UNIVERSITÉ DE LORRAINE

AVERTISSEMENT

Ce document est le fruit d'un long travail approuvé par le jury de soutenance et mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

Il est soumis à la propriété intellectuelle de l'auteur. Ceci implique une obligation de citation et de référencement lors de l'utilisation de ce document.

D'autre part, toute contrefaçon, plagiat, reproduction illicite encourt une poursuite pénale.

Contact : ddoc-theses-contact@univ-lorraine.fr

LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4
Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 335.2- L 335.10
http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php
http://www.culture.gouv.fr/culture/infos-pratiques/droits/protection.htm

**Ecole Doctorale BioSE (Biologie, Santé, Environnement)**

**Thèse**

**Présentée et soutenue publiquement pour l'obtention du titre de**

**DOCTEUR DE L'UNIVERSITE DE LORRAINE**

**Mention : « Sciences de la Vie et de la Santé »**

Par Antoine DELMAS

# Définition, validation et mise en place d'un suivi de l'exposition au champ magnétique statique des travailleurs en IRM

soutenue le 31 mai 2017

## Membres du jury :

| | | |
|---|---|---|
| **Rapporteurs :** | Mr Noël BURAIS | Professeur, Université Claude Bernard, Lyon 1 |
| | Mme Sylviane CONFORT-GOUNY | Ingénieur de recherche, Université Aix Marseille, HDR |
| **Examinateurs :** | Mr Pierre-André VUISSOZ | Ingénieur de recherche, Université de Lorraine, HDR, **directeur de thèse** |
| | Mr Cédric PASQUIER | Ingénieur hospitalier, PhD, CHRU de Nancy |
| | Mr Joris PASCAL | Professeur, University of applied sciences and arts, Northwestern, Switzerland |
| | Mme Françoise PALADIAN | Professeur, Université Blaise Pascal, Clermont-Ferrand |
| **Membre invité :** | Mr Yann TOUTAIN | PhD, Directeur scientifique de SATIMO, Brest |

---

Laboratoire IADI – INSERM U947, Bâtiment recherche (ex-EFS)
CHU Nancy Brabois, Rue du Morvan
54511 VANDOEUVRE-LES-NANCY

# Remerciements

Puisqu'il n'y a pas de travail sans contrepartie, il n'y a pas de manuscrit sans remerciement et ce texte est très loin de déroger à la règle. Je tiens avant toute chose à remercier Pierre-André Vuissoz et Cédric Pasquier pour m'avoir supportés, soutenus et dirigés pendant ces années. Je voudrais également exprimer toute ma sympathie et mon immense respect au professeur Jacques Felblinger, directeur du laboratoire IADI et du CIC-IT de Nancy. Jacques je te remercie pour ta confiance et ton soutien et ne peut qu'être admiratif devant ton abnégation dans la gestion de ce laboratoire. Quand je pense à Jacques, je ne peux m'empêcher de penser à Céline Fournier, qui sue sang et eau pour faire tourner la machine et répondre aux exigences de chacun, toujours pour le mieux et avec un sourire radieux, merci beaucoup! Je tenais également à remercier aussi chaleureusement qu'il m'est possible de le faire par écrit mon acolyte : Nicolas Weber. Nico je ne saurais dire combien c'était plaisant et agréable de bosser à tes cotés et comment notre vieux couple a roulé dès le début pour mener à bien ce projet. J'ai aussi énormément appris en électronique à tes cotés et ça, c'est cool! Bref merci et je sais que ce n'est pas un vrai au revoir car nous nous reverrons.

Entreprendre une thèse est, selon moi, un long cheminement qui commence dès le début du supérieur. Je ne pense pas que j'aurais eu la confiance pour me lancer sans avoir eu la meilleure des premières expériences dans le milieu de la recherche. Cette expérience je la dois à Marine Beaumont qui m'a encadré durant mon premier stage au laboratoire. Marine, je voudrais te dire un énorme merci pour m'avoir transmis le goût de la recherche, mais aussi pour m'avoir accordé dès le début ta confiance ainsi que toute ta sympathie, je sais aujourd'hui que je te dois beaucoup. Mais entreprendre une thèse est aussi une réelle expérience de vie, et ma vie je la partage avec Maud. Maud, vivre cette expérience à tes côtés n'a certes pas été tous les jours facile, surtout pour toi, mais on a vécu quelque chose de fort et cela nous a, encore plus, rapprochés. Je suis assurément certain d'une chose : je n'aurais jamais pu réaliser tout ça sans ton soutien, merci pour tout. Tant que je suis à parler de vie je veux aussi remercier mes parents, pour leur confiance aveugle dans toutes mes folies! Toujours à mes côtés sans même rechigner! Séquence larmoyante terminée. Je passe à la partie la plus stressante tant j'ai peur d'oublier du monde... Je vais commencer par une espèce d'entité morale assez floue, pas très bien déterminée, comme un amas de neurones de différentes provenances, exprimant divers opinions mais formant un ensemble cohérent : « LE labo ». En effet, quand on travaille ici, on ne parle pas du « bureau », ni du « IADICICIT » mais bien du « labo ». Cette expression traduit selon moi le climat de confiance, de convivialité et la cohérence générale qui se dégage de cette entité. Le labo, c'est l'endroit où l'on boit un café, puis deux, puis trois, quatre et ainsi de suite car la chose sur laquelle on travaille ne marche vraiment pas du tout et qu'on a besoin de remontant. Et à chaque café une personne différente est présente, une personne avec laquelle on peut refaire le monde, de la recherche bien sûr, mais pas que! Et les cellules sensorielles de cette

entité, me sont toutes chères et resterons gravées dans ma mémoire.

Je commencerai mon énumération, certainement non exhaustive, par les anciennes cellules, dont certaines ont quitté le nid. Anne, Anou et Christophe, votre exemple a été une grande source d'inspiration et le meilleur des modèles, merci à vous. Merci également à Freddy et Mitchelle pour le partage de leur expérience. Damien, merci pour ton soutien, pour tous tes efforts pour que nos systèmes fonctionnent ainsi que pour ton amitié. Lucien, merci pour toutes tes idées plus géniales les unes que les autres, mais aussi pour toutes ces discussions, de tout et de rien, toujours longues mais à chaque fois passionnantes. Quand j'évoque des discussions passionnées, Julie (JPOU) n'est jamais bien loin, la réunion scientifique sera toujours le moment de partage qu'on rêvait! Romain, merci pour ton soutien et les runnings sessions! De même pour Sam, merci pour avoir jeté de l'huile sur la flamme faiblissante du vélo, ce fut une réussite! Ton (ou plutôt tes) grain de folie me fera toujours sourire. Romain, merci également pour ta cofondation avec Emilien du club Turing, dont l'espace de partage a toujours été un bon moment. Émilien, ton intelligence, ta gentillesse et ta modestie t'ont mené et te mèneront loin, merci pour tout. En parlant du club Turing je veux aussi remercier Marc dont l'aide m'a maintes fois été précieuse. Amis geeks, j'ai encore aujourd'hui envie de me lever, longer le couloir et entrer dans votre bureau en disant « les gars, j'ai un problème de code », mais ce n'est plus possible... Je voudrais également remercier chaleureusement mes collègues de bureau dans les moments pas faciles de la rédaction, Julie (JKAB), Thérèse et Pauline, vous avez été au top! Un énorme merci à Julien, travailler avec toi fut un réel plaisir et ton stylo rouge m'a beaucoup aidé, même s'il recouvrait bon nombre de mes mots... Encore un merci pour Claire (CLAR) dont l'expertise règlementaire m'a beaucoup aidé pendant ces travaux, mais aussi dont l'amitié a été très appréciable. Je voudrais également remercier tous les autres membres du labo, Laura, JeanSeb, Paul, Maya, Laurent, Claire (CSCH), Yannick et Yannick ainsi que tous les autres pour tous les bons moments qu'ils m'ont apportés. Je tenais enfin à adresser un dernier remerciement aux « pièces rapportées » Nico et Marie-Caro, votre soutien ainsi que votre présence à ma soutenance m'ont réellement fait chaud au cœur. Merci à tous!

Je remercie également la Région Lorraine et le FEDER (Fond Européen pour le Développement Économique des Régions) pour leur soutien financier sans lesquels l'ensemble de mes travaux n'aurait pu être possible.

*À Nathalie, Benoît et leurs enfants.*

# Résumé

L'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) est une modalité d'imagerie médicale reposant sur l'utilisation de champs électromagnétiques pour acquérir des images du corps humain. Bien qu'appartenant à la catégorie des rayonnements non-ionisants (RNI), des effets transitoires peuvent être ressentis par les personnels travaillant à proximité d'une IRM. Ces travailleurs sont dits *exposés* aux champs électromagnétiques, même si les différents comités d'experts s'accordent pour dire qu'aucun effet d'accumulation de dose ou d'effet à long terme n'a été trouvé. Ces effets à court terme, allant d'un goût métallique au niveau de la bouche à la stimulation nerveuse et à l'échauffement, sont connus et identifiés. Ils peuvent néanmoins provoquer une gêne, voire un danger, pour le travailleur. Ces préoccupations concernent spécifiquement le champ magnétique permanent (de 1,5 T à 7 T) utilisé par l'IRM. Un groupement d'experts mandatés par l'Organisation Mondiale de la Santé (OMS) a ainsi déterminé l'évaluation de l'exposition des travailleurs au champ magnétique statique comme une priorité importante. Les travaux de cette thèse ont permis de répondre à cette demande en définissant et en implémentant un dispositif de mesure autonome et léger permettant la mesure, dans les trois directions de l'espace, de cette exposition ainsi que la caractérisation des mouvements du travailleur. La justesse de la mesure d'induction magnétique réalisée par le dispositif est garantie par une méthode de correction numérique prenant en compte les défauts de linéarité et d'orthogonalité du capteur. Basée sur les données du capteur, une méthode d'ajustement de la mesure d'induction magnétique a ensuite été définie. Cette méthode permet, à partir d'une mesure réalisée au niveau du torse du travailleur, d'extrapoler la valeur d'induction magnétique au niveau de la tête de celui-ci. Enfin, une validation pratique du dispositif de mesure a été effectuée à travers un suivi de l'exposition des travailleurs IRM de trois centres d'imagerie médicale : imagerie clinique, imagerie interventionnelle et IRM ultra hauts champs (7 T). Des méthodes d'extraction de métriques permettant l'analyse précise et la comparaison de l'exposition des travailleurs au champ magnétique statique ont été proposées. Les travaux présentés dans cette thèse ont ouvert des perspectives intéressantes, permettant de réaliser le suivi à long terme de l'exposition des travailleurs au champ magnétique statique de façon quasi autonome. De plus, une industrialisation des outils et méthodes définis a pu être réalisée et est actuellement en cours de validation.

**Mots-clés :** Imagerie par Résonance Magnétique - Exposition des travailleurs aux champs électromagnétiques - Exposition des travailleur au champ magnétique statique - Instrumentation - Mesure de l'induction magnétique

# Abstract

Magnetic Resonance Imaging (MRI) is a medical imaging modality using electromagnetic fields (EMF) in order to perform human body images. Even if these fields are Non-Ionizing Radiations (NIR), some transitory effects can be felt by the staff working in the vicinity of the MRI. Such workers are qualified as "exposed" to EMF, even if all expert comitees agree to say that no accumulative or long term effects have been identified yet. Short term effects are known and identified, such metallic taste in the mouth, nerve and muscle stimulation and to biologic tissue heating, which can be troublesome or dangerous. The main exposure concern comes from the MRI permanent static magnetic field (ranging from 1.5 T to 7 T). An expert comity, mandated by the World Health Organization (WHO), has therefore defined the evaluation of the exposure of the MRI workers to the static magnetic field as a priority. This was the focus of this PhD thesis. A light and autonomous static magnetic field monitor (called "exposimeter") has been developed. It allows the recording of the three-dimensional magnetic fields as well as workers' movements. Its magnetic induction measurement accuracy has been ensured by a specific calibration, which takes into account non-linearity and non-orthogonality of the magnetic sensors. Based on exposimeter data, a magnetic induction extrapolation method has then been developed. This method allows the estimation of the EMF exposure at the head with sensors placed on the torso. Finally, a practical validation of the device has been performed in multiple MRI clinical and research centers, included clinical MRIs (1.5 T and 3 T), an interventional MRI (1.5 T) and an ultra-high field MRI (7 T). Metrics have been defined in order to precisely analyze and compare workers exposure. All the works presented in this PhD thesis open new perspectives such as long term static magnetic field exposure follow-up. Moreover, industrial transfer of the device has been performed and is currently being validated.

**Key-words :** Magnetic Resonance Imaging - Workers exposure to electromagnetic fields - Workers exposure to static magnetic field - Monitoring devices - Magnetic induction measurement

# Liste des abréviations

**ADC** *Analog to Digital Converter*

**AGNIR** *Advisory Group for Non-Ionising Radiation*

**AIRP** *Associazione Italiana di RadioProtezione*

**AOP** Amplificateur OPérationnel

**BDD** Base De Données

**BMAS** *BundesMinisterium für Arbeit und Soziales*

**BR** *Basic Restriction*

**CAMMA** *Computed Analysis and Modelling of Medical Activities*

**CC** *Control Chart*

**CE** Communauté Européenne

**CEA** Commissariat à l'Energie Atomique

**CEE** Communauté Economique Européenne

**CHSCT** Comité d'Hygiène, de Sécurité et des Conditions de Travail

**CL** *Center Line*

**CS** *Chip Select*

**DAS** Débit d'Absorption Spécifique

**DIRECCTE** DIrection Régionale des Entreprises, de la Concurrence, de la Consommation, du Travail et de l'Emploi

**DM** Dispositif Médical

**DMI** Dispositif Médical Implanté

**DTE** Durée Totale d'Exposition

**ECG** ElectroCardioGramme

**EEPROM** *Electrically-Erasable Programmable Read-Only Memory*

**EHC** *Environmental Heatlth Criteria*

**EM** Electro-Magnétique

**eMMC** *embedded MultiMedia Card*

**ESMRMB** *European Society for Magnetic Resonance in Medicine and Biology*

**FDA** *Food and Drug Administration*

**FEDER** Fond Européen de Développement Economique des Régions

**GREEN** Groupe de Recherche en Electrotechnique et Electronique de Nancy

**I/O** *Input/Output*

**I2C** *Inter-Integrated Circuit*

**IADI** Imagerie Adaptative Diagnostique et Interventionnelle

**ICNIRP** *International Commission for Non-Ionizing Radiation Protection*

**IEEE-SA** *Institute of Electrical and Electronical Engineers Standard Association*

**IHM** Interface Homme-Machine

**ILO** *International Labour Organization*

**IMU** *Inertial Motion Unit*

**INRS** Institut National de Recherche et de Sécurité

**IRM** Imagerie par Résonance Magnétique

**IRPA** *International Radiation Protection Agency*

**ISMRM** *Iternational Society for Magnetic Resonance in Medicine*

**JFR** Journées Françaises de Radiologie

**LCL** *Lower Control Limit*

**MEMS** *MicroElectroMechanical Systems*

**MERM** Manipulateur en Electro-Radiologie Médicale

**MHD** MagnétoHydroDynamique

**MHRA** *Medicine and Healthcare Products Regulatory Agency*

**MISO** *Mother Input Slave Output*

**MOSI** *Mother Output Slave Input*

**MPU** *Motion Pricessing Unit*

**MRMD/MRRD** *Magnetic Resonance Medical Director / Magnetic Resonance Research Director*

**MRSE** *Magnetic Resonance Safety Expert*

**MRSO** *Magnetic resonance Safety Officer*

**OMS** Organisation Mondiale de la Santé

**ONU** Organisation des Nations Unies

**PCB** *Printed Circuit Board*

**PPMS** *Physical Property Measurement System*

**QFN** *Quad Flat No-Leads Package*

**RAM** *Random Access Memory*

**RE** *Relative Error*

**RF** RadioFréquence

**RI** Rayonnement Ionisant

**RL** *Reference Level*

**RMN** Résonance Magnétique Nucléaire

**RNI** Rayonnement Non-Ionisant

**ROM** *Read-Only Memory*

**SAR** *Specific Absorption Rate*

**SCK** *Serial ClocK*

**SCL** *Serial Clock Line*

**SD** *Secure Digital*

**SDA** *Serial Data Line*

**SFPM** Société Française de Physique Médicale

**SFRP** Société Française de RadioProtection

**SPC** *Statistical Process Control*

**SpinE** *Spin Equipment*

**TED** *Total Exposure Duration*

**TEV** *Total Exposure Variation*

**TVMF** *Time-Varying Magnetic Field*

**TWA** *Time-Weighted Average*

**TWCF** *Time-Weighted Cost Function*

**TWI** *Two Wire Interface*

**UCL** *Upper Control Limit*

**UE** Union Européenne

**UNEP** *United Nation Environment Program*

**VA** Valeur déclenchant l'Action

**VLE** Valeur Limite d'Exposition

**VTE** Variation Totale d'Exposition

**WHO** *World Health Organization*

# Table des matières

**Remerciements** **i**

**Résumé** **ix**

**Abstract** **xi**

**Liste des abréviations** **xiii**

**Introduction générale** **xxix**

**1 Contexte, généralités et état de l'art** **1**

1.1 Généralités et historique des normes et standards . . . . . 3

1.2 Décret 2016-1074 : cadre légal français, recommandations et obligations pour les travailleurs IRM . . . . . 10

1.3 Électromagnétisme . . . . . 20

1.4 L'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) . . . . . 35

1.5 Notions générales de protection face aux risques liés à l'IRM . . . . . 43

1.6 Effets des champs électromagnétiques sur l'homme . . . . . 49

1.7 Conclusion, discussion et problématique . . . . . 59

**2 Exposimètre IRM** **61**

2.1 Introduction . . . . . 62

2.2 Développement d'un dispositif de mesure spécifique . . . . . 67

2.3 Validation de la mesure de mouvements . . . . . 80

2.4 Validation de la mesure d'induction magnétique . . . . . 80

2.5 Correction numérique de la non-orthogonalité . . . . . 93

2.6 Conclusion, discussion et perspectives . . . . . 107

**3 Ajuster la mesure d'induction magnétique 111**

3.1 Problématique . . . . . 113

3.2 Explorations . . . . . 114

3.3 Extrapolation tête / torse : méthodes, travaux menés et perspectives . . . . . 124

3.4 Conclusion, discussion et perspectives . . . . . 142

**4 Expérimentations sur travailleurs 143**

4.1 Problématique . . . . . 145

4.2 Définition des métriques . . . . . 148

4.3 Développement d'outils de mesure et d'analyse adaptés . . . . . 156

4.4 Mise en place pratique . . . . . 164

4.5 Résultats . . . . . 165

4.6 Discussion et conclusion . . . . . 170

4.7 Validations et perspectives . . . . . 173

**Conclusion générale, discussions et perspectives 175**

# Liste des figures

1.1 Illustration rapide des VLE (Valeurs Limites d'Exposition) et VA (Valeurs déclenchant l'Action) utilisées par les différentes lignes directrices de protection du travailleur face aux champs électromagnétiques. Les VLE sont les valeurs non mesurables induites dans le corps humain et les VA sont des extrapolations de ces valeurs, directement mesurables à proximité du travailleur. . . . . 4

1.2 Vision générale du décret 2016-1074. . . . . 12

1.3 Schéma détaillé des différents éléments présents dans le décret 2016-1074. . . . . 16

1.4 Schéma simplifié de l'application du décret 2016-1074 pour l'utilisation d'IRM. . . 17

1.5 Illustration, issue de [Habash, 2007], des deux représentations possibles du champ E pour une charge isolée (à gauche) et pour deux sets de charges de signes opposés (à droite). . . . . 23

1.6 Exemple de répartition du champ magnétique statique généré par un aimant théorique. Le rectangle noir et rouge illustre un aimant comme un dipôle. Le champ magnétique (lignes noires) part donc d'un pôle pour boucler vers l'autre pôle. . . . 25

1.7 Exemple de répartition de lignes de champ (ou lignes isogauss) sur un aimant théorique. Les rectangles noir et rouge illustrent un aimant comme un dipôle. . . . 26

1.8 Représentation spatiale 2D des lignes de champ magnétique (lignes isogauss) donnée par le constructeur Siemens, pour une IRM Siemens Skyra 3 T. . . . . 27

1.9 Exemple théorique de modification des lignes de champ par un matériau amagnétique (A), paramagnétique (B), ferromagnétique (C) et diamagnétique (D). . . . 29

1.10 Illustration de l'orthogonalité entre la composante électrique ($\vec{E}$) et la composante magnétique ($\vec{B}$) d'une onde électromagnétique. Schéma issu du site wikipedia.org. . . . . 33

