs ont ensuite subis trois prétraitements (aucun, rotationnel, méthode proposée). Enfin, les vitesses de cisaillement ont été reconstruites par estimation de la fréquence locale (LFE).

Résultats : Sans prétraitement, les valeurs reconstruites sont surestimées (2,6 {2} et 5 {4} m/s, cf fig.1,2). L'utilisation du rotationnel corrige ce biais mais est vite impactée par le bruit (fig.1,2). La méthode proposée retrouve correctement les valeurs attendues, même à faible SNR.

Conclusion : Si aucun traitement n'est effectué, les vitesses retrouvées sont surestimées. Ceci peut être corrigé grâce au rotationnel, à haut SNR. La méthode proposée permet de reconstruire correctement à haut et faible SNR.

Références : [1] M. Yin et al, "Diffraction-biased shear wave fields generated with longitudinal magnetic resonance elastography drivers," Magn. Reson. Imaging, 2008; 26(6): 770–780. [2] Y.F. Gui et al, "A rigorous and completed statement on Helmholtz theorem," Prog. Electromagn. Res., vol. 69, pp. 287–304, 2007.

Remerciements : Ce travail a été réalisé grâce au soutien du RHU PERFUSE (ANR-17-RHUS-0006)

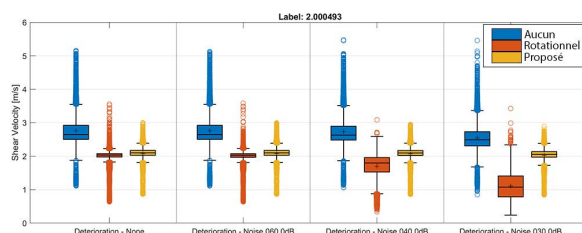


Figure 1 : Reconstructions LFE pour le milieu à 2m/s (SNR= ∞ , 60, 40, 30 dB)

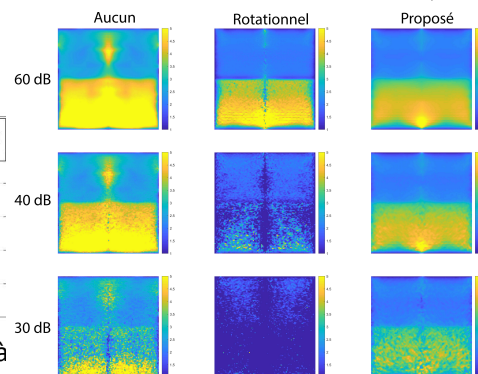


Figure 2 : Cartes de vitesses [m/s]

Dispositif et méthodes pour l'IRM multi-paramétrique du gastrocnemius du rat jeune et âgé au repos et stimulé

Stéphane Loubrie¹, EJ Ribot¹, AJ Trotier¹, P Massot¹, W Lefrançois¹, E Thiaudiere¹, S Miraux¹, I Bourdel-Marchasson¹

¹CRMSB, UMR5536, Bordeaux, France

Objectifs : La mesure des temps de relaxation T_1 et T_2 et la spectroscopie ^{31}P peuvent être des bio-marqueurs puissants pour l'étude des maladies musculaires, notamment la sarcopénie [1]. Des mesures au repos sont actuellement possibles, mais les changements au cours d'un effort permettraient d'obtenir plus d'informations sur la fonction musculaire. Dans cette étude, l'objectif est de développer un dispositif et des méthodes de mesures de T_1 et T_2 du gastrocnemius du rat durant une stimulation du muscle et de les comparer à la spectroscopie ^{31}P .

Matériel et Méthodes : Un dispositif d'étude du muscle composé d'un lit IRM permettant l'électrostimulation et d'une carte de synchronisation des séquences ont été développés. Des séquences de mesure du T_1 (Look-Locker radiale) et du T_2 (multi-écho de spin) ont également été optimisées à 4.7 et 7T. Les temps de relaxation ont été mesurés chez le rat suivant différents paradigmes de stimulation musculaire et comparés aux concentrations de PCr et Pi. Les valeurs obtenues sur des rats jeunes ont été comparées avec celles obtenues sur des rats âgés (>20 mois).

Résultats : Le dispositif a permis la stimulation spécifique du gastrocnemius du rat. Des cartes T_1 et T_2 chez des rats jeunes et âgés, au repos et pendant stimulation ont été acquises sans présence d'artefacts de mouvement, validant la synchronisation séquence/stimulation. Toutes les cartes calculées ont pu être comparées aux valeurs de [PCr] et [Pi] et ont permis d'observer des différences métaboliques entre rats jeunes et âgés. Également, l'étude a mis en avant la relation entre l'intensité des stimulation et l'allongement du T_2 dans le muscle.

Conclusion : Dans cette étude, un dispositif complet d'étude du muscle gastrocnémien stimulé du rat par IRM et spectroscopie est proposé. Ce dispositif inédit devrait permettre d'étudier plus précisément les effets de la sarcopénie et de traitements visant à réduire les effets de celle-ci.

Références : [1] Melville et al. Multi-parametric MR imaging of quadriceps musculature [...]. *Skeletal Radiol.* 2016;45(5) :583-589.

Remerciements : Région Nouvelle-Aquitaine.

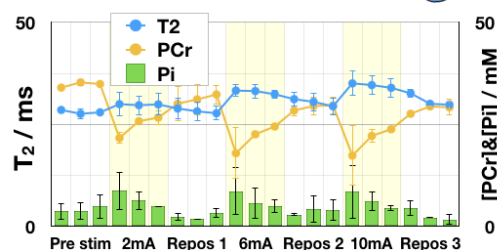
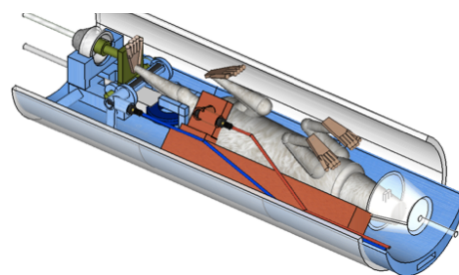


FIGURE 1 – Dispositif et mesures de T_2 , [PCr], [Pi] en fonction d'intensités croissantes de stimulation, synchronisées avec l'électrostim.

IRM cardiaque 4D auto-synchronisée chez la souris : une méthode d'interpolation de données réduisant le temps d'acquisition

Colleen Cardiet¹, Aurélien J Trotier¹, Émeline J Ribot¹, Baudouin Denis de Senneville², Sylvain Miraux¹

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

²Institut de Mathématiques de Bordeaux (UMR5251 CNRS / Université de Bordeaux, Talence, France)

Objectifs : Dans la plupart des études d'imagerie cardiaque 3D-cine chez la souris, les données acquises pendant les intervalles de mouvement respiratoire de l'animal sont jugées trop affectées par le mouvement pour être incluses. Ces intervalles peuvent représenter jusqu'à 40% du temps total d'acquisition. Le but de notre étude était i) de mesurer l'impact du mouvement respiratoire sur la position du coeur, ii) de reconstruire des images 3D-ciné pendant les intervalles de mouvement respiratoire par interpolation du signal d'autosynchronisation (self-gating, SG) cardiaque, et iii) d'évaluer l'impact de la respiration sur les mesures de la fraction d'éjection (EF).

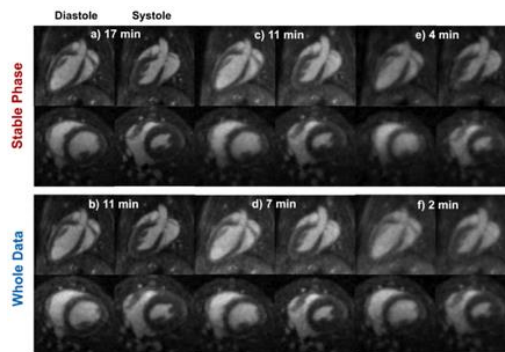


Figure 1 : Images 3D ciné reconstruites avec la méthode standard (phase stable) et proposée (phase stable + intervalle de mouvement respiratoire).

Matériels et Méthodes : Une séquence UTE 3D autosynchronisée a été appliquée sur 7 souris (résolution spatiale = $176 \mu\text{m}^3$). Trente images 3D-ciné ont été reconstruites au cours du cycle respiratoire. Un algorithme de flux optique 3D a été utilisé pour reconstruire des cartes de champ de mouvement entre la phase stable et les intervalles de mouvement respiratoire. Un algorithme d'interpolation a été développé en utilisant une méthode de fenêtre glissante pour pouvoir utiliser les données cardiaques pendant les intervalles de mouvement respiratoire. Des images cardiaques 3D-ciné ont été reconstruites en utilisant les données acquises soit seulement pendant les phases stables, soit pendant les phases de mouvement de respiration, soit les deux. L'EF du ventricule gauche a été mesurée pour comparer la qualité d'image entre ces méthodes.

Résultats : L'impact de la respiration sur la position du coeur est mineur (moins d'1 pixel). Les images reconstruites soit pendant les phases stables soit pendant les intervalles de mouvement respiratoire ont fourni des mesures d'EF similaires. Lorsque les deux ensembles d'images 3D ont été combinés, le temps d'acquisition a pu être réduit de 30% pour une qualité d'image similaire. Des facteurs de sous-échantillonnages allant jusqu'à 16 ont été testés, permettant d'obtenir des EF similaires en seulement 2 min d'acquisition.

Conclusion : La méthode proposée a permis la reconstruction d'images cardiaques 3D-ciné pendant les intervalles de mouvement stables et respiratoires. Lorsque les deux ensembles d'images ont été combinés, le temps requis pour l'acquisition des images permettant de mesurer les paramètres physiologiques cardiaques a été réduit à moins de deux minutes.

Remerciements : TRAIL ANR-10-LABX-57, projet NewFisp.

CORRECTION DE PHASE EN IMAGERIE SPECTROSCOPIQUE RAPIDE DE TYPE IDEAL

Nour El Sabbagh¹, Carine Chassain¹, Hélène Ratiney², Guilhem Pag es¹, Jean-Marie Bonny¹

¹INRAE, AgroResonance, UR QuaPA, F-63122, Saint-G enes-Champanelle, France, ²University of Lyon, INSA-Lyon, Université Claude Bernard Lyon 1, UJM Saint-Etienne, CNRS, Inserm, CREATIS UMR 5220, U1206, F-69621, Lyon, France

Objectif : En imagerie spectroscopique par RM (ISRM), afin de réduire le temps d'acquisition et d'augmenter la bande passante spectrale, il est nécessaire de reconstruire l'information avec un nombre minimal d'images. En IDEAL [1], le temps d'écho (TE) est incr ement e pour échantillonner non linéairement le signal dans le temps et remonter par moindres carrés au déplacement chimique (CS). Lors de cet échantillonnage parcimonieux, la cohérence de phase entre les acquisitions est cruciale. Cette cohérence n'est pas toujours assurée, ou mal comprise. Le but de ce travail est de montrer les différentes approches permettant d'assurer cette cohérence et donc de mettre en  oeuvre l'ISRM IDEAL sur différents équipements.

Théorie : Une séquence IRM en général comporte trois parties : a) l'excitation sélective, qui se fait avec une fréquence f_e , dépendante de la position de la coupe (direction de z), b) la p eriod e d'évolution variable entre les acquisitions et c) la réception qui se fait  a une fréquence f_r . Si l'évolution de la phase durant les différents TEs doit dépendre uniquement du CS pour chaque acquisition, elle peut dépendre également de f_e ou f_r selon le moment où la commutation émission/réception est réalisée. Si ces fréquences sont non nulles, une correction de phase peut être nécessaire.

Résultats : Pour une coupe décalée ($z \neq 0$) et une évolution avant commutation, une erreur de phase conduit à une distorsion de l'image métabolique reconstruite (Fig. 1, ligne 2). Après correction *a posteriori* de ce terme de phase, ces images ont été reconstruites correctement (Fig. 1, ligne 3). Si la commutation s'effectue après l'excitation, aucune erreur de phase n'est observée si $f_r = 0$, ce qui est le cas pour des encodages non Cartésien. Les images peuvent être ainsi reconstruites sans correction (Fig. 1, ligne 4). En imagerie cartésienne, cette erreur doit être corrigée en cas de décalage dans la direction de lecture (*offcenter shift*). Une dernière solution universelle consiste à commuter à une fréquence nulle $f_{evol} = 0$ pendant l'évolution, puis à f_r avant acquisition.

Conclusion : Pendant la p eriod e d'évolution, des d ephassages non d esir es sont susceptibles de perturber les techniques d'ISRM rapides. La correction peut se faire par post-traitement ou être évitée selon les possibilités du séquenceur. Le cadre pr esent e est général et permet de clarifier les différentes situations et solutions possibles.

Référence : [1] Wiesinger F, Weidl E et al. IDEAL Spiral CSI for dynamic metabolic MR imaging of hyperpolarized [1-¹³C]pyruvate. MRM 2012;68(1):8-16.

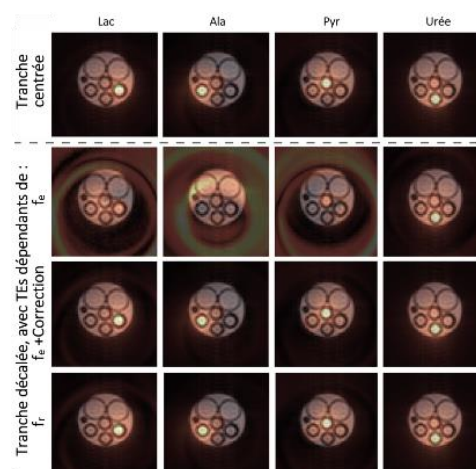


Figure 1 : Images métaboliques du ¹³C-Lactate, ¹³C-Alanine, ¹³C-acide Pyruvique et de l'¹³C-Urée, acquises selon différentes conditions expérimentales.

INFLUENCE D'UNE OCCLUSION VEINEUSE PORTALE SUR LE FLUX PORTAL ET SUR L'ELASTICITE DU FOIE

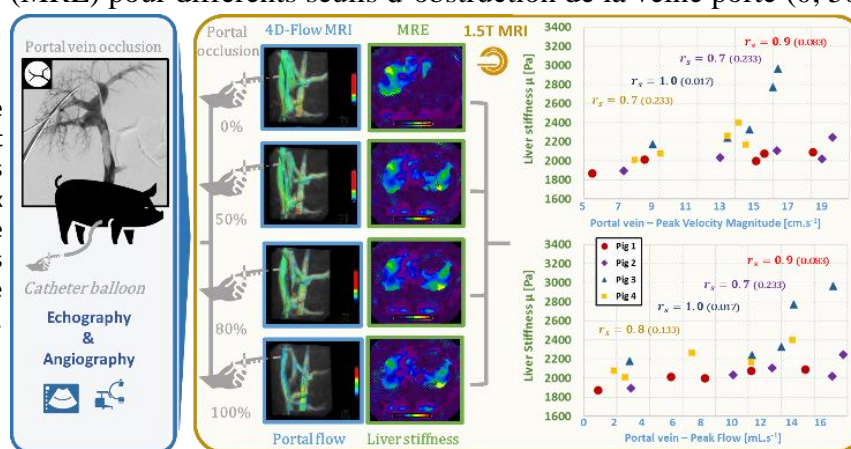
Simon Chatelin¹, Raoul Pop^{2,3}, Céline Giraudeau², Khalid Ambarki⁴, Ning Jin⁵, François Severac^{1,6}, Elodie Breton¹, Jonathan Vappou¹

¹ICube, UMR 7357 CNRS, Université de Strasbourg, France ; ²IHU-Strasbourg, Institut de Chirurgie Guidée par l'Image, Strasbourg, France ; ³Service de Neuroradiologie Interventionnelle, Hôpitaux Universitaires de Strasbourg, France ; ⁴Siemens Healthcare SAS, Saint Denis, France ; ⁵Siemens Medical Solutions, Chicago, Illinois, Etats Unis ; ⁶Service de Santé Publique, Hôpitaux Universitaires de Strasbourg, France.

Objectifs : La fibrose hépatique entraîne une augmentation de la rigidité du foie, un paramètre mesuré par élastographie et largement utilisé en tant que biomarqueur diagnostique en alternative à la biopsie [1]. La présence concomitante d'une thrombose veineuse porte (TVP) implique une modification de l'afflux hépatique porte, également susceptible d'altérer l'élasticité du foie [2]. L'objectif principal de cette étude est de déterminer dans quelle mesure la présence d'une occlusion portale peut affecter les propriétés mécaniques du foie et potentiellement conduire à un mauvais diagnostic de la fibrose et de la cirrhose hépatique par élastographie.

Matériels et Méthodes : L'occlusion de la veine porte a été générée par l'insertion et le gonflage d'un cathéter à ballonnet dans la veine porte de 4 porcs (figure 1). Les paramètres de débit portal (débit de pointe -PF- et amplitude de vitesse de pointe -PVM) et les propriétés mécaniques du foie (module de cisaillement) ont ensuite été étudiés en utilisant respectivement l'IRM (1.5T Aera Siemens) de flux 4D (4D-Flow) et l'élastographie (MRE) pour différents seuils d'obstruction de la veine porte (0, 50, 80 et 100%).

Figure 1 : Protocole expérimental et résultats des mesures par IRM 1,5T de flux 4D et d'élastographie (MRE) avec différents degrés d'occlusion de la veine porte.



Résultats : Expérimentalement, la réduction du flux veineux intrahépatique (diminutions respectives du PF/PVM de 29,3%/8,5%, 51,0%/32,3% et 83,3%/53,6%) mesurée avec une obstruction de 50%, 80% et 100% de la section de la veine porte entraîne une diminution respective de la rigidité du foie de $0,8 \pm 0,1\%$, $7,7 \pm 0,4\%$ et $12,3 \pm 0,9\%$ par rapport aux mesures de référence sans obstruction (fig. 1).

Conclusion : Les résultats obtenus indiquent que l'effet vasculaire d'une TVP concomitante n'a pas une influence suffisante sur l'élasticité du foie pour modifier le diagnostic de fibrose ou de cirrhose grave (METAVIR F4), mais peut atténuer l'augmentation de la rigidité du foie due à une fibrose modérée (METAVIR F2-F3) qui peut conduire à un faux négatif lors du diagnostic par élastographie [3].

Références : [1] Castera L, Forns X, Alberti A, J Hepatol. 2008;48(5):835-847 [2] Ipek-Ugay S, Tzschätzsch H, Braun J *et al.*, J Ultrasound Med. 2017;36(7):1305-1311 [3] Huang R, Gao ZH, Tang A, *et al.*, Hepatology. 2018;68(2):783-785.

Remerciements : Projet ANR-10-IAHU-02

UN CLASSIFIEUR PLUS INTERPRÉTABLE POUR LA SEP

V.Wargnier-Dauchelle¹, T.Grenier¹, F.Durand-Dubief^{1,3}, F.Cotton^{1,2}, M.Sdika¹

¹Univ Lyon, INSA-Lyon, Université Claude Bernard Lyon 1, UJM-Saint Etienne, CNRS, Inserm, CREATIS UMR 5220, U1206, Lyon, ²Service Radio., Centre Hospit. Lyon-Sud, Hospices Civils de Lyon, Pierre-Bénite ³Service Neuro. A, Hôpital Neuro., Hospices Civils de Lyon, Bron

Objectifs : La sclérose en plaques (SEP) est une maladie neuro-inflammatoire dont le diagnostic se base sur des lésions cérébrales visibles par IRM. L'étude de la SEP par apprentissage machine sera affectée par la dépendance de l'IRM au matériel et aux paramètres d'acquisitions : la classification (sain/SEP) peut être basée sur la signature d'acquisition et non sur la pathologie.

Matériel et Méthodes : Pour rendre la classification invariante à l'acquisition, nous proposons (C-PMAPS) de mettre en entrée d'un classifieur profond les cartes de probabilité d'appartenance aux tissus cérébraux (liquide cérébrospinal-CSF, matière grise-GM et blanche-WM) plutôt que (C-MRI) une image en niveaux de gris. L'interprétabilité de notre modèle est évaluée avec les cartes d'attribution de [1]. Trois bases de données multicentriques d'IRM T1 sont utilisées pour l'évaluation : IXI (sains), EDMUS/OFSEP (SEP) et MICCAI 2016 MSSEG (SEP, lésions annotées).

Résultats : Performances de classification : C-PMAPS atteint une précision 7.5 à 10% plus élevée que C-MRI (IXI/OFSEP : 95.00 vs 87.50, MICCAI : 94.23 vs 84.62). **La contribution des lésions dans la décision** est évaluée en comparant la probabilité SEP donnée par le réseau avant et après inpainting des lésions [2], cette probabilité devant diminuer avec l'inpainting. Avec C-PMAPS, elle diminue pour plus de sujets (49 vs 44/52) et de manière plus importante (4.04 ± 8.68 vs 1.20 ± 7.43). De plus, les cartes d'attribution de C-PMAPS (Fig. 1) sont plus focalisées sur les lésions : la différence relative des attributions moyennes avec/sans inpainting est plus élevée, en particulier dans les lésions (1.07 ± 1.05 vs 0.40 ± 0.81). En outre, la GM est plutôt rouge (SEP) alors que la WM plutôt bleu. **Netteté :** Les cartes d'attribution sont moins bruitées avec C-PMAPS : la variation totale moyenne est 10 fois plus faible (3326 ± 484 vs 35339 ± 4576).

Conclusion : Nous proposons d'utiliser des cartes de probabilité de tissus pour améliorer la classification d'images SEP/sain. Nos résultats montrent que 1/ la précision de classification est meilleure, 2/ d'elle même, la décision du réseau se base d'avantage sur les lésions, 3/ les attributions sont moins bruitées et 4/ cela permet une interprétation supplémentaire liée au type de tissu. Enfin, l'utilisation de données multicentriques nous permet d'envisager une bonne généralisation.

Références : [1]Sundararajan *et al*, ICML 2017, [2]Sdika/Pelletier, HBM 2009

Remerciements : Labex PRIMES, ofsep.org : ANR-11-LABX-0063, ANR-11-IDEX-0007, ANR-11-INBS-0006, ANR-10-COHO-002

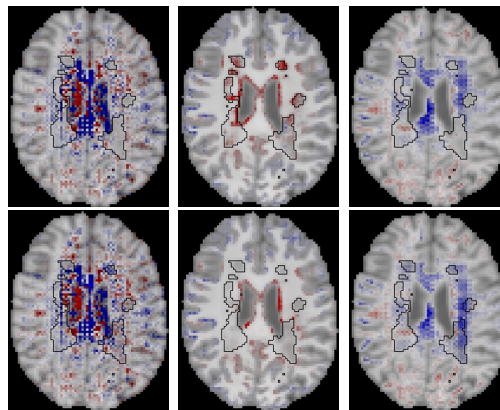


FIGURE 1 – Cartes d'attribution pour l'IRM, GM et WM. Annotations manuelles en noir. Rouge : pertinence SEP, bleu : sain. Haut : avant inpainting, bas : après.

L'IRM DE DIFFUSION DU MUSCLE SQUELETTIQUE : UNE METHODE PERTINENTE POUR DETECTER LES EFFETS A DISTANCE INDUITS PAR L'IRRADIATION CEREBRALE CHEZ LE RAT

Julie Bécam¹, Gwenn Ropars¹, Fatima-Azzahra Dwiri¹, Jérôme Toutain¹, Laurent Chazalviel¹, Mikaël Naveau², Samuel Valable¹, Myriam Bernaudin¹, Omar Touzani¹, Elodie A. Pérès¹

¹Normandie Univ, UNICAEN, CEA, CNRS, ISTCT/CERVOxy, GIP Cyceron, Caen, France

²Normandie Univ, UNICAEN, CNRS, UMS 3408, GIP Cyceron, Caen, France

Objectifs : A ce jour, l'amélioration de la prise en charge des cancers permet aux patients de survivre plus longtemps. De ce fait, les effets indésirables des traitements anticancéreux sont de plus en plus décrits. La radiothérapie (RT) est fréquemment utilisée comme traitement pour les tumeurs cérébrales. Bien que la RT améliore le pronostic des patients, celle-ci présente une neurotoxicité pour le tissu sain. En plus d'un déclin cognitif après RT, les patients se plaignent d'une fatigue qui handicape fortement leur vie quotidienne. Cependant, l'origine de cette fatigue reste encore incertaine. Parmi les hypothèses proposées, il est suggéré que la RT puisse exercer des effets à distance, notamment sur les muscles. Dans ce contexte, l'objectif de cette étude est d'évaluer pour la première fois, à l'échelle préclinique, l'impact de l'irradiation cérébrale sur le muscle squelettique.

Matériels et Méthodes : Des rats Wistar mâles adultes âgés de 6 mois ont été répartis en 2 groupes : des rats contrôles (CTL) ou irradiés (IR). L'irradiation consiste en une irradiation globale du cerveau à une dose de 30 Gy (3x10 Gy sur 3 jours consécutifs, irradiateur X-RAD 225Cx, CYCERON). Les effets de l'irradiation cérébrale sur le gastrocnemius (GNM, muscle de la patte postérieure) ont été évalués séquentiellement (à 14 jours, 1 mois, 3 mois et 6 mois post-IR) par IRM (IRM 7T Bruker, CYCERON). Des cartographies T2 ont été générées à partir de séquences MSME (TR=3000 ms ; TE=8 à 120 ms, 15 échos). Une séquence de diffusion (EPI-DTI : TR=3000ms ; TE=19ms ; b=1000 s/mm² ; 64 directions : 5 images b=0) a permis de quantifier les diffusivités moyenne (MD), axiale (AD) et radiale (RD). La masse du GNM, le niveau de fatigue et l'activité locomotrice des animaux ont été quantifiés.

Résultats : A 6 mois post-irradiation, le poids du GNM des rats IR a diminué par rapport aux rats CTL. De plus, l'irradiation engendre une fatigue chez les rats, ce qui est conforté par l'altération de l'activité locomotrice des rats IR à court et moyen terme. De manière intéressante, l'IRM de diffusion a mis en évidence une diminution de la MD et de l'AD chez les rats IR par rapport aux rats CTL dès 14 jours post-irradiation. Ces résultats suggèrent une modification de l'organisation des fibres musculaires induite par l'irradiation cérébrale. Des tests de corrélations ont montré que la MD est corrélée positivement au poids du GNM ainsi qu'à l'activité locomotrice et négativement à la fatigue.

Conclusion : Cette étude menée chez le rat a permis de mettre en évidence pour la première fois que l'irradiation cérébrale induit des dommages du muscle squelettique et souligne que la MD pourrait être un biomarqueur de ces altérations musculaires.

Remerciements : CNRS, UNICAEN, Archade, Cancéropôle Nord-Ouest, Région Normandie et Etat dans le cadre du CPIER « Vallée de la Seine » 2015-2020 (projet HABIONOR), plateau technique BRP (behavioral research platform, Unicaen).

Évaluation comparative de la détection des lésions de sclérose en plaques (SEP) en imagerie du transfert d'aimantation inhomogène (ihMT) et conventionnel (MT)

Lucas Soustelle^{1,2}, Andreea Hertanu^{1,2}, Samira Mchinda^{1,2}, Arnaud Le Troter^{1,2}, Maxime Guye^{1,2}, Jean-Philippe Ranjeva^{1,2}, Soraya Gherib^{1,2}, Patrick Viout^{1,2}, Lauriane Pini^{1,2}, Claire Costes^{1,2}, Gopal Varma³, David Alsop³, Bertrand Audoin^{1,2,4}, Jean Pelletier^{1,2,4}, Guillaume Duhamel^{1,2}, Olivier Girard^{1,2}

¹Aix-Marseille Univ. CRMBM UMR 7339, Marseille, France, ²APHM, Hôpital Universitaire Timone, CEMEREM, Marseille, France, ³Division of MR Research, Radiology, Harvard Medical School, Boston, MA, United States, ⁴APHM, Hôpital de la Timone, Pôle de Neurosciences Cliniques, Service de Neurologie, Marseille, France

Objectifs : La détection des lésions est une composante fondamentale de la prise en charge clinique des patients atteints de SEP. La charge lésionnelle est habituellement évaluée à partir de l'imagerie FLAIR, sensible à de multiples mécanismes pathologiques mais non spécifique du degré d'atteinte de la myéline. Cette étude vise à caractériser le signal mesuré dans les lésions actives (LA) et non-actives (LNA) après injection de gadolinium avec les techniques ihMT et MT conventionnel présentant des sensibilités et spécificités différentes à la myéline.