1.11 Spectre électromagnétique : classification des ondes électromagnétiques en fonction de leur utilisation et de leur effet ionisant ou non-ionisant. . . . . 35

1.12 Illustration de $\vec{\mu}$, moment magnétique nucléaire, du mouvement de précession au niveau du noyau atomique et de la force mécanique présente lors de l'application d'un champ magnétique ($\vec{B}_0$) externe. . . . . 37

1.13 Illustration du principe de génération d'images par imagerie par résonance magnétique (IRM). . . . . 39

1.14 Illustration simplifiée de la bobine supra-conductrice responsable de la génération du champ magnétique statique. Les anneaux en gris représentent les éléments de génération du champ et ceux en blanc représentent les éléments de génération du contre-champ. . . . . 40

1.15 Illustration simplifiée des bobines (en blanc) de Helmoltz (pour $G_z$ en A) et de Golay (pour $G_x$ en B et $G_y$ en C) utilisées pour créer les gradients de codage spatial. 42

1.16 Illustration des pictogrammes utilisés pour définir un dispositif comme *MR conditional* (A), *Mr safe* (B) ou *MR unsafe* (C). . . . . 49

2.1 Photographie du teslamètre mono-axe 410 commercialisé par *LakeShore cryotonics*. 63

2.2 Photographie du teslamètre trois axes THM1176 commercialisé par *Metrolab*. A : vue d'ensemble du dispositif et B : vue détaillée et éclatée de la sonde de mesure. . 63

2.3 Schéma de principe du dispositif de mesure de l'exposition au champ magnétique statique. . . . . 69

2.4 Schémas présentant les entrées/sorties du capteur de mouvements utilisé, le MPU 6000 (InvenSens, Inc, Etats-Unis) dans un boîtier QFN (à gauche) et les axes de mesures du MPU 6000 (à droite). Extrait de la documentation technique du capteur. . . . . 71

2.5 Séquence permettant l'écriture de données sur un registre spécifique du MPU. . . 72

2.6 Séquence permettant la lecture de données provenant d'un registre spécifique MPU. . . . . 72

2.7 Exemple de mesures d'accélération (en haut) et de vitesse angulaire (en bas) obtenues avec le MPU6000 sur un travailleur pour des mouvements normaux (pas de consigne particulière). . . . . 74

2.8 A : photographie du capteur Hall utilisé. B : montage des capteurs à effet Hall sur la carte électronique du dispositif de mesure. . . . . 75

2.9 Photographie de la carte SD utilisée pour le stockage (A et B), de sa connectique (B) et du socket utilisé pour la connecter au PCB (C). . . . . 76

2.10 A : carte Arduino pro mini, microcontrôleur utilisé dans le projet. B : batterie 3,7 V, 600 mAh non magnétique (PGEB-NM053040). . . . . 77

2.11 Schéma simplifié de la connectique du dispositif. . . . . 78

2.12 Implémentation finale du dispositif : A : face recto, B : face verso et C : assemblé. . 79

2.13 Chargeur pour batteries lithium-ion (TP4056, B) et version assemblée (A) permettant la recharge du dispositif. . . . . 80

2.14 Illustration de l'effet Hall, $V_H$ = tension de Hall. . . . . 81

2.15 Illustration de l'effet de saturation d'un capteur à effet Hall. . . . . 82

2.16 Illustration du cryostat PPMS (Quantum Design) utilisé pour la caractérisation du capteur à effet Hall. . . . . 83

2.17 Schéma de fonctionnement du PPMS (Quantum Design) utilisé pour la caractérisation du capteur à effet Hall (à gauche) et PCB propriétaire où monter le capteur à tester (à droite). . . . . 84

2.18 Schéma récapitulatif de la mesure effectuée sur deux capteurs Hall séquentiellement à chaque palier de densité de champ sur le PPMS. AOP = amplificateur opérationnel. . . . . 85

2.19 Résultat obtenu pour la caractérisation du premier capteur à effet Hall : tension mesurée en sortie du capteur (en V) par rapport à la densité de flux magnétique incidente (en T). Les points noirs correspondent aux points de mesure et la courbe noire correspond à leur approximation rationnelle. . . . . 86

2.20 Exemple de mesure d'induction magnétique au cour du temps pour un allumage et une extinction à l'intérieur d'une IRM 3 T. L'axe noir représente la norme du vecteur de champ. Les trois axes grisés représentent chacune de ses trois composantes spatiales. . . . . 88

2.21 Exemple de mesure d'induction magnétique variable autour d'une IRM 3 T : allumage à l'extérieur du tunnel, entrée dans le tunnel, sortie du tunnel puis extinction à l'extérieur. L'axe noir représente la norme du vecteur de champ et les trois axes grisés chacune de ses trois composantes spatiales. . . . . 88

2.22 Exemple de mesure d'induction magnétique au cours du temps pour un allumage et une extinction à l'intérieur d'une IRM 3 T. Des mouvements aléatoires sont appliqués au dispositif pendant son utilisation. L'axe noir représente la norme du vecteur de champ et les trois axes grisés chacune de ses trois composantes spatiales. 89

2.23 Mesure d'induction magnétique avec mouvements aléatoires en champ homogène à 3 T avant (bleu) et après avoir amplifier la non-orthogonalité des capteurs à effet Hall. . . . . 90

2.24 Design 3D (en haut à gauche), impression 3D (en haut à droite) et implantation (en bas) d'un support de positionnement des capteurs à effet Hall. . . . . 91

2.25 Mesure d'induction magnétique avec mouvements aléatoires en champ homogène à 3 T avec (rouge) et sans (bleu) support de positionnement des capteurs à effet Hall. . . . . 92

2.26 Plan général de l'évaluation de la méthode de correction sur données simulées (A), réelles (B) et pour 16 autres dispositifs (C). . . . . 97

2.27 Illustration, à partir d'une CAO du capteur à effet Hall, des rotations appliquées à ce capteur pour simuler la non-orthogonalité du capteur. Les vues droites correspondent à des projections deux-dimensions des faces colorées en rouge sur les vues de gauche. . . . . 99

2.28 Observation des erreurs de positionnement possibles sur un capteur à effet Hall. . 99

2.29 Résultat du processus d'optimisation sur données simulées. Les points en rouges correspondent aux données simulées envoyées en entrée de l'optimisation de Powell. Les points bleus correspondent aux données obtenues en sortie de cette optimisation. . . . . 101

2.30 Erreurs d'angles obtenues en simulation. Les vecteurs gris correspondent au système orthogonal initial. Les vecteurs noirs correspondent au système tronqué (système non-orthogonal). Les erreurs d'angles sont exprimées en différences par rapport à un angle de 90°. . . . . 101

2.31 Vérification de la sortie de l'optimisation de Powell sur simulation d'induction magnétique croissante puis décroissante à 3 T (à gauche) et à 1,5 T (à droite). Les points rouges et bleus correspondent respectivement aux mesures avant et après correction. . . . . 102

2.32 Erreur relative (RE) calculée pour des mesures simulées à 3 T (à gauche) et à 1,5 T (à droite). $RE_m$ (en rouge) et $RE_c$ (en bleu) correspondent aux RE respectivement avant et après application de la correction. . . . . 102

2.33 Résultats du processus d'optimisation de Powell sur données réelles. Les points en gris correspondent aux mesures passées en entrée de l'optimisation et les points noirs sont les données obtenues en sortie (après correction). . . . . 103

2.34 Vérification des paramètres de calibration obtenus en sortie de l'optimisation de Powell sur mouvement linéaire (entrée et sortie) de la table de l'IRM à 3 T (gauche) et 1,5 T (droite). Les points en gris représentent les mesures avant correction et ceux en noir après correction. . . . . 103

2.35 Mesure de reproductibilité pour vérifier les paramètres de calibration obtenus en sortie de l'optimisation de Powell. Les erreurs relatives (RE) ont été calculées pour treize acquisitions à 3 T (à gauche) et cinq acquisitions à A,5 T (à droite). $RE_m$ (en noir) et $RE_c$ (en gris) correspondent respectivement aux RE avant et près application de la correction. . . . . 104

2.36 Vérification des paramètres de calibration obtenus en sortie de l'optimisation de Powell pour quatre acquisitions obtenues pour un mouvement de rotation de 360° en champ homogène à 3 T (en haut) et 1,5 T(en bas), avec le capteur positionné à plat (à gauche) et sur la tranche (à droite) . . . . . 104

2.37 Résultat de monitorage du champ magnétique statique obtenu sur un travail IRM pendant 350 minutes de travail en conditions normales à proximité d'une IRM 3 T et d'une IRM 1,5 T. Les points rouges et bleus correspondent respectivement aux mesures avant et après correction. . . . . 105

2.38 Validation de la méthode de correction sur seize dispositifs pour des mesures sur plateforme rotative à plat (figures de gauche) et sur la tranche (figures de droite) à 3 T (figures du haut) et à 1,5 T (figures du bas). $RE_m$ (en noir) et $RE_c$ (en gris) correspondent respectivement aux erreurs relatives (RE) avant et près application de paramètres de corrections précédemment définis. Une optimisation de Powell différente a par conséquent dû être effectuée pour chaque dispositif. . . . . 106

3.1 Différence d'exposition au champ magnétique mesurée sur déplacement simple à proximité d'une IRM 3 T sur deux volontaires de taille différente (volontaire 1 : 147 cm et volontaire 2 : 187 cm). . . . . 114

3.2 Exemple de mesure de dispersion de l'induction magnétique mesurée au niveau de la tête (en bleu) et du torse (en rouge) sur un volontaire sain, pour le branchement d'une antenne (en rouge à gauche) et le positionnement d'un fantôme sur la table (en jaune à droite). . . . . 116

3.3 Exemple d'affichage comparatif entre niveau d'exposition mesuré au niveau du torse (en abscisse) et de la tête (en ordonnée) pour un volontaire. Les zones du protocole d'expérimentation ont pu être retrouvées. . . . . 117

3.4 Exemple d'affichage comparatif entre niveau d'exposition mesuré au niveau du torse (en abscisse) et de la tête (en ordonnée) pour deux volontaires différents. . . 118

3.5 Exemple d'affichage comparatif entre niveau d'exposition mesuré au niveau du torse (en bleu) et de la tête (en rouge) pour une acquisition effectuée sur un manipulateur effectuant un examen clinique sur une IRM 7 T. . . . . 120

3.6 Exemple d'affichage comparatif entre niveau d'exposition mesuré au niveau du torse (en bleu) et de la tête (en rouge) pour une acquisition effectuée sur un radiologue interventionel pendant une opération guidée par l'image sur une IRM 1,5 T. . . . . 122

3.7 Exemple de carte de champ générée en fonction des paramètres de l'aimant de l'IRM 1,5 T. L'axe Z (ordonnées) mesure 3 m et l'axe R (abscisse) mesure 5 m. 500 points ont été générés par axe. . . . . 126

3.8 Illustration de la symétrie des cartes de champs autour de l'axez Z : toute carte correspondant aux axes bleus correspond à la carte de champ générée à droite. . . 126

3.9 Illustration de la symétrie utilisée pour définir une nouvelle carte de champ à une hauteur h de la carte de champ initiale. . . . . 127

3.10 Illustration du problème de distance concernant le plan de référence. . . . . 127

3.11 Illustration modèle pour l'extrapolation tête / torse : hypothèse de départ. . . . . 131

3.12 Illustration modèle pour l'extrapolation tête / torse : hypothèse lorsque le corps se penche vers l'avant. . . . . 132

3.13 Correspondance, sur l'axe noir (axe du champ magnétique statique en Y et Z fixés), entre une distance à l'origine ($dx_i$) et la valeur de l'induction magnétique correspondante ($\mathrm{SMF}_i$). . . . . 132

3.14 Illustration modèle pour l'extrapolation tête / torse : paramètres à définir. . . . . 133

3.15 Illustration de la chronologie du protocole de validation de la méthode d'extrapolation. . . . . 134

3.16 Illustration de la synchronisation temporelle effectuée entre les deux capteurs, suppression des données en début (en haut) et en fin d'acquisition (en bas). La flèche temporelle représente dans chaque cas le timestamp du capteur. Les données supprimées le sont à la fois sur le timestamp, mais aussi sur les autres données capteurs (induction magnétique, accéléromètre et gyroscope). . . . . 136

3.17 Illustration de la méthode utilisée pour ré-échantillonner les données capteur. L'extrapolation effectuée correspond à la moyenne arithmétique. . . . . 136

3.18 Illustration de la méthode utilisée pour traiter les données du gyroscope et récupérer l'information de position angulaire. fe = fréquence d'échantillonnage. . . . . 137

3.19 Résultat de la synchronisation des données issues de l'axe X du gyroscope lors de la première réalisation du protocole. A : avant synchronisation ; B : après synchronisation et C : après synchronisation et ré-échantillonnage. . . . . 138

3.20 Résultat de la synchronisation et du ré-échantillonnage des données issues de l'axe X du gyroscope pour la première réalisation du protocole (A), la seconde réalisation (B) et la troisième (C). . . . . 138

3.21 Résultat de la synchronisation et du ré-échantillonnage des données issues de l'axe X du gyroscope (A) et de la norme du vecteur d'induction magnétique (B) après sélection du signal d'intérêt uniquement. . . . . 139

3.22 Résultat du traitement appliqué aux données enregistrées par l'axe X du gyroscope pour le capteur positionné sur le torse de la première acquisition. A : vitesse angulaire au cours du temps ; B : variation angulaire au cours du temps et C : position angulaire absolue au cours du temps. . . . . 140

3.23 Position angulaire absolue issue des données de l'axe X du gyroscope du torse pour la première acquisition (A), la seconde (B) et la troisième (C). . . . . 140

3.24 Résultat de l'extrapolation de l'exposition de la tête à partir de la mesure du torse pour la première acquisition (A), la seconde (B) et la troisième (C). . . . . 141

4.1 Exemple de graphique de contrôle (CC) défini par [Benneyan, 1995]. UCL = limite haute, LCL = limite basse et CL = limite centrale. Les points noirs correspondent aux événements enregistrés et les points rouges correspondent aux événements indésirables ou non-naturels. . . . . 155

4.2 Représentation 3D du boîtier et du couvercle spécifiquement dessinés pour l'exposimètre. . . . . 156

4.3 Boîtier et couvercle du dispositif de mesure après impression. . . . . 157

4.4 Passant et clip support permettant une fixation plus aisée du dispositif sur le travailleur. . . . . 157

4.5 Schéma de principe des outils permettant le suivi à long terme de l'exposition au champ magnétique statique. SD = carte SD où les données sont enregistrées. Badge = dispositif de mesure autonome et portable. . . . . 159

4.6 Présentation générale du logiciel de traitement et de gestion des données d'exposition. BDD = Base De Données. . . . . 159

4.7 Présentation des deux tables présentes dans la base de données SQLITE. . . . . 160

4.8 Fenêtre d'identification permettant d'accéder à l'interface utilisateur ou à l'interface administrateur. . . . . 160

4.9 Interface administrateur en mode "Mesures" et "Acquisition unique". 1 : panneau de contrôle ; 2 : panneau d'affichage de l'exposition ; 3 : bouton d'import de données d'exposition (.CSV) ; 4 : commutateur "Gestion utilisateurs" (ajout, suppression) / "Mesures" (acquisition unique ou multiples) ; 5 : commutateur "Acquisition unique" / "Suivi des acquisitions" (acquisitions multiples) ; 6 : liste déroulante de sélection des utilisateurs ; 7 : liste déroulante de sélection des acquisitions (pour l'utilisateur sélectionné) ; 8 : bouton de redémarrage (déconnexion) ; 9 : bouton permettant l'export de l'exposition afficher vers un pdf (rapport d'exposition). . . . . 161

4.10 Interface administrateur en mode "Mesures" et "Suivi des acquisitions", affichage d'un suivi de l'exposition entre plusieurs acquisitions. 1 : Sélection de l'utilisateur ; 2 : sélection de l'acquisition de début ; 3 : sélection de l'acquisition de fin. . . . . 162

4.11 Interface administrateur en mode "gestion utilisateurs" et "Ajouter utilisateur" permettant l'ajout d'un nouvel utilisateur à partir d'un identifiant unique renseigné dans la zone (1) et d'un mot de passe renseigné dans la zone (2) et après validation par le bouton (3). . . . . 162

4.12 Interface administrateur en mode "Gestion utilisateur" et "Supprimer utilisateur" : suppression de l'utilisateur sélectionné par la liste déroulante (1) après validation via le bouton (2). . . . . 163

4.13 Interface utilisateur en mode "Acquisition unique". 1 : panneau de contrôle ; 2 : affichage de l'exposition ; 3 : bouton permettant la lecture de données d'exposition .CSV ; 4 : bouton permettant la sauvegarde de l'exposition vers la BDD ; 5 : commutateur entre acquisition unique et suivi de plusieurs acquisitions ; 6 : liste déroulante permettant d'afficher une exposition précédemment sauvegardée ; 7 : bouton de déconnexion ; 8 : bouton de génération d'un rapport d'exposition pdf. . 163

4.14 Interface utilisateur en mode "Suivi des acquisitions". 1 : acquisition de début ; 2 : acquisition de fin. . . . . 163

4.15 Graphique x de contrôle qualité effectué sur les trente premières valeurs pics de la norme du vecteur d'induction magnétique. UCL = limite haute, CL = ligne centrale et LCL = limite basse. . . . . 166

4.16 Graphique x de contrôle qualité effectué sur les trente premières valeurs TWA de la norme du vecteur d'induction magnétique. UCL = limite haute, CL = ligne centrale et LCL = limite basse. Les points rouges représentent un dépassement de l'UCL et les points jaunes correspondent à des acquisitions répondant à au moins l'une des huit règles de contrôle qualité. . . . . 166

4.17 Graphique x de contrôle qualité effectué sur les trente premières DTE de la norme du vecteur d'induction magnétique. UCL = limite haute, CL = ligne centrale et LCL = limite basse. . . . . 166

4.18 Exemple de rapport généré automatiquement pour une acquisition isolée. A : norme du vecteur d'induction magnétique au cours du temps ; B : durée totale d'exposition (DTE, temps total passé au delà de 0,025 T) ; C : pic d'exposition. Les limites en rouge représentent la limite du décret 2016-1074 pour le champ magnétique statique, celles en jaunes sont les UCL calculées précédemment. D : durée d'exposition pour les différentes plages d'induction magnétique (e, bleu) avec les durées moyennes de l'équipe (en vert) ; F et G : diagrammes circulaires des durées d'exposition sous différentes plages d'induction magnétiques définies en E. . . . . 168

4.19 Exemple de rapport généré automatiquement pour un suivi de dix acquisitions effectuées sur un même travailleur. A : variations des pics d'induction magnétique ; B et C : moyenne de la DTE et moyenne des valeurs pics calculées entre toutes les acquisitions ; E : suivi des différentes durées d'expositions pour les plages d'induction magnétique définies en D. . . . . 169

4.20 Présentation générale du projet d'industrialisation du capteur. . . . . 179

4.21 Représentation du cahier des charges techniques fourni au sous-traitant pour l'industrialisation des badges. . . . . 180

4.22 Prototype industriel de station d'accueil et de badge. . . . . 181

# Liste des tableaux

1.1 Valeurs limites pour les effets directs définies dans le décret 2016-1074 appliquées aux champs électromagnétiques de l'IRM. * : 2 T correspond à la valeur limite pour une exposition localisée de la tête et 8 T pour une exposition des membres. . . . . 11

3.1 Comparaison entre exposition de la tête et du torse pour un manipulateur IRM à 7 T : valeur moyenne, maximale et totale d'exposition sur quatre examens cliniques.120

3.2 Comparaison entre exposition de la tête et du torse pour deux radiologues interventionnels à 1,5 T : valeur moyenne, maximale et totale d'exposition sur deux opérations guidées par IRM. Les valeurs égales à 0 signifient que la valeur calculée est trop faible pour être significative. . . . . 123

4.1 Plages d'induction magnétique permettant la définition de durée d'exposition. . . 152

4.2 Plages de variation d'induction magnétique permettant la définition de durée d'exposition. . . . . 153

# Introduction générale

L'IRM est une technique d'imagerie médicale permettant d'obtenir des images tomographiques du corps humain basées sur la résonance magnétique des noyaux de certains atomes, principalement le proton de l'eau. Pour pouvoir acquérir une image, trois champs électromagnétiques (champs EM ou EMF pour *Electromagnetic field*) différents sont nécessaires : un champ magnétique statique présent de façon permanente ainsi que des gradients de champ magnétique et des impulsions radiofréquence présents uniquement lors de l'acquisition d'images. Ces champs ne sont pas confinés à l'intérieur de l'appareil mais diffusent également autour. Le CNRTL (Centre National des Ressources Textuelles et Linguistiques) définie le terme *exposition* comme l'"*action de disposer de manière à soumettre à l'action de*" ou le "*fait d'être soumis à l'action de*". Un travailleur évoluant à proximité d'une IRM est susceptible d'être exposé aux trois champs électromagnétiques précédemment définis. *L'exposition des travailleurs aux champs électromagnétiques émis par l'IRM*, ou plus simplement *exposition des travailleurs* correspond ainsi au fait qu'un travailleur soit soumis aux champs EM émis de l'IRM. Le champ magnétique statique est particulièrement impliqué dans l'exposition des travailleurs. Permanent et intense (plusieurs dizaines de milliers de fois le champ terrestre), toute personne évoluant à proximité d'une IRM est exposé à ce champ statique. En routine clinique et en dehors de certains cas particuliers, un travailleur IRM est très rarement présent à proximité de l'appareil lors de l'acquisition d'images, le champ magnétique correspond donc de loin à la proportion la plus importante de son exposition quotidienne.

L'IRM est une technologie en pleine croissance. [Gowland, 2005] a estimé à 800 000 le nombre d'examens IRM au Royaume-Uni en 2005, soit entre 1 % et 2 % de la population de cette époque. Cette même étude rapporte, toujours pour le Royaume-Uni, que le nombre d'appareils IRM est passé de 10 en 1991 à 400 en 2005. Le nombre d'examens passés depuis les débuts de l'IRM jusqu'en 2006 a été estimé à 200 millions par l'OMS (Organisation Mondiale de la Santé, [Repacholi et al., 2006]). 682 000 examens IRM ont été effectués en 2008 aux Pays-Bas ([Schaap et al., 2013]). Le nombre de dispositifs IRM dans le monde est estimé à plus de 30 000 aujourd'hui. [Schaap et al., 2013] a estimé à plus de 7 000 le nombre de personnes, en 2013 aux Pays-Bas, étant amenées, dans le cadre de leur activité professionnelle, à être à proximité d'un IRM. Toujours en 2013, ce nombre a été estimé par [Hansson Mild et al., 2013] à 100 000 à travers l'Europe. Bien qu'appartenant à la catégorie des *rayonnements non-ionisants* (RNI) n'induisant pas d'ionisation du matériel biologique, le nombre de travailleurs concernés étant important et encore en croissance, l'exposition des travailleurs aux champs EM est un élément préoccupant qui nécessite une étude approfondie pour en estimer les niveaux d'exposition.

Plusieurs sociétés internationales se sont intéressées à la question de l'exposition des travailleurs aux RNI. Après une analyse bibliographique poussée, les membres de l'ICNIRP (*International Commission for Non-Ionizing Radiation Protection*) ainsi qu'un groupement d'ex-

perts mandatés par l'OMS (Organisation Mondiale de la Santé) ont pu identifier un ensemble d'effets biologiques à court terme ressentis lors de l'exposition à certains types d'ondes EM. Ils s'accordent également pour dire qu'aucune étude ne permet à ce jour d'affirmer ou d'infirmer d'éventuels effets à long terme des RNI sur la santé. Cependant, les conclusions tirées par ces sociétés mettent en avant un important manque de données scientifiques permettant de tirer des conclusions réelles et sérieuses sur ces effets éventuels, particulièrement concernant les populations de travailleurs très exposées comme les travailleurs IRM. L'OMS a ainsi définie l'évaluation de l'exposition au champ magnétique statique des travailleurs IRM comme une priorité élevée.

Par ailleurs, la répartition des champs EM induits par l'IRM dans l'espace est complexe. Une même tâche réalisée par un même travailleur peut provoquer une exposition différente juste en modifiant la position de ce dernier. Cette différence concerne particulièrement le champ magnétique statique de part la variété de mouvements effectués par le travailleur à proximité de l'IRM, notamment pour la préparation du patient ou le nettoyage de la machine. Proposer un outil permettant au travailleur d'analyser son exposition en fonction de son positionnement à proximité de l'IRM ou des gestes qu'il effectue pourrait lui permettre de réduire son exposition.

# Cadre et objectifs de thèse

## Objectifs

Les travaux menés dans ce rapport ont pour objectif de répondre aux interrogations définies précédemment. L'idée principale est l'étude et l'analyse de l'exposition aux champs EM des travailleurs IRM ainsi que l'étude de la faisabilité de la mise en place d'un moyen de suivi et de contrôle de l'exposition au champ magnétique statique de ces mêmes travailleurs. La réponse à la problématique a été envisagée à travers plusieurs objectifs :

1. Étudier et analyser les valeurs limites, recommandations et obligations définies par les standards et la législation française permettant d'assurer la santé et la sécurité des travailleurs face aux champs EM.
2. Concevoir, implémenter et tester des outils de mesures et d'analyse de l'exposition des travailleurs au champ magnétique.

## Structure d'accueil

Ce travail de thèse s'est déroulé au sein du laboratoire IADI (Imagerie Adaptative, Diagnostique et Interventionnelle), composante de la faculté de médecine de l'université de Lorraine, composante INSERM (Institut National de la Santé et de la Recherche Médicale) U947 et hébergé au CHRU (Centre Hospitalier Régional Universitaire) de Nancy Brabois. Il s'agit d'une structure mixte, composée du laboratoire de recherche fondamentale, et d'un CIC-IT (Centre d'Investigations Cliniques - Innovations Technologiques), structure dédiée à la valorisation et à la validation de dispositifs médicaux et de techniques d'acquisitions IRM.

### Projet de recherche

Ce travail de travail de thèse s'inscrit et est financé par le programme de recherche, collaboratif avec le secteur industriel, *SpinE* (pour *Spin Equipment*). Sur des fonds accordés par l'Union Européenne (FEDER pour Fond Européen de Développement Économique des Régions), l'objectif général de ce projet est de créer, développer et produire des technologies permettant l'amélioration de la sécurité des personnels et des patients autour de l'IRM. Les travaux présentés dans ce rapport ont été effectués en lien avec la société *Healtis* (*Healtis MRI Safety*, Nancy, France) et ont pour objectif la commercialisation de dispositifs et méthodes permettant la mesure, l'analyse et le suivi de l'exposition aux champs EM du travailleur IRM, ainsi que l'amélioration de sa sécurité.

## Axes de recherche

La réponse à la problématique a été envisagée en trois sections. La première s'intéresse au développement et à la validation d'un dispositif de mesure du champ magnétique statique. La seconde envisage une technique permettant d'affiner la mesure effectuée par le dispositif. La troisième section concerne la mise en application pratique de la mesure de champ magnétique au sein de plusieurs unité IRM.

Le premier chapitre correspond à l'ensemble des éléments de contextualisation nécessaire à la compréhension des travaux. Après avoir listés et définis les différents standards et normes concernant la santé et la sécurité des travailleurs face aux champs EM, nous nous intéresserons à la législation française sur ce domaine. Une analyse des recommandations et obligations fournies aux employeurs pour garantir la sécurité de leurs employés sera discutée au regard du cas particulier qu'est l'IRM. Les grands principes d'électromagnétisme et de fonctionnement d'une IRM seront ensuite amenés, permettant de bien définir les sources de rayonnements non-ionisants présentes dans l'environnement IRM. Des notions de sécurité IRM seront ensuite apportées permettant de renforcer l'analyse de la sécurité du travailleur. Enfin, les effets avérés des RNI sur les tissus biologiques seront détaillés au regard des champs EM émis par l'IRM.

Le second chapitre s'attache à définir, implémenter et valider un dispositif léger et autonome de mesure du champ magnétique au cours du temps. Après avoir effectué un état de l'art des outils existants, tant dans le milieu de la recherche scientifique que de l'industrie, le développement technique du dispositif sera détaillé. Une méthodologie complète de calibration du dispositif, permettant la correction de la non-linéarité et de la non-orthogonalité du capteur, sera ensuite amenée. Cette méthodologie sera enfin testée sur différents champs magnétiques et en conditions réelles.

Le troisième chapitre s'intéresse à la dispersion du champ magnétique statique dans l'espace environnant le travailleur, plus particulièrement à la différence d'exposition entre la tête et le torse d'un même travailleur. Des travaux préliminaires y sont, dans un premier temps, détaillés. Puis, dans un second temps, une méthode permettant l'extrapolation est définie, testée et validée. Celle-ci permet d'extrapoler l'exposition de la tête à partir d'une mesure effectuée au niveau du torse par le dispositif défini précédemment.

Le quatrième chapitre consiste en une validation du dispositif en conditions réelles. Un état de l'art des mesures d'exposition des travailleurs IRM au champ magnétique y est proposé. Les différentes métriques permettant l'analyse de cette exposition sont ensuite discutées. Basés sur ces discussions, des outils autonomes d'analyse des données d'exposition sont ensuite définis et implémentés. Ces outils sont enfin testés dans trois centres IRM partenaires.

Le cinquième et dernier chapitre dresse des conclusions et discussions sur l'ensemble des travaux menés dans ce rapport et établi les perspectives envisageables, notamment à travers l'industrialisation des travaux présentés dans ce rapport.

# Contributions et publications

Les travaux présentés dans ce rapport ont donnés lieu à plusieurs publications listées ci-dessous :

## Articles de revue

- B. Chen, N. Weber, F. Odille, C. Large, A. Delmas, L. Bonnemains, J. Felblinger. "Design and Validation of a Novel MR-Compatible Sensor for Respiratory Motion Modelling and Correction". *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Volume : 64, Issue : 1, Jan. 2017.

- A. Delmas, L. Belguerras, N. Weber, F. Odille, C. Pasquier, J. Felblinger, P. A. Vuissoz. "Calibration and non-orthogonality correction of three-axis Hall sensor for the monitoring of MRI workers' exposure to static magnetic fields". *Bioelectromagnetics (BEM)*. 2016. (en révision)

- A. Delmas, N. Weber, J. Piffre, C. Pasquier, J. Felblinger, P. A. Vuissoz. "MRI 'Exposimetry' : how to analyze, compare and represent worker exposure to static magnetic field?". *Radiation Protection Dosimetry*. 2016. (en révision)

- A. Delmas, C. Dessale, C. Pasquier, D. Vetter, P. A. Vuissoz, J. Felblinger. "Décret n° 2016-1074 relatif à la protection des travailleurs contre les risques dus aux champs électromagnétiques. Application à l'Imagerie par Résonance Magnétique." Radioprotection, journal de la Société Française de Radioprotection (SFRP). 2016. (en révision)

## Présentations de congrès

- J. Felblinger, C. Large, A. Delmas, C. Pasquier. "Directive 2013/35/UE en Imagerie par Résonance Magnétique (IRM)". Journées annuelles de la section Rayonnements Non-Ionisants (RNI) de la Société Française de Radioprotection (SFRP). Paris, 2013.
- J. Felblinger, C. Large, A. Delmas, C. Pasquier. "Magnetic Resonance Imaging (MRI) and occupational exposure to EMF, Directive 2013/35/EU on occupational exposure to elec-

tromagnetic fields". International Commission on Occupational Health (ICOH). Paris, 2014.

- A. Delmas, N. Weber, P. A. Vuissoz, J. Felblinger, C. Pasquier. "'Dosimétrie' pour le travailleur en environnement IRM". Journées Françaises de Radiologie (JFR). Paris, 2014. Exposé Oral.

- A. Delmas, N. Weber, P. A. Vuissoz, C. Pasquier. "MR dosimeter position for MR staff occupational exposure". Workshop *MRI safety* de l'*International Society for Magnetic Resonance in Medicine (ISMRM)*. Washington, 2014. Poster.

- A. Delmas, N. Weber, P. A. Vuissoz, J. Felblinger, C. Pasquier. "Positionnement de l'instrument de mesure du champ magnétique statique à proximité d'un imageur par Résonance Magnétique". Congrès annuel de la Société Française de Résonance Magnétique en Biologie et en Médecine (SFRMBM). Grenoble, 2015. Poster.

- A. Delmas. "'Exposimétrie' du travailleur en IRM." Journée annuelle de l'école doctorale BioSE. Nancy 2015. Exposé Oral. Obtention du prix du conseil scientifique.

- A. Delmas, N. Weber, P. A. Vuissoz, E. Breton, A. Gangi, J. Felblinger, C. Pasquier. "1.5 T interventional MRI staff magnetic field exposure : Variations between head and trunk". Congrès annuel de la Société Française de Physique Médicale (SFPM). Nancy, 2016. Édité dans *European Journal of Medical Physics*. Poster.

- A. Delmas, C. Large, C. Pasquier, J. Felblinger. "Décret 2016-1074, Cas de l'IRM". Journées Françaises de Radiologie (JFR). Paris, 2016. Exposé oral.

- A. Delmas, C. Pasquier, N. Weber, J. Felblinger, P. A. Vuissoz. "Extrapolation de données d'exposition au champ magnétique statique". Congrès annuel de la Société Française de Résonance Magnétique en Biologie et en Médecine (SFRMBM). Bordeaux, 2017. Poster.

# Chapitre 1

# Contexte, généralités et état de l'art

« *Electric and magnetic forces. May they live for ever, and never be forgot.* »

Oliver Heaviside

## Avant-propos

Avant de commencer à évoquer la mesure et le suivi de l'exposition des travailleurs IRM au champ magnétique statique, il convient de définir un certain nombre de généralités et de définitions permettant de contextualiser notre approche. Le présent chapitre commencera en dressant un historique des différents standards traitant de l'exposition des travailleurs face aux champs électromagnétiques, de leurs effets et des limites proposées. Puis nous nous intéresserons à la réglementation française et à son implication dans le milieu de l'IRM. Ce travail d'analyse a conduit à l'écriture d'une publication soumise à la *Société Française de Radioprotection* et en cours de révision. Ces deux sections permettent ainsi de comprendre le contexte législatif de ce rapport. Un contexte plus technique est ensuite proposé avec des notions d'électromagnétisme et de fonctionnement d'une IRM permettant une compréhension des phénomènes que nous cherchons à analyser. Connaissant le contexte législatif et technique, il conviendra d'observer les aspects de sécurité et d'effet des champs électromagnétiques sur les tissus biologiques. Ces deux éléments seront évoqués dans les deux dernières sections de ce chapitre. Enfin, une dernière section traitera de la problématique générale de ces travaux.

## Sommaire


**1.1 Généralités et historique des normes et standards . . . . . 3**

**1.2 Décret 2016-1074 : cadre légal français, recommandations et obligations pour les travailleurs IRM . . . . . 10**

**1.3 Électromagnétisme . . . . . 20**

**1.4 L'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) . . . . . 35**

**1.5 Notions générales de protection face aux risques liés à l'IRM . . . . . 43**

**1.6 Effets des champs électromagnétiques sur l'homme . . . . . 49**

**1.7 Conclusion, discussion et problématique . . . . . 59**

## 1.1 Généralités et historique des normes et standards

Cette section a pour objectif de présenter les différents organismes ayant définis des standards ou lignes directrices concernant la protection des travailleurs face aux champs électromagnétiques. Les recommandations fournies s'appuient sur des études bibliographiques approfondies concernant les effets des ondes électromagnétiques sur la santé. Les études les plus intéressantes seront reprises dans ce rapport et les conclusions des standards y seront également rapportées. Par ailleurs, des termes spécifiques étant définis et utilisés dans la grande majorité de ces lignes directrices, ils seront également explicités dans cette section.

### 1.1.1 Définitions

Pour bien comprendre les notions de protection du travailleur face aux champs électromagnétiques, certains termes utilisés par les standards sont à définir.

#### VLE (Valeur Limite d'Exposition) / VA (Valeur déclenchant l'Action)

La différenciation entre *Valeur Limite d'Exposition* (VLE) et *Valeur déclenchant l'Action* (VA) a été proposée la première fois par l'ICNIRP (*International Commission for Non-Ionizing RadioProtection*) en 1998 [ICNIRP, 1998] sous la forme de *Basic Restriction* ou BR (correspondant à VLE) et de *Reference Levels* ou RL (correspondant à VA). D'un point de vue général, les VLE correspondent à des grandeurs induites à l'intérieur du corps humain lorsque ce dernier est soumis à une onde électromagnétique (EM). Il convient de différencier : (i) les VLE définies pour des champs EM variables dans le temps de (ii) celles définies pour le champ magnétique statique. Dans le premier cas, une telle onde peut, soit induire un champ à l'intérieur du corps ($E_{interne}$en V.$m^{-1}$), soit induire un échauffement des tissus, exprimé alors en Débit d'Absorption Spécifique (DAS ou SAR en W.$kg^{-1}$) correspondant à l'énergie déposée par l'onde sur une masse de tissu. Les VLE concernées par ces types de champ ne sont pas directement mesurables par un capteur placé à l'extérieur du corps. Des travaux de mesure avec des sondes de surface [Groebner et al., 2011] ou de simulations électromagnétiques [Liu et al., 2003a] ont permis l'estimation de ces valeurs induites à l'intérieur du corps humain. Ces deux solutions restent néanmoins complexes à mettre en œuvre, la majorité des structures clinique utilisant une IRM ne pourraient pas la mettre en place. Concernant les VLE relatives au champ magnétique statique (fréquence inférieure à 1 Hz), l'effet du corps humain sur ce type de champ est très limité. En conséquence, la densité de flux magnétique, mesurée, calculée ou simulée à l'extérieur du corps humain peut être directement extrapolée à l'intérieur de celui-ci. Pour tous les autres champs (fréquence supérieure à 1 Hz), des Valeurs déclenchant l'Action (VA) ont été définies afin de garantir le respect des VLE induites à l'intérieur du corps. Elles ont la particularité d'être mesurables en externe contrairement aux VLE et sont donc plus facilement exploitables. Pour les champs EM variables, les VA sont exprimées en V.$m^{-1}$ pour la composante électrique de l'onde et en T pour sa composante magnétique. La figure 1.1 illustre de façon imagée la différence VLE / VA.

L'ensemble des mécanismes d'interaction champ électromagnétique / tissu biologique présentés de façon très générale dans ce paragraphe seront repris et détaillés dans la section sui-

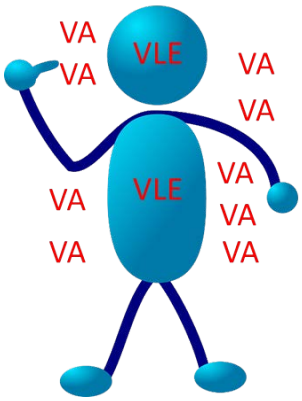


FIGURE 1.1 – Illustration rapide des VLE (Valeurs Limites d'Exposition) et VA (Valeurs déclenchant l'Action) utilisées par les différentes lignes directrices de protection du travailleur face aux champs électromagnétiques. Les VLE sont les valeurs non mesurables induites dans le corps humain et les VA sont des extrapolations de ces valeurs, directement mesurables à proximité du travailleur.

vante.

**Effets directs et indirects**

Dans la définition des valeurs limites, une distinction est faite entre celles concernant les effets directs, c'est-à-dire les effets directement induits sur le corps humain, de celles concernant les effets indirects, c'est-à-dire les effets sur les objets à proximité du travailleurs. Ces effets indirects concernent principalement l'interférence avec les dispositifs médicaux implantés, l'attraction et l'effet projectile d'objet ferromagnétique ou la décharges électriques de corps conducteurs.

### 1.1.2 La position de l'OMS

L'OMS (*Organisation Mondiale de la Santé* ou WHO pour *World Health Organization*) est impliquée dans tout ce qui concerne la santé et la sécurité des êtres humains. Le groupe IARC (*International Agency for Reasearch on Cancer*) a été créé en 1965 dans le but spécifique d'étudier et de prévenir les effets cancérigènes chez l'homme. Face à la diversification des facteurs environnants potentiellement dangereux, le programme EHC (*Evironmental Health Criteria*) a été débuté en 1973. Ce programme regroupe un ensemble d'experts internationaux indépendants mandatés par l'OMS et a pour objectifs :

— d'acquérir des informations sur les interactions entre les polluants environnants et la santé des hommes,
— de définir des recommandations (des lignes directrices) permettant de garantir la santé et la sécurité des hommes face à ces polluants,
— d'identifier les polluants potentiels ou nouveaux,
— d'identifier les manques de connaissance concernant les effets sur la santé des polluants,
— de promouvoir l'harmonisation des études épidémiologiques et toxicologiques dans l'objectif d'obtenir des résultats internationaux comparables.

En parallèle, l'IRPA (*International Radiation Protection Association*) travaille depuis sa création en 1965 à l'étude des effets de l'exposition aux rayonnements électromagnétiques ionisants (RI) comme non-ionisants (RNI). Une collaboration entre l'EHC de l'OMS et l'IRPA, ainsi que le programme de l'ONU (Organisation des nations Unies) pour l'environnement (UNEP pour *United Nation Environment Program*) a donné lieu aux documents suivants :

— [Fluss & Komarov, 1981] traitant de ondes RF et des micro-ondes,
— [Duchêne et al., 1984] traitant des ondes très basses fréquences,
— [Bernhardt et al., 1993] traitant des ondes hautes fréquences (300 Hz - 300 GHz).