Matériels et méthodes : 11 patients atteints de SEP et 18 sujets contrôles (SC) ont été imagés à 1,5 T. Après normalisation des images vers l'espace MNI152 et construction de templates normatifs à partir des SC, une analyse ROC est effectuée sur les cartographies z-scores des patients SEP en faisant varier le seuil de détection de lésion (anormalité par rapport aux SC) et en comparant la proportion de voxels détectés avec les lésions segmentées en imagerie FLAIR.

Résultats - Discussion : La Fig. 1 présente des coupes représentatives de templates normatifs ihMTR et MTR, et un exemple de lésion active selon la segmentation FLAIR. La Fig. 2 présente les courbes ROC et les aires sous la courbe (AUC) moyennes pour chaque métrique et chaque type de lésion, comparées par *U*-tests après analyse Kruskal-Wallis ($p < 0.01$). MTR semble détecter de façon équivalente les deux types de lésion (AUC=0.95), alors qu'ihMTR est moins précis en comparaison à la « vérité terrain » de l'imagerie FLAIR, particulièrement dans les lésions actives (AUC=0.87 vs. 0.89), et présente des différences notables entre les deux types de lésions. Ces différences s'expliquent probablement par les spécificités [1] différentes de chaque métrique aux mécanismes pathologiques sous-jacents (e.g. démyélinisation, inflammation, œdème), et souligne l'hétérogénéité des atteintes tissulaires au sein des lésions.

Conclusion : Cette étude démontre la différence de détectabilité des lésions en MT et ihMT et suggère qu'ihMT a le potentiel de discriminer certains mécanismes spécifiques à la phase active des lésions.

Remerciements : SATT Sud-Est, ARSEP, Fondation Recherche Roche et ANR (ANR-17-CE18-0030), Roche France. **Références :** [1] Duhamel G. et al., NeuroImage 2019

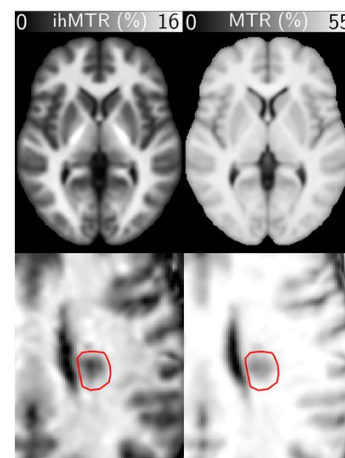


Figure 1

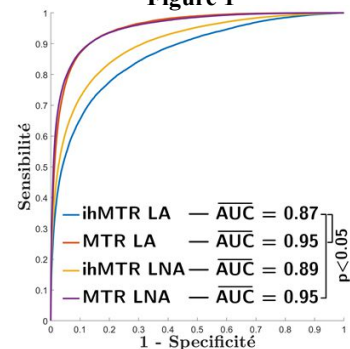


Figure 2

Wave – balanced Steady State Free Precession (Wave – bSSFP) pour l'angiographie cardiaque

Quentin LEBRET¹²³, Pierre BOUR¹²³, Valéry OZENNE¹²³, Bruno QUESSON¹²³

¹IHU LIRYC (L'Institut de Rythmologie et modélisation Cardiaque), Pessac-Bordeaux

²Univ. Bordeaux, Centre de recherche Cardio-Thoracique de Bordeaux, U1045, Bordeaux

³INSERM, Centre de recherche Cardio-Thoracique de Bordeaux, U1045, Bordeaux

Objectifs : L'ajout de gradients sinusoïdaux (Wave) pendant la lecture d'une ligne de l'espace de Fourier permet de mieux répartir les artéfacts de repliement sur l'entièreté de l'image lors d'un sous-échantillonnage, et ainsi diminue le niveau de bruit global lors de la reconstruction des images. Cette combinaison de techniques devrait permettre une réduction du temps d'acquisition en angiographie cardiaque.

Matériels et Méthodes : La séquence Wave-bSSFP a été implémentée sur un IRM 1.5T (MAGNETOM Aera). Un gating prospectif ainsi qu'un écho-navigateur sont utilisés pour limiter les artéfacts dus aux mouvements cardiaques et respiratoires.

Une mesure de trajectoire est nécessaire en début d'acquisition pour estimer et corriger l'étalement des images dû aux gradients sinusoïdaux, grâce au formalisme de Point Spread Function (PSF) développé par Bilgic et al [1] :

$$wave[x, y, z] = F_x^{-1} \cdot PSF[kx, y, z] \cdot (F_x \cdot m[x, y, z])$$

Les acquisitions 3D ont été réalisées sur le thorax d'une brebis anesthésiée, à la spatiale de 1.4mm isotrope en 20 minutes.

Le sous-échantillonnage est effectué après l'acquisition grâce à un masque de Poisson à densité variable. Les images sont reconstruites grâce à MATLAB et au modèle SENSE itératif de la toolbox BART [2]. Les cartes de sensibilités nécessaires sont estimées grâce à ESPIRiT.

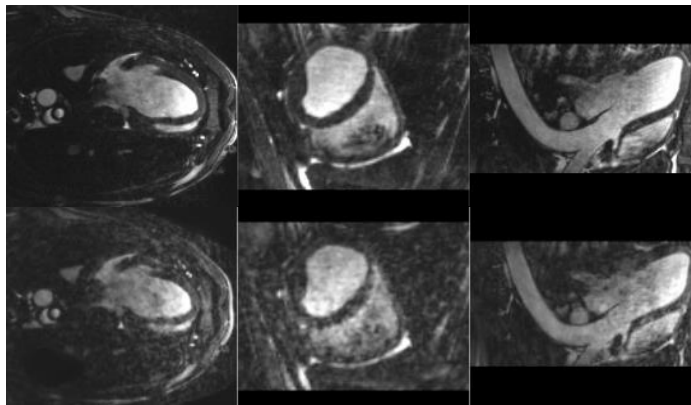


Figure 1 : Reconstruction du jeu de données entièrement échantillonné(haut) VS accéléré par un facteur 5.4 (bas).

Résultats : Les jeux de données ont pu être reconstruits avec succès jusqu'à un facteur 5.4 d'accélération. Les deux reconstructions montrent des qualités d'image similaire.

Conclusion : Ce travail montre une première utilisation d'une séquence de type Wave sur le cœur. Un facteur 5.4 d'accélération a été employé, ce qui peut ouvrir la voie à la réalisation d'une image de résolution 1.4mm isotrope en environ 5 minutes. Incorporer le Compress Sensing dans la reconstruction devrait améliorer encore la qualité des images.

Références : [1] Bilgic B, Gagoski BA, Cauley SF, et al. *Magnetic Resonance in Medicine*. 2015;73(6):2152-2162. [2] Uecker M, Ong F, Tamir J, Bahri D, Virtue P, Cheng J, Zhang T, and Lustig M. In Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med. 23:2486

Imagerie spécifique de la myéline : étude comparative entre le transfert d'aimantation inhomogène (ihMT), MT quantitatif (qMT) et R_1

Andreea Hertanu^{1,2}, Lucas Soustelle^{1,2}, Arnaud Le Troter^{1,2}, Julie Buron^{1,2,3}, Julie Le Priellec³, Victor N.D. Carvalho^{1,2,4}, Myriam Cayre³, Pascale Durbec³, Gopal Varma⁵, David C. Alsop⁵, Olivier M. Girard^{1,2}, Guillaume Duhamel^{1,2}

¹Aix Marseille Univ, CNRS, CRMBM UMR 7339, Marseille, France ²APHM, Hôpital Universitaire Timone, CEMEREM, Marseille, France ³Aix Marseille Univ, CNRS, IBDM UMR 7288, Marseille, France ⁴Aix Marseille Univ, CNRS, ICR UMR 7273, Marseille, France ⁵Harvard Univ, BIDMC, Département de Radiologie, Boston, MA, États-Unis

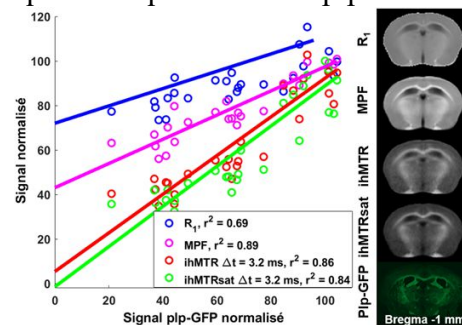
Objectifs : L'imagerie spécifique de la myéline par IRM est un outil essentiel dans la détection et le suivi des pathologies démyélinisantes. IhMT est une technique dont le signal, pondéré en temps de relaxation dipolaire T_{1D} , est sensible à la myéline [1] et à ses altérations [2]. Dans ce travail nous proposons une étude comparative de la spécificité [1] de métriques ihMT variablement pondérées en T_{1D} avec d'autres métriques quantitatives sensibles à la myéline telles que R_1 ($= 1/T_1$) et MPF (fraction de protons des macromolécules). Cette comparaison est effectuée par rapport à une méthode de référence d'imagerie en microscopie de fluorescence (plp-GFP).

Matériels et Méthodes : 5 souris contrôles plp-GFP ont été scannées à 7T (Bruker PharmaScan) selon un protocole ihMT/qMT (résolution $100 \times 100 \times 750 \mu\text{m}^3$). ihMT : séquences 3D ihMT-RAGE [3] pour lesquelles le paramètre de filtrage T_{1D} du motif de saturation hors-résonance a été varié ($\Delta t = 0.0 \text{ ms}$; 0.8 ms ; 1.6 ms ; 3.2 ms) afin d'obtenir différentes pondérations T_{1D} . qMT-SPGR : séquence 3D pondérée MT [4], VFA (quantification R_1) et AFI (quantification B_1) [5]. Les paramètres ihMTR, ihMTsat (ihMTR corrigés des inhomogénéités B_1 et des effets de relaxation T_1 [6]), MPF et R_1 ont été quantifiés dans 7 structures cérébrales différentes et à trois niveaux de coupe par rapport au bregma (+ 0.7 mm ; -1 mm ; -3.2 mm). À la suite des acquisitions IRM, les cerveaux de souris ont été fixés par perfusion intracardiaque (PFA 4%), extraits et sectionnés en tranches de $20 \mu\text{m}$ d'épaisseur pour une analyse par microscopie de fluorescence dans les mêmes coupes et structures. La spécificité (Sp) a été définie selon $Sp = \alpha / (\alpha + \beta)$ [1], où α et β sont la pente et l'ordonnée à l'origine issues de la régression linéaire entre chaque métrique IRM et la plp-GFP.

Résultats : La valeur élevée de Δt (3.2 ms), qui engendre un filtrage important du signal ihMT des composantes T_{1D} courtes, permet d'obtenir des métriques ihMTR/ihMTsat très spécifiques de la myélinisation (94 % / 100 %) au détriment néanmoins d'une perte en sensibilité (Δ ihMTR $\sim 13 \%$ dans le corps calleux). À l'inverse, R_1 est une métrique très sensible et très peu spécifique de la myélinisation (Sp = 39 %), tout comme MPF dont la spécificité (Sp = 56 %) s'avère être moins élevée que la plus faible spécificité des configurations ihMT ($\Delta t = 0.0 \text{ ms}$, Sp = 71 %). Les métriques ihMTsat, corrigées des effets d'inhomogénéités B_1 et de relaxation T_1 , offrent une spécificité accrue comparativement aux métriques ihMTR correspondantes.

Conclusion : Une spécificité à la myélinisation très élevée est obtenue avec ihMT fortement filtré des composantes T_{1D} courtes et corrigé des effets T_1/B_1 .

Références : [1] Duhamel et al., NeuroImage 2019 [2] Hertanu et al., ISMRM 2020 [3] Varma et al., MRM 2020 [4] Soustelle et al., NMR Biom. 2019 [5] Yarnykh, MRM 2006 [6] Munsch et al., NeuroImage 2020. **Remerciements :** ANR-17-CE18-0030, projet VERISMO.



THERMOMÉTRIE CARDIAQUE PAR ACQUISITION RADIALE SOUS-ÉCHANTILLONNÉE ET LOCALISATION CONCOMITANTE DU CATHÉTER

Maxime Yon¹, Marylène Delcey¹, Pierre Bour¹, Bruno Quesson¹ et Valéry Ozenne¹
¹IHU LYRIC, Université de Bordeaux, France

Objectifs : la cartographie de température du muscle cardiaque pendant une ablation radiofréquence est généralement effectuée par GRE-EPI afin de s'affranchir du mouvement^[1,2] au prix d'une importante sensibilité aux inhomogénéités de B_0 pouvant induire des distorsions et des biais de température^[3,4]. La séquence de gradient écho (GRE) radiale est utilisée ici pour simultanément localiser le cathéter^[5] en utilisant le signal de ses micro bobines et acquérir les données de thermométrie.

Matériels et Méthodes : acquisition 2D sagittale (intégrant le mouvement respiratoire) en GRE radiale golden angle à 1.5 Tesla (Siemens, Aera) avec TR/TE/FA=24/20ms/10°, une résolution de 1x1x3 mm, non synchronisée cardiaque ou respiration. La méthode a été évaluée pendant un chauffage radiofréquence (50 W, 60 s) effectué *in vivo* sur une brebis adulte (≈ 50 kg).

Résultats : la localisation du cathéter dans le plan de l'image à partir de deux projections successives (résolution temporelle de 50 ms) permet d'effectuer une correction de mouvement rigide bidimensionnelle de chaque projection. La carte de température peut ensuite être reconstruite (en sélectionnant 70% des projections du cycle cardiaque) à partir des données sous échantillonnées jusqu'à un facteur 8^[6].

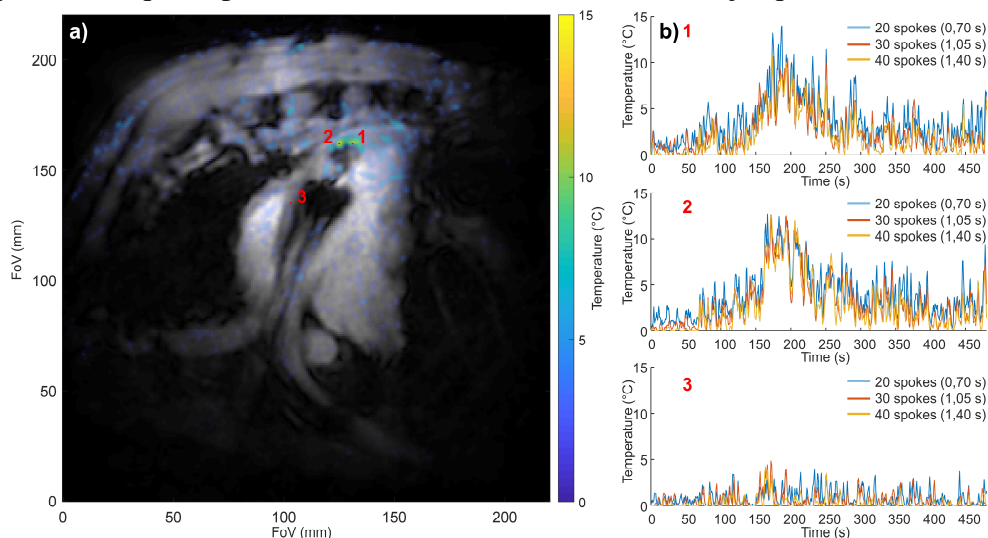


Figure 1: a) superposition de l'image anatomique du cœur de brebis et de la carte de température. b) courbes d'évolution de la température en 3 points pour des reconstructions effectuées avec différentes résolutions temporelles : 0,70 ; 1,05 et 1.4 secondes

Conclusion : La correction de mouvement combinée à une reconstruction de phase sous-échantillonnée permet d'effectuer un suivi de la température cardiaque pendant une ablation radiofréquence avec une résolution temporelle inférieure à la seconde.

Références :

1. Toupin, S. *et al. J. Cardiovasc. Magn. Reson.* **19**, 1–12 (2017).
2. Ozenne, V. *et al. Magn. Reson. Med.* **77**, 673–683 (2017).
3. Odéen, H. & Parker, D. L. *Prog. Nucl. Magn. Reson. Spectrosc.* **110**, 34–61 (2019).
4. Zong, S., Shen, G., Mei, C. S. & Madore, B. *Magn. Reson. Med.* **84**, 3325–3332 (2020).
5. Rasche, V., Holz, D., Köhler, J., Proksa, R. & Röschmann, P. *Magn. Reson. Med.* **37**, 963–968 (1997).
6. Gaur, P. & Grissom, W. A. *Magn. Reson. Med.* **73**, 1914–1925 (2015).

Remerciements : ANR cartlove (2017)

SPECTROSCOPIE PONDEREE EN DIFFUSION DU LACTATE : METHODE DE REHAUSSEMENT DU SIGNAL

Eloïse MOUGEL¹, Sophie MALAQUIN¹, Mélissa VINCENT¹, Julien VALETTE¹

¹Commissariat à l'Energie Atomique et aux Energies Alternatives (CEA), MIRCen, F-92260, Fontenay-aux-Roses

Objectifs : La mesure de la concentration en lactate dans les différents compartiments astrocytaires ou neuronaux [1] pourrait aider au diagnostic de maladies neurodégénératives. Néanmoins, la spectroscopie RM pondérée en diffusion (DW-MRS) [2], seule méthode non-invasive permettant potentiellement de donner accès à cette information *in vivo* [3], se heurte à la faible intensité du pic de CH₃ du lactate à 1,3 ppm. Afin de favoriser sa détection, nous proposons, en utilisant des impulsions large bande partiellement sélectives (lb-r), de supprimer l'effet du couplage J entre le groupe CH₃ et le groupe CH à 4,1 ppm, en évitant de refocaliser ce dernier. Nous vérifions que cette méthode est bénéfique dans des séquences pondérées en diffusion à base écho de spin (SE) ou d'écho stimulé (STE).

Matériels et Méthodes : Les spectres *in vivo* ont été acquis sur 2 souris mâles dans un IRM 11.7 T Bruker avec une crysonde. Nous comparons quatre séquences, constituées d'un bloc SE ou STE pondéré en diffusion [3] (tab.1) suivi d'un bloc de localisation adiabatique LASER. Les impulsions lb-r ont été générées avec l'algorithme de Shinnar-Leroux et leur sélectivité contrôlée avec les équations de Bloch, sous Matlab. Les spectres ont été analysés avec LCMoDel.

Résultats : Le profil fréquentiel des impulsions sélectives permet de supprimer l'effet du couplage J sur le pic de lactate à 1,3 ppm (fig. a). Nous notons un rehaussement du signal du lactate à 1,3 ppm ; $S(\text{DW-STE-lb-r})/S(\text{DW-STE-bp}) = 1,3$ (fig. b) et $S(\text{DW-SE-lb-r})/S(\text{DW-SE-bp}) = 2,6$. Les autres pics sont légèrement plus intenses en raison de l'absence de suppression de l'eau (cf. pic de créatine vers 3,0 ppm). Le signal avec DW-SE (lb-r) est 1,7 fois celui obtenu avec la DW-STE (bp) que notre groupe a utilisé dans ses récents travaux [3].

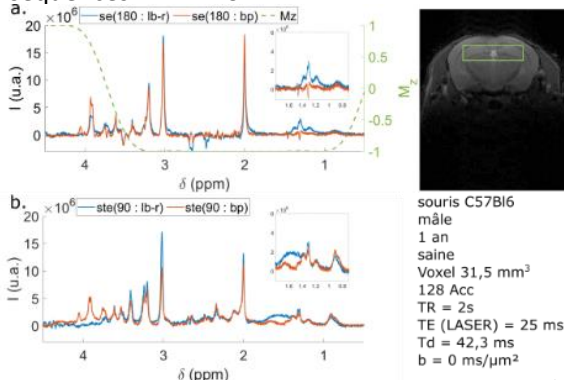
Conclusion : L'utilisation d'impulsions partiellement sélectives présente le double avantage de rehausser le pic de lactate à 1,3 ppm, tout en préservant une grande partie de l'information spectrale sans altération. Cette méthode est facilement transposable d'une séquence de diffusion à l'autre avec une impulsion adaptée et calibrée.

Références : [1] Bellanger *et al.*, Cell Metab., 14(6):724-738. [2] Ronen *et al.*, (2015). Diffusion-Weighted Magnetic Resonance Spectroscopy. In eMagRes. [3] Ligneul *et al.*, Neuroimage, 191:457-469

Financement : Projet ERC LactaDiff (H2020 / 818266)

	cas1	cas2
Écho de spin (DW-SE) (Temps de diffusion (TD) = 42,3 ms)	$\frac{\pi}{2}$: adiabatique π : rectangulaire (bp) de 0,1 ms + VAPOR TE = 47,4 ms	$\frac{\pi}{2}$: adiabatique π : lb-r (SLR) de 5 ms (43 μT) TE = 47,4 ms
Écho stimulée [3] (DW-STE) (TD = 42,3 ms)	$\frac{\pi}{2}$: rectangulaire (bp) de 0,1 ms + VAPOR TE_STE = 8,4 ms / TM = 39,1 ms	$\frac{\pi}{2}$: lb-r (SLR) de 9 ms (35 μT) TE_STE = 26,2 ms / TM = 30,2 ms

Tableau 1 : Schéma d'excitation pour les quatre séquences DW-MRS.



Spectres acquis avec les quatre séquences avec des impulsions bp (rouge) et lb-r (bleu) dans la séquence DW-SE (a) et dans la séquence DW-STE (b). Le profil simulé des impulsions lb-r est en pointillés.

souris C57Bl6
mâle
1 an
saine
Voxel 31,5 mm²
128 Acc
TR = 2s
TE (LASER) = 25 ms
Td = 42,3 ms
b = 0 ms/ μm^2

Utilisation de la séquence pCASL pour l'étude de la perfusion et de la perméabilité vasculaire après ouverture de la BHE :

Limitations et perspectives.

W. Labriji¹, C. Simoncini¹, C. Cirillo¹, J. L. Mestas³, C. Lafon³, L. Hirschler⁴,
J. M. Warnking⁴, E. L. Barbier⁴, I. Loubinoux¹, F. Desmoulin^{1,2}

¹ToNIC, Toulouse NeuroImaging Center, Université de Toulouse, Inserm, UPS, ²CREFRE, Toulouse.

³LabTAU, INSERM, Centre Léon Bérard, Université Lyon 1, Univ-Lyon, Lyon.

⁴Univ.Grenoble Alpes, Inserm, Grenoble Institut des Neurosciences, Grenoble, France.

Objectifs : L'ouverture de la barrière hémato-encéphalique (BHE) par ultrasons (US) est une méthode de plus en plus fréquente en recherche clinique et préclinique. Le rehaussement de contraste après injection d'un chélate de Gadolinium est la méthode de référence de visualisation de l'ouverture. Cependant, celle-ci ne caractérise pas la perméabilité pour une plus petite molécule comme l'eau. Dans cette étude, nous avons évalué l'ASL multi-PLD comme méthode de visualisation de la modification de perméabilité.

Matériels et Méthodes : L'ouverture de la BHE est réalisée sur un hémisphère (Rats, n=5) par émission d'US à 0,3 MPa (émetteur-plan) + μbulles (Sonovue). Les acquisitions (7T Bruker, Biospec) de calibration et de contrôle sont immédiatement réalisées (Carte T1, efficacité d'inversion, T2W). Puis, une série d'acquisitions pCASL : Label Time = 2s ; 5 PLDs : 10, 200, 300, 700, 1100ms est enregistrée avant visualisation Carte T1 + Gd-DOTA. Les images sont recalées (ANTs) avant calcul du CBF et T1 avec MP3 [1].

Résultats : On observe (Fig. 1) une diminution du signal ASL au niveau de l'hémisphère exposé (-45,5%) avec récupération dans les 60 min (Fig. 2). Le volume présentant une modification du signal ASL est plus important que le volume avec rehaussement de contraste post Gd-DOTA (Fig. 1).

Fig 1: Modification du signal ASL en absence de rehaussement par Gd-DOTA

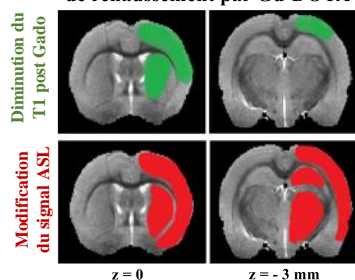
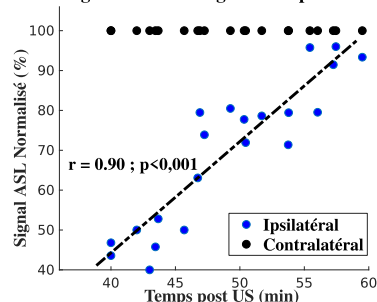


Fig 2: Evolution Signal ASL post US



Discussion et Conclusion : La diminution du signal ASL observée dans les zones impactées par les US a deux causes possibles : (i) une diminution de la perfusion liée à une vasoconstriction [3] (ii) une augmentation de la perméabilité membranaire (considérant les valeurs de débit standard chez le murin, [2]). L'évolution du signal ASL dans la première heure suivant l'ouverture de la BHE n'a pas permis d'utiliser la méthode multi-PLD pour déterminer leur contribution respective. Par ailleurs, la détermination du signal ASL dès l'ouverture de la BHE avec un système focalisé et IRM compatible apparaît nécessaire pour investiguer plus finement les mécanismes impliqués.

Références : [1] C. Brossard, et al. MP3. 2020. Hal-02937866 [2] Parkes LM, Tofts PS. Improved Accuracy of human cerebral blood perfusion measurements using ASL: accounting for capillary water permeability. *MRM* 2002; 48:27–41 [3] Eunice Cho *et al.* Study of cerebrovascular dynamics in ultrasound induced blood–brain barrier opening. *JCBFM* (2011) 31, 1852–1862.

ÉVALUATION PRÉCLINIQUE DU COMPRESSED SENSING

Diego Alves¹, Hervé Mathieu^{1,2}, Jean-Christophe Deloulme¹, Emmanuel Barbier^{1,2}

¹UGA - Inserm U1216- Grenoble Institut des Neurosciences, Isère, Grenoble, France

²UGA - Inserm US17 - CNRS UMS3552 – CHUGA - IRMaGe, Isère, Grenoble, France

Objectifs : La méthode Compressed Sensing (CS) est un outil connu pour accélérer les acquisitions IRM^[1], mais il reste peu disponible en préclinique. Afin de réduire le temps d'acquisition et/ou d'améliorer la résolution angulaire des acquisitions d'IRM de diffusion (IRMd)^[2], nous évaluons ici CS en préclinique. L'objectif de cette étude est de comparer deux pipelines de reconstruction CS: SparseMRI^[1] et BART^[3].

Matériels et Méthodes : 3 crânes de souris fixées ont été imagés à 9.4T (Bruker; réception à 4 canaux) en FLASH T1w avec différents facteurs d'accélération (AF): 1x (référence acquise en 33min et répétée 3x), 2, 3, 4 et 8 (répétée 3x). Les masques de sous-échantillonnage ont été générés par un algorithme de Poisson (densités uniforme et variée). Les reconstructions CS (AF=2,3,4,8) ont été effectuées via SparseMRI v0.2 et BART v0.6.00. L'erreur absolue (%) et l'indice de similitude structurelle (SSIM, entre 0 et 1) ont été calculés par rapport à l'image de référence.

Résultats : Pour AF=2x (dens. unif.), les reconstructions CS (SparseMRI, BART avec cartes de sensibilité des antennes) et ZP (Zero-Padding) donnent en médiane erreur=9.2, 2.0 et 8.0% et SSIM=0.90, 0.96 et 0.67, resp. Pour AF=8x (dens. variée) et BART, l'erreur est réduite à 5.4% et SSIM atteint 0.72. BART reconstruit les images en ~70s (plus de 100x plus vite que SparseMRI). Pour comparaison, l'écart-type entre les 3 répétitions de l'image de référence et CS 8x vaut erreur=3.0 et 1.9% et SSIM=0.04 et 0.01, resp. Les cartes de sensibilité de bobines sont indispensables pour BART, mais la méthode est peu sensible aux erreurs sur ces cartes (contribution à l'erreur de 0.02% de variance).