Ces documents s'appuient sur les données récoltées et analysées par les différentes organisations précédemment citées. Ils statuent sur les effets éventuels et avérés des champs électromagnétiques et définissent des recommandations permettant d'assurer la santé et la sécurité des travailleurs et du public face aux ondes EM. Un document spécifique au champ magnétique statique [Swicord et al., 1987] a également été défini par des experts mandatés par l'OMS, en collaboration avec l'UNEP et l'organisation internationale du travail (ILO pour *International Labour Organization*).

La forte préoccupation des organisations internationales et du public face aux RNI a amené la création, en 1992, de l'ICNIRP (*International Commission for Non-Ionising Radiation Protection*) organisme indépendant émanant de l'IRPA dont les documents et champs d'action seront présentés dans la section suivante. Le fruit de la collaboration des membres de l'ICNIRP, de l'ILO et du programme EHC a donné lieu à deux documents : (i) [Repacholi et al., 2006] traitant des champs électromagnétiques statiques et (ii) [Abouzaid et al., 2007] traitant des ondes EM, variables dans le temps. Regroupant chacun une analyse de plus de 400 études et articles, ces deux documents ont pour objectifs :

— de statuer sur la présence ou non d'effets biologiques à court, moyen et long terme des champs EM,
— de définir des mesures de protection,
— d'émettre un avis sur les besoins en étude future permettant de combler le manque de données scientifiques.

Ces documents sont aujourd'hui encore considérés comme des références en terme d'analyse des effets des champs EM sur la santé.

### 1.1.3 La position de l'ICNIRP

La commission internationale de radio-protection des rayonnement non ionisants est, aujourd'hui, une organisation non gouvernementale internationale regroupant 14 scientifiques spécialistes des interactions des RNI avec les tissus biologiques. Leur objectif est d'effectuer une revue régulière de la littérature scientifique de ce domaine et, sur cette base, de définir des lignes directrices et des limites d'exposition permettant de garantir la santé et la sécurité du travailleur. Cette organisation a été dans les premières à fournir des recommandations de protection incluant des valeurs limites d'exposition et est actuellement considérée comme un

standard dans le domaine. La liste suivante présente un historique des documents publiés par l'ICNIRP pouvant concerner les champs émis par l'IRM :

— [ICNIRP, 1991] : lignes directrices pour la protection des patients en IRM.
— [ICNIRP, 1994] : premières lignes directrices concernant uniquement les champs électromagnétiques statiques.
— [ICNIRP, 1998] : premières lignes directrices concernant les champs électromagnétiques variables dans le temps.
— [ICNIRP, 1999] : document générique établissant des recommandations pour l'utilisation des deux lignes directrices de 1994 et 1998.
— [ICNIRP, 2001] : revue de la littérature scientifique concernant les études épidémiologiques en lien avec l'exposition aux champs électromagnétiques.
— [ICNIRP, 2003] : précisions apportées sur les méthodes et moyens de mesure des champs pulsés et complexes inférieurs à 100 kHz.
— [ICNIRP, 2004] : précisions apportées aux lignes directrices de 1991 concernant la protection des patients en IRM.
— [ICNIRP, 2004] : revue de la littérature scientifique des études épidémiologiques spécifiques aux ondes radio-fréquence.
— [ICNIRP, 2009] : précisions apportées aux lignes directrices de 1991 et à l'amendement de 2004 concernant la protection des patients en IRM.
— [ICNIRP, 2009a] : secondes lignes directrices concernant uniquement les champs électromagnétiques statiques.
— [ICNIRP, 2009] : document de vulgarisation pour la compréhension et l'application des lignes directrices de 2009 concernant les champs électromagnétiques statiques.
— [ICNIRP, 2009b] : précisions apportées sur les lignes directrices de 1998 concernant les champs variables au regard d'études plus récentes et précisant que les marges de sécurités prises en 1998 étaient suffisantes pour continuer à maintenir la sécurité.
— [ICNIRP, 2010b] : lignes directrices spécifiques des champs électromagnétiques variables basse fréquence (1 Hz - 100 kHz).
— [ICNIRP, 2010a] : document de vulgarisation pour la compréhension et l'application des lignes directrices de 2010 concernant les champs électromagnétiques variables basse fréquence (1 Hz - 100 kHz).
— [ICNIRP, 2014b] : lignes directrices spécifiques aux mouvements dans un champ magnétique statique ou dans un gradient spatial de champ magnétique statique.
— [ICNIRP, 2014a] : document de vulgarisation pour la compréhension et l'application des lignes directrices de 2014 concernant les mouvements dans un champ magnétique statique.

Le nombre de documents apportés par l'ICNIRP sur les risques liés aux champs électromagnétiques est ainsi assez important. Les recommandations en rapport avec la protection des personnes apportées par cet organisme concernent à la fois les travailleurs et l'exposition générale du public. En terme de radio-fréquence (RF, fréquence supérieure à 100 kHz), ces lignes directrices de 1998 qui sont toujours en vigueur. Concernant les champs basse fréquence (1 Hz - 100 kHz), des lignes directrices plus récentes ont été établies en 2010. Concernant les champs statiques, les lignes directrices en vigueur sont celles de 2009, avec un document spécifique aux mouvements dans un champ magnétique statique défini en 2014.

### 1.1.4 Les autres organismes

Plusieurs autres organismes ont édité des standards concernant l'exposition des travailleurs aux champs EM.

#### FDA

(*Food and Drug Administration* ou *Agence américaine des produits alimentaires et médicamenteux*) est l'administration américaine en charge des problématiques de sécurité des aliments et médicaments. Il s'agit de l'organisme délivrant l'autorisation de mise sur le marché américain des produits de santé. Deux standards dédiés à l'exposition des travailleurs ont été édités par cet organisme ([FDA, 1982, FDA, 2003]). Le document le plus récent constitue le document de référence quant à l'exposition des travailleurs IRM aux États-unis.

#### IEEE-SA

(*Institute of Electrial and Electronics Engineers Standards Association*) est une organisation émanant de l'association professionnelle IEEE. Elle regroupe des experts techniques et définit des recommandations, principalement pour le secteur industriel. L'IEEE-SA a choisi de séparer ses documents concernant l'exposition aux impulsions radiofréquences (de 3 kHz à 300 GHZ) de ceux concernant l'exposition aux ondes EM basse fréquence (de 0 Hz à 3 kHz). Pour les ondes RF, le premier standard a été publié en 1982 ([IEEE-SA, 1982]), ré-édité en 1991 ([IEEE-SA, 1992]), en 1999 ([IEEE-SA, 1999]) et dans sa version actuelle en 2005 ([IEEE-SA, 2006]). Un amendement plus récent est par ailleurs venu renforcer ce standard en apportant notamment des précisions sur les limites spécifiques aux courants induits et de contact ([IEEE-SA, 2010]). Un standard spécifique pour les champs EM basse fréquence (0 Hz à 3 kHz) a été défini en 2002 ([IEEE-SA, 2002]). Enfin, un standard récent définit des normes spécifiques pour l'exposition aux ondes EM (de 0 Hz à 300 GHz) des personnels militaires ([IEEE-SA, 2014]).

#### Organismes nationaux européens

Plusieurs organismes nationaux au sein des états membres de l'union européenne sont acteurs de la protection des travailleurs face aux champs EM. Le BMAS (*Bundesministerium für Arbeit und Soziales*), ministère allemand du travail, est en charge de la transcription des directives européennes (2004/40/CE puis 2013/35/UE) dans le droit local. Cette institution publie également régulièrement des recommandations et des documents de vulgarisation sur les risques liés aux rayonnements non-ionisants. L'AGNIR (*Advisory Group on Non-Ionising Radiation*) est un groupement indépendant anglais spécialisé sur les problématiques liées aux RNI. Il a uniquement un rôle consultatif d'un point de vue législatif mais a publié des documents de revue de référence en terme d'effets des ondes EM sur la santé ([Swerdlow et al., 2006, Swerdlow et al., 2008, Swerdlow et al., 2012]). L'AIRP (*Associazione Italiana di radioprotezione*) est un organisme italien travaillant sur la radioprotection, il organise régulièrement des congrès nationaux sur ce sujet. La MHRA (*medicines and Healthcare products regulatory Agency*) est l'organisme en charge de l'accréditation des dispositifs de santé au Royaume-Uni. En collaboration

avec les industriels du secteur, elle a publié des lignes directrices spécifiques à l'utilisation de l'IRM en milieu clinique, incluant la sécurité IRM et la protection des travailleurs face à l'exposition aux champs EM ([Graigner, 2014]). La SFRP (*Société Française de RadioProtection*) est une association française créée en 1965 regroupant 1300 professionnels de la radioprotection. Un sous-groupe de cette association (section RNI) est en charge des problématiques liées aux ondes électromagnétiques non-ionisantes (de 0 Hz à 300 GHz). Une journée annuelle nationale est organisée par cette section dans l'objectif de discuter des règles et moyens de protection du travailleur. Enfin l'INRS (*Institut National de Recherche et de Sécurité*) est une association française spécialisée dans l'étude des risques et de la sécurité des travailleurs qui édite régulièrement des notes explicatives et des recommandations en terme de protection du travailleur face aux champs électromagnétiques ([Moureaux, 2014, INRS, 2015]).

### 1.1.5 Un document de référence pour l'Europe : 2013/35/UE et sa transcription dans le droit local

#### Aux origines

Depuis la directive cadre 89/391/CEE [CEE, 1989] spécifiant les mesures à mettre en place pour promouvoir la sécurité et la santé des travailleurs, l'Union Européenne (UE) a cherché à identifier et maîtriser les agents potentiellement ou réellement nocifs pour les travailleurs. La directive 2004/40/CE [UE, 2004] fut ainsi la première mise en application des protections génériques définies dans [CEE, 1989] dans le cadre des rayonnements électromagnétiques de 0 Hz à 300 GHz. D'un point de vue législatif et à la différence d'un *règlement européen*, une directive européenne ne constitue pas une loi, c'est-à-dire que les éléments qu'elle définit ne sont pas directement applicables par les ressortissants des états membres. Le cadre légal de ces recommandations n'apparaît que lorsqu'une directive est *transposée* dans le droit local, c'est-à-dire qu'elle est ré-écrite par chaque gouvernement en une loi ou un décret qu'il mettra en application. Cette transposition peut adapter ou renforcer la directive mais doit nécessairement respecter les limites. Lors de la rédaction d'une directive, un délai de transposition est établi par l'union au-delà duquel un état membre n'ayant pas transposé la directive dans son droit local se voit imposer des sanctions. Le délai de [UE, 2004] était de 4 ans, soit une transposition obligatoire avant le 30 avril 2008.

#### 2004/40/CE et ses limites

La 2004/40/CE établissait différentes obligations pour un employeur relatives à la protection de ses employés face aux champs EM, notamment les suivantes :

— Déterminer et évaluer les niveaux de champ auxquels sont soumis les employés ainsi que les risques associés. Cette évaluation pouvait passer par une mesure, un calcul ou une simulation numérique.

— Déterminer si les VA sont, ne serait-ce que potentiellement, dépassées.

— Si les VA sont dépassées, vérifier si les VLE sont, ne serait-ce que potentiellement, dépassées.

— Un travailleur ne peut pas être soumis à une exposition supérieure aux limites.

Cette directive définissait donc l'interdiction de travailler en cas de dépassement avéré ou potentiel des VLE, ou des VA si les VLE ne pouvaient être déterminées. La principale limitation, dans le cadre de l'IRM, concernait la limite spécifique au champ magnétique statique, l'induction magnétique maximale ne devant pas dépasser 0,2 T. Dès la sortie de cette directive plusieurs scientifiques spécialistes de l'IRM ont chercher à mesurer les niveaux d'exposition des travailleurs et démontrer que de tels niveaux de restrictions conduiraient inévitablement à l'abandon de l'utilisation de cette modalité d'imagerie médicale. [Keevil et al., 2005, Hill et al., 2005] se sont basés sur des simulations pour démontrer que l'IRM interventionnelle (chirurgie guidée par IRM) et le suivi d'anesthésie lors d'imagerie IRM deviendrait illégaux. Basé sur un ensemble de mesures, [Riches et al., 2007b] ont établi que le travailleur dépassait les limites définies par la directive à partir de 40 cm de l'entrée du tunnel dans le cas d'une IRM 1,5 T. Dans un document de vulgarisation, [Watson, 2007] a estimé que la directive mettrait en péril plus de 8 millions d'examens dans l'UE. De fortes inquiétudes ont donc été relayées par la communauté scientifique et des discussions ont eu lieu entre cette communauté et la commission européenne. Ces discussions ont été relayées par [Gethins, 2011]. En mars 2007 l'*alliance for MRI* s'est formée. Elle est composée de 27 membres du parlement européen, 15 membres de groupements de patients nationaux ou européens, 13 représentants de groupements scientifiques et 28 membres institutionnels de la société européenne de radiologie. Ce groupement a effectué une pression au sein du parlement européen contre l'application de [UE, 2004]. L'union européenne a ainsi décidé, en octobre 2007, de reporter l'implantation en avril 2012, laissant le champ libre à des investigations plus poussées des éventuelles implications médicales des champs EM.

La préoccupation des professionnels du milieu de l'IRM a conduit l'UE à mandater un comité d'experts pour effectuer un rapport sur les niveaux d'expositions des travailleurs IRM [Capstick et al., 2008]. L'issue de ce rapport établissait bien que le respect de la 2004/40/CE ne permettait pas de travailler à proximité d'une IRM. En prenant en compte les conclusions de ce rapport, les nouvelles recommendations de l'OMS ([Repacholi et al., 2006, Abouzaid et al., 2007]), les nouvelles lignes directrices de l'ICNIRP ([ICNIRP, 2009a, ICNIRP, 2010b]) ainsi que différentes autres études critiques spécifiques à l'IRM ([Moratal et al., 2009, Hansson Mild et al., 2009, Abbott, 2010, Swanson, 2013, Leitgeb & Gombotz, 2013]) la commission européenne a fait le choix de définir une nouvelle directive venant remplacer la 2004/40/CE : la 2013/35/UE [UE, 2013].

#### 2013/35/UE et dérogation IRM

Cette dernière directive reprend les grandes lignes de la 2004/40/CE. Elle définit la nécessité pour chaque employeur de mettre en place une évaluation des risques et une détermination de l'exposition (article 4). Cette évaluation doit se baser sur des mesures, des calculs ou des simulations et doit considérer toute incidence sur la santé et la sécurité, les effets directs comme indirects ainsi que les situations particulières (comme les porteurs de DM, Dispositifs Médicaux). Comme dans la 2004/40, la directive établie la possibilité de dépasser les VA si les VLE peuvent être respectées mais n'autorise pas le dépassement de ces VLE. Le principe d'évaluation des risque sera repris par la décret 2016-1074 [RF, 2016] qui sera détaillé dans la suite de ce chapitre (1.2). Cette même section présentera également les autres éléments (comme l'information du travailleur) établis dans la directive et repris dans le décret. Les principales diffé-

rences entre la 2004/40 et la 2013/35 sont les valeurs limites établies, basées sur les documents plus récents de l'ICNIRP ([ICNIRP, 2009a, ICNIRP, 2010b]), ainsi que la dérogation spécifique à l'IRM, consignée dans l'article 10. Cette dérogation permet à tout personnel travaillant sur des activités liées à l'installation, l'essai, l'utilisation, le développement et / ou l'entretien d'IRM de pouvoir dépasser les VLE définies dans la directive. Cette dérogation ne supprime pas la nécessité de mettre en place les autres obligations (comme l'évaluation des risques ou l'information des travailleurs) mais permet l'utilisation de l'IRM. L'ensemble des obligations spécifiques aux employeurs d'unité IRM définies dans cette directive et reprises dans le décret français seront préférentiellement traitées dans une section spécifique 1.2.

## 1.2 Décret 2016-1074 : cadre légal français, recommandations et obligations pour les travailleurs IRM

### 1.2.1 Contexte

#### Un document de référence

La directive européenne 2013/35/UE correspond ainsi au texte européen de référence en matière de protection des travailleurs face aux champs EM. Concernant la législation française, son application pratique est définie par le décret 2016-1074 du 6 aout 2016 [RF, 2016] applicable depuis le premier janvier 2017. Des critiques ont été émises quant à la difficulté, pour une unité IRM, de définir les niveaux d'exposition de son personnel ([Stam, 2014]). Les autres secteurs d'activité utilisant des sources de champs EM "non conventionnelles" (c'est-à-dire différentes des sources communément rencontrées comme les bornes wifi ou les poste de radio) peuvent aussi rencontrer des difficultés dans la réalisation de l'analyse de risques. Pour pallier ce problème, la commission européenne a établi des guides pratiques d'aide à l'analyse de risque :

— Le premier volume [UE, 2015c] traite de l'ensemble des bonnes pratiques pour mettre en application la directive 2013/35/UE. Une annexe spécifique au milieu IRM y est présente.

— Le second volume [UE, 2015a] présente des situations pratiques, rencontrées dans différents secteurs industriels, et leur résolution.

— Le troisième volume [UE, 2015b] traite des spécificités de la mise en application de la directive pour les petites et moyennes entreprises.

La commission européenne a donc effectué un effort important de vulgarisation pour faciliter la mise en place de la protection des travailleurs dans les meilleurs conditions possibles. Cependant, nous avons vu que, par dérogation, le secteur de l'IRM ne répondait pas aux mêmes exigences que les autres secteurs. De plus, le décret français a établi un ensemble de règles et d'obligations pour garantir la protection des travailleurs face aux champs EM. La présente section explicite et vulgarise ces obligations et les applique au cas particulier qu'est l'IRM.

TABLEAU 1.1 – Valeurs limites pour les effets directs définies dans le décret 2016-1074 appliquées aux champs électromagnétiques de l'IRM. * : 2 T correspond à la valeur limite pour une exposition localisée de la tête et 8 T pour une exposition des membres.

| Type de champ | Valeur limite Effets sensoriels | Valeur limite Effets sur la santé |
|---|---|---|
| **Champ magnétique statique** | 2 T (8 T)* | 8 T |
| **Gradient de codage spatial Composante électrique** | 610 V.$m^{-1}$ | |
| **Gradient de codage spatial Composante magnétique** | 0,1 mT | |
| **Radiofréquence Composante électrique** | 61 V.$m^{-1}$ (pour IRM 1,5 T et 3 T) | |
| **Radiofréquence Composante magnétique** | 0,2 µT (pour IRM 1,5 T et 3 T) | |

#### Valeurs limites définies par le décret

Un ensemble de valeurs limites ont été définies pour les effets directs. Concernant le champ magnétique statique, les valeurs limites relatives aux effets sensoriels sont de 2 T pour une exposition localisée de la tête et de 8 T pour une exposition localisée des membres. La valeur limite relative aux effets sur la santé est, quant à elle, égale à 8 T. Concernant les champs variables, nous avons vu en 1.1.1 que la mesure ou l'estimation des VLE n'était pas aisée. Il a par conséquent été choisi de présenter uniquement les VA pour ces types de champ. Dans le décret et la directive, les valeurs limites ont été définies en fonction de la fréquence du champ. Concernant les gradients de codage spatial, leur fréquence varie fortement en fonction de la séquence utilisée mais ne dépasse pas 10 kHz. Pour simplifier le document et assurer une protection optimale du travailleur, seules les VA les plus faibles ont été extraites et sont résumées dans le tableau 1.1.

Les VA pour les effets indirects, dans le cadre de l'IRM, sont égales à 0,5 mT (5 Gauss), grandeur permettant de prévenir les éventuels dysfonctionnements de dispositifs implantés actifs et à 3 mT, grandeur permettant de prévenir l'attraction de matériaux ferromagnétiques. Les autres grandeurs, liées à la création de courant par des champs variables dans les matériaux conducteurs, peuvent déjà être considérées comme garanties au terme de la sécurité et de la prévention générale en IRM. En effet, les personnels sont déjà formés à la détection et la prévention de tout élément susceptible d'entraîner la création de courant électrique lors du fonctionnement de l'IRM.

### 1.2.2 Les obligations

#### Vision générale simplifiée

La figure 1.2 représente une vision globale simplifiée du décret. L'obligation principale est de mettre en place une analyse des expositions, éventuelles ou avérées, des travailleurs face aux champs EM. Si l'analyse conclut au non-dépassement des VA définies dans le décret, le

travail est possible sans moyen de prévention ou de protection supplémentaire. Dans le cas de dépassement des VA avec possibilité de démontrer le non-dépassement des VLE relatives aux effets sur la santé, le travail est possible sous certaines conditions comprenant notamment des formations et un suivi de l'état de santé. Le dépassement des VLE relatives aux effets sur la santé n'est possible que dans le cas de l'IRM. Il est encadré par des mesures plus restrictives incluant la nécessité d'une demande d'autorisation de travail auprès de la Direction régionale des entreprises, de la concurrence, de la consommation, du travail et de l'emploi (DIRECCTE).