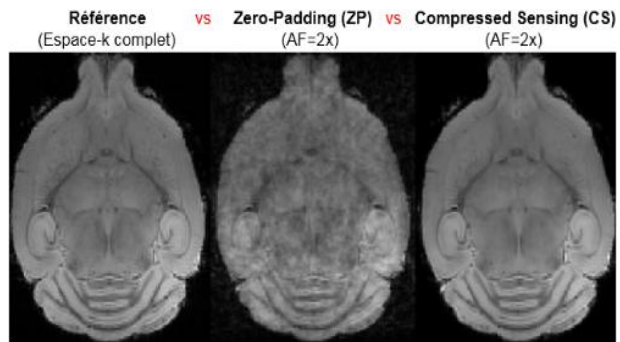


Figure 1 : Comparaison des reconstructions

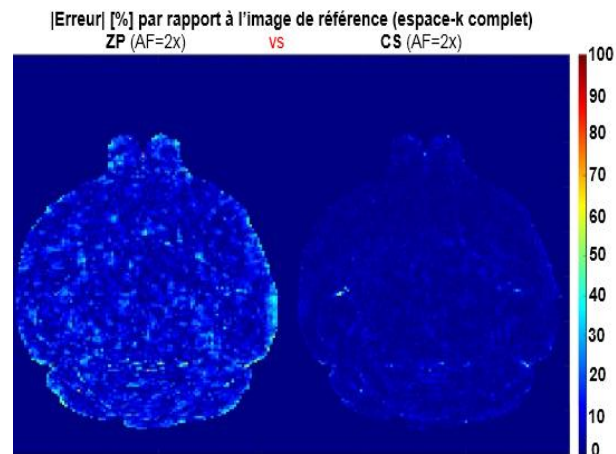


Figure 2 : Carte d'erreur - ZP vs CS (BART) AF=2x

Conclusion : La méthode CS permet de réduire considérablement le temps d'acquisition tout en maintenant la qualité des images. Le pipeline BART a plus de ressources, des temps de reconstruction plus courts et est plus adapté aux acquisitions multicanaux que SparseMRI.

Références : [1] Lustig M. et al, Sparse MRI: The Application of Compressed Sensing for Rapid MR Imaging, *MRM* 2007;58:1182-1195 [2] Wang N. et al., Whole mouse brain structural connectomics magnetic resonance histology, *Brain Structure and Function* 2018;223:4323-4335 [3] Uecker M. et al., Berkeley Advanced Reconstruction Toolbox, *Proc. ISMRM* 2015;23:2486

AMELIORATION DU CONTRASTE DANS UNE SEQUENCE D'ECHO DE GRADIENT 3D ULTRA-RAPIDE AVEC PREPARATION D'AIMANTATION : UNE APPROCHE PAR CONTROLE OPTIMAL

Benoit Venier^{1,3}, Éric Van Reeth^{1,2}, Frank Pilleul^{1,4}, Oliver Beuf¹, Hélène Ratiney¹

¹ CREATIS, Université de Lyon, INSA Lyon, UCBL Lyon 1, UJM Saint Etienne, Unité CNRS UMR 5220, INSERM U1206, F69621 Lyon, France, ²CPE Lyon, France,

³SIEMENS Healthineers, 93210 Saint-Denis, France, ⁴Centre Léon Bérard, France

Objectifs : Améliorer le contraste à bruit par unité de temps entre deux tissus cibles dans une séquence d'écho de gradient 3D de type MP-RAGE par contrôle optimal.

Matériels et Méthodes : La séquence MP-RAGE [1] est divis  e en segments composés d'une préparation d'aimantation, une acquisition segment  e de type écho de gradient 3D avec gradients de brouillage, un temps de récupération partiel. Sa nature cyclique génère l'établissement d'un état stationnaire. Notre approche consiste à optimiser la préparation d'aimantation à partir des T1 et T2 des tissus cibles. L'algorithme de contrôle optimal GRAPE [2] a été adapté pour prendre en compte la formation de l'état stationnaire. A partir de l'expression de cet état, des préparations sont optimis  es de sorte à saturer l'échantillon *a* tout en maximisant le signal de l'échantillon *h* dont les T1 et T2 sont plus courts (T1/T2 ms : *a* 719/76, *h* 454/25). Nous avons testé les séquences obtenues in vitro, pour des temps de répétition (temps du segment) variant entre 4s et 500ms sur des tubes (glycérol + NiSO4).

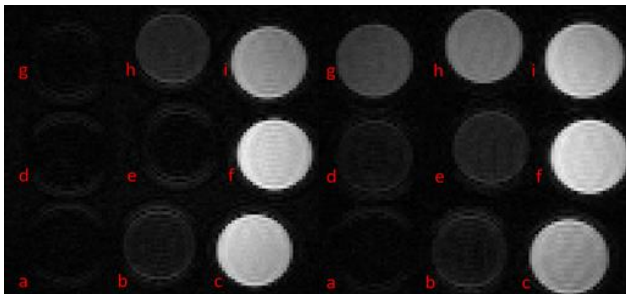


Figure 1 : MP-RAGE (TR = 500ms). A gauche : inversion-récupération, à droite : préparation optimis  e. C[†] augmente de 32 % et CSB^{††} de 278%.

Résultats : La préparation obtenue par contrôle optimal (de type T2prep-IR) permet d'améliorer le contraste[†] et le contraste sur bruit^{††} par rapport à l'inversion récupération (IR). L'amélioration du contraste est d'autant plus importante que le temps de répétition est court.

TR :	4s	2s	1,5s	1s	0,5s
Gain C [†]	3%	3%	4%	9%	32%
Gain CSB ^{††}	38%	40%	66%	122%	278%

Conclusion : L'optimisation de la préparation d'une MP-RAGE permet d'améliorer le contraste en exploitant à la fois le T1 et le T2. Cela ouvre de nouvelles possibilités de contraste notamment pour des temps d'acquisition restreints.

Références: [1] J. P. Mugler and J. R. Brookeman, "Three-dimensional magnetization-prepared rapid gradient-echo imaging (3D MP RAGE)," *MRM*, 1990, doi: 10.1002/mrm.1910150117. [2] E. V. Reeth *et al.*, "A simplified framework to optimize MRI contrast preparation," *MRM*, 2019, doi: 10.1002/mrm.27417.

Remerciements : plateforme PLoT, du réseau FLI-ANR-11-INBS-0006, ANR-11-LABX-0063/ ANR-11-IDEX-0007

$$^{\dagger} \text{ contraste : } C_{a/h} = \left| \frac{I_a - I_h}{I_a + I_h} \right|, \quad ^{\dagger\dagger} \text{ contraste à bruit : } CSB_{1/2} = \frac{|I_a - I_h|}{\sigma}$$

TRACTOGRAPHIE DTI EX-VIVO CHEZ LE MINIPORC

Hervé Mathieu^{1,3}, Mehrdad Khoshnevis^{1,2}, Diego Alves¹, Baise Yvert^{1,2}

¹UGA - Inserm U1216- Grenoble Institut des Neurosciences, Isère, Grenoble, France

²UGA - Inserm U1205- Laboratoire BrainTech, Isère, Grenoble, France

³UGA - Inserm US17 - CNRS UMS3552 – CHUGA - IRMaGe, Isère, Grenoble, France

Objectifs : Le porc est animal domestique constituant un modèle intéressant pour l'étude des bases corticales de la vocalisation. Toutefois, les données neuroanatomiques restent très limitées chez le porc comparé aux autres espèces largement utilisées en neuroscience comme les rongeurs ou les primates. L'objectif est de caractériser par tractographie IRM chez le miniporc, les voies anatomiques connues pour être impliquées dans la perception et la production de vocalisations chez les primates [1][2].

Matériels et Méthodes : Deux cerveaux de miniporc Aachener fixés par perfusion de formaline, ont été imagés à 9.4T (Bruker Advance HD; Antenne Tx/Rx volumique quadrature 72mm). Une acquisition anatomique T1w (T1-FLASH, rés :200um iso. Te/Tr :8,5/35ms, Durée : 2H59 min) a été réalisée pour recalage et repérage des aires cérébrales. Une acquisition DTi (DTI-EPI rés : 500um iso. Te/Tr :27/640ms, 32 dir, b = 3000. La tractographie a été réalisée via le logiciel MRTrix 3.0 [3].

Résultats : Après l'obtention d'un tractogramme global du cerveau, l'isolation sélective de tracts a permis de mettre en évidence chez le mini porc, les connexions entre diverses aires impliquées dans la perception et la vocalisation. On retrouve une connectivité anatomique similaire à celle présente chez l'homme, dont par exemple, celle entre cortex moteur (CM) et le cortex auditif (CA)(Figure 1).

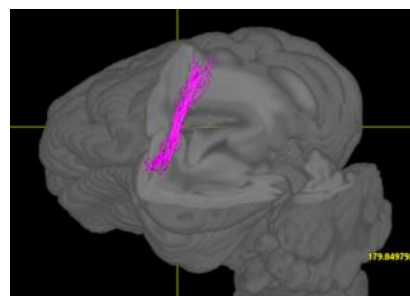


Figure 1 : mise en évidence du tract entre Cortex Moteur et Cortex Auditif

Conclusion : La mise en évidence de cette voie CM-CA par tractographie par IRM de diffusion, permet de formuler l'hypothèse de la présence d'une voie dorsale chez le mini porc et de la pertinence de ce nouveau modèle animal pour explorer les circuits de la perception et de la production de vocalisations..

Références : [1] Hickok, G. & Poeppel, D. The cortical organization of speech processing. Nat. Rev. Neurosci. 8, 393-402 (2007). [2] Hage, S.R. DUAL neural network model of speech and language evolution: new insights on flexibility of vocal production systems and involvement of frontal cortex. Curr. Opin. Behav. Sci. 21,80-87 (2018). [3] Tournier, J.D. et al. MRtrix3.0 : A fast, flexible and open software framework for medical image processing and visualisation. Neuroimage (2019)

Remerciements : Projet soutenu par l'union européenne (H2020 GrapheneCore3 881603). Les auteurs remercient J. Mollet de la plateforme Clinatéc pour son aide et ses conseils.

INTERET DE L'IRM MULTIPARAMETRIQUE POUR DETECTER LES LESIONS CEREBRALES INDUITES PAR L'IRRADIATION CHEZ LE RAT

Carole Brunaud¹, Samuel Valable¹, Fatima-Azzahra Dwiri¹, Gwenn Ropars¹, Jérôme Toutain¹, Mikaël Naveau², Marianne Léger³, Thomas Freret³, Myriam Bernaudin¹, Omar Touzani¹, Elodie A. Pérès¹

¹Normandie Univ, UNICAEN, CEA, CNRS, ISTCT/CERVOxy, GIP Cyceron, Caen, France.

²Normandie Univ, UNICAEN, CNRS, UMS 3408, GIP Cyceron, Caen, France.

³Normandie Univ, UNICAEN, INSERM, COMETE, GIP Cyceron, Caen, France.

Objectifs : La radiothérapie (RT), pratiquée chaque année sur des centaines de milliers de patients atteints de tumeurs cérébrales, provoque des effets secondaires tels des déficits cognitifs qui persistent plusieurs années après RT et altèrent la qualité de vie des patients. Dans le but d'améliorer la prise en charge des patients, il est primordial de proposer des outils capables de détecter et de prédire les atteintes neuropathologiques induites par la RT. Dans ce but, cette étude vise à définir, parmi les modalités IRM les plus utilisées (anatomique, vasculaire et diffusion), les meilleurs paramètres IRM pour identifier avec précision les lésions cérébrales consécutives à l'irradiation dans un modèle préclinique chez le rongeur.

Matériels et Méthodes : Après exposition de rats Wistar adultes à une irradiation (IR) de l'ensemble du cerveau (3x10 Gy pendant 3 jours consécutifs) avec un irradiateur dédié aux petits animaux (X-RAD 225Cx, Cyceron), les déficits cognitifs ont été confirmés par une batterie de tests comportementaux (fatigue, locomotion, mémoire). Des examens IRM (7T Bruker, Cyceron) ont été effectués de 1 semaine à 6 mois après IR (en phase aiguë, précoce et tardive) pour évaluer la macrostructure cérébrale (RARET2, TE/TR=15/5000ms), quantifier le volume sanguin cérébral (VSC) (EPI-T2* :TE/TR=13/20000ms avec injection d'agent de contraste P904, Chematech) ainsi que la microstructure tissulaire (diffusion EPI-DTI : TE/TR=27/2192ms 30 directions ; b=1000 s/mm²) en déterminant les paramètres de diffusion FA, MD, AD, RD. Toutes les images IRM ont été recalées sur un template de cerveau de rat, puis les données ont été analysées avec les logiciels ImageJ, BrainSuite et ANTs. Des études immunohistochimiques (IHC) ont été effectuées pour analyser la vascularisation, la neuroinflammation et la substance blanche.

Résultats : Quelque soit le temps après IR, aucune nécrose macroscopique n'est visible. Cependant, dans la phase chronique, les rats irradiés présentent une atrophie cérébrale significative qui est accompagnée d'une réduction du CBV et des paramètres de diffusion (AD et RD), effets qui sont plus ou moins prononcés selon les structures cérébrales (sensibilité régionale). De manière intéressante, dans la phase aiguë, les valeurs de MD sont modifiées par l'IR. Ces résultats IRM ont été confortés par des analyses IHC qui mettent en évidence des altérations des vaisseaux sanguins, une désorganisation de la substance blanche et une astrogliose après IR.

Conclusion : Cette étude préclinique souligne que l'utilisation de l'IRM multiparamétrique est pertinente pour détecter précocement et tardivement les lésions cérébrales induites par l'irradiation. A terme, il serait intéressant de déterminer si ces paramètres IRM peuvent être des biomarqueurs prédictifs du déclin cognitif retardé.

Remerciements : CNRS, UNICAEN, Archade, Cancéropôle Nord-Ouest, Région Normandie et Etat (CPIER « Vallée de la Seine » ; projet HABIONOR), BRP (behavioral research platform, Unicaen).

Suivi longitudinal par Spectroscopie de Résonance Magnétique ^1H du profil métabolique au niveau du putamen chez les patients atteints de la maladie de Parkinson de novo

Carine CHASSAIN¹, Bruno PEREIRA¹, Fawzi BOUMEZBEUR², Stéphane THOBOIS³, Franck DURIF¹

¹CHU Clermont-Ferrand, Services de Radiologie et Neurologie, F-63000, Clermont-Ferrand, ²CEA/DSV/I2BM/NeuroSpin/UNIRS, Centre CEA Saclay, 91191 Gif-Sur-Yvette, ³Hospices civils de Lyon et centre de neurosciences cognitives, UMR 5229, 69675 Bron

Objectif : Le but de cette étude est de vérifier si l'on retrouve chez les patients parkinsoniens de novo non traités l'hyperactivité glutamatergique prédite par les modèles animaux au niveau du putamen [1-2].

Matériels et méthodes : Une approche MRS ^1H mono-voxel à temps d'écho court (29 ms) est utilisée à 3T pour explorer le profil métabolique dans le putamen (voxel = 4,5 ml) de patients parkinsoniens de novo (MP). Les spectres obtenus chez 20 volontaires sains sont comparés aux spectres de 20 patients MP. 14 des 20 patients sont évalués une seconde fois après 2 à 3 ans de progression de la maladie. Des modèles à effets aléatoires ont été utilisés pour comparer les concentrations métaboliques obtenues chez les sujets témoins par rapport à celles mesurées chez les patients MP.

Résultats : La seule différence significative entre les patients et les témoins est une concentration de glutamine plus élevée dans le putamen du côté ipsilatéral aux signes moteurs prédominants (visite 1: $6,01 \pm 0,24$ mM vs $5,23 \pm 0,16$ mM, $p < 0,05$ et visite 2: $6,15 \pm 0,31$ mM contre $5,23 \pm 0,16$ mM, $p < 0,05$). Lors de leur première visite, les patients présentent des taux pour le pool Glx (glutamate + de glutamine) significativement plus élevés dans le putamen ipsilatéral aux signes cliniques dominants par rapport au putamen controlatéral (Glx $17,75 \pm 0,69$ mM contre $15,04 \pm 0,92$ mM, $p < 0,05$). A la deuxième visite, même si séparément, les concentrations de Glu et Gln ne sont pas significativement différents entre les deux côtés, la somme des deux métabolites reste significativement plus

élevée dans le putamen ipsilatéral comparé au putamen controlatéral (Glx $18,27 \pm 0,56$ mM vs $16,06 \pm 0,87$ mM, $p < 0,05$).

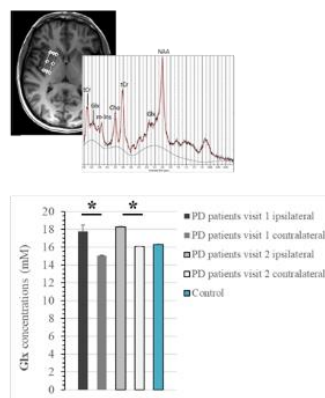


Figure 1. Image axiale T1, spectre acquis au niveau du putamen (voxel 4,5 mL) et concentrations en Glx.

Les concentrations sont déterminées en utilisant LCModel et le signal de l'eau comme référence interne.
* $p < 0,05$.

Conclusion : Dans cette étude de MRS ^1H à 3T, nous rapportons des taux de Glu+Gln mesurés au niveau du putamen ipsilatéral aux signes cliniques prédominants de la MP plus élevés chez des patients de novo. La mort neuronale au niveau de la substance noire pourrait entraîner une désorganisation fonctionnelle des noyaux gris centraux avec une modification des liens entre les deux hémisphères cérébraux.

Références : [1] Chassain et al. NMR Biomed 2010;23(6):547-53. [2] Chassain et al. J Neurochem 2016;136(5):1004-16.

Evaluation de l'intégrité périopératoire du corps calleux à long terme après chirurgie éveillée pour gliome diffus de bas grade

Arthur Coget^{1,2}, Jérémy Deverdun², Emmanuelle Le Bars², François Molino³,
Nicolas Menjot de Champfleu^{1,2,3}

¹Département de Neuroradiologie, Hôpital Gui de Chauliac, CHRU Montpellier, France

²Institut d'Imagerie Fonctionnelle Humaine (I2FH), Hôpital Gui de Chauliac, CHRU Montpellier, France

³Laboratoire Charles Coulomb, CNRS UMR 5221, Université de Montpellier, Montpellier, France

Objectifs : Peu de travaux ont évalué l'évolution de l'intégrité de la substance blanche après une neurochirurgie. Notre travail a pour objectif d'étudier en imagerie de diffusion anisotrope les conséquences à long terme sur la substance blanche d'une chirurgie éveillée pour gliome diffus de bas grade.

Matériels et Méthodes : 48 patients porteurs de gliomes diffus de bas grade et opérés en chirurgie éveillée ont été inclus. Le suivi IRM comportant une imagerie de diffusion anisotrope était réalisé aux points temporels suivants : pré-opératoire, post-opératoire immédiat, 3 mois, 6 mois, 1 an et enfin 18 mois ou 2 ans. Le prétraitement et la genèse des cartes paramétriques ont été effectués à l'aide du logiciel FSL 5.0.9 (<http://fsl.fmrib.ox.ac.uk/fsl/fslwiki/>) [1]. Le corps calleux a été délimité sur les cartes paramétriques à l'aide du logiciel Mricron (<https://people.cas.sc.edu/rorden/mricron/>) sur des coupes sagittales médianes (Figure 1) afin de générer des régions d'intérêts desquelles étaient extraites les valeurs moyennes de fraction d'anisotropie (FA), de diffusivité axiale et de diffusivité radiale. Les comparaisons des valeurs entre chaque point temporel ont été réalisées à l'aide d'un test de Wilcoxon paillé.

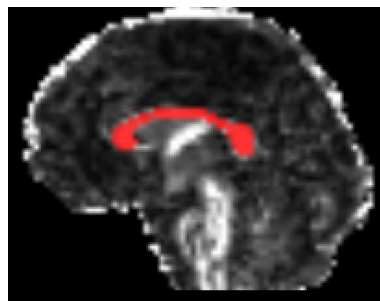


Figure 1 : Délimitation du corps calleux sur une coupe sagittale médiane

Résultats : Nous avons observé une baisse progressive de la FA après la chirurgie jusqu'à 3 mois avec une stabilité ensuite jusqu'à 2 ans. Pour la diffusivité axiale, nous mettons en évidence une baisse transitoire au temps post-opératoire immédiat puis une pseudo-normalisation à partir de 3 mois. Pour la diffusivité radiale, c'est une augmentation progressive des valeurs jusqu'à 2 ans après la chirurgie qui est constatée.

Conclusion : Nos données qui portent sur un grand nombre de patient et avec un suivi à long terme 1) apportent des données supplémentaires à une littérature relativement éparse sur le sujet 2) soutiennent les connaissances histophysiopathologiques concernant la dégénérescence axonale et 3) sont cohérentes avec certaines études similaires.

Références : [1] Jenkinson, M., Beckmann, C.F., Behrens, T.E.J., Woolrich, M.W., Smith, S.M., 2012. FSL. *NeuroImage* 62, 782-790.

EVALUATION DE LA SEGMENTATION AUTOMATIQUE DE GLIOMES DE BAS GRADE PAR APPRENTISSAGE DE TYPE RÉSEAU NEURONAL CONVOLUTIF

Margaux Verdier^{1,2}, Justine Belko¹, Jeremy Deverdun¹, Nicolas Menjot de Champfleury^{1,3}, Thomas Troalen², Bénédicte Maréchal^{4,5}, Emmanuelle Le Bars¹, Till Huelnhagen^{4,5}

¹Affiliation 1 (I2FH, Neuroradiologie, CHU Montpellier, Université de Montpellier, France). ²Affiliation 2 (Siemens Healthcare SAS, Saint-Denis, France). ³Affiliation 3 (Laboratoire Charles Coulomb, Université de Montpellier, France). ⁴Affiliation 4 (Advanced Clinical Imaging Technology, Siemens Healthcare AG, Lausanne, Suisse). ⁵Affiliation 5 (LTS5, Ecole Polytechnique Fédérale de Lausanne, Lausanne, Suisse).

Objectifs : L'estimation du volume tumoral des gliomes cérébraux de bas grade par segmentation automatique représente un enjeu majeur en matière de suivi des patients. Il s'agit ici d'évaluer un algorithme de segmentation automatique de type Réseau Neuronal Convolutif 3D (CNN) [1] et de comparer le résultat à une segmentation manuelle couramment réalisée en pratique clinique.

Matériels et Méthodes : L'apprentissage de l'algorithme est effectué à partir des séquences 3DT1 et 2D ou 3D FLAIR pour un suivi de 30 patients (277 IRM) en utilisant comme référence les segmentations manuelles réalisées via le logiciel MRIcron. L'acquisition des données a été réalisée sur des IRM Siemens à 1.5T ou 3T. Au total, 242 examens ont été utilisés pour l'entraînement et 35 pour la validation du CNN. La phase de test a inclus 9 examens de 4 patients inconnus au CNN. La sensibilité, la spécificité et le coefficient de Dice ont été calculés avec MATLAB. Le coefficient de Dice a été ensuite corrélé au volume de la cavité et de la tumeur.

Résultats : Le volume moyen tumoral de la population test était de 24.49 cm³ (3.72-43.64) et le volume moyen de cavité était de 13.47 cm³ (0-62.69). Le CNN avait une sensibilité de 0.65 +/- 0.17 et une spécificité de 0.9995 +/- 0.0004. Le score de Dice avait une moyenne de 0.72 +/- 0.14. Aucune corrélation n'a été trouvée entre le coefficient de Dice et le volume tumoral (p=0.07 r=0.50) ou la cavité d'exérèse (p=0.24 r=-0.36).

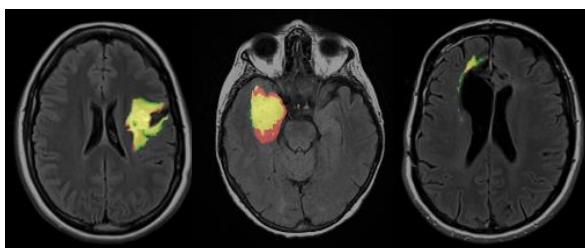


Figure 1: Gliomes de bas grade.
Segmentation manuelle (rouge);
Segmentation automatique (vert);
Superposition (jaune).

Conclusion : L'algorithme testé parvient à identifier correctement la zone tumorale. En revanche, des erreurs d'entraînement subsistent dû aux hétérogénéités d'acquisition FLAIR. Néanmoins, un entraînement à plus grande échelle intégrant les masques de cavités permettrait de réduire les erreurs de segmentation. Enfin, la mise en place d'un post traitement secondaire peut permettre d'affiner les résultats.

Références : [1] Kamnitsas et al, "Efficient Multi-Scale 3D CNN with Fully Connected CRF for Accurate Brain Lesion Segmentation", Medical Image Analysis, 2016

Imagerie cardiaque haute résolution compensée en mouvement

Marylène Delcey^{1,2,3,4}, Pierre Bour^{1,2,3}, Isabelle Saniour⁵, Marie Poirier-Quinot⁵, Bruno Quesson^{1,2,3}

IIHU Liryc, Electrophysiology and Heart Modeling Institute, Fondation Bordeaux Université, F-33600 Pessac-Bordeaux, France, 2Univ. Bordeaux, Centre de recherche Cardio-Thoracique de Bordeaux, U1045, F-33000, Bordeaux, France, 3INSERM, Centre de recherche Cardio-Thoracique de Bordeaux, U1045, F-33000 Bordeaux, France, 4Siemens Healthcare SAS, Saint-Denis, France, 5IR4M, UMR8081, Université Paris-Sud/CNRS, Université Paris-Saclay, F-91405 Orsay, France, Orsay, France

Objectifs : L'imagerie haute résolution (résolution infra millimétrique) cardiaque est cruciale pour caractériser le myocarde [1], notamment en présence d'arythmie. Une antenne intracardiaque embarquée sur un cathéter permettrait de gagner en sélectivité spatiale (réduction du FOV) et en sensibilité (gain en rapport signal sur bruit) pour augmenter la résolution spatiale. Nous présentons ici une preuve de concept associant un prototype d'instrumentation IRM et une acquisition/reconstruction d'image originale permettant d'améliorer la résolution spatiale et de corriger le mouvement des images en IRM cardiaque.

Matériels et Méthodes : Une antenne surfacique de 2-cm de diamètre a été conçue. Un algorithme exploitant le signal enregistré par des micro-antennes IRM embarquées sur un cathéter (9 F, Imricor Medical Systems) a été implémenté [2]. Ce dernier converti le signal de tracking 3D, entrelacé avec une acquisition radiale golden angle [3] de l'espace-k, en information de position. Cette information permet de trier rétrospectivement les données acquises en fonction de la position du cathéter. Chaque image est ensuite reconstruite à l'aide d'une technique d'optimisation non-linéaire itérative (total variation, BART toolbox). La méthode a été testée in vivo sur un porc à thorax ouvert. Le cathéter a été introduit par un accès vasculaire fémoral jusqu'au ventricule droit et l'antenne de surface a été posée au contact direct du ventricule gauche. Les paramètres d'acquisition étaient : FOV = 150 x 150 mm² ; Matrice = 448 x 448 px ; FA/TR/TE = 65°/65/7 ms ; épaisseur de coupe = 3 mm. Le temps d'acquisition était de 5 min.

Résultats : Le gain en SNR (facteur 35 par rapport aux antennes constructeur) et en sélectivité de l'antenne développée a permis l'obtention d'une image de bonne qualité avec une résolution spatiale de 300 µm dans le plan (cf Figure). Il est ainsi possible de visualiser des petits vaisseaux dans le myocarde (flèches blanches).