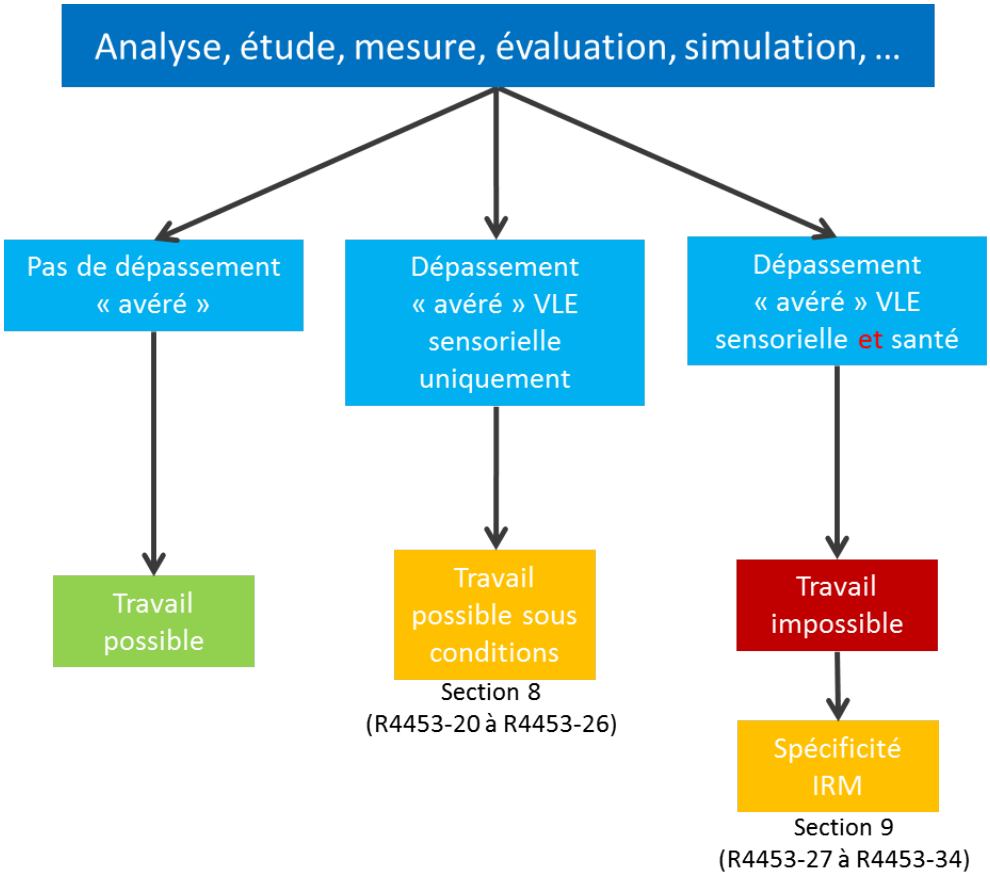


FIGURE 1.2 – Vision générale du décret 2016-1074.

**Désignation d'un salarié compétent** Chaque employeur a pour obligation, au titre du décret, de désigner un salarié compétent en charge de deux activités principales :

— Aider à l'établissement de l'évaluation des risques.
— Mettre en place et faire évoluer l'ensemble des mesures et moyens de préventions pour assurer la sécurité des travailleurs face aux champs EM.

Il peut s'agir d'une même personne s'acquittant des deux activités ou de plusieurs intervenants différents. L'aide à la mise en place de l'évaluation des risques peut être effectuée par un intervenant extérieur à l'entreprise. Ce dernier doit alors être approuvé par le CHSCT (Conseil Hygiène, Sécurité et Conditions de Travail). Dans le cadre d'une unité IRM, il peut s'avérer intéressant que la deuxième personne soit un MERM (Manipulateur en ElectroRadiographie Médicale) pour que les mesures et moyens de prévention soient les plus compatibles possibles avec la pratique clinique.

#### Évaluation des risques

Le décret 2016-1074 introduit la nécessité de mettre en place une évaluation des risques résultant de l'exposition des travailleurs à des champs EM. Cette évaluation doit prendre en compte les émissions de champs dans l'environnement de travail et les mettre en correspondance avec les VA et VLE pour les effets directs et indirects. Cette évaluation prendra donc en considération les champs émis par les machines et dispositifs présents dans l'environnement de travail (une ou plusieurs IRM dans notre cas) et vérifiera si ces émissions sont susceptible de dépasser les VA pour des fréquences correspondantes. Par ailleurs, les travailleurs à risque particulier : personnels mineurs, femmes enceintes et porteurs de dispositifs médicaux implantés (DMI) sont à consigner dans cette analyse de manière à ce que les mesures et moyens de préventions leur soient adaptés. De même, l'état de santé des travailleurs, en lien avec la médecine du travail, doit être analysé dans cette évaluation. Enfin, les équipements de travail permettant de réduire l'exposition doivent y être consignés. Les résultats de l'évaluation des risques doivent être sauvegardés dans le document unique d'évaluation des risques (article 4121-1).

Dans les faits, pour les travailleurs susceptibles d'être présent à proximité directe d'une IRM 1,5 T pendant des acquisitions ou à proximité immédiate d'une IRM 3 T, le résultat de l'évaluation des risques montrera systématiquement la possibilité de dépasser les VA. Le document d'évaluation des risques reste cependant à établir.

### 1.2.3 Que faire si l'évaluation est positive ?

#### Mesure, calcul ou simulation numérique

Si l'évaluation des risques, établie uniquement sur les données du constructeur, ne permet pas de conclure à l'absence de risque de dépassement des VA ou des VLE, l'employeur doit mettre en place une évaluation de l'exposition par mesure, calcul ou simulation numérique. Ces estimations peuvent être faites directement par l'entreprise concernée ou effectuées par une entreprise ou un laboratoire extérieur accrédité dont les modalités d'accréditation n'ont pas encore été définies. L'agent de contrôle de l'inspection du travail peut contraindre un employeur à effectuer cette estimation si elle n'a pas été réalisée. Dans le cadre de l'IRM, les simulations numériques présentes dans les documents fournis par le constructeur, ainsi que les mesures ou simulations effectuées lors de l'installation de l'équipement peuvent être suffisantes. Si ces informations sont trop peu nombreuses ou indisponibles, le guide non-contraignant de la directive 2013/35/UE [UE, 2013] a jugé qu'une zone d'un mètre autour du tunnel des IRM cliniques était suffisante pour garantir l'absence de dépassement des VA et VLE. Délimiter cette zone pourrait donc être suffisant pour garantir l'adéquation à la directive et connaître le nombre de fois où le travailleur est entré dans cette dernière pourrait être un moyen d'estimer l'exposition. Néanmoins, effectuer ou faire effectuer des mesures, calculs ou simulations numériques plus précis peut s'avérer important pour que l'exposition estimée des travailleurs soit au plus proche de la réalité.

**Est-ce suffisant ?**

Selon le décret, il n'y a pas lieu de mettre en place plus de mesures de protection si les trois conditions suivantes sont remplies :

— Les VA potentiellement dépassées lors de l'évaluation ne concernent que les effets directs.
— Il a été démontré que les VLE ne sont pas dépassée.
— Les risques pour la sécurité sont écartés.

Nous avons vu en introduction que mettre en place une simulation pour les VLE était difficile. La norme NF-EN 60601-2-33 relative à la sécurité des patients en IRM définit un DAS (Débit d'Absorption Spécifique) maximal de 20 W/kg qui peut dépasser la VLE localisée de la tête définie à 10 W/kg dans le décret. Enfin, les VA pour les effets indirects (0,5 mT et 3 mT) peuvent aussi être dépassées. Une IRM clinique ne peut donc pas remplir ces trois conditions. Des mesures et moyens de préventions sont à mettre en place.

**Mesures et moyens de prévention**

Un ensemble de mesures et de moyens de prévention génériques a été établi dans le décret. Ces mesures passent par les éléments suivants :

— Prise en compte et adaptation de travail pour les travailleurs à risque.
— Formation et information du travailleur.
— Signalisation et restriction d'accès des zones où le champ est présent.
— Prévention « générale » : adaptation des équipements, de l'organisation de travail et des moyens technique, maintenance adéquate des machines et utilisation d'équipements de protection individuelle.

Dans le cadre de l'IRM, le décret vient en quelque sorte légiférer ce qui est déjà fortement recommandé par les fabricants et les sociétés savantes en terme de sécurité IRM. La formation et l'information des travailleurs étaient déjà effectuées dans de nombreux centres. Elle devient obligatoire et son contenu devra être adapté au décret. Une notice de poste a également été introduite instaurant la nécessité d'informer le travailleur sur son environnement de travail.

D'un point de vue pratique, les éléments à mettre en place sont principalement :

— Assurer la protection des travailleurs face aux effets indirects
— Assurer la protection des travailleurs face aux effets directs
— Limiter et contrôler l'accès aux zones de dépassement des VA et VLE
— Assurer la formation et l'information des travailleurs

**Assurer la protection des travailleurs face aux effets indirects**

Il s'agit ici de prévenir le dépassement des VA relatives aux effets indirects. Pour l'IRM, ces effets sont principalement liés au champ magnétique statique : attraction et dysfonctionnement des dispositifs actifs. La ligne de champ correspondant à une induction magnétique de 0,5 mT doit être marquée au sol. Cette ligne seule permet de se prémunir des deux effets. Pour être plus précis, un second marquage correspondant à une induction magnétique de 3 mT peut être défini pour prévenir les risques d'attraction d'objets ferromagnétiques. Une formation spécifique face à ces risques prenant en compte la signalisation spécifique et la conduite à tenir en cas de problème est donc nécessaire pour tout personnel amené à entrer dans la salle de l'IRM (à l'intérieur de la cage de Farraday) à un moment ou à un autre.

### 1.2.4 Que faire de plus ?

Le décret d'application prévoit trois options en fonction des résultats des mesures et moyens de prévention :

— Les mesures et moyens de prévention suffisent pour garantir le maintien de l'exposition inférieure aux VA ou VLE

— Les mesures et moyens de prévention sont insuffisants pour maintenir l'exposition des travailleurs inférieure aux VLE relatives aux effets sensoriels mais suffisants pour la garantir inférieure aux VLE relatives aux effets sur la santé

— Les mesures et moyens de prévention sont insuffisants pour maintenir l'exposition des travailleurs inférieure aux VLE relatives aux effets sur la santé

Pour le premier point, aucune mesure supplémentaire n'est nécessaire. Les deux points suivants sont des conditions particulières nécessitant des mesures supplémentaires détaillées dans la suite de cette section.

**VLE sensorielles dépassées, VLE santé respectées**

Le dépassement des VLE relatives aux effets sensoriels est prévu au titre de la section 8 du décret. Pour justifier ce dépassement, l'employeur devra démontrer l'absence d'alternatives de travail possibles. L'activité de dépassement doit être temporaire et rapide. Le travailleur doit bénéficier d'une formation et d'une information renforcées en particulier sur la détection de l'apparition de symptômes dus à l'exposition aux ondes électromagnétiques. A ce titre, un suivi de l'état de santé en lien avec la médecine du travail doit être mis en place. Le travailleur bénéficie d'une visite médicale en cas de dépassement ou d'effets avérés. L'employé doit avoir la possibilité de déclarer tout effet ressenti et ces effets doivent être consignés. La médecine du travail et le CHSCT doivent être informés de ce dépassement.

**Dépassement des VLE santé**

La possibilité de dépasser les VLE relatives aux effets sur la santé est prévue au titre de la section 9 du décret. Il s'agit d'une application spécifique et exclusive des activités liées à l'utilisation d'une IRM. L'employeur devra alors respecter les obligations fournies au titre du dépassement des VLE relatives aux effets sur la santé. De plus, l'accès au poste de travail devra faire l'objet d'une habilitation nominative et transitoire de la part de l'employeur et une absence de contre-indication médicale, délivrée par la médecine du travail, sera nécessaire. Enfin, l'ensemble du dossier de maîtrise des risques (évaluation des risques et mesures et moyens de prévention) avec l'avis du CHSCT et de la médecine du travail sera à transmettre au DIRECCTE qui pourra délivrer une autorisation de travail nominative et temporaire pour l'employé concerné. Une absence de réponse sous deux mois de la part du DIRECCTE vaut refus.

### 1.2.5 Schéma récapitulatif

Un schéma récapitulatif des éléments définis par le décret a été établi sur la figure 1.3. Il présente de manière synthétique l'ensemble des éléments discutés précédemment.

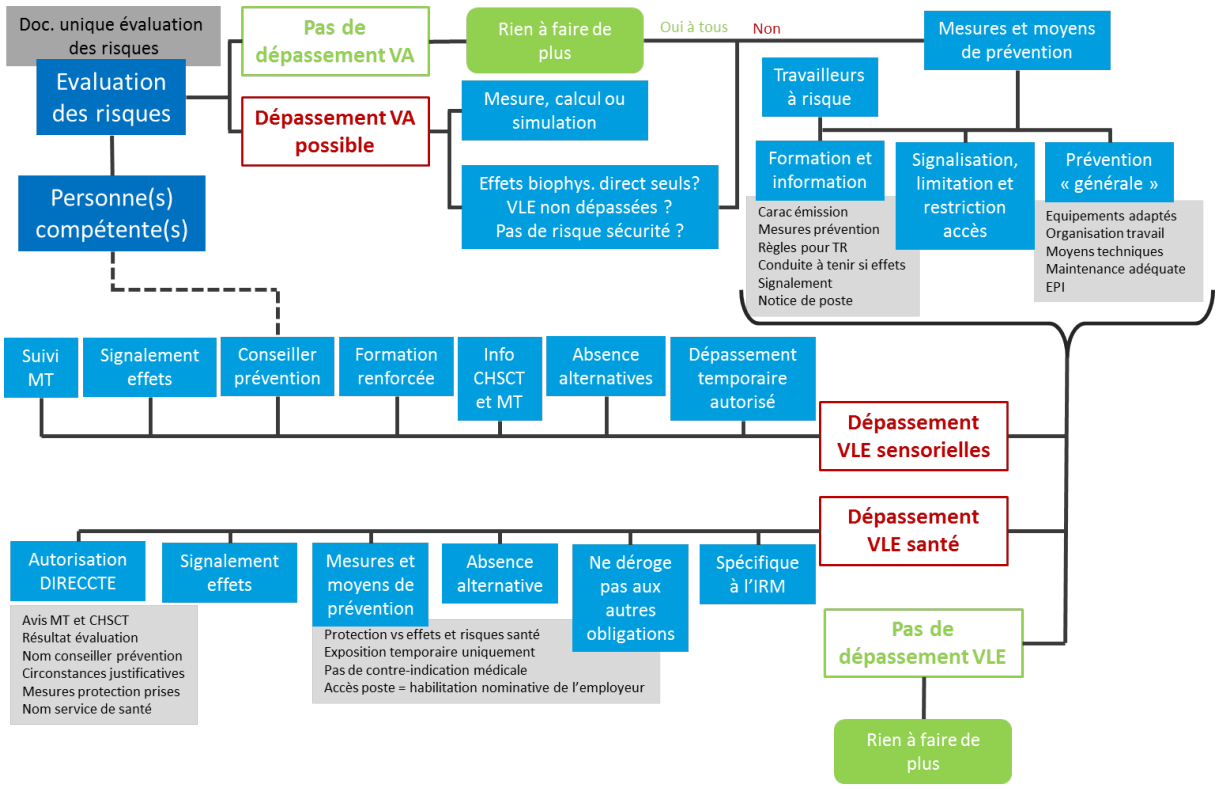


FIGURE 1.3 – Schéma détaillé des différents éléments présents dans le décret 2016-1074.

### 1.2.6 Exemple d'application du décret 2016-1074 pour une unité IRM

#### Une analyse simplifiée

La mise en place du décret peut s'avérer assez fastidieuse pour un employeur utilisant une IRM. La figure 1.4 présente un schéma synthétique présentant notre lecture du décret dans l'environnement de l'IRM. L'évaluation des risques reste à réaliser par l'employeur, appuyé par le salarié désigné ou un intervenant externe, sur la base des éléments décrits dans le chapitre précédent. Le principe de cette simplification repose sur la définition d'une étude de poste séparant les risques liés aux effets indirects de ceux liés aux effets directs. En effet l'ensemble des travailleurs évoluant à proximité d'une IRM n'est pas exposé aux mêmes niveaux de champ. D'un point de vue pratique, seul le personnel étant amené à travailler à proximité immédiate (dans une zone inférieure à 1 m) du tunnel devra mettre en place des mesures et moyens de prévention complémentaires.

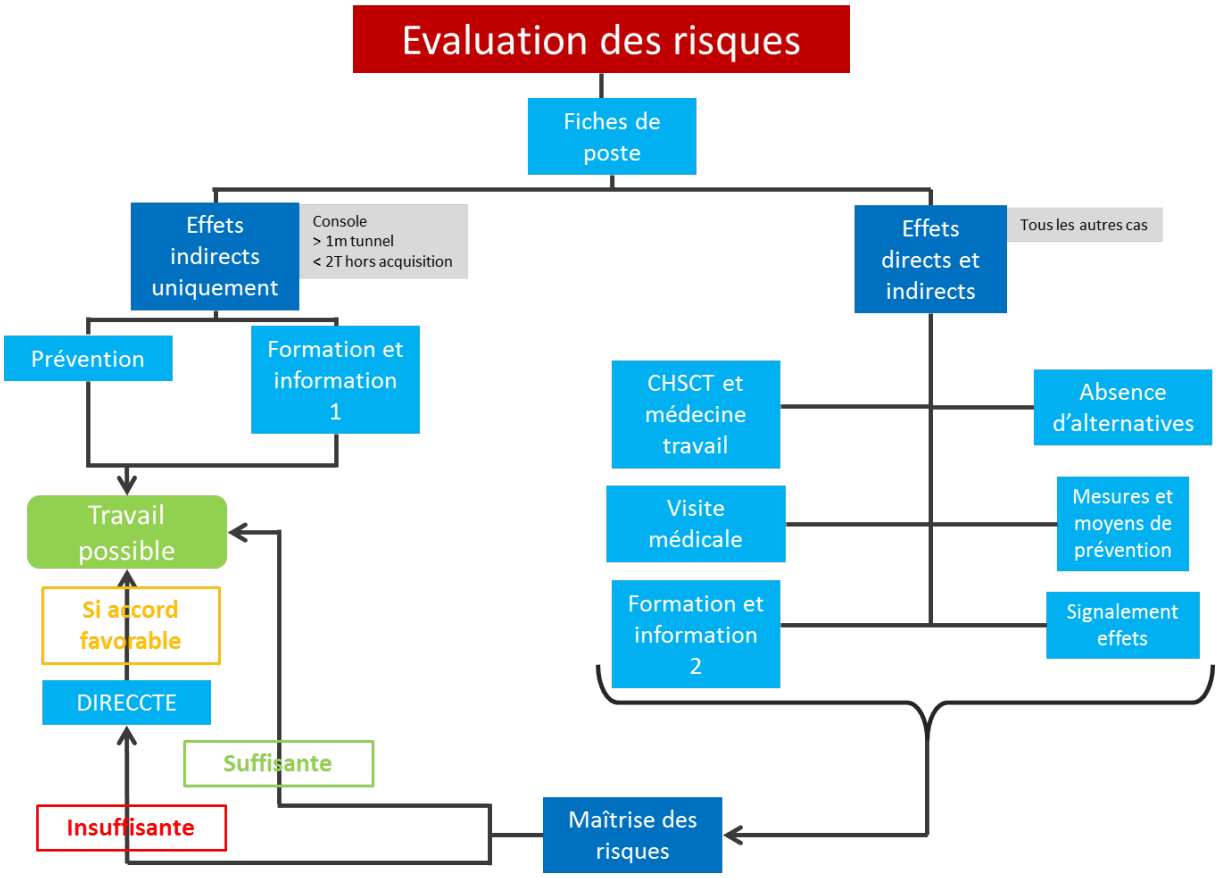


FIGURE 1.4 – Schéma simplifié de l'application du décret 2016-1074 pour l'utilisation d'IRM.