Conclusion : Une imagerie cardiaque infra-millimétrique est réalisable in vivo avec une antenne de petite dimension associée à une acquisition/reconstruction optimisées.

Références : [1] Oakes RS, Circulation. 2009;119(13):1758-1767. [2] Delcey M, ISMRM 2019 [3] Homagk, Ann-Kathrin, et al. MRM 63.2 (2010): 517-523.

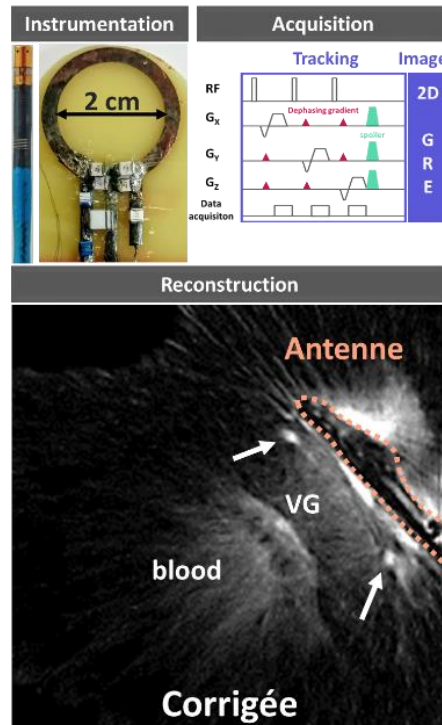


Figure : Instrumentation et Séquence. L'image acquise est ensuite corrigée en mouvement avec l'algorithme décrit.

Analyse par SRM localisée du ^{31}P cardiaque des rats transgéniques Bmpr2

D. El Hamrani^{1,2}, J. Magat^{1,2}, J. Naulin^{1,2}, F. Perros³, M. Campagnac², D. Benoist^{1,2}, C. Guibert^{1,2}, B. Quesson^{1,2}

¹IHU LIRYC (L'Institut de Rythmologie et modélisation cardiaque), Bordeaux, France ;

²Centre de recherche Cardio-Thoracique de Bordeaux, INSERM U1045, Bordeaux, France ;

³Université Paris-Sud-Paris Saclay, INSERM UMR-S 999, Le Plessis-Robinson, France.

Objectifs: La lignée de rats transgéniques (TG) étudiée possède une mutation monoallélique de *Bmpr2* (bone morphogenetic protein receptor 2). Elle présente une pénétrance de l'hypertension artérielle pulmonaire (HTAP) héréditaire similaire à celle observée chez l'Homme (~20%) et une diminution de la contractilité des cardiomyocytes [1,2]. Le but de cette étude est d'évaluer si une différence existe entre des rats sains et TG asymptomatiques de l'HTAP par SRM du ^{31}P au repos et à l'effort (injection d'un agoniste aux adrénorecepteurs β cardiaques).

Matériels et Méthodes: Des rats mâles Sprague Dawley âgés de 3 mois ont été anesthésiés et scannés à 9.4T (20/12 Bruker Biospin) avec une antenne de surface de 3,6 cm $^1\text{H}/^{31}\text{P}$: contrôles (CT, frères non mutés) et TG (n=4/groupe). Les spectres ^{31}P localisés sur les ventricules ont été obtenus par « outer volume suppression » : 6 bandes de saturation entourant la région d'intérêt ($10 \times 10 \times 14 \text{mm}^3$) suivies par une impulsion non sélective de 200 μsec , $\alpha=90^\circ$, TR=1.5s, bande passante=8KHz, 4096 points, 64 moyennages synchronisés sur les cycles respiratoires et cardiaques [3]. Chaque spectre est obtenu en 3min12s pendant une durée de 45 minutes, avant et après injection IV (à t=10 minutes) par la veine caudale de dobutamine (10 $\mu\text{g}/\text{kg}$). La phosphocréatine (PCr) et l'ATP β ont été quantifiés (figure 1.a) par AMARES (jMRUI 6.0). Les résultats sont exprimés en moyenne \pm ESM et les groupes sont comparés par des tests non-paramétriques.

Résultats : L'injection de dobutamine entraîne une élévation de 20% de la fréquence cardiaque (FC) dans les deux groupes pour atteindre 290 bpm environ, avant un retour progressif à la valeur basale en 15-20 minutes. Le rapport PCr/ATP β est présenté en Figure 1 (b) et montre des valeurs similaires pour les deux groupes. Il n'a pas été observé de variation de ce rapport significatif immédiatement après injection de dobutamine.

Conclusion : Les rats *Bmpr2* au stade infraclinique de l'HTAP présentent un rapport PCr/ATP cardiaque similaire à celui des animaux sains, et cela pré- et post-injection de dobutamine. Cette étude comparative sera répétée à un stade plus avancé de la maladie, afin d'évaluer si la SRM du ^{31}P peut être un indicateur pronostic non invasif.

Références : [1] Machado RD et al. J Am Coll Cardiol 2009; [2] Hautefort A et al. Circulation 2018; [3] Deschodt-Arsac et al. PLoS One 2016 [4] Naumova AV et al. Am J Physiol Heart Circ Physiol 2003.

Remerciements : Projet financé par la Fédération Française de Cardiologie (FFC).

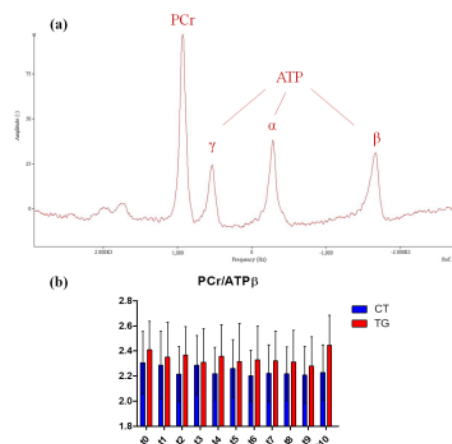


Figure 1 : (a) Spectre ^{31}P cardiaque ; (b) et (c) Ratio PCr/ATP β avant (t0) et post-injection (t1 à t10) de dobutamine

Neurographie par résonance magnétique quantitative chez des patients atteints d'une neuropathie de Charcot-Marie-Tooth avec mutation dans le gène MPZ

Etienne Fortanier¹, Amira Trabelsi², Ludivine Kouton¹, Emilien Delmont¹, Lauriane Pini², Maxime Guye², David Bendahan², Shahram Attarian¹

¹Centre de référence des maladies neuromusculaires et de la SLA, CHU La Timone, (Marseille, France), ²Centre de Résonance Magnétique Biologique et Médicale (CRMBM, Aix-Marseille Université, UMR CNRS 7339, Marseille, France),

Objectifs : L'objectif de cette étude était d'évaluer quantitativement en neurographie par résonance magnétique (NRM) le profil d'atteinte nerveuse chez des patients suivis pour une neuropathie de Charcot-Marie-Tooth (CMT) avec mutation dans le gène de la Myelin Protein Zero (MPZ) et de trouver des corrélations entre les metrics IRM et les paramètres cliniques.

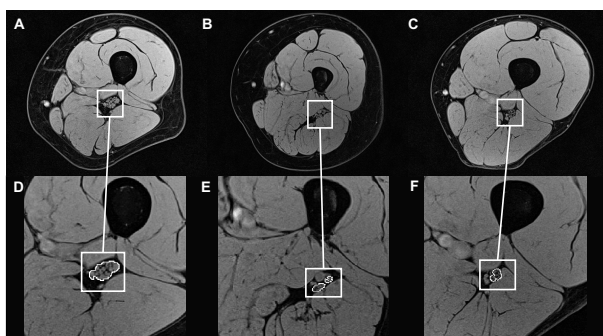


Figure 1 : Neurographie en séquence 3D-GRE d'une coupe de cuisse chez un patient CMT1A (A,D), un patient avec mutation MPZ (B,E) et un témoin sain (C,F)

Matériel et méthodes : Nous avons utilisé la NRM pour extraire après segmentation des régions d'intérêt le volume nerveux tridimensionnel, la densité de protons (DP) et le ratio de transfert de magnétisation (MTR) dans les nerfs sciatique et tibial du membre inférieur non dominant de 10 patients CMT avec mutation MPZ, 10 patients CMT1A et 9 témoins sains. Le protocole IRM et la méthode de segmentation étaient similaires à ceux détaillés dans notre étude précédente sur les patients CMT1A [1]. L'évaluation clinique comportait les scores de sévérité de la maladie (CMTNSv2, CMTES et ONLS), le testing moteur, ainsi qu'un examen électrophysiologique.

Résultats : Les patients avec mutation MPZ présentaient un profil d'atteinte nerveuse très différent de celui des patients CMT1A. Le volume nerveux des patients avec mutation MPZ était réduit par rapport aux patients CMT1A. La DP et le MTR étaient similaires à ceux des sujets sains dans le nerf sciatique, mais étaient significativement réduits dans le nerf tibial. Au niveau clinique, le volume du nerf tibial était inversement corrélé à la force musculaire de la flexion dorsale de la cheville.

Conclusion : Nous avons quantifié pour la première fois in vivo en NRM l'atteinte structurelle et morphologique des nerfs chez les patients CMT avec mutation MPZ et avons rapporté des différences significatives par rapport aux patients CMT1A et aux contrôles sains. Le développement de nouveaux biomarqueurs est une problématique de première importance chez les patients CMT, les différents essais cliniques en cours se heurtant au manque de paramètres cliniques et électrophysiologiques sensibles aux changements thérapeutiques dans ce contexte de maladie lentement évolutive [2].

Références : [1] Fortanier E, Ogier AC, Delmont E, et al. Quantitative assessment of sciatic nerve changes in Charcot-Marie-Tooth type 1A patients using magnetic resonance neurography. *Eur J Neurol.* 2020 Aug;27(8):1382-1389. [2] Rossor AM, Shy ME, Reilly MM. Are we prepared for clinical trials in Charcot-Marie-Tooth disease? *Brain Research.* feb 2020; 1729:146625.

Correction du décalage global induit par la simulation d'artefact de mouvement pour une acquisition IRM anatomique : Un problème non résolu

Ghiles Reguig^{1, 2}, Marc Lapert², Stéphane Lehericy^{1, 3}, Romain Valabregue^{1, 4}.

¹Institut du Cerveau (ICM), Paris, France. ²Siemens Healthineers, Saint Denis, France. ³Sorbonne Université, UPMC, Paris, France. ⁴Institut national de la santé et de la recherche médicale (INSERM), Paris, France.

Objectifs : Lorsqu'on simule un mouvement au cours de l'acquisition, on observe un décalage global de l'image, ce qui rend inutilisables les métriques usuelles de comparaison d'images. Peut-on prédire ce décalage et le corriger ?

Matériel et Méthodes : La simulation applique les mouvements dans le k-space sous forme de décours temporel avant de revenir dans le domaine image (Figure 1). Pour la correction du décalage, nous avons testé 2 solutions.

center_zero : le centre est le nouveau point de référence du mouvement. Le contraste de l'image étant mesuré au centre du k-space [1], il détermine donc la position de l'image finale.

demean : nous normalisons par une moyenne pondérée par la valeur absolue de la transformée inverse de Fourier de l'image en chaque point du k-space [2].

Afin de tester ces stratégies, un mouvement de translation pure sur un axe a été simulé sous forme de gaussienne au centre, avec 2 variances (Figure 2, haut). On calcule ensuite la métrique L1 entre l'image de base et nos simulations en les translatant par pas de un voxel (Figure 2, bas), le minimum de ces courbes correspond à une position identique des 2 images.

Résultats : La Figure 2 permet d'observer qu'aucune des solutions proposées n'est pertinente pour les 2 types de mouvements simulés. Une valeur minimale en 0 signifie qu'aucune translation globale n'est observée. Sur la gauche de la Figure 2, la stratégie *center_zero* décale complètement l'image. Cependant, sur la droite, lorsque le mouvement est plus lent, la stratégie la plus efficace est justement celle du *center_zero*.

Conclusion : En conclusion, ce problème de correction de décalage global semble être non résolu. Il s'agit pourtant d'un point bloquant dans la mise en oeuvre d'algorithmes d'apprentissage profond visant à détecter/quantifier les artefacts car cela fausse les métriques classiques utilisées en imagerie.

Références : [1] Bazin, Pierre-Louis, et al. NeuroImage 222 (2020) : 117227. [2] Shaw, Richard, et al. MIDL. 2019.

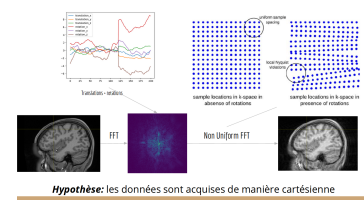


FIGURE 1 — Algorithme de simulation d'artefact de mouvement

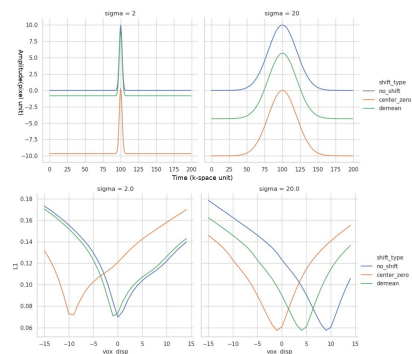


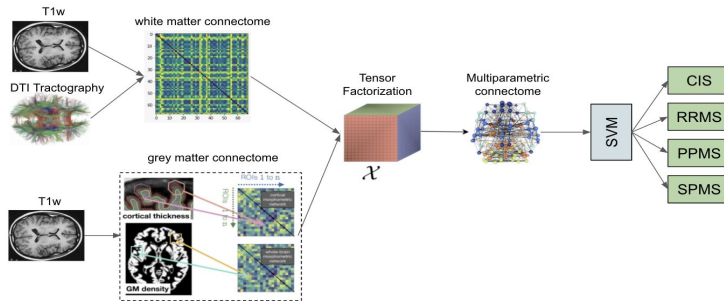
FIGURE 2 — Translations utilisées (haut) et L1 calculée en fonction d'une translation en voxel (bas)

Classification des patients de sclérose en plaques : une étude combinant la connectivité morphologique et structurale

Berardino Barile¹, Aldo Marzullo², Claudio Stamile³, Françoise Durand-Dubief^{1,4},
Dominique Sappey-Marinier^{1,5}

¹CREATIS (UMR 5220 CNRS & U1206 INSERM) Université Claude Bernard Lyon 1, INSA, France, ²Department of Mathematics and Computer Science, University of Calabria, Italy, ³R&D Department CGnal Milan, Italy, ⁴Hôpital Neurologique, Hospices Civils de Lyon, Bron, France, ⁵CERMEP - Imagerie du Vivant, Université de Lyon, Bron, France

Objectifs : La sclérose en plaques (SEP) est une maladie inflammatoire et démyélinisante du système nerveux central qui présente 4 formes d'évolution clinique : les syndromes isolés (CIS), et les phases rémittentes (RR), progressives d'emblée (PP) et secondairement progressives (SP). L'objectif de ce travail est de classer automatiquement les patients selon ces 4 profils à partir des graphes de connectivité morphologique et structurale .



Matériels et Méthodes :

Un modèle de factorisation des tenseurs est proposé pour combiner les informations provenant des deux connectomes. Suite à la parcellisation des régions de substance grise (SG)

pour définir les nœuds du graphe (Atlas Desikan), la connectivité morphologique est obtenue à partir des corrélations entre épaisseurs de SG mesurées sur les images T1 et la connectivité structurale est obtenue à partir des faisceaux de substance blanche mesurés par IRM de tenseur de diffusion (DTI). La combinaison des deux matrices par factorisation permet d'obtenir un connectome complet qui est soumis au modèle d'apprentissage automatique (SVM-rbf) pour classer les patients en 4 profils cliniques. Le modèle est entraîné sur une base de données constituée de 660 acquisitions correspondant à 90 patients SEP.

	F1-score	Accuracy	Precision	Recall
CIS vs RR	89.71 ± 1.02	81.93 ± 2.02	81.35 ± 1.65	98.32 ± 0.51
CIS vs PP	95.8 ± 3.74	93.67 ± 5.95	92.18 ± 6.65	99.74 ± 0.63
CIS vs SP	95.2 ± 1.24	92.19 ± 2.15	91.28 ± 2.82	97.53 ± 0.93
RR vs PP	84.94 ± 4.3	89.72 ± 2.9	94.91 ± 3.87	77.07 ± 5.42
RR vs SP	85.15 ± 4.35	86.74 ± 3.19	91.6 ± 4.74	80.21 ± 7.84
PP vs SP	88.34 ± 3.52	85.33 ± 4.49	85.19 ± 5.47	92.17 ± 5.56

Résultats: Les résultats montrent que la combinaison des deux types d'information permet d'améliorer la classification [1,2] par rapport aux résultats précédents [3]. Pour

chaque comparaison, on observe un score élevé de performance (F1-score > 80%).

Conclusion : La combinaison de différents connectomes constitue une nouvelle approche plus performante pour discriminer les profils cliniques [4] par des modèles d'apprentissage automatique.

Références : [1] Ozturk A., Multiple Sclerosis, 2010. [2] Preziosa P. et al. Hum. Brain Mapp., 2017. [3] Kocevar G. et al. Front. in Neuro., 2016. [4] Savadjiev P. et al., Med Image Anal., 2014.

Estimation de T_1 , T_2 et du tenseur de diffusion en DW-SSFP par EPG

Julien Lamy¹, Mathieu Santin², Paulo Loureiro de Sousa¹

¹ ICube (Université de Strasbourg-CNRS, Strasbourg, France), ² ICM (Paris, France)

Objectifs : Nous souhaitons cartographier en ex-vivo T_1 , T_2 et le tenseur de diffusion D . La séquence DW-SSFP [1] donne des images fortement pondérées en diffusion, à SNR élevé, en gardant un TR court et des gradients faibles. Comme toute séquence SSFP, le signal dépend également de T_1 et T_2 . Nous proposons une méthode d'estimation simultanée de T_1 , de T_2 et de D en DW-SSFP, basée sur le formalisme EPG [2], plus réaliste que modèle analytique [3] qui suppose que $TE=TR$, ce qui est incompatible avec les contraintes matérielles (bande passante ou lecture EPI).

Matériels et Méthodes : Les paramètres à estimer sont déterminés par un problème d'optimisation sous contraintes ($T_2 < T_1$, D matrice définie positive), dans lequel la fonction de coût est la différence entre le signal acquis et le signal obtenu par une simulation EPG [4] prenant en compte l'ensemble des paramètres d'acquisition (angle de bascule α , gradient de diffusion G , TE , bande passante, résolution, TR). Les estimations sont basées sur un algorithme évolutionniste pour une exploration efficace de l'espace des paramètres. Des acquisitions avec $G=0$ et différents α sont tout d'abord utilisées afin d'estimer T_1 et T_2 . À partir de ces estimations, un schéma classique d'acquisitions pondérées en diffusion ($q=300 \text{ cm}^{-1}$, 16/32/64 directions de G) permet alors d'estimer D . Des simulations ont été réalisées pour quantifier l'erreur d'estimation à partir de références de T_1 , T_2 et D (8 régions du cerveau in-vivo à 3 T [5,6]) à différents SNR (5, 15, 20), avec $TE/TR=40/42 \text{ ms}$, bande passante par pixel 1 kHz, résolution 1 mm, $\alpha \in [20^\circ, 60^\circ]$. Des acquisitions sur des objets tests ainsi que sur des échantillons ex-vivo sont en cours, basées sur la séquence développée par le FMRIB [1].



Figure 1 : Distribution de tenseur de diffusion obtenue par notre méthode.

Résultats : Sur les données simulées, l'erreur de l'estimation de T_1 et T_2 est inférieure à 0,1 % sur toutes les régions et tous les SNR si le nombre de valeurs d' α est supérieur ou égal à 3. L'erreur sur les vecteurs propres de D est inférieure à 0.8° pour toutes les régions et tous les nombres de directions de G . L'erreur sur les valeurs propres est de 2,8 % (resp. 1,7 %, 0,3 %) à SNR=5 (resp. 15, 25) avec 16 directions de G et de 1,1 % avec 64 directions de G pour tout SNR.

Conclusion : L'estimation de T_1 , T_2 et D en DW-SSFP par EPG donne, tout du moins sur simulations, des résultats précis. Notre méthode est par ailleurs transposable à d'autres applications où les modèles analytiques sont manquants ou imprécis.

Références : [1] McNab & Miller, *Steady-state diffusion-weighted imaging: theory, acquisition and analysis*, NMR in Biomed 2010. [2] Weigel & al, *Extended phase graphs with anisotropic diffusion*, JMR 2010. [3] Freed & al., *Steady-state free precession experiments and exact treatment of diffusion in a uniform gradient*, J. Chem. Phys. 2001. [4] Lamy & L. de Sousa, *Sycomore: an MRI simulation toolkit*, ISMRM 2020. [5] Stanisz & al., *T_1 , T_2 relaxation and magnetization transfer in tissue at 3T*, MRM 2005. [6] Pierpaoli & al., *Diffusion tensor MR imaging of the human brain*, Radiology 1996.

SPECTROSCOPIE ET IMAGERIE A TRES HAUTE RESOLUTION ET MICRO-ANTENNES RMN IMPLANTABLES

Justine Deborne¹, Noël Pinaud¹, Luisa Ciobanu², Fawzi Boumezbeur², Alan Wong³, Yannick Crémillieux¹

¹Institut des Sciences Moléculaires, Université de Bordeaux, CNRS, Bordeaux, France ; ²CEA Saclay, NeuroSpin, Gif-sur-Yvette, France ; ³CEA Saclay, NIMBE, Gif-sur-Yvette, France.

Objectifs : La faible sensibilité de l'IRM ou de la SRM est une limitation importante lorsqu'il s'agit d'imager ou d'analyser des régions d'intérêt submillimétriques. L'utilisation de micro-antennes RMN¹ est une des réponses possibles à cette limitation en augmentant la sensibilité par unité de volume² et en adaptant la taille de la sonde à la région étudiée³. Les micro-antennes RMN implantables présentées dans cette étude sont précisément conçues pour explorer par SRM et IRM des régions d'intérêt sur des volumes inférieurs au microlitre tout en préservant au mieux l'intégrité des tissus.

Matériels et Méthodes : La micro-antenne décrite dans cette étude a été réalisée à l'aide de fils de cuivre de 150 μm de diamètre formant une boucle elliptique avec des dimensions extérieures de 3 mm de long, de 450 μm de large et de 150 μm d'épaisseur. L'accord et l'adaptation sont déportés à l'extérieur de l'organe. Des simulations RF ont également été réalisées afin de déterminer la distribution du champ RF B_1 et, ainsi, optimiser les paramètres d'acquisition. Les expériences *in vitro* et *in vivo* ont été réalisées sur un aimant préclinique de 7T. Pour les expériences *in vivo*, préalablement à l'insertion des micro-antennes dans le cortex des rats Wistar, des canules ont été positionnées par chirurgie stéréotaxique la veille des acquisitions RMN.

Résultats : Le facteur de qualité en charge de la micro-antenne est supérieur à 100. Le volume sensible de détection, obtenu par les simulations RF et confirmé par les images IRM (Fig.2), est de 250 nL. La figure 3 représente un spectre ¹H *in vivo* du cerveau de rat. Ce spectre a été obtenu en utilisant une séquence PRESS avec 512 moyennages pour une durée d'acquisition de 17 minutes. Les principales résonances des métabolites cérébraux peuvent facilement être identifiés et leurs concentrations, quantifiées. Par rapport à une acquisition avec une antenne RF externe conventionnelle, le gain en sensibilité s'est avéré être de l'ordre de 150.

Conclusion : Les résultats obtenus *in vitro* et *in vivo* illustrent le potentiel de ces micro-antennes en ce qui concerne la sensibilité de détection, la résolution spectrale pour la SRM et leur caractère mini-invasif. Les applications ciblées sont orientées sur les maladies neurodégénératives et l'oncologie.

Références : [1] Webb, JMR, 2013. [2] Houtt and Richards, JMR, 1976. [3] Glöggler, S. et al., Scientific Reports, 2016.

Remerciements : Ce travail est financé par le Labex Trail (Prog INSIGHT) et FLI.

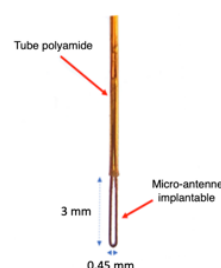


Figure 1 : Micro-antenne implantable

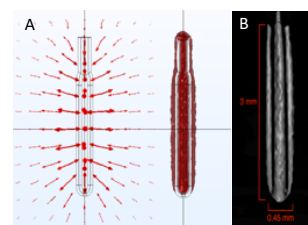


Figure 2 : A) Simulations RF B) Rendu volumique d'une image 3D ZTE

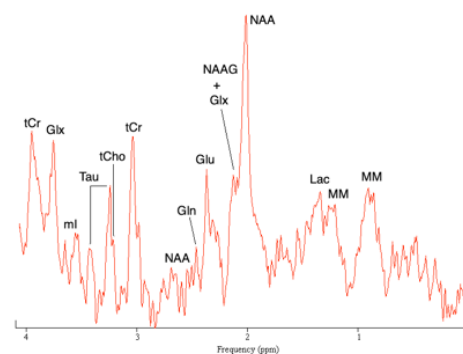


Figure 3 : Spectre ¹H *in vivo* du cerveau de rat obtenu avec la micro-antenne

Quantification du temps de relaxation T_2 en région abdomino-pelvienne, quelle(s) stratégie(s) pour une utilisation clinique ?

Robin Draveny^{1,2}, Khalid Ambarki², Marine Beaumont^{1,3}

¹Université de Lorraine, Inserm, IADI, F-54000 Nancy, France.

²Siemens Healthcare SAS, F-93527 Saint-Denis, France.

³CHRU-Nancy, Inserm, Université de Lorraine, CIC-IT, F-54000 Nancy, France.

Objectifs : L'objectif de cette étude est de comparer différentes méthodes pour faire de la cartographie T_2 , notamment en région abdomino-pelvienne, et de mettre en évidence les meilleurs candidats potentiels pour une utilisation clinique.

Matériels et Méthodes : Les expériences ont été menées avec un fantôme cylindrique, comprenant 12 tubes ($T_2 \approx [35 - 165]ms$ et $T_1 \approx [200 - 1500]ms$ à $20^\circ C$; Eurospin TO5, Diagnostic Sonar, Livingston, UK) sur une IRM 3T (MAGNETOM Prisma, Siemens Healthcare), en utilisant les antennes de réception Abdomen 18 canaux et Rachis 32 canaux. La séquence SE (Spin Echo), acquisitions multiples en faisant varier le TE et fit mono-exponentiel, constitue le *gold standard*. Les méthodes de cartographie T_2 évaluées sont : a) séquence EPI-SE, acquisitions multiples en faisant varier le TE_{eff} et fit mono-exponentiel, b) séquence TSE (Turbo Spin Echo) radiale, avec reconstruction *Tiered Echo-Sharing* [1], et modèle de fit SEPG (*Slice-resolved Extended Phase Graph*) [2], c) séquence MESE (Multi-Echo Spin Echo), sous-échantillonnée par blocs avec une reconstruction *model-based GRAPPATINI* [3]. Les valeurs de T_2 sont mesurées dans des ROIs circulaires sur les différents tubes. On évalue la fidélité et la justesse de la mesure du T_2 pour les différentes techniques par rapport au gold standard, avec les indicateurs décrits en [4]. Plus la valeur s'approche de 1, plus la fidélité de la mesure (respectivement, la justesse) est élevée.

Résultats : Les résultats sont résumés en figure 1.

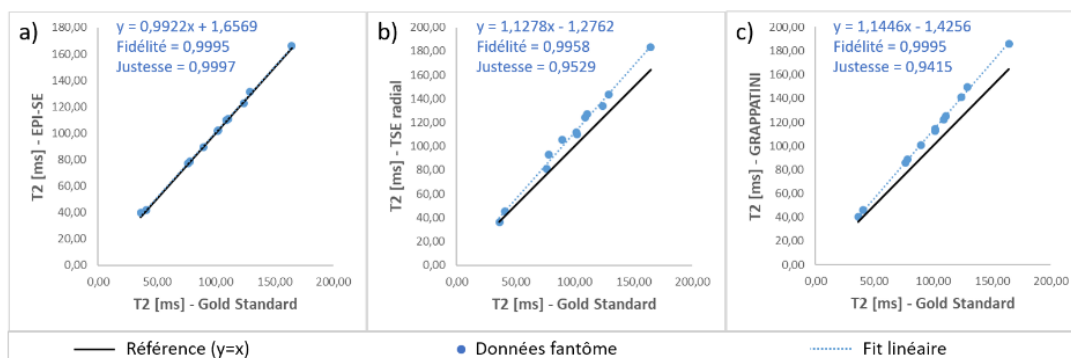


Figure 1 : Fidélité et Justesse de la mesure de T_2 par rapport au Gold Standard pour les différentes techniques : a) EPI-SE ; b) TSE radiale ; c) GRAPPATINI.

Conclusion : Les résultats sur fantôme montrent une meilleure concordance pour la technique EPI-SE (a). En effet, à la différence des 2 autres techniques, le signal n'est pas contaminé par la contribution d'échos stimulés, et elle ne requiert pas l'utilisation d'une méthode de reconstruction avancée introduisant d'éventuelles erreurs de quantification du T_2 . Des études in-vivo avec des mesures de T_2 du foie sont en cours de réalisation afin d'évaluer la sensibilité de chacune des techniques aux mouvements.

Références : [1] M.I. Altbach et al., MRM 2005;54:549-559 [2] C. Huang et al., MRI 2014;32:969-974 [3] T. Hilbert et al., JMRI 2018;48:359-368 [4] L. I-K. Lin, Biometrics 1989;45:255-268

Estimation de l'activité de la créatine kinase par IRM cérébrale dynamique du ^{31}P chez le volontaire sain à 7T

Renata Porciuncula Baptista¹, Franck Mauconduit¹, Alexandre Vignaud¹, Cécile Lerman¹, Fawzi Boumezbear¹

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

Objectifs : Le métabolisme énergétique joue un rôle fondamental dans la fonction cérébrale et ses déficits chroniques ont été associées à de nombreuses maladies neurodégénératives [1]. La spectroscopie RMN du phosphore-31 (^{31}P) in vivo permet d'estimer l'activité des ATPases et de la créatine kinase (CK) par transfert de saturation [2]. Cependant, les longs temps d'acquisition limitent son usage à quelques régions d'intérêt (ROI). Ici, nous proposons et évaluons un protocole d'imagerie 3D pour quantifier les concentrations de γATP et PCr et le flux de la réaction CK dans diverses ROI simultanément.

Matériel et Méthodes : Trois volontaires sains (2M/1F, 26 ± 3 ans) ont été scannés sur un IRM 7T (Siemens, Erlangen, Allemagne) à l'aide d'une antenne volumique $1\text{H}/^{31}\text{P}$ (réseau phasé $8\text{Rx}/8\text{Tx}$ en mode CP) [3]. Quatre images de la PCr et d'ATP ont été acquises à l'aide d'une séquence SPGR sélective en fréquence [4] à laquelle a été adjoint un module de saturation de l'ATP (Figure 1). Les aimantations pour les différents scénarios ont été simulées avec les équations de Bloch-McConnell [5]. A la suite d'une quantification des concentrations de PCr et ATP à l'aide d'une référence externe (PBS à 50 mM) [7], la constante cinétique k_f , associé à la réaction $\text{PCr} + \text{ADP} \xrightleftharpoons[k_r]{k_f} \gamma\text{-ATP} + \text{Cr}$ a été déterminée par la méthode des moindres carrés. Les flux de réaction CK fut obtenu $V_{CK} = [\text{PCr}]k_f$. Afin de compenser au mieux pour les inhomogénéités de champ B_1^+ , les angles de bascules effectifs ont été corrigés sur la base d'une carte de B_1^+ acquise in vitro. Notre analyse fut appliquée à trois ROI corticales [6] (Figure 2).

Résultats : Le tableau 1 résume les résultats obtenus.

Conclusion : Ces résultats préliminaires sont encourageants,

en particulier leur excellente reproductibilité entre volontaires. Toutefois, les valeurs de concentration et k_f trouvées semblent sous-estimées d'environ 30% par rapport à Zhu [2]. Outre une meilleure détermination des erreurs d'angle de bascule et de saturation, notre approche bénéficiera de la modélisation du bruit Ricien et de la prise en compte des inhomogénéités de B_0 .

Références : [1] Zhu et Chen. NeuroImage 2018 [2] Zhu et al. NeuroImage 2012 [3] Avdievich, Applied magnetic resonance, 2011 [4] Coste et al. ISMRM 18 [5] Bottomley et al. MRM. 2002 [6] Rahul et al, NeuroImage, 2006 [7] Soher et al, MRM. 1996

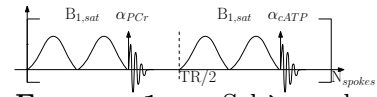


FIGURE 1 – Schéma de la séquence d'acquisition (γATP et PCr). Le module de saturation consiste en deux pulses gaussiens de 40 ms avec une intensité de saturation variable ($\text{FA}=0/15/30/60^\circ$). Paramètres $\text{TE}/\text{TR}=5/250$ ms, $\text{FA}=25^\circ$, $\text{res}=12.5$ mm iso et $\text{TA}=15$ min.

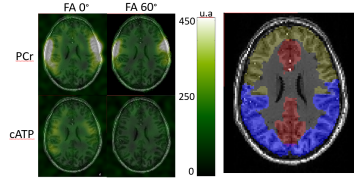


FIGURE 2 – à droite, coupe coronale de la fusion des images PCr et cATP avec leur référence anatomique (MPRAGE 2 mm iso) pour le volontaire#1, à gauche, ROI corticales correspondantes définies via l'Atlas Oxford-Harvard.

TABLE 1 – Résultats dans nos trois ROIs ($n=3$, moyenne \pm SD)

ROI	PCr [mM]	γATP [mM]	K_f [s^{-1}]	V_{CK} [$\mu\text{mol}/\text{g}/\text{min}$]
Bleu	$2,74 \pm 0,08$	$2,23 \pm 0,05$	$0,18 \pm 0,01$	$31,6 \pm 1,3$
Rouge	$2,52 \pm 0,17$	$2,28 \pm 0,06$	$0,19 \pm 0,02$	$30,3 \pm 4,2$
Jaune	$2,70 \pm 0,09$	$2,09 \pm 0,02$	$0,19 \pm 0,01$	$31,7 \pm 1,3$

Angiographie pulmonaire chez la souris : comparaison de séquences UTE et radiale

Colleen Cardiet¹, Aurélien J Trotier¹, Émeline J Ribot¹, Sylvain Miraux¹

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

Objectifs : L'Angiographie pulmonaire par IRM (ARM) chez la souris se heurte à de nombreux verrous : haute résolution spatiale requise, effets de susceptibilité liés à la présence de l'air dans les poumons, présence de graisse sous-cutanée ou au niveau de l'abdomen et nécessité d'avoir un temps d'acquisition le plus court possible. Grâce à deux séquences 3D, à l'injection de nanoparticules de fer ainsi qu'à différentes stratégies d'optimisation du contraste et du temps d'acquisition, cette étude a permis d'obtenir des angiogrammes de haute résolution du système pulmonaire murin.

Matériels et Méthodes : Deux séquences UTE 3D et Radiale 3D avec signal d'autosynchronisation (self-gating, SG) ont été appliquées sur des poumons de souris (résolution spatiale = 176x176x176 μm^3). Les TE des séquences ont respectivement été fixés à 0,081 ms et 1,2 ms (TR=ms), entraînant des durées de 35min et 17min, respectivement pour une même quantité de données acquises. Un module de suppression de graisse a été également ajouté. Les paramètres de ce module (forme de l'impulsion et fréquence d'application du module) ont été optimisés pour les deux séquences afin de supprimer efficacement le signal des lipides sans impact trop important sur le temps d'acquisition. Enfin, les données acquises pendant la phase stable de la respiration ont permis de reconstruire un angiogramme pulmonaire statique 3D de souris saines.

Résultats : Avec les 2 séquences IRM, l'application du module de saturation de graisse tous les 5 TR a permis d'atténuer le signal des tissus adipeux (d'environ 40%) sans rallonger considérablement le temps d'acquisition. Ensuite, grâce à la somme des images acquises pendant la phase stable de la respiration, un angiogramme pulmonaire de haute qualité a été obtenu : le CNR sang/parenchyme s'élevait à $23,2 \pm 1,5$ en UTE (TA=35') et $15,9 \pm 2,9$ en radial (TA=17').

Conclusion : La séquence UTE offre en 35min, un fort contraste-sur-bruit entre les vaisseaux et le parenchyme pulmonaire, rendant la visualisation des bronches possible (flèches bleues). L'encodage radial permet quant à lui de réduire le temps d'acquisition à 17min et révèle des vaisseaux de petits diamètres (flèche verte).

Remerciements : TRAIL ANR-10-LABX-57, projet NewFisp.

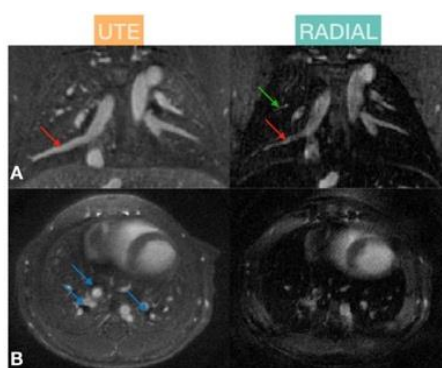


Figure 1 : Angiographies pulmonaires de haute résolution avec saturation de graisse accélérée, en UTE et Radiale.

CONVERSION ELECTRO-OPTIQUE DU SIGNAL RMN PAR MODULATION DE L'ETAT DE POLARISATION DE LA LUMIERE : PREMIERS RESULTATS A 7T

Paul Nobre¹, Gwenaël 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 : L'objectif de ces travaux est de réaliser au plus proche de la bobine radiofréquence une conversion optique suivie d'une transmission par fibre optique avant de réaliser le traitement numérique et la reconstruction de l'image. La réalisation de ces étapes sans dégradation significative du rapport signal sur bruit (RSB) permettrait de s'affranchir des échauffements locaux [1] dans le cas de capteurs IRM endoluminaux [2] ou d'éviter les câbles rigides et imposants des capteurs en réseaux.

Matériels et Méthodes : Un fantôme chargé et dopé avec une solution de NaCl 5g/l, NiSo4 1.25g/l et une bobine volumique quadrature E/R (RapidBiomed, Allemagne) de 23mm de diamètre interne ont été utilisés dans un IRM 7T préclinique (Bruker, Allemagne) connectée à un coupleur hybride séparant le signal émis du signal reçu. La chaîne optique avec les éléments de conversion du signal RF est composée d'un modulateur LN82S-FC (Thorlabs, Allemagne) qui module la puissance optique du laser, d'un système EoSense (Kapteos, France) comprenant la source laser fibrée jusqu'au cristal du modulateur, ainsi que la photodiode qui effectue la conversion optoélectronique du signal. Ce dernier est appliqué à l'entrée du préamplificateur de l'IRM. Les signaux RMN sont mesurés à différents endroits de la chaîne par un analyseur de spectre (Agilent, USA). Le RSB des images acquises avec une liaison galvanique classique est comparé à celui acquis avec la chaîne optique.

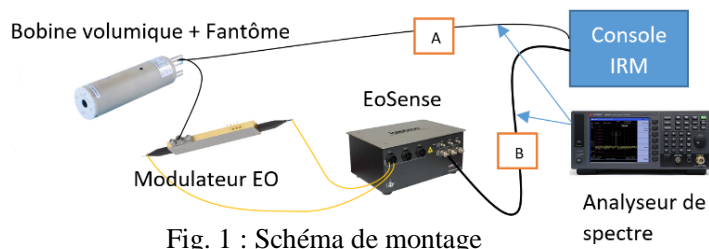


Fig. 1 : Schéma de montage

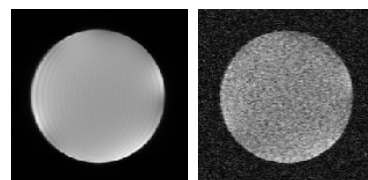


Fig.2 : Transmission galvanique (à gauche) et optique. Diamètre 15mm.

Résultats : Les images obtenues avec les deux types de transmissions sont illustrées sur la Fig. 2. On observe une nette dégradation du RSB d'un facteur 30. Néanmoins les signaux mesurés par l'analyseur de spectre ne montrent pas de telles dégradations.

Conclusion: Le principe de la conversion et transmission optique est validé. Le RSB est toutefois fortement dégradé. Plusieurs pistes existent pour améliorer la qualité du signal ; nous étudions l'impact d'un filtre passe-bande en sortie de l'amplificateur de la photodiode qui a une bande passante large (1GHz). L'ajout d'un amplificateur en amont du modulateur EO pourrait également être bénéfique.

Références : [1] V. Detti, et al. MRR, 66, p. 448-455, 2011, [2] H. Dorez et al. (2016), Endoluminal high-resolution MR imaging, Magn. Reson. Mater. Phys. Biol. Med., 29(4), p. 657-669.

Remerciements : Ce projet est financé par la 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)

Acquisition accélérée de cartographies 3D T2* par Compressed Sensing

Angélique Rivot¹, Aurélien J Trotier¹, Sylvain Miraux¹, Emeline J Ribot¹

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

Objectifs : Développer une séquence 3D Multi Echo de Gradient combinée au *Compressed Sensing* (MGE-CS) à 7 T pour raccourcir le temps d'acquisition, puis évaluer la précision des mesures de T2* chez des souris.

Matériels et Méthodes : L'encodage cartésien d'une séquence MGE 3D conventionnelle a été modifié pour incorporer un sous-échantillonnage dans le plan ky-kz, compatible avec la reconstruction CS. Les cartographies T2* à partir de données de références, entièrement échantillonnées, ont été comparés à des données CS selon divers facteurs d'accélération (AF). Ces données ont été acquises *in vivo* sur des cerveaux de souris, avec un système 7 T Bruker (Ettlingen, Allemagne), dont les paramètres d'acquisitions sont les suivants : TE / Δ TE / TR = 1.68 / 3 / 52 ms ; 16 échos par TR ; Matrice = 128x128x96 ; Champ de vue = 17.5x17.5x13.2 mm ; Impulsion radiofréquence Shinnar-Leroux de 1 ms et d'un angle de 15°. Le processus de reconstruction CS et de régularisation ont été effectués à l'aide de la boîte à outils BART (Berkeley Advanced Reconstruction Toolbox).

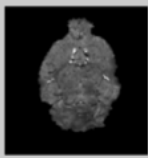
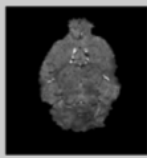
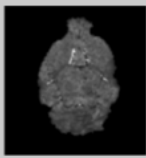
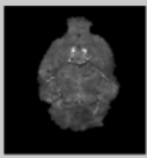
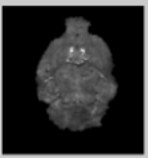
T2* (ms)	Référence	AF x2,3	AF x4	AF x6	AF x9
Cartographies T2*					
Cortex	41,5 ± 7	41,7 ± 7,2	39,6 ± 6,3	38,7 ± 5,5	34,9 ± 5,4
Thalamus	37,5 ± 3,6	37,1 ± 5,8	37,7 ± 4,8	36,8 ± 4,2	37,9 ± 3,5

Tableau 1 : Cartographies T2* (en vue coronale) de cerveaux de souris suivant différents facteurs d'accélération (AF) et les valeurs T2* mesurées dans le cortex et le thalamus. Les temps d'acquisition des images étaient 11min, 5min, 3min, 2 min, 1min respectivement.

Résultats : L'intégration de l'encodage CS à la séquence MGE, a permis de réduire la durée d'acquisition à 1min en utilisant une AF de 9. Les valeurs T2* mesurées dans le thalamus cérébral ne varient pas de manière significative entre les images acquises avec l'ensemble des données complètes et tous les AF testés. Dans le cortex cérébral, une AF de 2 maintient un T2* similaire aux données de référence.

Conclusion : Cette étude montre que la nouvelle séquence MGE-CS offre la possibilité de réduire le temps d'acquisition sans perdre de précision significative sur les valeurs T2*, lors de l'utilisation d'une AF de 2, comme déjà démontré sur l'homme en 2D [1]. Cette séquence pourrait donc être d'un grand intérêt pour suivre toutes pathologies ou lésions cérébrales influençant le T2* [2].

Références : [1] Sharma S.D., Fong C.L., Tzung B.S., Clinical image quality assessment of accelerated magnetic resonance neuroimaging using compressed sensing, *Invest Radiol* 2013; 48: 638–45 ; [2] Chavhan, G.B., Babyn, P.S., Thomas, B., Principles, Techniques, and Applications of T2*-based MR Imaging and Its Special Applications. *Radiographics* 29, 2009 1433–1449.

DETOURAGE AUTOMATIQUE DE LA LANGUE SUR LES IMAGES ACQUISES PAR IRM EN TEMPS REEL

Karyna Isaieva¹, Yves Laprie², Justine Leclère^{1,3}, Jacques Felblinger^{1,4}, Pierre-André Vuissoz¹

¹Université de Lorraine, INSERM, IADI, Nancy, France, ²Université de Lorraine, CNRS, Inria, LORIA, Nancy, France ³Hopital Universitaire de Reims, Département de Médecine Bucco-Dentaire, Reims, France ⁴CHRU de Nancy, INSERM, CIC-IT, Nancy, France

Objectifs : Récemment, nous avons acquis une base de données d'images IRM en temps réel du conduit vocal de sujets francophones lisant des phrases à haute voix. Elle servira à la création de modèles articulatoires, de simulations acoustiques et d'études sur la déglutition. Il n'est en général pas possible d'utiliser les images brutes pour la majorité de ces applications. L'objectif de ce travail est donc de développer un algorithme permettant le détournage robuste de la langue.

Matériels et Méthodes : Les images sont acquises en utilisant la séquence FLASH avec un schéma d'encodage radial sous-échantillonné (9 rayons radiaux) et sont reconstruites avec l'algorithme d'inversion non-linéaire [1]. Environ 15 minutes de parole sont enregistrées en simultané par IRM et par un microphone IRM-compatible (FOMRI III) pour les 10 volontaires. Un réseau neuronal de convolution (U-Net) a été choisi comme un outil de détournage automatique. Les images pour l'apprentissage sont sélectionnées automatiquement et détournées manuellement avec un protocole strict. Les données sont divisées en 3 lots : d'entraînement (7 sujets), de validation (1 sujet) et de test (2 sujets). Les rotations et le redimensionnement sont appliquées pour générer des données supplémentaires. L'algorithme de post-traitement est basé sur celui de Dijkstra afin d'extraire les contours depuis la carte de probabilité prédite. Les résultats de la prédiction sont évalués à l'aide de la moyenne du carré des distances.

Résultats : La moyenne de la moyenne du carré des distances pour la prédiction sur le lot de test était de 1.00 mm, le meilleur résultat de 0.54 mm, le plus mauvais de 2.42 mm. Les problèmes de prédiction ont lieu dans le cas où les articulateurs s'approchent trop ou en présence d'artefacts de mouvement résiduels.

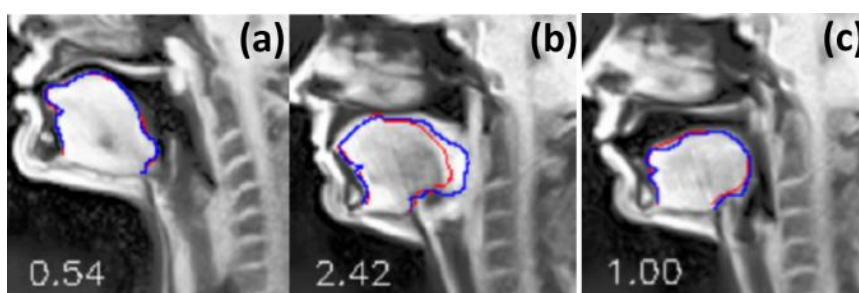


Figure 1. Exemples du détournage automatique (rouge) en comparaison avec le détournage manuel (bleu) (a) le meilleure (b) le moins bon et (c) un typique.

Conclusion : Les résultats de la prédiction des contours de la langue sont très encourageants, mais nécessitent d'être améliorés. Un changement de l'architecture du réseau de neurones ou une application de régularisation temporelle seront nécessaires pour détourner la langue en cours de déglutition.

Références : [1] Uecker, M. et al. Real-time MRI at a resolution of 20 ms. *NMR Biomed.* 23, 986–994 (2010).

Remerciements : Projet ArtSpeech (ANR), CPER "IT2MP", "LCHN" et FEDER.

Atlas statistique de la vascularisation cérébrale chez le singe marmouset

Germain Arribarat¹, Muriel Mescam¹, Caroline Fonta¹, Franck Desmoulin^{2,3}

¹CerCo, UMR 5549 CNRS. Université Paul Sabatier, Toulouse

²ToNIC, Toulouse NeuroImaging Center, Université de Toulouse, Inserm, UPS, ³CREFRE, Toulouse.

Objectifs : Le marmouset commun (*callithrix jacchus*) est un modèle de primate non humain (PNH) suscitant un vif intérêt pour la recherche préclinique [1][2][4]. Son grand potentiel en génie génétique et sa proximité phylogénétique avec l'homme, rend ce modèle animal idéal pour combler le vide translationnel porté par les modèles de rongeurs [3]. Le but de ce travail était de générer un atlas cérébrovasculaire statistique en utilisant un ensemble de données couvrant la variabilité interindividuelle et offrant des informations précieuses sur la morphologie, géométrie et densité vasculaire, chez le PNH, *in-vivo*.

Matériels : Les acquisitions d'images ont été réalisées à partir de 20 marmousets adultes, sur une IRM 7T (Bruker Biospec), avec deux séquences anatomiques : T2 (TR/TE/flip/NSA :17000/35/90/4) et T1-TOF (11/3/80/4), avec une résolution spatiale identique : 0,2³mm, et une durée respective de 20 min et 25 min.

Méthodes : L'ensemble des pré-traitements est résumé dans la figure 1.

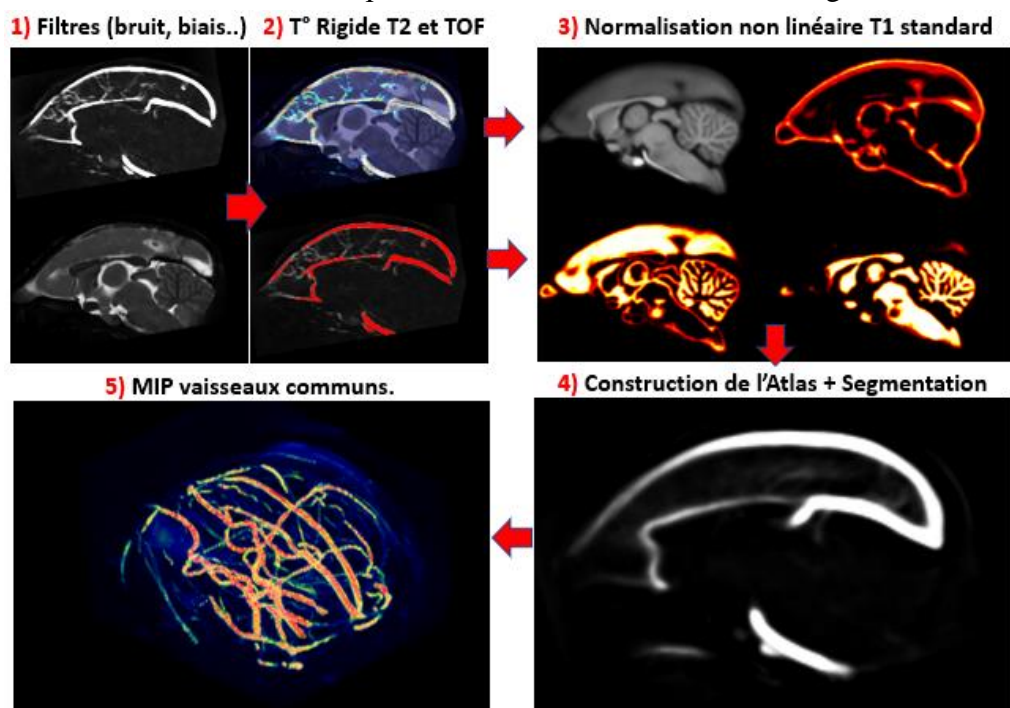


Figure 1 - Pré-traitement et Construction Atlas

Résultats : L'ensemble du prétraitement a permis la génération d'un atlas statistique ainsi que des mesures de diamètres et volumes vasculaires.

Conclusion : Pour la première fois chez le PNH, ce travail offre l'utilisation d'un modèle cérébrovasculaire anatomique standard (BSI-NI Marmoset MRI standard brain [4]), s'inscrivant dans les analyses statistiques voxels à voxels communes à l'imagerie cérébrale moderne. Cet atlas apporte une connaissance détaillée, des morphologies et distributions anatomiques des vaisseaux d'intérêts, dans la recherche des multiples maladies cérébrovasculaires et neurodégénératives.

Références : [1] Hashikawa et al., 2015 [2] Homman-Ludiye et Bourne, 2017 [3] Mitchell et Léopold, 2015 [4] Liu et al., 2019. <http://marmoset.braincircuits.org/>

Remerciements : HANUMAN : Projet ANR 18-CE45-0014-01

POINT SUR L'INSTALLATION DE L'IRM 11.7T

CORPS ENTIER DU PROJET ISEULT

Cécile Rabrait-Lerman¹, Lionel Quettier², Pierre Védrine², Guy Aubert²,
Denis Le Bihan¹, Nicolas Boulant¹

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

²DACM – Irfu, CEA Saclay / Université Paris Saclay, Gif-sur-Yvette, France

Objectifs : La compréhension du cerveau humain est l'un des grands enjeux scientifiques actuels, aussi bien pour les neurosciences cognitives que pour la recherche médicale. L'IRM aux champs magnétiques extrêmes est un outil très prometteur pour étudier l'anatomie fonctionnelle du cerveau humain in vivo à très haute résolution spatiale ou temporelle [1]. Le projet Iseult / INUMAC a été initié au début des années 2000 par un consortium public-privé franco-allemand auquel appartiennent le CEA et Siemens Healthineers. Un des objectifs de ce projet est de concevoir un aimant corps-entier produisant un champ magnétique de 11.7T suffisamment stable et homogène pour acquérir des images IRM du cerveau humain, un record mondial toujours d'actualité.

Matériels et Méthodes : L'aimant du projet Iseult est unique, de par ses dimensions et son poids, mais surtout en raison des nombreux défis technologiques surmontés lors de sa conception [2]. Sa bobine principale utilise une technique de bobinage innovante et il comporte deux bobines de blindage actif qui restreignent l'extension de son champ de fuite. De plus, cet aimant fonctionne à 1.8K (refroidissement à l'hélium superfluide) ce qui lui apporte une stabilité en température exceptionnelle. Enfin, l'aimant Iseult est connecté en permanence à son alimentation électrique, qui délivre près de 1500A avec une très grande stabilité. Les équipements d'imagerie, de série MAGNETOM 11.7T MRI, sont fournis par Siemens Healthineers (Erlangen, Germany). Les spécifications de la bobine de gradient sont 80 mT/m et 200 T/m/s. Les chaînes radiofréquences offrent des puissances de 8 x 2 kW (¹H) et 8 kW (MNO).

Résultats : En juillet 2019, l'aimant du projet Iseult a été le premier aimant d'IRM à atteindre un champ de 11.7T avec un tunnel de 90 cm de diamètre (record mondial d'énergie magnétique stockée dans un aimant d'IRM). Son homogénéité spatiale et sa stabilité temporelle sont en cours de réglage mais sont déjà très proches des spécifications initiales. La bobine de gradient a été insérée dans le tunnel de l'aimant et l'intégration des équipements d'imagerie s'est terminée à l'automne 2020.