#### Travailleurs exposés uniquement aux effet indirects

Une première étude de poste concerne les travailleurs uniquement exposés aux effets indirects dus au champ magnétique statique. Cela peut concerner par exemple les personnels de maintenance et d'entretien des locaux ou encore les personnels de sécurité de l'établissement, qui doivent intervenir uniquement de façon ponctuelle autour de l'IRM mais qui n'ont pas à

s'approcher de l'entrée du tunnel ou à être présent lorsque l'IRM est en fonctionnement. La prévention générale appliquée à proximité de l'IRM peut être suffisante : restriction d'accès, balisage des zones supérieures à 0,5 mT à 3 mT et prévention des travailleurs à risque. Un matériel adéquat doit leur être fourni écartant tout risque de dysfonctionnement ou d'attraction dû au champ magnétique. Une formation courte doit également leur être apportée concernant la caractéristique (intensité et localisation spatiale) du champ magnétique statique de l'IRM, les différentes zones de restrictions, les risques liés à ces zones et la conduite à tenir en cas de problème. Cette formation doit aussi tenir compte de mesures de prévention particulières destinées aux personnes à risque. Une plaquette reprenant les éléments de la formation ainsi que la notice de poste définie précédemment doivent être définies, distribuées et affichées sur le lieu de travail pour assurer l'information du travailleur.

**Travailleurs exposés aux effets directs et indirects**

Cette étude de poste concerne le personnel médical, d'entretien ou de recherche étant amené à travailler à proximité immédiate d'IRM > 2 T ou à proximité immédiate de tout IRM en fonctionnement. Il est à la charge de l'employeur, dans de telles conditions, d'établir un document présentant l'absence d'alternative possible, technique comme organisationnelle, pour effectuer le travail dans des conditions d'exposition réduites. Un balisage d'une zone d'un mètre autour de l'IRM peut être envisagé comme moyen de prévention complémentaire. La prévention minimale à mettre en place nécessite une formation renforcée présentant l'ensemble des sources d'émission de champs électromagnétiques d'une IRM, les effets pouvant être induits et ressentis sur un corps humain et les valeurs seuil définies par la directive européenne et le décret, ainsi que la conduite à tenir en cas d'apparition d'effet. Cette formation sera à renouveler régulièrement. Une plaquette reprenant les éléments de la formation doit être définie et distribuée. Un suivi de l'état de santé du travailleur doit être mis en place en lien avec la médecine du travail. Ce suivi devra au minimum tenir compte de l'apparition de symptômes chez le travailleur, de la nature du travail, de la caractéristique des champs émis et de la fréquence de l'exposition. Idéalement ce suivi inclura des mesures, calculs ou simulations d'exposition. Le CHSCT doit lui aussi être informé de cette exposition.

Un conseiller à la prévention des risques, idéalement du même corps de métier que le personnel exposé, doit être désigné. Il recevra une formation supplémentaire plus approfondie sur l'exposition des travailleurs aux champs électromagnétiques et sur les méthodes de préventions possibles. Cette formation sera à renouveler périodiquement pour prendre en compte l'évolution des techniques. L'objectif est d'obtenir un personnel formé, comprenant et connaissant les niveaux de champs électromagnétiques et leur répartition. En fonction de ces connaissances et des formations qu'il suivra, il mettra en place les dispositifs et techniques de travail pour réduire l'exposition du personnel.

Dans le cadre d'une IRM clinique (1,5 T ou 3 T) le dépassement des VLE relatives aux effets sur la santé ne peut s'opérer que si le travailleur est présent à proximité très immédiate (nettement inférieure à un mètre) de l'entrée du tunnel lors de l'acquisition d'images. Dans la routine clinique, cette situation reste très rare. Selon le décret, une telle situation nécessitera une habilitation nominative et temporaire de la part de l'employeur, une attestation de non-contre-indication médicale de la part de la médecine du travail ainsi qu'une demande d'autorisation de travail au DIRECCTE. Une telle contrainte semble difficile à mettre en place dans la pratique clinique. De telles situations représentent le plus souvent une urgence nécessitant une action

rapide. Des mesures peuvent malgré tout être prises en cas de dépassement avéré. Par exemple, un employé ayant été amené à dépasser ces valeurs pourra signaler ce dépassement. Des mesures organisationnelles pourront alors être prises pendant un temps pour que cet employé ne se retrouve plus en présence d'une telle situation. Le dépassement peut ainsi être consigné dans son suivi de santé.

### 1.2.7 Conclusion et discussion sur le décret 2016-1074

#### Concernant le décret 2016-1074

En conclusion, un ensemble de mesures et d'obligations permettant à un employeur, dont le personnel travaille dans un environnement électromagnétique intense, de se conformer au décret 2016-1074 a été apporté. Ces éléments comprennent notamment :

— La réalisation d'une évaluation des risques électromagnétiques
— La désignation d'un salarié compétent pour l'aide à la réalisation de l'analyse
— En cas de dépassement possible, des mesures et moyens de prévention sont à mettre en place permettant de limiter l'exposition.
— Le dépassement avéré des VLE sensorielles est possible en mettant en place un certain nombre de mesures.
— Uniquement dans le cadre de l'IRM le dépassement des VLE santé est envisageable sous certaines conditions relativement restrictives.

Une méthodologie complète spécifique à l'environnement IRM, permettant également à chaque employeur de se conformer au décret, a été explicitée. Cette méthodologie reprend de façon simplifiée les mesures et obligations du décret pour les appliquer au milieu de l'IRM.

#### Validations

Ces analyses et méthodologies ont données lieu à une publication francophone soumise au journal *Radioprotection*, journal scientifique de la *SFRP* (Société Française de Radioprotection) le 05 décembre 2016 et encore en cours de relecture. Cette méthodologie a également été présentée à l'*ODPC-Rim* (Offre de formation continue en Radiologie Imagerie Médicale) des *JFR* (Journée Française de Radiologie) d'octobre 2016.

#### Perspectives

Après lecture détaillée du décret et des différents textes normatifs quant à la protection du travailleur face aux champs EM, plusieurs éléments semblent primordiaux, comme l'évaluation de l'exposition, la formation et l'information du travailleur ainsi que l'instauration de mesures et moyens de prévention. Dans le cadre de l'IRM le champ magnétique statique, de par sa présence permanente, constitue le risque principal en terme d'exposition aux champs EM. Il

convient donc de lui apporter une attention particulière. Établir un suivi régulier de la quantité d'induction magnétique à laquelle est exposé un travailleur peut ainsi avoir plusieurs avantages :

— Permettre une analyse des risques approfondie et spécifique à un travailleur.
— Renforcer l'information du travailleur en lui présentant son exposition détaillée.
— Renforcer la formation du travailleur en lui permettant de réduire son exposition et de suivre cette réduction.
— Aider à la mise en place d'une fiche de suivi de l'exposition personnalisée par travailleur.
— Renforcer le signalement d'effets indésirables en le mettant en relation avec un niveau d'exposition.

Ces différents points amènent à considérer la définition et le développement d'outils de mesures et de suivi de l'induction magnétique.

## 1.3 Électromagnétisme

### 1.3.1 Introduction et définition génériques

Les différents contextes législatifs ont été évoqués dans la section précédente. Nous y avons vu le besoin de définir des outils adaptés de mesure et de suivi de l'exposition des travailleurs au champ magnétique statique. Des éléments de bases d'électromagnétisme sont nécessaires pour bien comprendre la mise en place de ces outils.

#### Rayonnement électromagnétique

Les grands principes d'électromagnétisme pour l'environnement IRM ont été largement détaillés [Moliton, 2007, Gardiol, 2002] et vulgarisés [Schenck, 2000, Habash, 2007, Perrin & Souques, 2013] dans la littérature. Un rayonnement électromagnétique (EM) est un phénomène physique de transport d'énergie sans support matériel, c'est-à-dire pouvant s'effectuer dans le vide. Il peut, par exemple, être mis en opposition au son dont le phénomène ondulatoire nécessite la compression et la décompression des particules du milieu de propagation et qui ne peut pas, par conséquent, être présent dans le vide. Un rayonnement électromagnétique peut être décrit de deux façons différentes : (i) comme un phénomène ondulatoire, c'est-à-dire variant dans le temps de façon périodique ou (ii) comme un phénomène corpusculaire, c'est-à-dire comme un flux de particules, les photons. On parle ainsi de dualité onde-corpuscule. Un rayonnement électromagnétique peut donc être défini comme une onde électromagnétique. Des rayonnements ionisants utilisés pour imager ou traiter, aux communications sans fil, en passant par la lumière, les rayonnements EM sont présents de façon ubiquitaire dans notre vie quotidienne et chaque personne y est exposée dans des proportions différentes. L'utilisation et les effets sur la matière de ces rayonnements sera fortement dépendant de la fréquence de l'onde EM utilisée. Un émetteur d'onde EM sera appelé une source EM.

**Notion de champ**

La notion de champ est très utilisée dans la physique d'un point de vue général et tout particulièrement dans celle des rayonnements EM. D'un point de vue pratique, un champ correspond à un ensemble de grandeurs réparties dans un espace en trois dimensions (3D). Chaque point de cet espace correspondra à une valeur particulière de la grandeur considérée. Le champ représente donc la variation spatiale de cette grandeur. Un champ peut également être statique ou évoluer selon une autre dimension, par exemple temporelle, dans ce cas l'ensemble de la grandeur étudiée variera dans l'espace et dans le temps. L'espace considéré peut être réduit en sous-espaces de dimensions plus faibles, les termes suivant seront alors utilisés :

— La *carte de champ* correspond à une coupe deux dimensions (2D) de l'espace d'intérêt
— Un *point* correspond à un élément unitaire de l'espace d'intérêt. Si le champ est fixe un point correspondra à une grandeur, s'il est variable un point correspondra à une variation de cette grandeur, un signal.

En fonction de la grandeur considérée, on distingue deux grandes catégories de champs :

— *Le champ scalaire* où chaque point représente un scalaire, une valeur.
— *Le champ vectoriel* où chaque point représente un vecteur ayant pour origine les coordonnées spatiales du point et dont la norme et la direction sont spécifiques au point considéré.

Les champs EM présentent ainsi les variations spatiales de la combinaison des grandeurs électrique (champ électrique ou $\overrightarrow{E}$ ou champ E) et magnétique (champ magnétique ou $\overrightarrow{H}$). Il s'agit de champs vectoriels. En fonction de la nature de la source, un champ EM pourra être statique ou variable dans le temps. Dans ce second cas, le terme générique *champ variable* sera utilisé.

Un objet conducteur, comme un corps humain, présent à l'intérieur d'un champ EM émettra à son tour un champ. En fonction de la source, les notions suivantes ont été définies :

— Le *champ incident* correspond au champ produit par une source en l'absence de l'objet considéré.
— Le *champ interne* correspond au champ présent à l'intérieur de l'objet considéré. Il s'agit du champ incident modifié par les propriété physiques de l'objet.
— Le *champ externe* correspond à la résultante du champ incident et du champ émis par l'objet considéré.

### 1.3.2 Principe de base : force de Lorentz

Lorsqu'une charge électrique (q, une particule chargée) est plongée dans un champ E, dans induction magnétique ou dans un champ EM, elle subit une force appelée force de Lorentz (1.1).

$$\overrightarrow{\mathrm{F}} = q(\overrightarrow{\mathrm{E}} + \overrightarrow{v} \wedge \overrightarrow{\mathrm{B}}) \tag{1.1}$$

Où :

— $\overrightarrow{\mathrm{F}}$ correspond à la force de Lorentz exercée sur la particule (en Newton N)

— $q$ correspond à la charge de la particule (en Coulomb, C)

— $\overrightarrow{\mathrm{E}}$ correspond au vecteur local du champ électrique (en V.$m^{-1}$)

— $\overrightarrow{v}$ correspond à la vitesse de la particule (en $m.s^{-1}$)

— $\overrightarrow{\mathrm{B}}$ correspond au vecteur d'induction magnétique (en Tesla T ou en Gauss G) provenant du vecteur local de champ magnétique $\overrightarrow{\mathrm{H}}$.

La grandeur $q$, charge électrique de la particule, peut être mise en facteur de l'équation 1.1. Les actions de $\overrightarrow{\mathrm{E}}$ et de $\overrightarrow{\mathrm{H}}$ sur la particule peuvent ainsi être séparées.

### 1.3.3 E : Champ électrique

#### Expression du champ électrique

Un champ électrique ($\overrightarrow{\mathrm{E}}$) existe tant qu'une ou plusieurs charges électriques sont présentes, c'est-à-dire lorsque des charges positives et négatives sont séparées. En appliquant uniquement la composante due au champ électrique ($\overrightarrow{\mathrm{F}_e}$) de la force de Lorentz 1.1 sur une particule chargée (q), il en résulte l'expression de $\overrightarrow{\mathrm{E}}$ suivante 1.2 :

$$\overrightarrow{\mathrm{E}} = \frac{\overrightarrow{\mathrm{F}_e}}{q} \tag{1.2}$$

L'unité de $\overrightarrow{\mathrm{E}}$ est le N.C$^{-1}$ ou le V.$m^{-1}$.

#### Densités de charges

Le symbole ρ exprime la densité de charge, c'est-à-dire le nombre de charges que peut contenir l'élément considéré. En fonction de cet élément, trois densités différentes sont définies :

— ρ densité de charge volumique (par unité de volume), en C.$m^{-3}$

— $\rho_s$ densité de charge surfacique (par unité de surface), en C.$m^{-2}$

— $\rho_l$ densité de charge linéique (par segment unitaire dans un câble), en C.$m^{-1}$.

**Représentation du champ électrique**

L'équation de *Maxwell-Gauss* 1.3 permet de décrire une propriété importante de $\vec{E}$ :

$$div\vec{E} = \frac{\rho}{\varepsilon_0} \tag{1.3}$$

où $\varepsilon_0$ correspond la *constante électrique* ou *permittivité absolue du vide*, une constante constante universelle. L'opérateur mathématique divergence ($div$) exprime une notion de flux à travers une surface fermée englobant le volume d'intérêt. Une divergence non nulle signifiera une différence entre la norme du flux entrant et celle du flux sortant quand une divergence nulle exprimera l'égalité de ces deux normes. La divergence d'un volume englobant une ou plusieurs particules chargées correspond à la densité de charges de ce volume. Cette valeur pourra ainsi être positive ou négative exprimant une entrée ou une sortie de flux électrique dans l'élément considéré. Une charge électrique peut ainsi être définie comme un monopôle. Le champ $\vec{E}$ peut alors être représenté de deux façons différentes (figure 1.5). En considérant une charge ponctuelle (figure 1.5 gauche), les vecteurs $\vec{E}$ émis par cette particule seront diffusés dans l'espace de façon radiale, leur norme décroitra avec la distance à la particule. En considérant deux particules de signes opposés (figure 1.5 droite), les vecteurs $\vec{E}$ partiront de la charge positive pour se diriger vers la charge négative. Pour le champ électrique, l'ensemble des vecteurs ayant la même direction représente une *ligne de champ* $\vec{E}$).

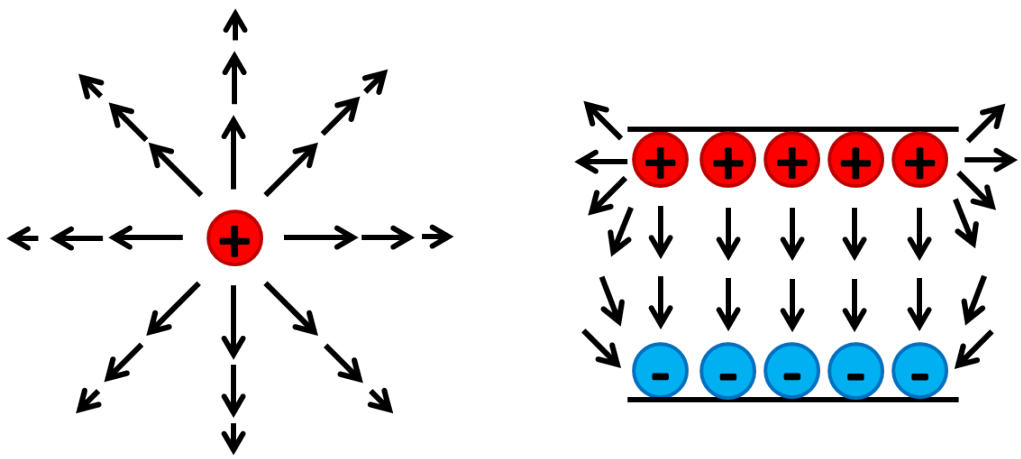

FIGURE 1.5 – Illustration, issue de [Habash, 2007], des deux représentations possibles du champ E pour une charge isolée (à gauche) et pour deux sets de charges de signes opposés (à droite).

Il peut également être intéressant d'observer sur la figure 1.5 une surface fermée entourant un volume ne contenant aucune charge. Il est possible de se représenter facilement que le flux entrant dans cette surface sera opposé au flux sortant et de norme identique. La divergence de cette surface sera ainsi nulle, correspondant à 1.3 en l'absence de densité de charge.

**D : Densité de flux électrique**

La densité de flux électrique ou déplacement électrique est noté $\overrightarrow{D}$ et exprimé en C.$m^{-2}$. Il s'agit d'une notion introduite pour rendre compte de l'interaction entre un matériau et le champ électrique $\overrightarrow{E}$. Dans un milieu linéaire, comme de nombreux matériaux incluant les tissus biologiques, $\overrightarrow{D}$ est directement proportionnel à $\overrightarrow{E}$ par la liaison suivante 1.4 :

$$\overrightarrow{D} = \varepsilon \overrightarrow{E} \tag{1.4}$$

où ε correspond à la permittivité du matériau concerné (en F.$m^{-1}$). Cette valeur traduit une propriété fondamentale intrinsèque des matériaux diélectriques. Deux autres permittivités ont été définies : (i) la *permittivité relative* ($\varepsilon_r$), sans dimension et la constante électrique déjà évoquée. La permittivité relative exprime la valeur relative de la permittivité absolue d'un matériau donné par rapport à la permittivité du vide 1.5 :

$$\varepsilon = \varepsilon_0 \varepsilon_r \tag{1.5}$$

La valeur d'$\varepsilon_r$ pour l'air est généralement considérée à 1, donnant $\varepsilon_{air} = \varepsilon_0$. Les valeurs de permittivités relatives des tissus biologiques sont généralement comprises entre 1 et 80. La plupart des milieux étant isotropiques, $\overrightarrow{D}$ et $\overrightarrow{E}$ ont la même direction [Habash, 2007].

### 1.3.4 B : Induction magnétique

**Expression**

En ne considérant cette fois que la composante magnétique de la force de Lorentz 1.1, une force magnétique ($\overrightarrow{F_m}$) peut être définie par l'équation de Laplace 1.6 :

$$\overrightarrow{F_m} = q\overrightarrow{v} \wedge \overrightarrow{B} \tag{1.6}$$

où $q$ correspond à la charge de la particule (C) et $\overrightarrow{B}$ correspond au vecteur d'induction magnétique (T ou G). Cette force ne sera présente que pour une particule en mouvement et aura pour effet de modifier la trajectoire d'une particule chargée en mouvement dans un conducteur. Cette force est à la base des principes de conversion d'énergie mécanique en énergie électrique (comme une dynamo) et inversement (comme un moteur électrique). $\overrightarrow{B}$ a ainsi été défini : il s'agit de l'induction magnétique ou densité de flux magnétique. La norme de ce champ vectoriel a pour unité le Weber par mettre carré (W$b.m^{-2}$), le Tesla ou le Gauss avec pour convention 1 T = 10 000 G et 1 W$b.m^{-2}$ = 1T.

**Représentation de l'induction magnétique**

L'équation de *Maxwell-Thomson* 1.7 est à $\overrightarrow{B}$ ce que l'équation de Maxwell-Gauss 1.3 est à $\overrightarrow{E}$ :

$$div\overrightarrow{B} = 0 \tag{1.7}$$

L'opérateur divergente y est cette fois dans tous les cas nul, contrairement à $\overrightarrow{E}$ où il dépendait de la densité de charge. Cette équation entraine que, pour n'importe quelle surface entourant un volume, le flux magnétique entrant est toujours opposé au flux magnétique sortant et de même norme (la résultante de ces flux doit être nulle). Ainsi la notion de monopôle magnétique ne peut exister. Une induction magnétique est toujours créée par un dipôle composé d'un pôle positif et d'un pôle négatif. Une représentation schématique de l'induction magnétique est souvent amenée comme une boucle partant du pôle positif et se terminant sur le pôle négatif (figure 1.6). Dans le cas de l'IRM, le flux magnétique est généré au niveau de l'entrée du tunnel (correspondant au pôle positif) et se termine au niveau de sa sortie (correspondant au pôle négatif).