Figure 1 : aimant 11.7T lors de sa première montée au champ nominal, après insertion de la bobine de gradient et après intégration des équipements d'imagerie (de gauche à droite)

Conclusion : La mise en service de l'IRM 11.7T se poursuit avec les tests d'interaction aimant – gradients, à bas champs magnétiques dans un premier temps.

Références : [1] Le Bihan D. & Schild T., Human Brain MRI at 500MHz, scientific perspectives and technological challenges, Supercond. Sci. Techno. 2017;30:1-19.
[2] Quettier L. et al. Commissioning completion of the Iseult Whole Body 11.7T MRI System, IEEE Transactions on Applied Superconductivity 2020;30(4):1-4.

Remerciements : La conception de l'IRM 11.7T est cofinancée par le CEA et Bpifrance. Le CEA remercie F. Köber, M. Schröder, Dr P. Dietz, Dr K. Wicklow, Dr. Gonzalez Insua, W. Ruth et L. Renou de Siemens Healthineers.

BASE DE DONNEES D'IMAGERIE AUGMENTEE POUR LE SUIVI DES AVC TRAITES PAR VOIE ENDOVASCULAIRE : PROJET ETIS IMAGE

Bailiang CHEN¹, Marc FAUVEL¹, Gabriela HOSSU^{1,2}, Agnes BASILE¹, Bertrand LAPERGUE³, Marine BEAUMONT^{1,2}

¹CHRU-Nancy, Inserm, Université de Lorraine, CIC-IT, F-54000 Nancy, France. ²Université de Lorraine, Inserm, IADI, F-54000 Nancy, France ³Hôpital FOCH, Paris, France

Objectifs : L'IRM est l'examen d'imagerie de première intention pour évaluer les patients victimes d'accidents vasculaires cérébraux (AVC) et décider de leur prise en charge. Pour tenter d'établir le pronostic à plus long terme, il est également nécessaire de recueillir les données angiographiques pendant l'intervention, l'imagerie de suivi à 24h, et les scores cliniques tels que le mRS et le NISSH [1], c'est l'ambition du registre ETIS « *Endovascular Treatment in Ischemic Stroke follow-up Evaluation* ».

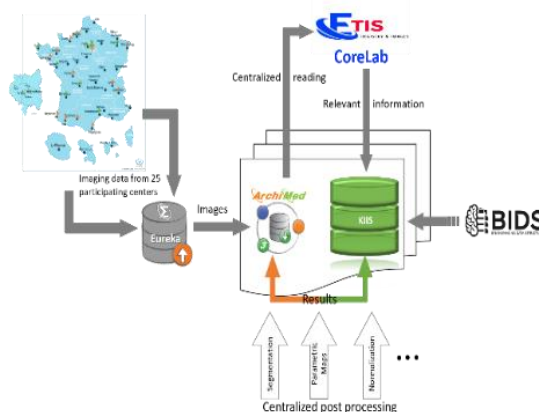


Figure 1 : Représentation des flux de données

La gestion et le stockage de ces informations hétérogènes est complexe, en particulier pour les études multicentriques. Dans le cadre du projet ETIS image, nous souhaitons mettre en place une architecture de base de données permettant de colliger ces différents types de données. L'objectif final est de fournir des jeux de données de haute qualité pour le développement et l'évaluation d'outils pronostic, en particulier ceux utilisant l'Intelligence Artificielle.

Matériels et Méthodes : Le flux de travail est décrit sur la Fig. 1. Au cours de la période de collecte des données, toutes les données d'imagerie (IRM, CT, Angio) sont envoyées au CIC-IT de Nancy via l'application Eureka et stockée dans ArchiMed [2]. Un personnel dédié (MERM) contrôle l'intégrité des données et attribue un score de qualité à chaque série. Ces informations sont stockées dans KIIS (C(K)ode Igniter Information System). Les bases ArchiMed et KIIS sont liées et leur association constitue une base de données d'imagerie augmentée. Cette base se verra complétée par les résultats des lectures centralisées ou les post-traitements des données images. La structuration et la dénomination des métadonnées suivent la norme BIDS [3] afin de répondre aux dernières normes internationales.

Résultats : Le recueil a débuté début 2020. Notre base de données ETIS image abrite actuellement les données de 10 des 25 centres participants soit : 606 patients, 695 examens IRM, 442 examens scanners, et 542 données d'angiographie.

Conclusion : Notre solution a montré son potentiel dans la gestion des données massives d'imagerie multimodales multicentriques pour les patients victimes d'un AVC et peut être étendu à d'autres grandes études cliniques.

Références : [1] Goyal et al. Lancet. 2016; 387(10029):1723-1731. [2] Front. ICT 2016 : 3(31). doi: 10.3389/fict.2016.00031 [3] Sci. Data 2016, 3 (160044)

Remerciements : Hôpital FOCH, promoteur de l'étude ETIS, NCT03776877.

Localisation de sources informée par l'IRMf à haute résolution spatio-temporelle par couplage IRMf-EEG

Gaëlle Nicolas^{1,2}, Emmanuelle Kristensen¹, Nathalie Guyader¹, Louise Kauffmann³
Michel Dojat², Anne Guerin-Dugué¹,

¹ Univ. Grenoble Alpes, CNRS, GIPSA-Lab, 38000 Grenoble, France

² Univ. Grenoble Alpes, INSERM, U1216 GIN, 38000 Grenoble, France

³ Univ. Grenoble Alpes, CNRS, LPNC, 38000 Grenoble, France

Objectif : Proposer une méthodologie de localisation de sources EEG à haute résolution conjointe en espace et en temps. Elle repose sur l'utilisation conjointe d'informations « localizers » obtenues à la fois en IRMf et EEG, génériques et pouvant être partagées avec la communauté scientifique, au service de la localisation de sources EEG d'expérimentations spécifiques d'intérêt.

Matériel et Méthodes : En EEG, la localisation de sources est un problème inverse mal posé qui nécessite, pour le résoudre, des contraintes spatiales additionnelles. Une méthode de référence « FACE » [1] utilise des informations obtenues par IRMf pour contraindre la matrice de covariance spatiale des sources. Ces informations sont obtenues à l'aide de paradigmes « localizers » qui permettent de situer des aires corticales spécifiques, comme les aires visuelles primaires. La méthode « S4 » [2] quant à elle, requiert un enregistrement EEG supplémentaire. Nous proposons alors d'enregistrer les signaux EEG des « Localizers » afin de bénéficier des contrastes temporels des signatures EEG en complément des contrastes spatiaux des activités IRMf. L'intégration spatio-temporelle (IRMf/EEG) de ces deux contrastes, associée à un critère de parcimonie, fournira pour chaque « localizer », une description fine des sources actives, à la fois en espace et en temps par filtrage spatial des signaux EEG, à appliquer ensuite dans l'expérience EEG d'intérêt.

Résultats : Il est possible de rendre compte de l'activité cérébrale localisée, par exemple dans V1 (Fig1) et cela avec une seule source EEG, donc un seul filtrage spatial (Fig2) grâce au critère de parcimonie. Pour ce participant, la source active après seuillage est localisée principalement dans l'aire visuelle V1 localisée en IRMf.

Conclusion : Les résultats préliminaires obtenus avec la méthode « S4 » sont très encourageants, avec l'utilisation des « localizers » en EEG, pour une localisation de sources informée par l'IRMf à haute résolution conjointe en espace et en temps. En effet la résolution du problème inverse est ici effectuée dans un contexte très favorable, sur les observations EEG des « localizers » qui sont conçus pour optimiser l'activité cérébrale avec de très bonnes propriétés de localisation spatiale. Nous appliquerons cette méthode pour l'étude de la saccade oculaire chez l'homme (programmation et perception intra-saccadique) à l'aide des différents filtrages spatiaux pour analyser l'activité corticale du contrôle saccadique dans des aires telles que V1, V2, MT-V5, FEF, FFA ou LOC.

Références: [1] Cottureau, B.R., Ales, J.M., and Norcia, A.M. (2012). *Human brain mapping* 33(11), 2694. [2] Samadi, S., Soltanian-Zadeh, H., & Jutten, C. (2016). *Brain Topography*, 29(5): 661-678.

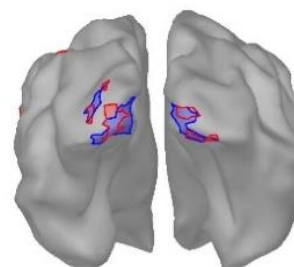


Fig1. Superposition des activations issues de l'EEG par la méthode « S4 » (rouge) et celles de localisation de V1 par IRMf (bleu).

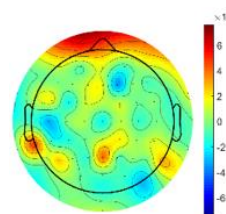


Fig2 : Carte topographique EEG du filtrage spatial correspondant à Fig1.

Artéfacts B_0 causés par les antennes supraconductrices pour l'IRM haute-résolution

Aimé Labbé¹, Rose-Marie Dubuisson¹, Jean-Christophe Ginefri¹,
Cornelis van des Beek², Luc Darrasse¹, Marie Poirier-Quinot¹

¹Université Paris-Saclay, Laboratoire BioMaps, Orsay, France. ²Université Paris-Saclay, C2N, Palaiseau, France.

Objectifs : Les antennes en supraconducteur à haute température critique (SHTc) peuvent accroître grandement la sensibilité de l'expérience d'IRM, avec des gains en rapport signal-sur-bruit (RSB) allant jusqu'à seize [1]. Néanmoins, leur propension à déformer le champ magnétique dans leur entourage, conséquence du diamagnétisme supraconducteur, peut dans certaines circonstances mener à une sévère dégradation des images. Dans ce travail, nous présentons la première observation d'artéfacts B_0 causés par une antenne SHTc et nous étudions comment s'en affranchir.

Matériel et Méthodes : Nous avons obtenu des images IRM 3D d'un fantôme d'eau avec une antenne volumique dans le voisinage d'un SHTc. Ces images ont été acquises pour différentes conditions de refroidissement de l'antenne SHTc – refroidissement à champ nul et sous-champ au sein d'un aimant d'IRM à 1.5 T – et pour différentes températures de fonctionnement de cette dernière.

Résultats : Après refroidissement à **champ nul**, nous avons observé des artéfacts B_0 dans les images IRM (Fig. 1.a). Ces artéfacts sont exacerbés à basse température. Les images acquises après refroidissement **sous-champ** n'ont pas présenté ces altérations (Fig. 1.b). Nous présentons également un modèle phénoménologique des perturbations magnétiques induites par l'antenne SHTc. Ce modèle reproduit, en bon accord avec l'expérience, les distorsions de phase observées dans les images IRM et permet d'extraire la densité de courant critique de l'antenne SHTc, un paramètre technologique important des supraconducteurs.

Conclusion : Refroidir sous-champ l'antenne SHTc permet d'éliminer les artéfacts B_0 . Ce travail étudie et résout un important enjeu de l'intégration des antennes SHTc en IRM. Il fournit également une meilleure compréhension des conditions expérimentales requises pour obtenir de meilleures images avec cette technologie.

Références : [1] Poirier-Quinot, M. *et al.* (2008).

Remerciements : plateforme IRM 1.5 T du CEA/SHFJ, affiliée au réseau France Life Imaging et l'ANR (ANR-11-INBS-0006).

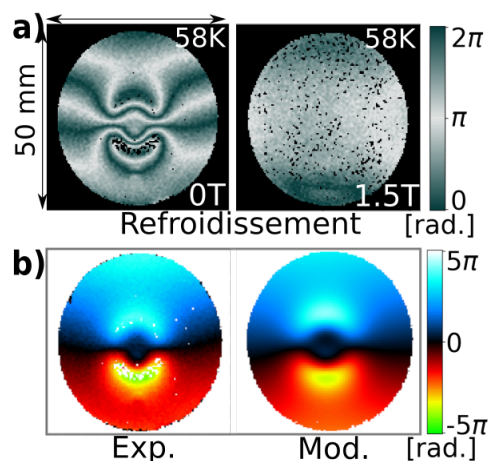


FIGURE 1 – a) Images de phase après refroidissement à champ nul (0 T) et sous-champ (1.5 T). b) Comparaison entre une image de phase expérimentale et modélisée.

Fonction de perte basée sur les contours pour la segmentation par apprentissage profond d'IRM de vessie

Marc-Adrien Hostin^{1,2}, Augustin C. Ogier², Marc-Emmanuel Bellemare²

¹Aix Marseille Univ, CNRS, CRMBM, UMR 7339, Marseille, France. ²Aix Marseille Univ, Université de Toulon, CNRS, LIS, Marseille, France.

Objectifs : L'IRM dynamique est un outil de choix pour l'étude des troubles de la statique pelvienne, cependant la segmentation de ces images est un problème majeur. Nous proposons une méthode de segmentation à l'aide d'un réseau neuronal profond qui emploie une fonction de perte adaptée à la détection des contours des organes.

Matériels et Méthodes : La fonction de perte communément utilisée pour la segmentation est basée sur le score de DSC, mesurant l'erreur de chevauchement entre la prédiction et la référence. Mais cette mesure n'assure pas une précision suffisamment robuste des contours, essentielle à l'estimation des déformations que subissent les organes lors de *prolapsus* pelviens. Afin de corriger les contours, notre méthode emploie une fonction de perte supplémentaire basée sur l'ASD, un indice significatif de la distance moyenne entre les contours de segmentation [1]. Les segmentations ont été réalisées avec le réseau U-Net [2].

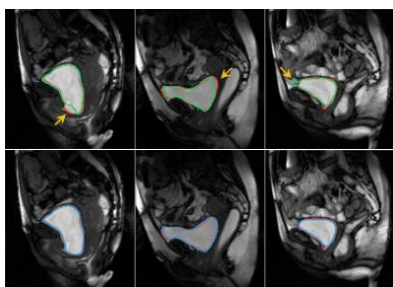


Figure 1 : Segmentations avec en rouge les contours des vérité terrains, en vert les résultats de (A), en bleu ceux de (B).

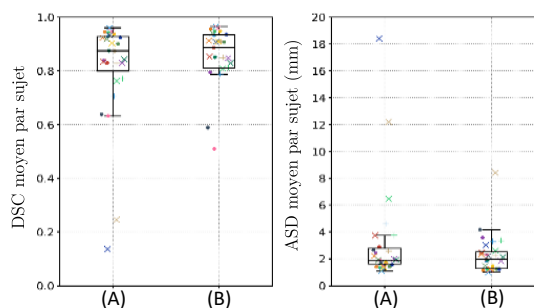


Figure 2 : Scores de DSC et ASD des méthodes (A) et (B).

Résultats : La méthode a été évaluée sur les acquisitions T₁ pondérée de 27 patients. La Fig. 1 illustre l'amélioration de la détection des contours de la vessie entre les résultats d'une fonction de perte basée sur le DSC (A) et notre fonction de perte (B). L'analyse quantitative de la Fig. 2 a aussi révélée une amélioration avec un DSC légèrement plus élevé pour (B) ainsi qu'un ASD plus faible. L'écart type inter sujet a diminué de 18% pour le DSC et 23% pour l'ASD, ce qui montre la robustesse de notre méthode.

Conclusion : La création d'une nouvelle fonction de perte prenant en compte les erreurs de chevauchements et la distance entre les contours de segmentations a été mise en œuvre. Cette fonction de perte permet d'améliorer la qualité des segmentations et surtout la robustesse des résultats des méthodes par apprentissage profond. Ces résultats restent à tester sur de nouvelles architectures et de nouvelles bases de données.

Références : [1] Karimi D. et al., Reducing the hausdorff distance in medical image segmentation with convolutional neural networks, IEEE 2019;39;2;499–513 [2] Ronneberger O. et al., U-net: Convolutional networks for biomedical image segmentation, MICCAI 2015;234–241

Nouvelle méthode de caractérisation des propriétés électriques non-linéaires d'antennes supraconductrices par l'IRM

Aimé Labbé¹, Isabelle Saniour¹, Rose-Marie Dubuisson¹,
Jean-Christophe Ginefri¹, Luc Darrasse¹, Marie Poirier-Quinot¹

¹ Université Paris-Saclay, Laboratoire BioMaps, Orsay, France.

Objectifs : Les antennes surfaciques en matériau supraconducteur à haute température critique (SHTc) présentent des propriétés électriques hautement non-linéaires. En réception (faible puissance), leur facteur de qualité Q de quelques milliers s'écroule à quelques dizaines pendant la phase d'émission (haute puissance). Notre objectif est d'exploiter ces non-linéarités afin de découpler l'antenne SHTc durant la phase d'émission [1] (i.e. $Q \rightarrow 1$). Une nouvelle méthode de caractérisation des propriétés électriques des matériaux à partir des cartes de champ B_1 radiofréquence (RF) est présentée ici.

Matériel et Méthodes : Des acquisitions 3D d'un fantôme d'eau ont été obtenues à 1.5 T en utilisant l'antenne volumique corps entier couplée à une antenne surfacique de diamètre moyen de 12 mm en émission/réception, soit en cuivre (Cu) soit en SHTc [2]. Pour évaluer les non-linéarités des antennes SHTc, des impulsions RF sont générées par l'antenne volumique, avec des amplitudes nominales $B_{1nom} \in [0.05\mu\text{T}, 10\mu\text{T}]$ et des durées d'impulsion $\tau \in [6.4\mu\text{s}, 4\text{ms}]$. L'ajustement de ces acquisitions à un modèle analytique prenant en compte les deux antennes magnétiquement couplées permet d'extraire le facteur de qualité ajusté Q_{aj} de l'antenne surfacique étudiée.

Résultats : Les images obtenues expérimentalement (Exp) sont en bonne adéquation avec le modèle numérique (Mod) (Fig. 1 haut) et le Q_{aj} de 222 pour le cuivre, quel que soit B_{1nom} , en bonne correspondance avec la valeur mesurée $Q_{mes} = 230 \pm 20$. Dans le cas du matériau SHTc (Fig. 1 bas), le Q_{aj} varie de 2500 à 50 pour des valeurs B_{1nom} variant de 0.05 à 10 μT .

Conclusion : Notre modèle permet d'exploiter les cartes B_1 afin d'accéder au Q , et donc aux propriétés du matériau conducteur de l'antenne, pour les différentes conditions expérimentales (ici B_{1nom}). Les valeurs mesurées sont du même ordre de grandeur que celles précédemment publiées [2]. Cette approche nous permettra de caractériser les nouvelles générations d'antennes SHTc, en fonction de B_{1nom} et de leur température de fonctionnement [3].

Références : [1] Saniour *et al.*, ISMRM, (2019), [2] Saniour *et al.*, RSI, (2020), [3] Geahel *et al.*, ESMRMB, (2017).

Remerciements : plateforme IRM 1.5 T du CEA/SHFJ, affiliée au réseau France Life Imaging et l'ANR (ANR-11-INBS-0006).

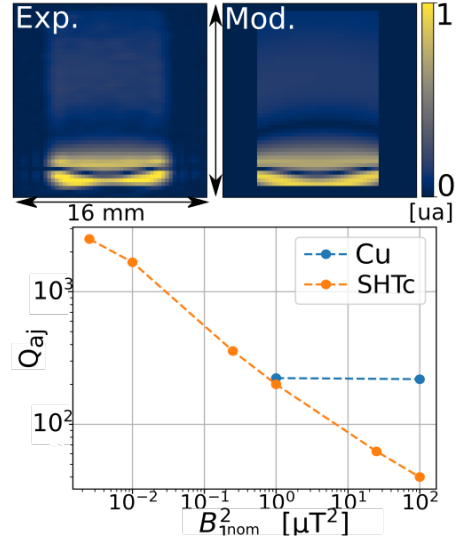


FIGURE 1 – Haut : acquisition et modélisation d'images pour une antenne en cuivre. Bas : facteur de qualité extrait du modèle pour l'antenne Cu et SHTc.

Comparison of Fitting Approaches for Diffusion-weighted MRI Models in Liver Simulation

Jiqing Huang¹, Hélène Ratiney¹, Olivier Beuf¹, Benjamin Leporq¹

¹Univ Lyon, INSA Lyon, CNRS, Inserm, CREATIS UMR 5220, U1206, F-69621, Lyon,

Goal : To assess the performance of non-linear least squares (LSQ) and Bayesian fitting approaches on various diffusion-weighted MRI models in liver, we simulated multiple b-values diffusion data with varying Rician noise levels according to diverse diffusion methods, including stretched-exponential model (SEM), intravoxel incoherent motion (IVIM), diffusion kurtosis imaging (DKI), and statistical diffusion (StatD) models. Such diffusion models' parameters were estimated by LSQ, Bayesian method with or without initialized by LSQ (Bayesian or LSQ+Bayesian).

Material et Method : In order to keep the intrinsic statistical properties of liver diffusion, b0 (b value=0) images used in our simulation were collected using 1.5T Siemens MRI, and parameter values for each model were obtained from statistical ranges reported in the literature^[1-2]. We assume a Gaussian distribution for each parameter. The signals (corresponding to the modalities) with 5 increasing noise deviation (i.e. variance =0,0.0625,0.125,0.25,0.5,1) are calculated according to their diffusion function with up to 13 different b values (i.e. $b = \{0,10,20,40,80,120,200,400,600,800,1200,1600,2000\}$). It can be formulated as $S_i = S_0 f(p)$ where S_i and S_0 are respectively acquiring signal with b value equal to i and 0, p and $f(\cdot)$ are corresponding models' parameters and function, respectively. After generating signals, multiple parameters were estimated by LSQ, Bayesian, and LSQ+Bayesian.

Results : The estimation's quality was evaluated by mean square error (MSE) for signal and mean absolute percentage error (MAPE) for parameters. Fig.1. showed only the accuracy of estimation for $\sigma=0.25$. It can be observed that LSQ+Bayesian works better than LSQ and Bayesian on both signal and parameters as LSQ provides good starting values to speeds convergence. With respect to Bayesian, the average improvement of LSQ+Bayesian on MSE and MAPE is respectively 13.5% and 3.1% (with 13.2% for DKI parameters only).

Conclusion : We have compared performances among LSQ method and Bayesian methods for estimating multiple diffusion models parameters from numerical simulations miming MR diffusion signal in the liver. These numerical experimental results proved that LSQ+ Bayesian performed better compared with LSQ and Bayesian method in all cases. These preliminary results need to be confirmed in vivo.

References : [1] Hu G, et al. Staging of rat liver, *Oncotarget*. 2018 Jan 5;9(2):2357. [2] Yablonskiy, et al. Statistical model for diffusion, *MRM*.2003 Oct;50(4):664-9.

Acknowledgements : Project ANR-11-LABX-0063

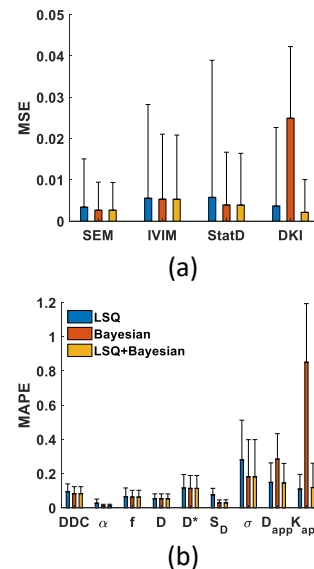


Figure 1 : Estimation results evaluation of signal and parameters, (a) MSE on Signal; (b) MAPE on parameters

RECONSTRUCTION ET CARACTERISATION 3D DES DEFORMATIONS DE LA VESSIE

Augustin C. Ogier¹, Stanislas Rapacchi², Marc-Emmanuel Bellemare¹

¹Aix Marseille Univ, Université de Toulon, CNRS, LIS, Marseille, France

²Aix Marseille Univ, CNRS, CRMBM, Marseille, France

Objectifs : Les troubles du plancher pelvien touchent environ 50% des femmes de plus de 50 ans et les traitements restent peu efficaces car la dynamique du plancher pelvien demeure méconnue [1]. Jusqu'à présent, seule l'observation dynamique en 2D est possible. Nous proposons ici un processus complet combinant les dernières avancées en acquisition d'IRM dynamique et en traitement d'images afin de générer des volumes 3D dynamiques de vessies.

Matériels et Méthodes : Notre méthode est l'extension complète de notre travail princeps [2]. Nous avons introduit ici de nouvelles configurations géométriques d'acquisitions IRM multi-coupes dynamiques, profitant d'accélération TGRAPPA, et permettant différentes couvertures spatiales 3D des organes pelviens. Une méthode de segmentation dédiée a permis de générer les squelettes des volumes 3D dynamiques de la vessie. Les volumes dynamiques ont été reconstruits via le recalage, sur ces squelettes, d'un modèle spécifique au sujet hautement résolue. Ce processus de reconstruction a permis une caractérisation directe des déformations 3D subies par les organes pelviens lors d'exercices de chargement à l'effort.

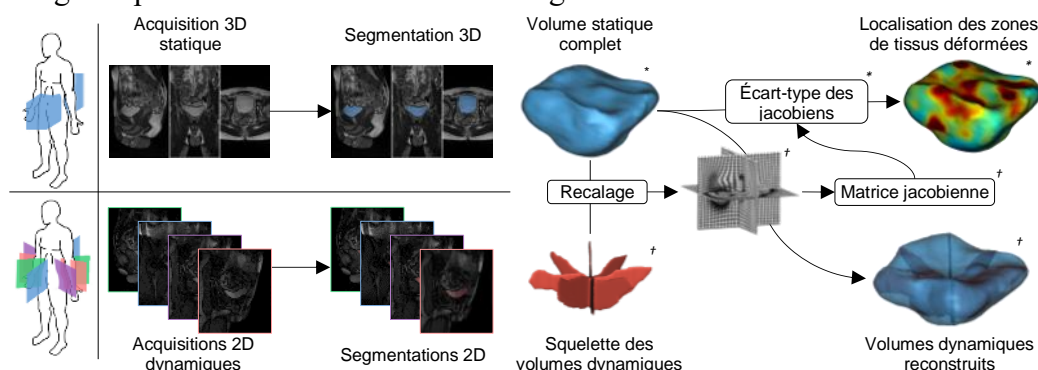


Figure 1 : Processus de reconstruction et de caractérisation. * entités uniques, † entités dynamiques

Résultats : Notre méthode a été évaluée sur les vessies de 8 sujets acquises avec des séquences IRM pondérées T_1/T_2 d'écho de gradient en état d'équilibre. Les reconstructions 3D ont été validées via la cohérence des volumes reconstruits au regard de l'exactitude du recalage (accroche aux données des squelettes dynamiques d'une précision de 0,4mm en moyenne et une distance de Hausdorff moyenne de 2,2mm) et de la conservation du volume de la vessie incompressible (valeur moyenne de déviation relative au volume d'environ 2,5%).

Conclusion : Notre méthodologie a permis la visualisation 3D dynamique de vessies, de l'ordre d'une dizaine de volumes par seconde, directement combinée à une représentation de haut niveau des zones les plus sollicitées à la surface de l'organe. À notre connaissance, cette étude est la première à proposer une telle observation d'organes pelviens. Elle est directement applicable en clinique car dépendante d'un protocole IRM rapide (≈ 2 min). La possibilité d'obtenir désormais des volumes 3D dynamiques facilitera l'aide au diagnostic ainsi que la planification pré-chirurgicale.

Références : [1] J. M. Wu, C. P. Vaughan, et al., "Prevalence and trends of symptomatic pelvic floor disorders in us women", *Obstetrics and gynecology* 2014, 123:141. [2] A. C. Ogier, S. Rapacchi, et al., "3d dynamic MRI for pelvis observation-a first step", *ISBI* 2019, 1801–1804.

OPTIMISATION DES PATTERNS DE SIGNAUX POUR L'IRM FINGERPRINTING VASCULAIRE

Aurélien Delphin¹, Fabien Boux^{1,2}, Clément Brossard¹, Jan M Warnking¹, Benjamin Lemasson¹, Emmanuel Luc Barbier¹, Thomas Christen¹

¹Univ. Grenoble Alpes, Inserm, U1216, Grenoble Institut Neurosciences, GIN, 38000, Grenoble, France. ²Univ. Grenoble Alpes, Inria, CNRS, G-INP, 38000, Grenoble, France

Objectifs : L'IRM Fingerprinting [1] est un outil d'acquisition rapide et simultanée de cartes paramétriques. L'IRM vasculaire Fingerprinting (MRvF) [2] s'intéresse plus précisément aux paramètres vasculaires cérébraux : la fraction de volume sanguin (Vf), le rayon des vaisseaux (R) et la saturation en O₂ de l'hémoglobine (SO₂). Nous proposons de travailler avec les mêmes séquences que la MRvF originale mais de les organiser différemment pour améliorer la précision des estimations.

Matériel et Méthodes : L'étude utilise des rats sains et porteurs de tumeurs 9L imagés sur IRM Bruker à 4.7T. Les données sont traitées sur MP3 [3]. Le protocole est identique à [4]. Nous comparons ici le pattern proposé dans [2] (ratio post/pre injection d'agent de contraste) à la concaténation du pre et du post. La performance de chaque pattern est évaluée via une méthode Monte-Carlo [5].

Résultats : La figure 1 montre une diminution de l'erreur sur les 3 paramètres vasculaires dans le cas de la concaténation. En particulier, l'estimation de la SO₂ est largement améliorée. La figure 2 montre la même tendance d'amélioration : les cartes produites sont moins bruitées et le contraste plus proche de l'analyse *steady-state*. Le comportement des métriques dans la tumeur est également mieux respecté avec le pattern concaténation que le pattern ratio.

Conclusion : Nous proposons une méthode capable d'estimer la performance des patterns de MRvF en se basant sur des simulations et dont les résultats sont confirmés *in-vivo*. Ces outils vont être utilisés pour continuer à améliorer les patterns et pour en produire de nouveaux plus performants.

Références : [1] Ma D et al. Nature 2013 [2] Christen T et al. NeuroImage 2014 [3] Brossard C et al. Frontiers in Neuroinformatics 2020 [4] Lemasson et al. Scientific Reports 2019 [5] Sommer et al. MRM 2017

Remerciements : ANR Infrastructure d'avenir en Biologie Santé [ANR-11-INBS-0006]

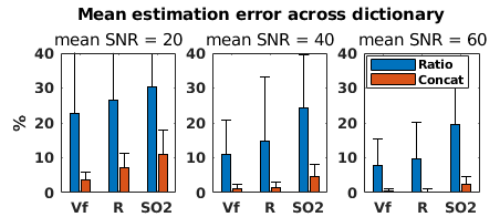


Figure 1 – Erreur par paramètre et par pattern pour 2000 répétitions et 3 niveaux de bruit (moy. \pm écart-type)

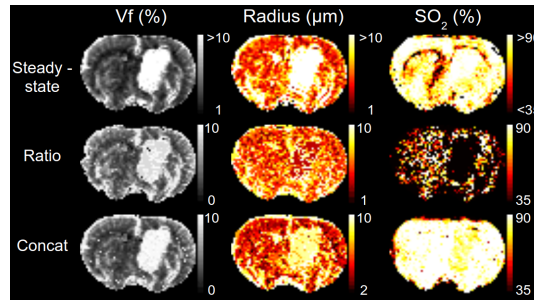


Figure 2 – Cartes paramétriques de Vf, R, et SO₂ obtenues sur un rat 9L

Neuroprotection du resvératrol dans l'hypoxie-ischémie néonatale : modulation du métabolisme cérébral

Ursule Dumont¹, Stéphane Sanchez¹, Cendrine Repond², Marie-Christine Beauvieux^{1,3}, Jean-François Chateil^{1,3}, Luc Pellerin^{1,4,#}, Anne-Karine Bouzier-Sore^{1,#} et Hélène Roumes^{1,#}

¹CRMSB, UMR5536, CNRS/Université de Bordeaux, Bordeaux, France. #*Même contribution*

²Département de Physiologie, Université de Lausanne, Suisse.

³CHU de Bordeaux, Place Amélie Raba Léon 33000 Bordeaux.

⁴IRTOMIT, Inserm U1082, Université de Poitiers, 86021 Poitiers.

Objectifs : L'hypoxie-ischémie (HI) néonatale est une cause majeure de décès périnataux et de déficits moteurs et cognitifs. Elle est caractérisée par une diminution des apports en oxygène et en substrats énergétiques au niveau du cerveau du nouveau-né. Moins de 50% des nourrissons répondent favorablement à l'unique thérapie disponible aujourd'hui : l'hypothermie dont le but est de réduire le métabolisme cérébral. Ce métabolisme cérébral implique la navette astrocyte-neurone lactate (ANLS) dans laquelle les astrocytes produisent du lactate (à partir du glucose sanguin) qui est transféré aux neurones où il est utilisé en tant que substrat énergétique¹. Nous avons montré très récemment que l'administration de lactate était neuroprotecteur dans l'HI². Nous avons aussi pu démontrer qu'une supplémentation maternelle en polyphénol contrecarrait les effets délétères de l'HI néonatale^{3,4}. Notre objectif était de mettre en évidence qu'en plus de ses propriétés anti-oxydantes et anti-inflammatoires bien documentées, la neuroprotection du resvératrol, un polyphénol contenu dans le raisin, faisait intervenir une modulation du métabolisme cérébral.

Matériels et Méthodes : Trois groupes ont été considérés : (i) sham : pas de supplémentation maternelle, pas d'HI pour les rats, (ii) HIC : pas de supplémentation, HI pour les rats et (iii) HIRsv : supplémentation maternelle en resvératrol (0,15 mg/kg/j, *via* l'eau de boisson, durant 15j avant l'HI) et HI pour les rats. Sept jours après la naissance, les rats ont subi une HI (ligature de l'artère carotide suivie d'une hypoxie (8% O₂, 92% N₂) d'une durée de 2h). Les volumes lésionnels ainsi que les coefficients de diffusion apparents ont été évalués 3h, 48h et 23j après HI par IRM (4,7T Bruker) anatomique (T2) et de diffusion (TE=24ms, TR=2s, 30 directions, 20 coupes de 1mm). Les aptitudes cognitivo-sensori-motrices des rats ont été mesurées par différents tests fonctionnels. Enfin, des prélèvements de cerveaux à P9 ont été réalisés afin de comprendre les processus moléculaires de la neuroprotection.

Résultats : L'HI a induit des lésions cérébrales ainsi que des déficits moteurs et cognitifs chez les rats qui sont contrecarrés dans le groupe dont la mère a été supplémentée en resvératrol. En outre, si la modulation des voies de signalisation bien répertoriées telles que celle des Sirtuines a pu être mise en évidence dans notre étude, nous avons pu montrer, pour la première fois, que cette neuroprotection impliquait aussi une modulation du métabolisme énergétique en stimulant l'expression des acteurs de l'ANLS, dont les transporteurs au lactate.

Conclusion : La supplémentation en resvératrol des femelles gestantes et allaitantes, 15 jours avant l'accident d'HI chez les rats, présente le meilleur effet neuroprotecteur de ces derniers, qui met en jeu une modulation du métabolisme cérébral *via* la stimulation de l'ANLS.

Références :

1. L. Pellerin *et al.*, *Proc Natl Acad Sci U S A* **91**, 10625 (1994).
2. H. Roumes *et al.*, *J Cereb Blood Flow Metab*, 271678X20908355 (Mar 24, 2020).
3. U. Dumont *et al.*, *Brain Res* **1738**, 146798 (Jul 1, 2020).
4. U. Dumont *et al.*, *Brain Res* **1717**, 86 (Aug 15, 2019).

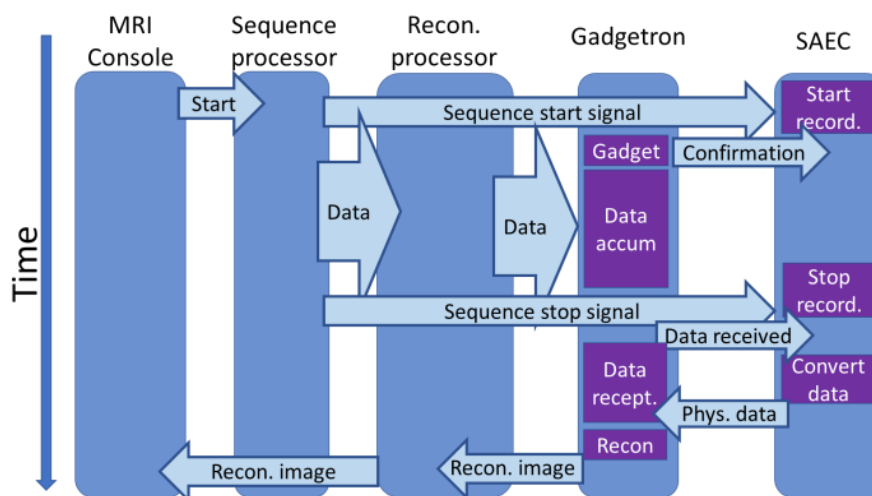
UNE SOLUTION PERMETTANT LA RECONSTRUCTION D'IMAGES IRM AVEC LES DONNEES ACQUISES PAR DES CAPTEURS EXTERNES EN LIGNE

Karyna Isaieva¹, Anne-Lise Le Bars¹, Marc Fauvel², Freddy Odille^{1,2}, Jacques Felblinger^{1,2}, Pierre-André Vuissoz¹

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

Objectifs : Le développement des séquences IRM et des algorithmes de reconstruction avancés permet de nouvelles recherches, cependant cela nécessite d'automatiser des actions supplémentaires pendant les expériences (récupération des données brutes, leur transfert, etc.). Le Gadgetron [1] permet la reconstruction des images IRM en ligne et aide donc de résoudre ce problème. Cependant, dans certains cas les données physiologiques acquises par des capteurs externes sont nécessaires comme entrées de l'algorithme de reconstruction. L'objectif de ce travail est donc de développer un moyen de communication entre le Gadgetron et le logiciel qui enregistre les données physiologiques acquises par des capteurs externes.

Matériels et Méthodes : Le Gadgetron (v.4) est mis en place sur un serveur qui est dans le réseau d'une Siemens Prisma 3T (Siemens, Erlangen, Allemagne). Les données physiologiques sont capturées et enregistrées à l'aide du système SAEC (Signal Analyzer and Event Controller) [2]. Le diagramme de séquence de la communication entre les différents composants est présenté ci-dessous.



Résultats : La solution proposée est testée sur la séquence RTPC (real-time phase contrast)[3] développée à notre laboratoire et sur la séquence TSE de Siemens avec la ceinture respiratoire du Maglife (Schiller Médical, Wissembourg, France) modifiée. Sur le SAEC, un délai maximum de 2 secondes est observé entre "séquence start" et la confirmation émise après réception de la première acquisition par le Gadgetron.

Conclusion : La solution proposée permet donc, de manière automatique, l'utilisation de capteurs externes pour la reconstruction d'images IRM en ligne.

Références : [1] Hansen, M. S., & Sørensen, T. S. (2013). Gadgetron. *MRM*, 69(6), 1768-1776. [2] Odille, F., et al. (2007). Noise cancellation signal processing method. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 54(4), 630-640. [3] Le Bars, AL. et al. (2018). A real-time myocardial velocity encoding sequence to optimize trigger delay in motion-compensated cardiac. *ISMRM*

Augmentation *in vivo* de GABA comme biomarqueur de la zone épileptogène dans un modèle animal d'épilepsie focale

Florence Fauvelle^{1,2}, Vasile Stupar^{1,2}, Lucile Mazière¹, Alicia Plaindoux, Sophie Hamelin¹, Emmanuel Barbier^{1,2}, Antoine Depaulis¹

¹Univ. Grenoble Alpes (UGA), Inserm U1216, GIN, 38000 Grenoble, France

²UGA, Inserm US17, CNRS, UMS3552, CHU Grenoble Alpes, IRMaGe, Grenoble, France

Objectifs : Pour certaines épilepsies focales, dont la «mesio-temporal lobe epilepsy» (MTLE), la chirurgie de résection, qui consiste à enlever la zone d'où partent les crises (la zone épileptogène (ZE)) est souvent la seule alternative au traitement pharmacologique. Le bilan pré-chirurgical pour définir la ZE et ses limites avec le cortex adjacent qu'il faut préserver comprend des enregistrements de crises par électroencéphalographie (EEG) et différents types d'imagerie. Dans certains cas plus difficiles, un enregistrement par électrodes intracérébrales (SEEG) est nécessaire. Malheureusement, la SEEG ne permet d'étudier qu'une portion très limitée de cortex autour de l'électrode. Le choix dans le nombre d'électrodes et leur position est donc primordial pour échantillonner correctement cette ZE et ses limites. Le développement d'une nouvelle technique non invasive, qui permette de mieux positionner les électrodes de SEEG afin de bien délimiter la ZE que le chirurgien devra enlever, serait primordial pour éviter des réimplantations d'électrodes et des échecs de la chirurgie [1].

Dans cette étude [2], nous avons caractérisé la ZE par spectroscopie par résonance magnétique nucléaire (SRM) d'édition *in vivo* dans le modèle souris KA-MTLE (kainate), après avoir sélectionné dans une première étape le métabolite à éditer avec des méthodes sans *a priori*, à partir de données issues de SRM *ex vivo*

Matériels et Méthodes : 50 nL de KA ont été injectés dans l'hippocampe dorsal droit de souris C57/BL6 [3]. 30 jours plus tard, les cerveaux ont été imagés puis prélevés après décapitation des souris, les hippocampes/cortex adjacent disséqués et congelés dans l'azote liquide.

Les spectres SRM HRMAS proton des biopsies ont été acquis à 11.7 T et 19 métabolites quantifiés avec le logiciel jMRUI. Des analyses multivariées avancées ont été réalisées afin de sélectionner les métabolites les plus discriminants de la ZE. Les spectres SRM d'édition du GABA ont été acquis sur un IRM Bruker à 9.4 T avec la séquence MEGAPRESS développée pour Paravision 6. Le GABA a été quantifié de façon automatique à l'aide de l'outil JET [2].

Résultats : Parmi les 14 métabolites dérégulés dans la ZE, Le GABA a été identifié comme métabolite le plus discriminant de la ZE par rapport aux aires cérébrales adjacentes. L'analyse *in vivo* du GABA a confirmé l'augmentation d'environ 200% du GABA dans l'hippocampe antérieur droit [2].

Conclusion : La méthode a permis de révéler un marqueur robuste, sensible et spécifique de la ZE dans le modèle KA-MTLE. Elle va être évaluée sur un autre modèle animal d'épilepsie focale.

Références : [1] Pico MC. et al. *Epilepsia* 2016 ; 57 :1669-1679. [2] Hamelin S. et al. accepté *Epilepsia* 2020. [3] Riban V. et al. *Neuroscience* 2002 ; 112 :101-111.

Remerciements : Projet METAB-O-EPI, financé par la Fondation Française pour la Recherche sur l'Épilepsie (FFRE).

Transfert d'aimantation inhomogène (ihMT) pour l'imagerie des fibres de Purkinje dans le cœur à 9,4T

J. Magat^{1,2,3}, K. Haliot^{1,2,3}, L. Soustelle⁴, A. Hertanu⁴, O. Girard⁴, G. Duhamel⁴, B. Quesson^{1,2,3}

¹IHU Liryc, L'institut de rythmologie et de modélisation cardiaque, Pessac, France. ²Univ. Bordeaux., U1045, Bordeaux, France. ³INSERM, U1045, Pessac, France. ⁴Aix Marseille Université, CRMBM-CEMEREM UMR 7339, CNRS - AMU, Marseille, France

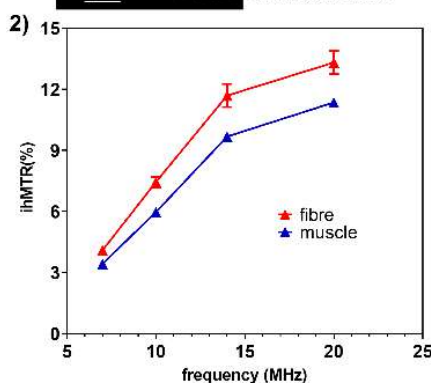
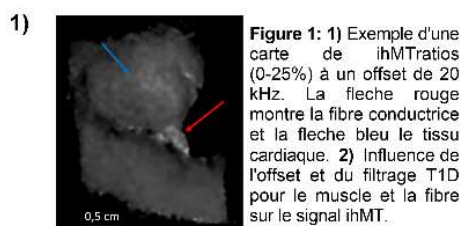
Objectif: Le cœur possède un réseau de conduction électrique qui lui est propre appelé réseau de fibres de Purkinje (FP) provoquant la contraction synchrone des deux ventricules. Ce réseau est impliqué dans la fibrillation ventriculaire qui est la première cause de mort subite (60 000 morts/an en France¹). Imager ce réseau est donc un enjeu majeur pour la compréhension des troubles électriques ventriculaires. Les méthodes classiques d'IRM sur les FP (contraste T1/T2/DTI) souffrent d'un manque de contraste entre les deux tissus contrairement au transfert d'aimantation qui a montré une réponse différente² entre le tissu cardiaque et les FP entourées de collagène³. Ce travail préliminaire à 9,4T a pour objectif d'évaluer la méthode d'imagerie par transfert d'aimantation inhomogène (ihMT)⁴, sensible au temps de relaxation dipolaire T_{1D} pour visualiser les (FP) et les différencier du myocarde.

Matériels et méthodes: Un échantillon (3,4x3,5x2,4 cm³) de cœur de cochon (~40kg) préalablement fixé au formol 10%, a été immergé dans du perfluoropolyéther et maintenu à 37°C pour l'imagerie. Les mesures ont été réalisées à 9,4T (antenne volumique en transmission /réseau de 4 éléments en réception). Les images ont été acquises (0,25x0,25x1 mm³) à l'aide d'une séquence 3D ihMT-RAGE développée au CRMBM⁵ avec TR/TE/ α /seg/NEX= 2600 ms/3 ms/7°/1/84. Un module de préparation ihMT de saturation off-résonance (Δf) duale obtenue avec des impulsions RF (durée 1ms) répétées et alternées en fréquence toutes les 1,1 ms. La durée de saturation globale totale était de 1200ms (12 salves de 14 impulsions répétées avec un BTR=100 ms et B1rms= 9 μ T). Quatre décalages en fréquence Δf (7/10/14/20 kHz) ont été appliqués. Des mesures de ratio ihMT (ihMTR) ont été effectuées dans des régions d'intérêts sélectionnées dans le myocarde et dans la fibre.

Résultats: La Figure 1.1 illustre le contraste ihMTR ($\Delta f=20$ kHz) entre une FP (flèche rouge) et le tissu cardiaque (flèche bleue). Les valeurs d'ihMTR dans les FP et le myocarde augmentent avec Δf (Figure 1.2.), atteignant des valeurs supérieures à 11% à 14kHz et 13% à 20kHz pour la fibre. Une différence ihMTR significative de 2,03±0,33% (p=0,003) et 1,96±0,34% (p=0,004) sont obtenues à 14kHz et 20kHz entre le muscle et la fibre.

Conclusion : La variation de contraste ihMT suggère que les deux structures ont des T_{1D} différents et souligne la capacité de la technique à mieux visualiser la fibre. La relation entre le contraste et la distribution des composantes T_{1D} dans ces deux structures est un sujet d'intérêt pour de prochaines études.

Références: [1] Haissaguerre et al. Nat Rev Cardiol. 2016;13(3). [2] Magat et al, ISMRM 2016 [3] Morita et al. Arch Histol Cytol, 1991;54(5). [4] Varma et al. MRM. 2015;73(2). [5] Varma G et al. MRM. 2020;in Press.doi:10.1002/mrm.28324



UTILISATION DE SOLUTIONS HYPERTONIQUES DE MANNITOL POUR L'OUVERTURE DE LA BHE - IMPACT SUR LE METABOLISME CEREBRAL

Anthony Tessier¹⁻², Yann Le Fur¹, Isabelle Varlet¹, Anthony Ruze¹, Armelle Lokossou¹, Monique Bernard¹, Teodora-Adriana Perles-Barbacaru¹, Angèle Viola¹

1 Centre de Résonance Magnétique Biologique et Médicale, CRMBM UMR 7339, CNRS, Aix-Marseille université, Marseille, France. 2- Service de Santé des Armées, Hôpital Sainte-Anne, Toulon.

Objectifs : les propriétés osmotiques du D-mannitol sont mises à profit en clinique pour le traitement de défaillances rénales et de l'œdème cérébral avec hypertension. Le mannitol est aussi utilisé pour ouvrir la barrière hémato-encéphalique (BHE) afin de faciliter le passage d'agents anticancéreux dans le cerveau. La rupture de la BHE résulterait de la déshydratation des cellules endothéliales et d'un rétrécissement des jonctions serrées entraînant un efflux d'eau vers la circulation sanguine. Le mannitol n'est pas métabolisé chez les mammifères, mais serait susceptible de causer des perturbations neurométaboliques. Le but cette étude pilote est d'investiguer par SRM-¹H les possibles effets métaboliques résultant de l'injection d'une solution hypertonique de mannitol chez la souris à une dose permettant d'ouvrir la BHE.

Matériels et Méthodes : 5 souris femelles C57BL6/J âgées de 10 semaines ont été explorées sur un spectromètre vertical (Bruker AVANCE 500 WB @11.75T) sous anesthésie gazeuse (isoflurane ≈1.5%) avant et après injection ip de D-mannitol (5g/kg). Protocole IRM/SRM : IRM axiale 2D pondérée en T₂ (séquence RARE, facteur RARE=8, TR=5000 ms, TE effectif =36 ms, 4 acq, matrice 194x194, 31 coupes de 0,5 mm, champ de vue=15x15 mm²). SRM-¹H : séquence PRESS (TR=1700 ms, TE=20 ms, voxel de 8 mm³ dans le thalamus, 512 acq, VAPOR pour la saturation de l'eau, 2 acq sans saturation de l'eau). Les acquisitions étaient répétées toutes les 15 minutes pendant 2 heures. Les données ont été traitées avec CSIAPY [1, 2] ainsi qu'une base métabolique simulée (18 métabolites et 12 macromolécules). Les résultats ont été exprimés sous forme de rapports métaboliques (Signal_{metab}/Signal_{metab}). Analyse statistique non paramétrique : test de Kruskal-Wallis, test de Mann-Whitney).

Résultats : le mannitol était détectable à 15 et 30 minutes après injection. Durant le suivi, une tendance à l'augmentation du β-glucose/S (P=0.0892) et à la diminution de la créatine totale tCr/S (P=0.0537) ont été observées. Lorsque les rapports métaboliques avant injection étaient comparés à ceux obtenus en fin de suivi (105 min après injection), une tendance à la diminution du GABA/S (P=0.0635), du N-acétylaspartate tNAA S (P=0.0635) et de tCr/S (P=0.0537) étaient observés ainsi qu'une augmentation significative du rapport scyllo-inositol/S (P=0.0317).

Conclusion : cette étude met en évidence des effets métaboliques de l'injection de mannitol. Ces effets semblent liés à l'osmorégulation (le NAA, le scyllo-inositol, la créatine et le GABA sont des osmolytes) et potentiellement au fonctionnement de la mitochondrie (NAA et créatine). L'augmentation du scyllo-inositol pourrait refléter une interaction du mannitol avec le métabolisme ou le transport des polyols. Les conséquences de ces altérations métaboliques sont inconnues.

Références : Le Fur Y et al. MAGMA 2010;23(1):23-30. [2] Ratiney H, et al. NMR Biomed. 2005;18(1):1-13 [4].

LA PATATE: LE FANTÔME LE MOINS CHER DU MONDE?

Hervé Mathieu^{1,2}, David Rudrauf³

¹UGA - Inserm U1216- Grenoble Institut des Neurosciences, Isère, Grenoble, France,

²UGA - Inserm US17 - CNRS UMS3552 – CHUGA - IRMaGe, Isère, Grenoble, France,

³Université de Genève - Faculté de Psychologie et des Sciences de l'Éducation, Genève, Suisse

Objectifs : L'utilisation de fantômes IRM est souvent requise pour optimiser des séquences IRM en terme de contraste et signal sur bruit et permet de diminuer au maximum l'utilisation d'animaux. Elle s'avère cruciale notamment pour l'IRM d'animaux primate non humain (PNH). L'utilisation de fruit et légumes est une solution simple, peu onéreuse et adaptée en terme de temps de relaxation [1]. La pomme de terre constitue un choix pertinent illustré ici.

Matériels et Méthodes : Un fantôme de taille similaire à celle de la tête d'un *Macaca fascicularis* a été réalisé à l'aide de deux tubercules de pomme de terre (*Solanum tuberosum* 'Bintje'). Il a été utilisé sur une IRM Phillips Achieva 3T TX, d'une part pour choisir parmi les jeux d'antennes disponibles (tête 32 canaux, tête 8 canaux, FlexM, FlexS), la combinaison donnant le meilleur rapport signal sur bruit pour de l'imagerie cérébrale de *Macaca fascicularis*, et d'autre part pour réaliser différentes optimisations de séquences et tests de compatibilité IRM de dispositifs de stimulation cérébrale profonde (Deep Brain Stimulation : DBS).

Résultats : Différentes combinaisons d'antennes testées sur des séquences T1w et T2w ont permis de sélectionner l'utilisation d'une seule antenne (Flex M) en position optimale (couronne) et compatible avec l'utilisation d'un cadre stéréotaxique de maintien du PNH. Ce fantôme a également été utilisé pour évaluer la compatibilité IRM de différents matériaux utilisable pour la DBS et les artefacts qu'ils induisent afin de les choisir en conséquence. Il nous a aussi permis d'optimiser des séquences sans avoir à utiliser d'animaux.

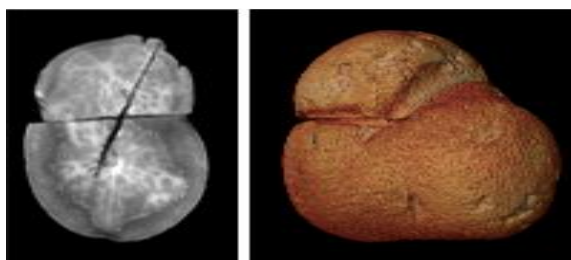


Figure 1 : IRM T2w du fantôme avec trace d'implantation DBS et reconstruction 3D

Conclusion : Par son coût négligeable, ses vertus de relaxation magnétique, la variété de contrastes et la possibilité de «designer» des formes «à volonté», la pomme de terre s'avère être un candidat particulièrement adapté comme fantôme pour certaines mises au point et/ou tests de compatibilité IRM de matériels.

Références : [1] Werz K. et al : Relaxation times T1, T2, and T2* of apples, pears, citrus fruits, and potatoes with a comparison to human tissues. *Z Med Phys* (2011), Sep;21(3):206-15..

Remerciements : La plateforme IRM de Grenoble IRMaGe a été en partie financée par le programme français « Inverstissement d'Avenir », géré par l'Agence Nationale pour la Recherche, fond 'Infrastructure d'avenir en Biologie Santé' -ANR-11-INBS-0006.