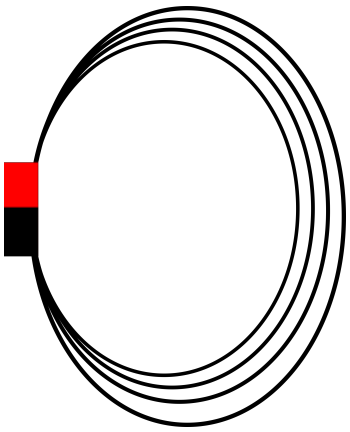

FIGURE 1.6 – Exemple de répartition du champ magnétique statique généré par un aimant théorique. Le rectangle noir et rouge illustre un aimant comme un dipôle. Le champ magnétique (lignes noires) part donc d'un pôle pour boucler vers l'autre pôle.

Cette représentation du champ magnétique induit la notion de *ligne de champ* (lignes noires sur la figure 1.6). Il s'agit des lignes 1D bouclant sur la source de champ magnétique et où ce champ y est constant en norme. La direction du vecteur de champ est tangente à la ligne de champ.

Une représentation pratique du champ magnétique statique est permise par le concept de d'*isocourbe* (ou *courbe isogauss*). Une courbe isogauss correspond encore une fois à une boucle mais cette fois non pas à travers la source mais autour de celle-ci. L'objectif est de représenter l'ensemble des valeurs de même densité de flux magnétique (la même norme du vecteur de densité) autour de l'aimant. Une isocourbe correspond donc, dans un plan en deux dimensions donné (une des dimensions de l'espace est fixée), à une succession de points qui présentent tous la même valeur d'induction magnétique. Une analogie peut être faite avec la courbe de niveau en géographie, courbe d'une carte correspondant à une altitude donnée. Là où des courbes de niveau rapprochées s'interprètent par une forte pente sur le terrain, des lignes iso-

gauss rapprochées traduisent une forte augmentation spatiale, un fort gradient, de densité de flux magnétique. Une illustration de ces isocourbes est présentée sur la figure 1.7.

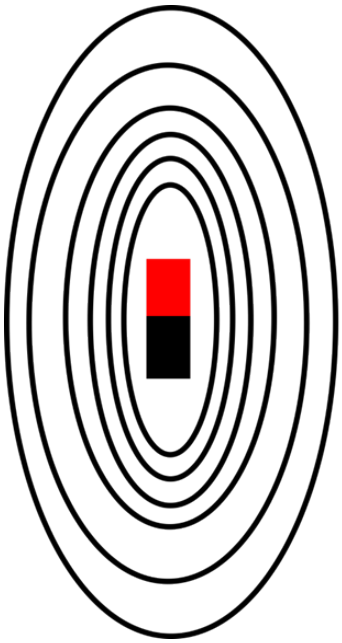

FIGURE 1.7 – Exemple de répartition de lignes de champ (ou lignes isogauss) sur un aimant théorique. Les rectangles noir et rouge illustrent un aimant comme un dipôle.

Des lignes isogauss sont également fournies par le fabriquant pour chaque installation d'IRM (figure 1.8). Il s'agit le plus souvent d'un calcul effectué par ce dernier à partir de la géométrie connue du système générant le champ magnétique. Ces données peuvent fournir une première approximation relativement correcte de l'exposition d'un travailleur à partir de sa position spatiale.

La conséquence de 1.7 et des figures 1.6 et 1.8 est qu'une induction magnétique ne peut être "cassée". Avoir une action sur une induction magnétique reviendra seulement à en modifier la répartition spatiale, c'est-à-dire venir "déformer" les lignes isogauss.

### Introduction de H, l'excitation magnétique

La caractérisation d'un champ magnétique fait intervenir le terme d'intensité de champ magnétique, également appelée excitation magnétique ou plus simplement champ magnétique. Il est noté $\vec{H}$ et son unité est exprimée en A.$m^{-1}$ ou en Œrsted (Oe) avec la correspondance suivante : 1 $k$A.$m^{-1}$ = 12,54 O$e$. L'expression de $\vec{H}$ en fonction de $\vec{B}$ fait intervenir la notion d'aimantation ($\vec{M}$ qui sera évoqué et défini dans la section suivante). Cependant, pour un matériau linéaire , $\vec{M}$ et $\vec{B}$ sont proportionnels, $\vec{H}$ peut ainsi être calculé par la formule suivante 1.8 :

$$\vec{H} = \frac{\vec{B}}{\mu} \tag{1.8}$$

où $\mu$ est appelé *perméabilité* (H.$m^{-1}$) et dépend des propriétés magnétiques du matériau.

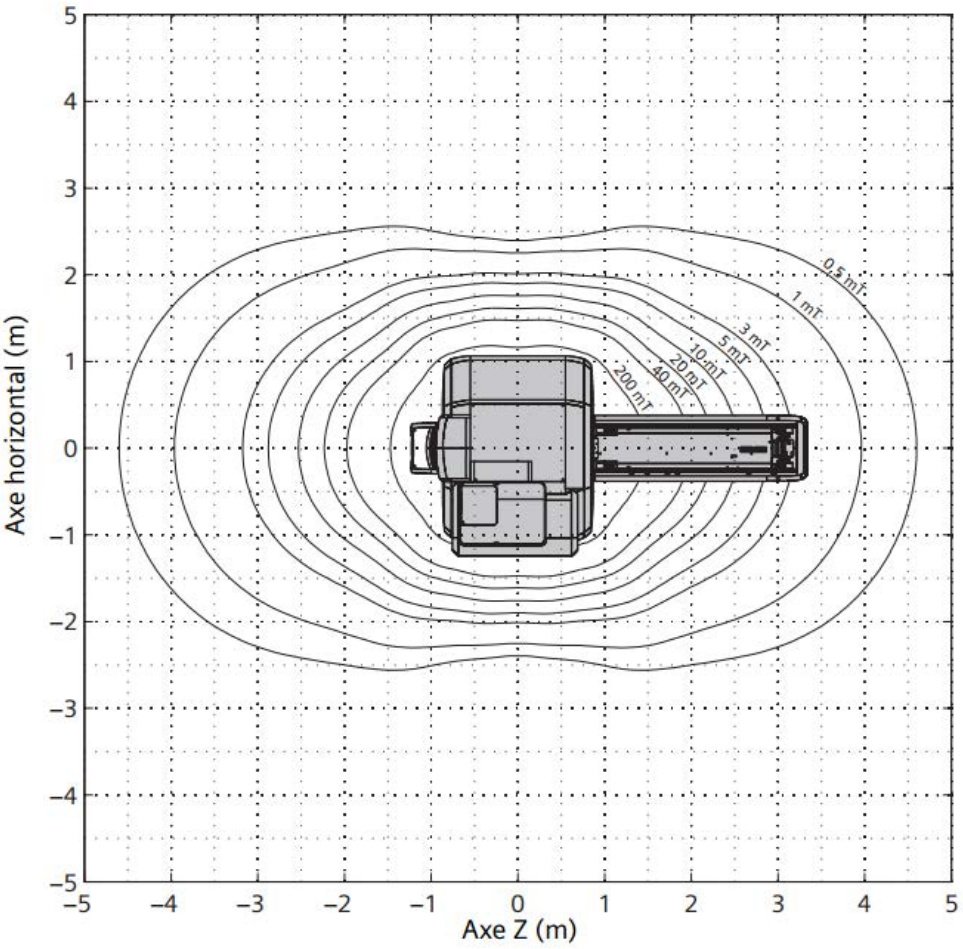


FIGURE 1.8 – Représentation spatiale 2D des lignes de champ magnétique (lignes isogauss) donnée par le constructeur Siemens, pour une IRM Siemens Skyra 3 T.

**Perméabilité, susceptibilité magnétique et aimantation $\overrightarrow{M}$**

Tout matériau non magnétisé de façon permanente (tout corps qui n'est pas un aimant permanent) est caractérisé par une valeur sans dimension appelée *perméabilité relative* ($\mu_r$). A la manière du champ électrique, la perméabilité $\mu$ utilisée dans 1.8 est définie par 1.9 :

$$\mu = \mu_0 \mu_r \tag{1.9}$$

où $\mu_0$ correspond à la *perméabilité absolue* ou *constante magnétique* ($4\pi.10^{-7}$ H.$m^{-1}$), une constante universelle. Le terme susceptibilité magnétique volumique ou susceptibilité ($\chi$) est également utilisé pour caractériser les propriétés magnétiques d'un matériau. La relation 1.10 permet de lier perméabilité relative et susceptibilité :

$$\mu_r = 1 + \chi \tag{1.10}$$

$\mu_r$ ou $\chi$ va permettre de caractériser une propriété quantique de l'électron appelée ici *moment magnétique électronique*. Il s'agit d'un vecteur venant s'aligner sur $\overrightarrow{B}$ lorsque ce dernier

est présent. Ce moment peut être positif ou négatif en fonction des propriétés de l'électron considéré. La différence entre moments positifs et négatifs va définir une résultante qui correspondra à l'aimantation $\vec{M}$ de l'atome. L'aimantation résultante peut être exprimée par la formule suivante 1.11 :

$$\vec{M} = \chi \vec{H} \tag{1.11}$$

Ainsi, un échantillon initialement non magnétisé soumis à un champ magnétique externe devient la source d'un champ magnétique interne ou champ magnétique induit. La résultante de ces deux champs est exprimée par $\vec{H}$ par la formule 1.12 :

$$\vec{H} = \frac{\vec{B}}{\mu_0} - \vec{M} \tag{1.12}$$

où $\mu_0$ correspond à une constante, la *perméabilité absolue du vide*. On peut noter ici que la perméabilité $\mu$ définie dans 1.8 correspond à $\mu_0$ lorsque l'aimantation est nulle ou négligeable, ce qui est le cas de la plupart des matériaux. Les interactions entre champ magnétique externe et champ magnétique induit régissent les interactions (attraction et orientation) entre un matériau et un aimant. La plupart des matériaux sont dit *isotropiques*, $\chi$ y est une grandeur scalaire et la magnétisation induite est parallèle à la direction de l'aimantation appliquée. Dans de telles conditions, $\vec{M}$, $\vec{B}$ et $\vec{H}$ auront tous la même direction. Dans certains matériaux, dit *anisotropiques*, la magnétisation se fait selon une direction privilégiée de l'espace. Cette direction n'est pas nécessairement celle du champ magnétique appliqué et le $\chi$ du matériau est alors un tenseur symétrique. Cette deuxième catégorie ne concerne pas les tissus biologiques sauf de rares cristaux [Schenck, 2000]. Une étude de [Kotani et al., 2002] a montré qu'une exposition prolongée (60 heures) à fort champ magnétique statique (8 T) pouvait induire des modifications dans la croissance et la réparation osseuse, notamment par ré-orientation moléculaire.

La susceptibilité magnétique d'un matériau peut prendre n'importe quelle valeur positive, cependant un $\chi$ négatif ne pourra pas être inférieur à $-1$. Ainsi, en plus d'être isotropique ou anisotropique, les matériaux peuvent être classifiés en fonction de la valeur de leur $\chi$ :

— Les matériaux *amagnétiques*, comme le plastique ou le bois, ont un $\chi$ égal à zéro. L'aimantation induite est considérée comme nulle, le matériau n'aura aucune action sur les lignes de champ (figure 1.9).

— Les matériaux *paramagnétiques*, comme l'aluminium, ont une susceptibilité magnétique positive mais proche de zéro (de l'ordre de $10^{-5}$). L'aimantation induite sera très limitée mais le matériau aura pour effet de très légèrement "attirer" les lignes de champ (figure 1.9).

— Les matériaux *ferromagnétiques* ou *ferrimagnétiques* ou plus simplement magnétiques, comme le fer, le cobalt, le nickel ou l'acier, ont un $\chi$ positif et élevé (de plusieurs dizaines à plusieurs centaines). L'aimantation induite sera importante. Un tel matériau a également un effet attracteur sur les lignes de champ (figure 1.9) mais supérieur à celui des matériaux paramagnétiques.

— Les matériaux *diamagnétiques*, comme le cuivre, présentent une susceptibilité magnétique négative et proche de zéro (de l'ordre de $10^{-5}$, compris entre $-1$ et 0). Ils ne s'aimenteront pas dans le champ magnétique et auront pour effet de repousser les lignes de champ (figure 1.9).

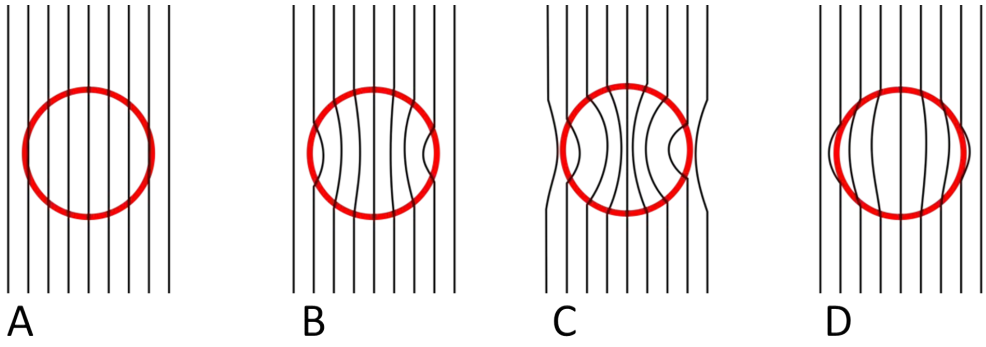


FIGURE 1.9 – Exemple théorique de modification des lignes de champ par un matériau amagnétique (A), paramagnétique (B), ferromagnétique (C) et diamagnétique (D).

### Champ magnétique et IRM

**Conventions et usages** Nous avons vu avec 1.8 que l'induction magnétique $\vec{B}$ et l'excitation magnétique $\vec{H}$ sont liées à la perméabilité absolue du matériaux considéré. Dans des corps non-homogènes ces deux grandeurs peuvent donc varier en fonction des différentes perméabilités. Cependant la relation est simple au niveau de l'air où $\mu = \mu_0$. D'un point de vue rationnel il conviendrait d'utiliser $\vec{H}$ pour qualifier un champ magnétique car il définit les propriétés magnétique du milieu soumis à une aimantation. Il s'agit cependant de deux champs vectoriels dont, pour les milieux linéaires, la relation reliant l'un à l'autre est linéaire. Comme nous le verrons dans la suite de ce document (1.4), les IRM utilisent un fort champ magnétique. Par convention ce champ magnétique est caractérisé par l'induction magnétique $\vec{B}$, une IRM étant qualifié en fonction de la valeur d'induction magnétique de son champ statique, en Tesla. Ce n'est pas le cas dans tous les domaines, les PPMS (*Physical Property Measurement System*) sont des dispositifs utilisant un champ magnétique pour étudier les propriétés physiques des matériaux, le champ magnétique y est caractérisé conventionnellement par $\vec{H}$. Dans la suite de cette thèse nous utiliseront l'induction magnétique $\vec{B}$ pour qualifier les différents champs magnétiques présent au niveau de l'IRM.

**Valeurs d'induction magnétique des IRM** L'induction magnétique d'une IRM clinique est, dans l'immense majorité des cas, de l'ordre de grandeur de 1,5 T ou 3 T au centre du tunnel. Ces valeurs correspondent aux intensités du champ magnétique au niveau de la zone homogène présente à l'intérieur du tunnel de l'IRM et nécessaire à la formation d'images. Des IRM plus bas champ existent : il pourra s'agir alors d'IRM dédiées à l'ostéo-articulaire (entre 0,2 T et 0,5 T) ou d'IRM à aimant ouvert (autour de 1 T) permettant d'effectuer de l'imagerie interventionnelle (chirurgie guidée par IRM). A l'inverse, des aimants plus haut champ ont été développés. Ils sont dans la plupart des cas cantonnés au domaine de la recherche. On distinguera alors la recherche pré-clinique, sur l'animal, de la recherche clinique, sur patients ou

volontaires sains. Dans le premier cas, les diamètres de tunnel sont entre 10 cm et 30 cm, les inductions magnétiques y sont les plus élevées, allant de 10 T à plus de 20 T. Cependant, le petit diamètre du tunnel entraîne une plus faible exposition du travailleur qu'une IRM clinique avec une induction magnétique moins élevée [Schaap et al., 2016]. Concernant la recherche clinique, il s'agit d'IRM dit "corps entier", c'est-à-dire comportant un diamètre de tunnel entre 60 cm et 80 cm permettant d'y entrer une personne adulte. Des systèmes IRM de 7 T existent depuis un certain temps en recherche. Des projets de plus grande envergure, comme le projet Iseult du centre de recherche en neuro-imagerie Neurospin du CEA (Commissariat à l'Energie Atomique) conçoit actuellement une IRM corps entier de 11,75 T, prévu pour 2017. Dans ce document, une nomenclature a été déterminée permettant de distinguer les différentes catégories d'IRM en fonction de leur induction magnétique :

— *IRM bas champ* (< 1 T)
— *IRM haut champ* (> 1 T et < 3 T)
— *IRM très haut champ* (autour de 3 T)
— *IRM ultra haut champ* (» 3 T)

Le Tesla est ainsi l'unité communément utilisée pour caractériser une IRM dont le champ est particulièrement élevé (plusieurs dizaines de milliers de fois la densité de flux magnétique terrestre). Lors de l'éloignement de l'entrée du tunnel (observation d'inductions magnétiques plus faibles), des sous-multiples comme le mT ou le G sont utilisés. La caractérisation d'inductions magnétiques très faibles, comme celle du champ magnétique terrestre (environ 50 µT à notre latitude) font plutôt intervenir le µT ou le nT.

#### Champ magnétique statique et référentiel

Dans l'introduction de cette section nous avons vu qu'un champ vectoriel pouvait être statique ou varier suivant une autre dimension, comme le temps. Cette différenciation dépend cependant du référentiel choisi. Dans le cas du champ magnétique statique utilisé par l'IRM, ce dernier est statique uniquement selon le référentiel de l'appareil. Selon le référentiel d'un travailleur se déplaçant dans ce champ statique, le champ magnétique devient variable dans le temps. Comme nous le reverrons dans la section traitant des effets biologiques des champs EM 1.6, cette variation de champ magnétique entraine l'apparition d'un champ électrique (selon 1.13) dans un matériau conducteur, comme le corps humain.

#### Notion de blindage magnétique

Former une enceinte avec des matériaux de type ferromagnétiques et/ou paramagnétiques permet de concentrer les lignes de champ à l'intérieur de cette enceinte. Ce procédé est appelé *blindage magnétique passif*. Ce type de blindage équipait les premières IRM à haut champ (supérieurs à 1,5 T). La concentration des lignes de champ à l'intérieur de l'enceinte du blindage permet d'une part d'y augmenter l'homogénéité du champ magnétique et, d'autre part, de réduire l'induction magnétique à l'extérieur. Cependant le blindage passif possède un gros inconvénient : Pour pouvoir être efficace sur des champs très élevés, la quantités de matériaux

ferromagnétiques nécessaire devient très importante ainsi que les contraintes mécaniques imposées au système et les dimensions de la machine. C'est pourquoi les IRM actuelles sont équipées d'un *blindage magnétique actif* qui repose sur un autre principe et qui sera défini lorsque nous traiterons du fonctionnement d'une IRM.

### 1.3.5 Introduction de l'électromagnétisme

**Préambule** Les champs électriques et magnétiques viennent d'être décrits de façon indépendante. Pour des champs statiques (électrostatique et magnétostatique) l'indépendance de ces deux champs peut être conservée. Ils deviennent cependant nécessairement couplés dès qu'une variation temporelle apparaît. La présente section définit cette interaction et la formation des *ondes électromagnétiques*.

#### Équations de Maxwell

Définir le couplage entre champ électrique et magnétique ainsi que la propagation des ondes électromagnétiques passe nécessairement par l'utilisation des équations de Maxwell. Elles ont été publiées par James Clerk Maxwell entre 1861 et 1862 sous la forme de 20 équations puis reformulées en 4 équations par Olivier Heaviside en 1884.

Deux de ces lois ont déjà été définies dans cette section :

— L'équation de Maxwell-Gauss 1.3 nous a servi à définir une particule chargée comme un monopôle électrique.

— L'équation de Maxwell-Thomson 1.7 nous a servi à démontrer qu'une source d'induction magnétique était nécessairement un dipôle dont le flux magnétique bouclait entre le pôle positif et le pôle négatif.