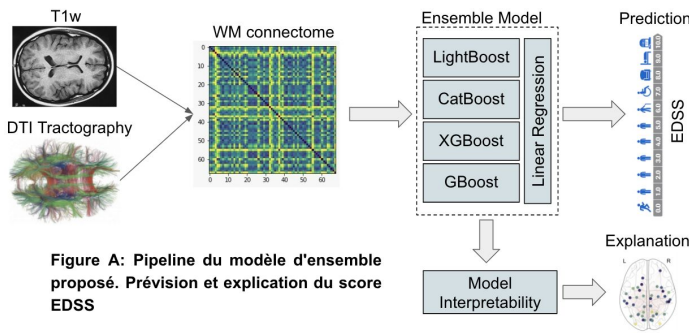
Prédiction du handicap par « machine learning » dans la sclérose en plaques

Berardino Barile¹, Aldo Marzullo², Claudio Stamile³, Françoise Durand-Dubief^{1,4},
Dominique Sappey-Marinier^{1,5}

¹CREATIS (UMR 5220 CNRS & U1206 INSERM) Université Claude Bernard Lyon 1, INSA, France, ²Department of Mathematics and Computer Science, University of Calabria, Italy, ³R&D Department CGnal Milan, Italy, ⁴Hôpital Neurologique, Hospices Civils de Lyon, Bron, France, ⁵CERMEP - Imagerie du Vivant, Université de Lyon, Bron, France

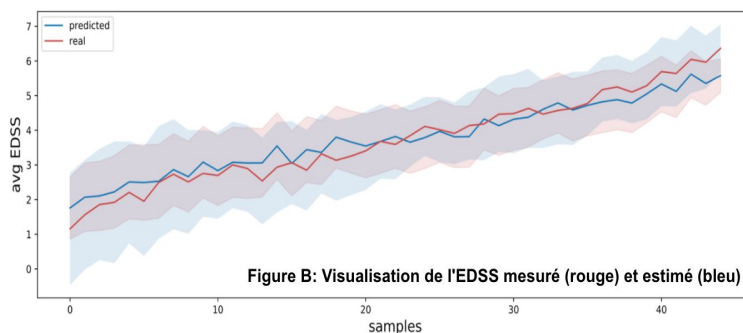
Objectifs : La Sclérose En Plaques (SEP) est une maladie chronique du système nerveux central à l'origine de dommages cérébraux. L'objectif de ce travail est l'estimation du handicap (défini par le score EDSS) à partir des graphes de connectivité structurale obtenus par IRM de tenseur de diffusion (DTI) pour chaque patient.

Matériels et Méthodes : Un Ensemble de quatre modèles de « machine learning », basés sur la technique du "boosting", sont reliés entre eux par une régression linéaire



(staking Ensemble - Figure A), et entraînés pour prédire le score EDSS du patient. Ce modèle est appliqué sur une base de données constituée de 528 acquisitions correspondant à 114 patients SEP répartis selon 4 profils cliniques : CIS, RR, SP et PP. La définition du graphe est réalisée par parcellisation de la substance grise sur les images IRM-T1 et tractographie des faisceaux de substance blanche sur la DTI. La matrice de connectivité est alors entrée dans le modèle Ensemble pour l'estimation du handicap. De plus, un modèle d'interprétabilité est proposé afin d'expliquer le comportement global et local du modèle Ensemble.

Résultats : Les résultats montrent que l'approche proposée donne d'excellents



résultats de prédiction (RMSE de $0,88 \pm 0,18$ - Figure B). Le modèle d'interprétabilité met en évidence certaines régions frontales, temporales et pariétales [1], connues pour leur dysfonctionnement dans la SEP [2, 3] et jouant un

rôle prépondérant pour la prédiction du handicap.

Conclusion : Il est possible de prédire le score EDSS avec une grande précision et de mieux comprendre les régions cérébrales impliquées dans le handicap, ce qui renforce l'intérêt clinique de cette approche.

Références : [1] Bonavita S. et al. Multiple Sclerosis, 2013. [2] Preziosa P. et al. Hum. Brain Mapp., 2017. [3] Ozturk A., Multiple Sclerosis, 2010.

Pattern de l'atteinte musculaire et suivi longitudinal en IRM musculaire quantitative de patients atteints de dystrophie musculaire facio-scapulo-humérale de type 1 (FSHD1)

Ludivine KOUTON¹, Emmanuelle CAMPANA-SALORT¹, Amira Trabelsi², Shahram Attarian¹, David Bendahan²,

¹Centre de référence des maladies neuromusculaires et de la SLA, CHU La Timone, (Marseille, France),

²Centre de Résonance Magnétique Biologique et Médicale (CRMBM, Aix-Marseille Université, UMR CNRS 7339, Marseille, France).

Objectifs : i) étudier, sur la base de mesures en IRM quantifiée, le pattern de l'atteinte des muscles de cuisse chez des patients atteints de FSHD1 (infiltration fibroadipeuse, volume, inflammation) ii) suivre l'évolution respective de ces paramètres au cours du temps iii) analyser les corrélations entre paramètres cliniques et IRM.

Matériel et méthodes : 14 patients suivis pour une FSHD1 dans le centre de Marseille ont eu une évaluation clinique (MMT, score de Ricci et MFM) et une IRM musculaire des cuisses (1.5 Tesla) à l'inclusion et à une 2ème visite (entre 10 à 26 mois). Sept régions d'intérêt correspondant aux muscles des cuisses (ADD, BF, STM, Gr, Sa, VASTUS, RF), ont été délimitées. Les masques correspondants ont été propagés sur des cartes permettant ainsi de quantifier la FF, le T2 et le volume pour chaque région.

Résultats : La population étudiée (10F/4H), n'avait aucune spécificité, aucune évolutivité des paramètres cliniques sur un suivi moyen de 14mois n'était retrouvée (Tableau 1). On notait néanmoins une corrélation significative entre la FF de chacun des groupes musculaires et le score de Ricci et la MFM. A V1, les muscles les plus impliqués (FF la plus importante) étaient les muscles ADD (39%), BF (40%) et STM (47%). Entre V1 et V2, il existait une augmentation significative de l'involution fibroadipeuse sur tous les groupes musculaires sauf pour RF, le T2 diminuait significativement sur tous les muscles sauf Sa et RF de même que le volume musculaire (sauf pour ADD et Sa). Par ailleurs, à V1 les valeurs moyennes de T2 retrouvées étaient uniformes et variaient entre 30.8 et 33.1ms.

Tableau 1 : Données démographiques de la population.

	Caractéristiques à V1	Caractéristiques à V2	Variation
Age (ans), moyenne±SD (range)	51.5 ±11.3 (36-70)	52.7±11.3 (38-72)	ns
Durée de la maladie (ans), moyenne±SD (range)	19.2±10.2 (0-36)	20.4±10.3 (1-37)	ns
IMC, moyenne±SD (range)	25±3.2 (19-33)	25±3 (20-31.5)	ns
RU, moyenne±SD (range)	7±1.4 (5-10)	7±1.4 (5-10)	
Score de Ricci, moyenne±SD (range)	3.07±0.96 (1.5-4.5)	3.08±1.01 (1.5-4.5)	ns
MFMD total, moyenne±SD (range)	84.9±9.4 (67-96)	87±9 (67-96)	ns
MFMD1, moyenne±SD (range)	28.5±9.1 (11-39)	31±8.9 (11-39)	ns
Score MMT, moyenne±SD (range)	15.9±4.3 (9-20)	15.9±4.3 (9-20)	ns

Conclusion : Il existe un pattern spécifique en IRM de la FSHD1 et les muscles les plus atteints sont ADD, STM et BF en accord avec les études précédentes [1,2]. Il existe, comme dans la littérature, une forte corrélation entre la FF et les paramètres cliniques pour chaque groupe musculaire [2]. La diminution du T2 entre V1 et V2 pourrait traduire le fait que l'inflammation précède l'involution fibroadipeuse et que le tissu musculaire non infiltré serait le siège d'autres modifications tissulaires. L'atrophie musculaire se majore au cours du temps. L'IRM montre une grande sensibilité pour détecter l'évolution de l'atteinte musculaire sur une courte période pour des patients FSHD1 avec une progression nette des muscles ADD, BF et VASTUS [3] et s'affirme comme biomarqueur.

Références : [1] Janssen BH, PLoS One. 2014 Jan, [2] Mul K, Neurology. 2017 Nov, [3] Andersen G, J Neurol. 2017 Mar.

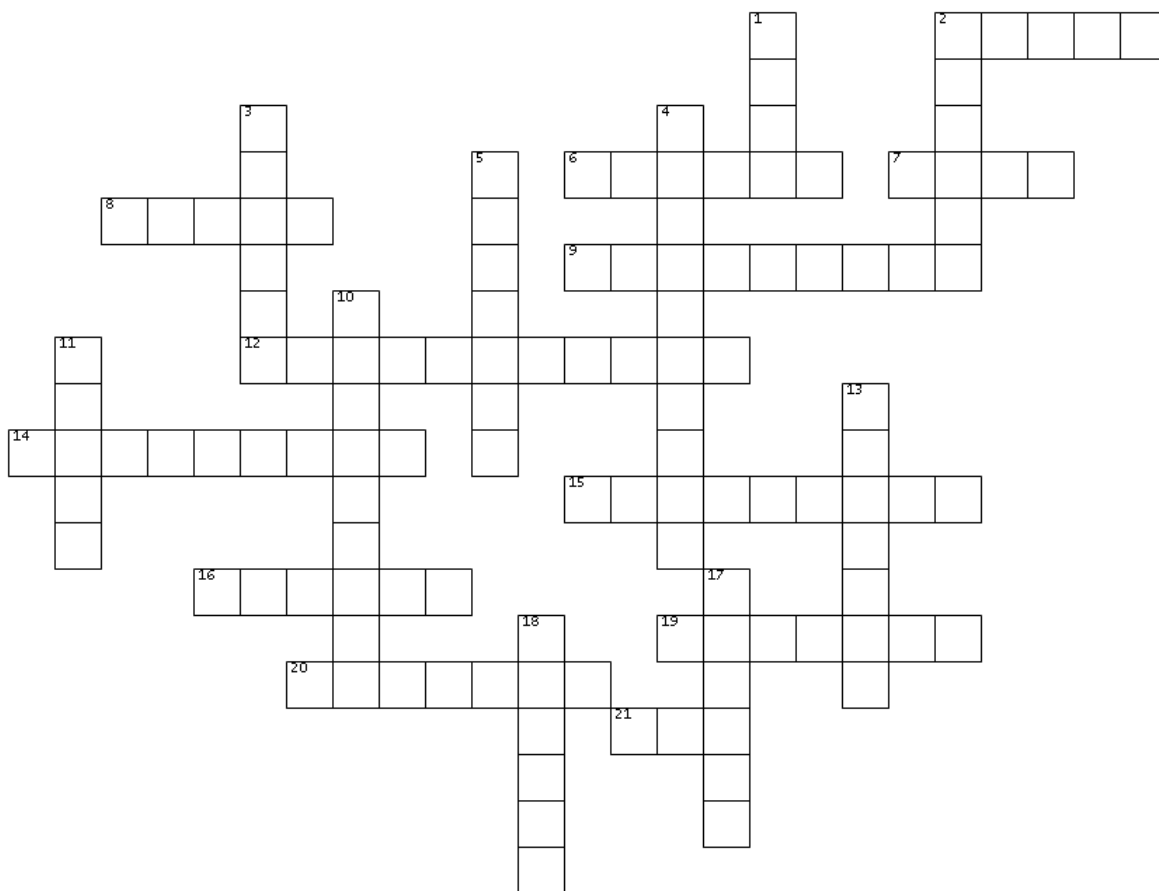
Liste des Auteurs

Achard Sophie 53
Acquitter Clément 58
Agnès Coulon 57
Aldo Marzullo 118, 93
Al-Najjar Aiman 63
Alsop David 48, 51
Alves Diego 82, 84
Ambarki Khalid 73, 96
Amira Trabelsi 119, 91
Ancel Patricia 60
Angélique Rivot 100
Antal Cristina 65
Arefin Tanzil 65
Arribarat Germain 102, 66
Attye Arnaud 50
Aubert Guy 103
Audoin Bertrand 51
Aurélien Trotier 100
Autissier Roxane 68
Auzeloux Philippe 68
Baledent Olivier 49
Baligand Celine 64
Barbier Emmanuel 111, 114, 59, 82
Barile Berardino 118, 93
Barret Olivier 64
Basile Agnes 104
Beaumont Marine 104, 96
Beauvieux Marie-Christine 112
Bécam Julie 75
Belko Justine 88
Bellemare Marc-Emmanuel 107, 110
Ben-Hamida Sami 65
Benjamin Leporq 57
Benoist David 90
Bernard Monique 116
Beuf Olivier 109, 44, 55, 83, 99
Bienert Thomas 65
Boisserie Jean-Marc 54
Bonny Jean-Marie 56
Bonny Jean Marie 68
Bonny Jean-Marie 72
Bougacha Salma 52
Boulant Nicolas 103, 62
Boumezbeur Fawzi 86, 95, 97
Bour Pierre 77, 79, 89
Boux Fabien 111
Bouzier-Sore Anne-Karine 112
Breton Elodie 45, 73
Brossard Clément 111
Brouillet Emmanuel 52
Brunaud Carole 85
Buron Julie 48, 78
Cackowski Stenzel 59
Caldas De Almeida Araujo Ericky 54
Campagnac Marilyne 90
Cardiet Colleen 71, 98
Carlier Pierre 54
Carvalho Victor 48, 78
Catheline Stefan 69
Caussy Cyrielle 44, 55
Cayre Myriam 48, 78
Chassain Carine 72, 86
Chateil Jean-François 112
Chatelin Simon 73
Chazalviel Laurent 75
Chen Bailiang 104
Choquet Karine 45
Christen Thomas 111, 59
Ciobanu Luisa 95
Cirillo Carla 81
Claudio Stamile 118, 93
Coget Arthur 87
Confort-Gouny Sylviane 46, 60
Costes Claire 51
Cotton Francois 74
Crémillieux Yannick 95
Crozier Stuart 63
Cutbush Kenneth 63
Darasse Luc 106, 108
Daudé Pierre 60
David Bendahan 119, 91
Deborne Justine 95
Degiorgis Laetitia 65
Delcey Marylène 79, 89
Delon-Martin Chantal 50, 53
Deloulme Jean-Christophe 82
Delphin Aurélien 111
Denis De Senneville Baudouin 71
Depaulis Antoine 114
Deruelle Tristan 69
Desmoulin Franck 102, 66
Destruel Aurelien 63
Deverdun Jérémy 87
Deverdun Jeremy 88
Dhenain Marc 52, 64
Dojat Michel 105, 59
Dominique Sappey-Marinier 118, 93
Draveny Robin 96
Dubuisson Rose-Marie 106, 108
Duhamel Guillaume 115, 48, 51

Dumont Ursule 112
 Duran Audrey 61
 Durand-Dubief Françoise 74
 Durbec Pascale 48
 Durif Franck 56, 86
 Dwiri Fatima 75, 85
 El Hamrani Dounia 90
 El Sabbagh Nour 72
 Emeline Ribot 100
 Emilien Delmont 91
 Emmanuelle Campana-Salort 119
 Etienne Fortanier 91
 Fall Sidy 49
 Fanny Barabas 57
 Fauvelle Florence 114
 Fauvel Marc 104, 113
 Felblinger Jacques 101, 113
 Flament Julien 52, 64, 67
 Fonta Caroline 102, 66
 Françoise Durand-Dubief 118, 93
 Frank Pilleul 57
 Fromes Yves 54
 Gaborit Benedicte 60
 Gaborit Gwenael 99
 Gaillard Marie-Claude 64
 Gangi Afshin 45
 Garin Clément 52
 Gherib Soraya 51, 76
 Ginefri Jean-Christophe 106, 108
 Girard Nadine 46
 Girard Olivier 115, 48, 51
 Giraudeau Céline 73
 Grenier Thomas 74
 Guérin-Dugué Anne 105
 Guibert Christelle 90
 Guyader Nathalie 105
 Guye Maxime 51, 76
 Haliot Kylian 115
 Hamelin Sophie 114
 Harsan Laura 65
 Hertanu Andreea 115, 48, 51, 76, 78
 Hirschler Lydiane 81
 Hossu Gabriela 104
 Hostin Marc-Adrien 107
 Huang Jiqing 109
 Humbert Sandrine 52
 Isabelle Treilleux 57
 Isaieva Karyna 101, 113
 Jamil Redouane 62
 Jaroszynski Chloe 50
 Jin Ning 73
 Job Agnès 50
 Jodoin Pierre-Marc 61
 Kauffmann Louise 105
 Ken Soleakhena 58
 Khedher Laila 56
 Khoshnevis Mehrdad 84
 Kieffer Brigitte 65
 Kristensen Emmanuelle 105
 Labbé Aimé 106, 108
 Labriji Wafae 81
 Lafon Cyril 81
 Lamy Julien 94
 Lapergue Bertrand 104
 Lapert Marc 92
 Laprie Yves 101
 Lartizien Carole 61
 Lauriane Pini 91
 Le Bars Anne-Lise 113, 87, 88
 Le Bihan Denis 103
 Lebret Quentin 77
 Leclère Justine 101
 Lefrançois William 70
 Le Fur Yann 46
 Léger Marianne 85
 Lehéricy Stéphane 92
 Le Louër Julien 54
 Lemasson Benjamin 111, 58
 Leporq Benjamin 109
 Le Priellec Julie 48, 78
 Lerman Cécile 97
 Le Troter Arnaud 48, 51, 76, 78
 Li Mingyan 63
 Liot Géraldine 64
 Liu Feng 63
 Liu Pan 49
 Lokossou Armelle 116
 Loubrie Stéphane 70
 Loureiro De Sousa Paulo 94
 Ludivine Kouton 119, 91
 Magat Julie 115, 90
 Malaquin Sophie 47, 80
 Maréchal Bénédicte 88
 Marty Benjamin 54
 Massot Philippe 70
 Mathieu-Daudé Yohann 67
 Mathieu Hervé 117, 82, 84
 Mauconduit Franck 62, 97
 Maxime Guye 91
 Mazière Lucile 114
 Mazuel Leslie 68
 Mchinda Samira 51, 76
 Menjot De Champfleu Nicolas 87, 88
 Mescam Muriel 102, 66

Mestas Jean-Louis 81
Millioz Fabien 55
Miot-Noirault Elisabeth 68
Miraux Sylvain 70, 71, 98
Molino François 87
Mougel Eloïse 47
Mougel Eloïse 80
Moyal Elizabeth 58
Naulin Jérôme 90
Naveau Mikaël 75, 85
Nemeth Angéline 57
Nicolas Gaëlle 105
Noblet Vincent 65
Nobre Paul 99
Odille Freddy 113
Ogier Augustin 107, 110
Olivier Beuf 57
Olivier TREDAN 57
Oujamaa Lydia 53
Ozenne Valéry 77, 79
Pagès Guilhem 68, 72
Payen Jean-François 53
Pellerin Luc 112
Pelletier Jean 51
Pereira Bruno 86
Perles-Barbacaru Téodora-Adriana 116
Pérot Jean-Baptiste 52, 64
Perros Frédéric 90
Petit Fanny 64
Pierre Chaudet 57
Pierre-Etienne Heudel 57
Pilleul Frank 83
Pinaud Noël 95
Pini Lauriane 51
Plaindoux Alicia 114
Poirier-Quinot Marie 106, 108, 89
Pop Raoul 73
Porciuncula Baptista Renata 97
Quesson Bruno 115, 77, 79, 89
Quettier Lionel 103
Rabrait-Lerman Cécile 103
Ranjeva Jean-Philippe 51, 76
Rapacchi Stanislas 110, 60
Ratiney Hélène 109, 55, 72, 83
Reguig Ghiles 92
Reisert Marco 65
Repond Cendrine 112
Reyngoudt Harmen 54
Ribot Emeline 71, 98, 70
Ropars Gwenn 75, 85
Rouvière Olivier 69
Rudrauf David 117
Ruze Anthony 116
Sablong Raphaël 99
Sanchez Stéphane 112
Sango Solanas Pilar 44, 55
Saniour Isabelle 108, 89
Santin Mathieu D. 94
Schmitt Sébastien 68
Sdika Michael 74
Séverac François 73
Shahram Attarian 119
Simoncini Costanza 81
Souchon Rémi 69
Soustelle Lucas 115, 48, 51, 76, 78
Stupar Vasile 114
Sylvain Miraux 100
Tessier Anthony 116
Thenadey Didier 64
Thiaudiere Eric 70
Thobois Stéphane 86
Toutain Jérôme 75, 85
Traoré Amidou 68
Troalen Thomas 88
Trotier Aurélien 70, 71, 98
Tse Ve Koon Kevin 44, 55
Valable Samuel 75, 85
Valabrègue Romain 92
Valette Julien 47, 64, 67, 80
Van Der Beek Kees 106
Van Reeth Eric 44, 83
Vappou Jonathan 45
Varlet Isabelle 116
Varma Gopal 48, 51
Vedrine Pierre 103
Verdier Margaux 88
Vernier Benoît 83
Vignaud Alexandre 62, 97
Vincent Mélissa 47, 67, 80
Viola Angèle 116, 46
Viout Patrick 46, 51
Von Elverfeld Dominik 65
Vuissoz Pierre-André 101, 113
Wargnier-Dauchelle Valentine 74
Warnking Jan 111, 81
Weber Ewald 63
Wong Alan 95
Xu Jane 63
Yon Maxime 79
Yvert Blaise 84

Les mots croisés de la SFRMBM

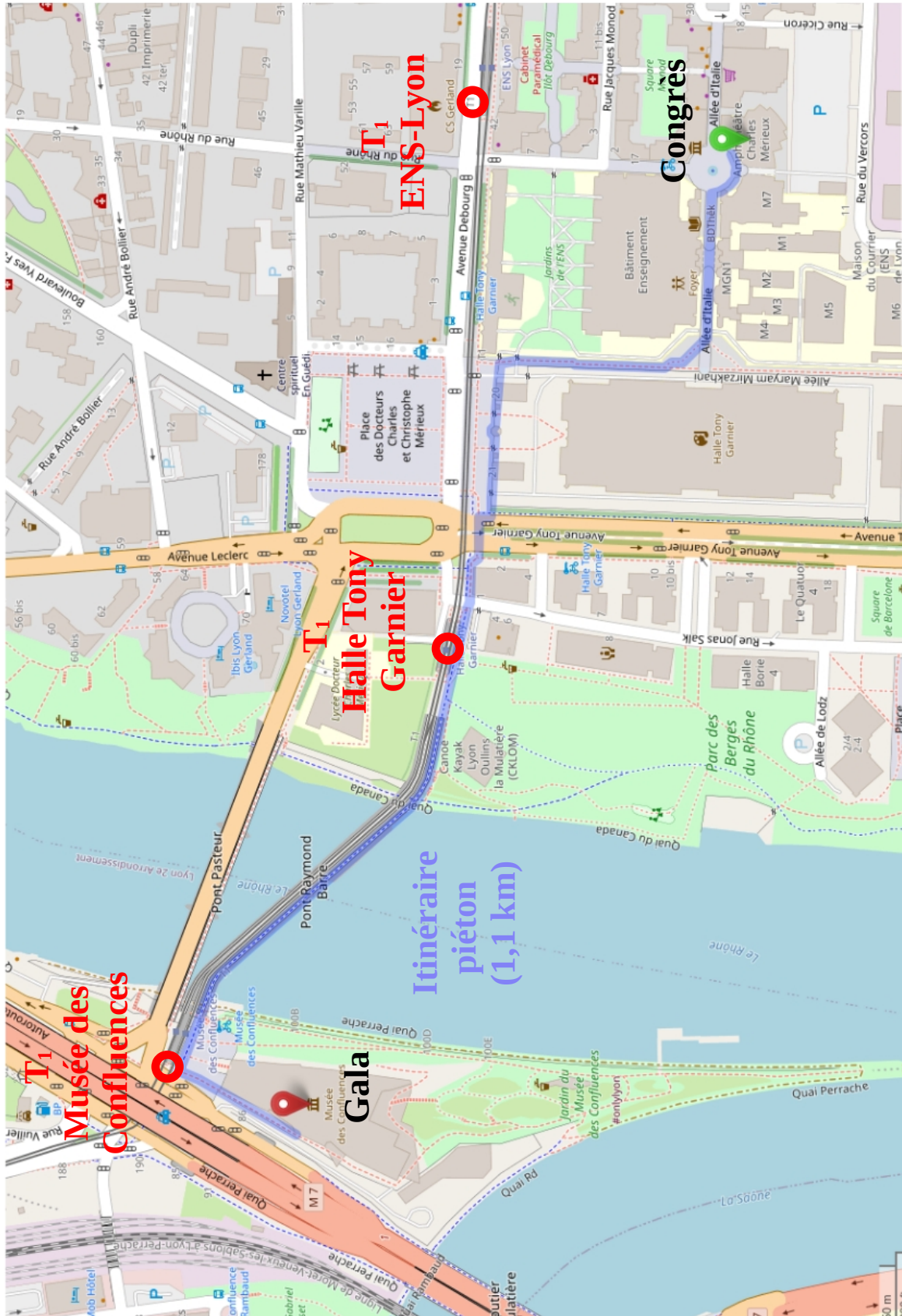


Horizontal 2. Unité de champ magnétique 6. La fréquence de ... 7. Quatre scientifiques: une séquence d'IRM 8. L'équation ... 9. État américain qui héberge un aimant de 10,5 teslas pour les humains 12. Un type d'impulsion RF (2) 14. 'I' dans FID 15. Un type d'impulsion RF (1) 16. T2 ... 19. Docteur d'une reine anglaise, il a écrit le premier livre sur le magnétisme terrestre 20. Son moment magnétique est plus petit que celui de l'électron 21. La séquence Nobel

Vertical 1. Une nymphe grecque ... toujours utilisé en IRM 2. Une boisson italienne... souvent utilisée en IRM 3. La ville où fut écrit le premier traité sur le magnétisme 4. L'animal qui a connu la lévitation 5. 'P' dans MPRAGE 10. Un type de gradient (2) 11. L'angle de ... 13. Le prénom d'un membre du comité d'organisation 17. Le deuxième prénom d'un collègue de Purcell, qui a participé à la découverte de la RMN 18. Le malheureux pionnier de la résonance magnétique nucléaire



Plan d'accès au congrès et gala



Comité d'organisation / Comité scientifique

Comité d'organisation

- Olivier BEUF (CREATIS, Lyon) - Président
- Hélène RATINEY (CREATIS, Lyon)
- Sophie GAILLARD (CREATIS, Lyon)
- Kévin TSE VE KOON (CREATIS, Lyon)
- Jean-Marie BONNY (AgroResonance, Clermont-Ferrand)
- Sylvain MIRAUX (CRMSB, Bordeaux)
- Giulio GAMBAROTA (LTSI, Rennes)
- Virginie CALLOT (CRMBM, Marseille)
- Benjamin LEPORQ (CREATIS, Lyon)
- Franck LAMBERTON (CERMEP, Lyon)
- Radu BOLBOS (CERMEP, Lyon)
- Eric VAN-REETH (CREATIS, Lyon)
- Denis GRENIER (CREATIS, Lyon)
- Michaël SDIKA (CREATIS, Lyon)
- Laurent MAHIEU-WILLIAME (CREATIS, Lyon)
- Magalie VIALON (CREATIS, Saint-Etienne)

Comité scientifique

- Anne-Karine BOUZIER-SORE (CRMSB, Bordeaux) - CA SFRMBM
- Chantal DELON-MARTIN (GIN, Grenoble) - CA SFRMBM
- Marie POIRIER-QUINOT (BioMaps, Orsay) - CA SFRMBM
- Freddy ODILLE (IADI, Nancy) - CA SFRMBM
- Emmanuel BARBIER (GIN, Grenoble) - CA SFRMBM
- Elise BANNIER (NeurInfo, Rennes) - CA SFRMBM
- Guillaume DUHAMEL (CRMBM, Marseille) - CA SFRMBM
- Paulo LOUREIRO DE SOUSA (ICube, Strasbourg) - CA SFRMBM
- Hélène RATINEY (CREATIS, Lyon) - CA SFRMBM
- Olivier BEUF (CREATIS, Lyon)
- Jean-Marie BONNY (AgroResonance, Clermont-Ferrand)
- Sylvain MIRAUX (CRMSB, Bordeaux)
- Giulio GAMBAROTA (LTSI, Rennes)
- Virginie CALLOT (CRMBM, Marseille)
- Benjamin LEPORQ (CREATIS, Lyon)
- Michaël SDIKA (CREATIS, Lyon)
- Kévin TSE VE KOON (CREATIS, Lyon)
- Magalie VIALON (CREATIS, Saint-Etienne)