La troisième équation de Maxwell considérée dans ce rapport est l'équation de *Maxwell-Faraday* 1.13

$$\overrightarrow{rot}\,\overrightarrow{\mathrm{E}} = -\frac{\partial \overrightarrow{\mathrm{B}}}{\partial t} \tag{1.13}$$

où $\overrightarrow{rot}$ désigne le rotationnel, opérateur mathématique appliqué sur un vecteur et retournant lui-même un vecteur. Ce terme permet de décrire si les lignes du champs E vont tourner autour du point considéré, dans quel sens elles vont tourner et avec quelle intensité. Pour bien analyser le rotationnel, il est nécessaire d'utiliser le *théorème de Stokes* 1.14

$$\oint_{\mathrm{C}} \overrightarrow{\mathrm{A}}.\overrightarrow{dl} = \iint_{\mathrm{S}} \overrightarrow{rot}\,\overrightarrow{\mathrm{A}}.\overrightarrow{d\mathrm{S}} \tag{1.14}$$

où $\overrightarrow{A}$ est un vecteur quelconque. Cette relation permet de lier la circulation d'un vecteur sur un contour fermé au flux du rotationnel de ce vecteur à travers n'importe quelle surface définie à partir de ce contour fermé. 1.13 annonce donc que la circulation du champ électrique sur un contour fermé, par exemple une boucle conductrice, est égale à l'opposé de la variation de flux magnétique à travers n'importe quelle surface attenante à cette boucle. Un champ E est donc automatiquement créé dans tout corps conducteur lorsqu'une variation de $\overrightarrow{B}$ est présente : il s'agit du phénomène d'induction magnétique. La variation d'induction magnétique peut être créée soit par un champ magnétique variable, soit par mouvement dans un champ magnétique statique. L'opposition de signe entre les deux membres de 1.13 amène également la notion de self induction présente dans les bobines.

La quatrième et dernière équation de Maxwell est l'équation de *Maxwell-Ampère* 1.15.

$$\overrightarrow{rot}\overrightarrow{H} = \overrightarrow{j} + \varepsilon\frac{\partial\overrightarrow{E}}{\partial t} \tag{1.15}$$

Cette équation fait intervenir l'élément $\overrightarrow{j}$ correspondant à la densité de courant. Cette densité correspond au vecteur de déplacement des charges disponibles dans un milieu traversé par un champ E et est définie par la *loi d'Ohm* 1.16

$$\overrightarrow{j} = \sigma\overrightarrow{E} \tag{1.16}$$

où σ correspond à la *conductivité*, exprimée en Sievert par mètre ($S.m^{-1}$). La conductivité exprime la disponibilité des charges libres des matériaux conducteurs. 1.15 exprime ainsi l'apparition d'un champ magnétique comme étant due soit à la circulation d'un courant (densité de courant), soit à la variation d'un champ électrique, soit aux deux à la fois. Dans tous les cas, l'opérateur rotationnel définit une relation d'orthogonalité entre $\overrightarrow{E}$ et $\overrightarrow{B}$ (figure 1.10).

**Onde électromagnétique (EM) et propagation**

L'analyse des équations de Maxwell nous a permis de décrire le couplage existant entre champ électrique et magnétique. Une onde électromagnétique traduira ainsi ce couplage pour une charge électrique oscillante. Ce système d'équation permet également d'étudier la propagation d'une onde EM. Positionnons-nous dans le vide, ρ et $\overrightarrow{j}$ sont tous les deux égaux à zéro puisqu'aucune charge n'est présente. L'équation de Maxwell-Gauss peut ainsi être reformulée 1.17 :

$$div\overrightarrow{E} = 0 \tag{1.17}$$

ainsi que l'équation de Maxwell-Ampère 1.18 :

$$\overrightarrow{rot}\overrightarrow{H} = \varepsilon\frac{\partial\overrightarrow{E}}{\partial t} \tag{1.18}$$

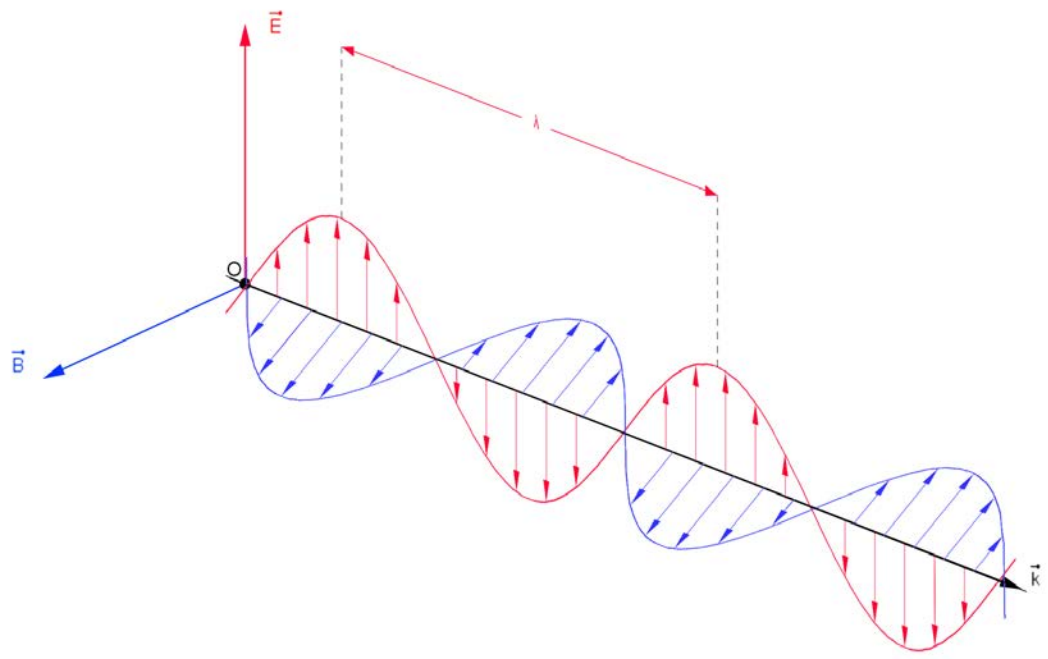


FIGURE 1.10 – Illustration de l'orthogonalité entre la composante électrique ($\overrightarrow{E}$) et la composante magnétique ($\overrightarrow{B}$) d'une onde électromagnétique. Schéma issu du site wikipedia.org.

En tenant compte de 1.17 ainsi qu'en combinant Maxwell-Faraday 1.13 et Maxwell-Ampère 1.18 pour $\overrightarrow{E}$, l'équation suivante peut être établie 1.19 :

$$\mu\varepsilon\frac{\partial^2\overrightarrow{E}}{\partial t^2} = -\overrightarrow{rot}\frac{\partial\overrightarrow{B}}{\partial t} = -\overrightarrow{rot}(\overrightarrow{rot}\,\overrightarrow{E}) = -grad(div\,\overrightarrow{E}) + \Delta\overrightarrow{E} = \Delta\overrightarrow{E} \tag{1.19}$$

avec $grad$ correspondant au gradient (dérivée première) spatial et $\Delta$ au Laplacien (dérivée seconde) spatial. En reformulant 1.19, 1.20 peut être amenée :

$$\Delta\overrightarrow{E} - \mu\varepsilon\frac{\partial^2\overrightarrow{E}}{\partial t^2} = 0 \tag{1.20}$$

Le même fonctionnement peut être appliqué à $\overrightarrow{B}$ 1.21 :

$$\Delta\overrightarrow{B} - \mu\varepsilon\frac{\partial^2\overrightarrow{B}}{\partial t^2} = 0 \tag{1.21}$$

Les deux équations 1.20 et 1.21 se rapprochent de la formule générique de propagation d'une onde 1.22 :

$$\Delta\overrightarrow{V} - \frac{1}{c^2}\frac{\partial^2\overrightarrow{V}}{\partial t^2} = 0 \tag{1.22}$$

où $\overrightarrow{V}$ représente une onde quelconque et $c$ sa célérité. Ainsi la célérité d'une onde électromagnétique peut être définie par 1.23 :

$$c = \frac{1}{\sqrt{\mu\varepsilon}} \tag{1.23}$$

$\overrightarrow{E}$ et $\overrightarrow{B}$ sont donc deux grandeurs couplées fonction de deux variables, le temps et l'espace. Ces deux phénomènes définissent la notion d'onde électromagnétique. Une onde est caractérisée par sa fréquence ($\nu$, en H$z$), c'est-à-dire le nombre de cycles de variations par seconde. Une onde est également caractérisée par sa longueur d'onde ($\lambda$ en m), définie comme suit 1.24 :

$$\lambda = \frac{c}{\nu} \tag{1.24}$$

Comme énoncé en introduction de cette section, un rayonnement EM correspond à la fois à un phénomène ondulatoire ainsi qu'à un phénomène corpusculaire. Il s'agit en fait d'une petite particule énergétique appelée *photon* dont la quantité d'énergie transportée est fonction de la fréquence de l'onde 1.25 :

$$E_{em} = h\nu \tag{1.25}$$

où $E_{em}$ représente l'énergie de l'onde EM (en électron volt ou $e$V) et $h$ la *constante de Planck*, une constante universelle. Le terme *rayonnement EM* réfère à la dispersion de l'énergie EM : une fois généré, un champ EM se disperse dans toutes les directions de l'espace en fonction de la méthode d'émission.

**Notion d'énergie électromagnétique**

En physique, la notion *d'énergie*, exprimée en joule (J), correspond à la capacité d'un système à fournir un *travail* de quelque forme qu'il soit (mouvement, chaleur, lumière, ...) avec la relation suivante : 1 J = 1 N.$m$ = 1 $kg.m^2.s^{-2}$. La *puissance*, exprimée en watts (W), est une grandeur physique traduisant la quantité d'énergie produite ou consommée par un système, un W correspondant à un joule pendant une seconde (J.$s^{-1}$). La *densité de puissance* (W.$m^{-2}$) correspond à la distribution des différentes puissances générées sur une surface donnée. Pour pouvoir exprimer la puissance d'une onde EM (comportant les puissances de ses composantes électrique et magnétique), le *vecteur de Poynting* ($\overrightarrow{\Pi}$, en W.$m^{-2}$) a été défini 1.26.

$$\overrightarrow{\Pi} = \frac{\overrightarrow{E} \wedge \overrightarrow{B}}{\mu} \tag{1.26}$$

Ce vecteur exprime la direction de propagation d'une onde EM à travers une surface. Il permet donc de décrire le vecteur de densité de puissance associé à un champ EM donné en un point particulier de l'espace. Pour une onde EM variable, $\overrightarrow{\Pi}$ est, au même titre que $\overrightarrow{E}$ et $\overrightarrow{B}$,

fonction du temps. La puissance déposée sur une surface ($P_s$) traversée par une onde électromagnétique peut donc être exprimée par intégration du vecteur de Poynting 1.27.

$$P_s = \iint_S \vec{\Pi}.d\vec{S} \tag{1.27}$$

**Notion de spectre électromagnétique**

Comme nous l'avons observé dans l'ensemble de cette section, les caractéristiques des champs électromagnétiques, en particulier l'énergie, sont fortement dépendantes de la fréquence. Un *spectre électromagnétique* a été défini classifiant les ondes EM en fonction de leur utilisation dans différents domaines (figure 1.11). En fonction de cette fréquence, les rayonnements EM sont également catégorisés en *rayonnements non-ionisants* et *rayonnements ionisants*. Le terme non-ionisant définit les ondes de faible énergie ne pouvant rompre les liaisons atomiques des matériaux irradiés mais ayant malgré tout un effet (comme l'échauffement). Le seuil de rupture de ces liaisons est estimé à 1 eV, soit environ $2,42.10^{14}$ Hz (1.25), au-delà les ondes émises sont susceptibles de provoquer des ionisations (transformation des atomes en ions) dans les tissus irradiés par les ondes ionisantes augmentant la probabilité de dommages chromosomiques pouvant provoquer des cancers. Ces effets sont cumulatifs, c'est-à-dire qu'ils augmentent avec le nombre d'expositions.

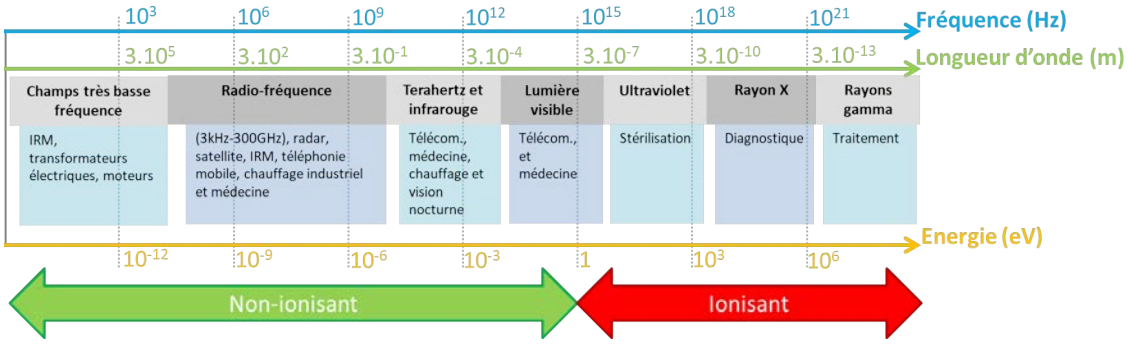


FIGURE 1.11 – Spectre électromagnétique : classification des ondes électromagnétiques en fonction de leur utilisation et de leur effet ionisant ou non-ionisant.

## 1.4 L'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM)

### 1.4.1 Généralités

**Introduction** Le contexte législatif a été évoqué dans la première section. Nous venons de décrire les grands principes d'électromagnétisme permettant la compréhension des outils de mesures et d'analyse de l'exposition au champ magnétique statique développés dans ce rapport. Il est cependant nécessaire de comprendre l'implication des champs EM dans le cadre de l'IRM pour pouvoir réaliser ces outils.

**Principe général de fonctionnnement** L'objectif principal de ce travail porte sur l'étude, la mesure et l'analyse de l'exposition des travailleurs face aux champs électromagnétiques émis par l'IRM. Comprendre les principes de fonctionnement fondamentaux de cet appareil semble nécessaire pour connaître avec précision les champs électromagnétiques qui en émanent et la façon dont les travailleurs y sont exposés. Le fonctionnement de l'IRM a largement été détaillé [Vlaardingerbroek & Den Boer, 2004] et vulgarisé [Sewonu, 2014, Hoa, 2007] dans la littérature. Il repose sur l'utilisation de deux catégories de champs électromagnétiques : (i) un champ magnétique statique permanent et intense et (ii) deux champs électromagnétiques différents, variables dans le temps, que sont les gradients de localisation spatiale et les impulsions radiofréquences (RF).

### 1.4.2 Magnétisme nucléaire

Le terme *nucléaire*, sur lequel repose le principe de résonance exploité par l'IRM, se rapporte à l'observation des propriétés magnétiques du noyau de l'atome (*magnétisme nucléaire*). Ainsi, chaque atome possède une grandeur quantique, intrinsèque à son noyau, appelée *nombre quantique nucléaire*. Cette grandeur dépend de la quantité et des proportions des nucléons (protons et neutrons) composant le noyau de l'atome considéré. Lorsque cette grandeur quantique n'est pas nulle, le noyau considéré pourra, à partir d'une excitation, émettre un signal de résonance magnétique nucléaire (RMN) pouvant être analysé. Le fait même de pouvoir émettre ce signal rend le noyau visible en IRM : il est dit *actif*. Plusieurs éléments possèdent ces caractéristiques à l'état naturel comme $_{13}$C, $_{19}$F, $_{31}$P, $_{23}$N*a* et $_{1}$H (proton). L'étude de chacun de ces noyaux nécessite non seulement une excitation particulière mais aussi la captation du signal de RMN par une chaîne radiofréquence adaptée. Un appareil réalisant, par exemple, la RMN du $_{31}$P pourra difficilement effectuer celle du $_{1}$H. Le proton, entrant dans la composition de la molécule d'eau, est ubiquitaire et présent en grande quantité dans le corps humain. La quasi totalité des IRM réalisent donc la RMN de cet élément.

Dans une approximation classique, un noyau actif est en permanence animé d'un mouvement de rotation conique autour de son axe principal (figure 1.12 A). D'un point de vue imagé, cette rotation, appelée *précession*, se rapproche du mouvement d'une toupie basculant tout en restant en équilibre autour de son axe. La précession d'un noyau est caractérisée par une vitesse exprimée en fréquence de rotation $\omega_0$ (nombre de tours effectués par unité de temps), la fréquence de Larmor. Cette fréquence de rotation est proportionnelle à l'intensité du champ magnétique statique utilisé par la machine. [Moliton, 2007] définit que la circulation de charges (le noyau est chargé positivement) sur une boucle (correspondant ici au "trajet" emprunté par le noyau lors de son mouvement de précession) induit l'apparition d'un moment nucléaire perpendiculaire à la boucle et au centre de celle-ci. Dans le cas du noyau atomique, ce moment est appelé *moment magnétique nucléaire* ($\vec{\mu}$). Il correspond au vecteur permettant de définir la force mécanique qui s'appliquerait à $\vec{\mu}$ si le noyau était soumis à un champ magnétique (figure 1.12 B). Dans le cadre de l'IRM, ce champ externe correspond à $\vec{B}_0$, le champ magnétique principal de l'appareil, qui est orienté selon l'axe z de l'espace, l'axe principal du tunnel de l'IRM.

Par convention, la direction du vecteur $\vec{B}_0$ définit l'axe z de l'espace et correspond à l'axe principal du tunnel de l'appareil. Le mouvement de précession des spins des atomes d'intérêt (les protons) va s'aligner autour de l'axe z. La fréquence de rotation ($\omega_0$) de ce mouvement est fonction de la densité de flux magnétique (1.28).

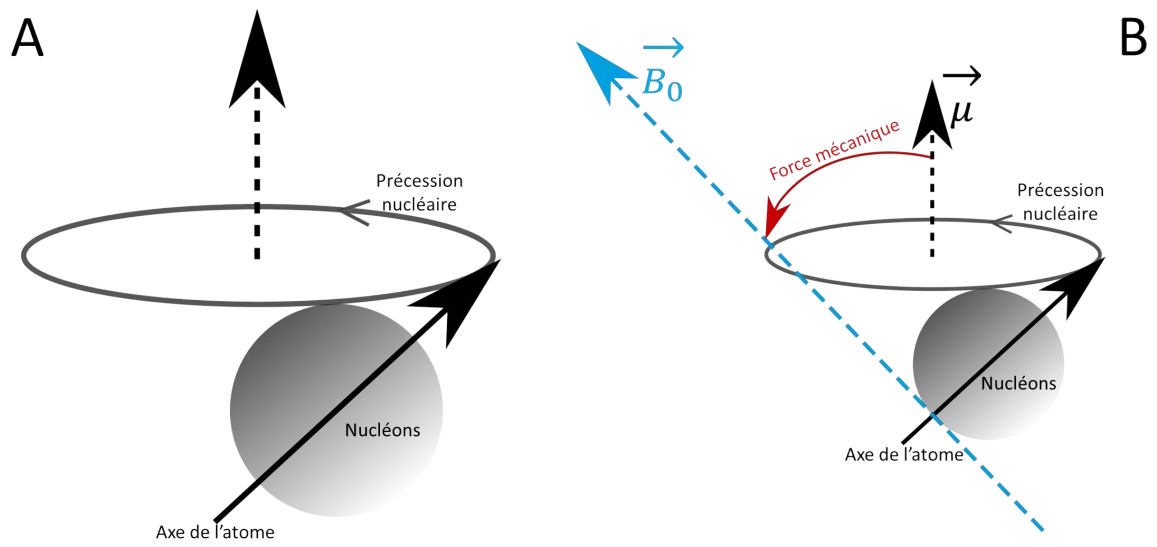


FIGURE 1.12 – Illustration de $\vec{\mu}$, moment magnétique nucléaire, du mouvement de précession au niveau du noyau atomique et de la force mécanique présente lors de l'application d'un champ magnétique ($\vec{B}_0$) externe.

$$\omega_0 = 2\pi f_0 = \gamma \vec{B}_0 \tag{1.28}$$

Une fréquence ($f_0$) a été définie : il s'agit de la fréquence de Larmor. L'aimantation tissulaire résultante de l'ensemble des aimantations d'un groupe de spins est dans le sens de $\vec{B}_0$. Il s'agit de l'aimantation longitudinale (selon l'axe z de l'espace).

### 1.4.3 Excitation radiofréquence et relaxation : le phénomène de RMN

Une impulsion RF, appelée $B_1$, permet de transférer de l'énergie aux noyaux en précession. Ce transfert d'énergie est appelé *résonance*. Il s'agit du même phénomène que celui qui se produit lorsque l'on tourne son doigt sur la bordure d'un verre en cristal pour émettre un son. Ce son est produit par la résonance du verre induite par l'énergie apportée par le mouvement du doigt. Dans cette exemple d'illustration, il est nécessaire d'adapter la vitesse de mouvement de son doit pour pouvoir émettre le son. Il en va de même pour la RMN, la résonance peut être effective uniquement si l'onde RF et la fréquence de Larmor des spins sont égales. Les fréquences d'excitation dépendent donc de la valeur de l'induction magnétique. Pour les IRM cliniques, cette fréquence est égale à 64 MHz (IRM 1,5 T) et à 128 MHz (IRM3T). Nous avons vu que l'induction magnétique des IRM pouvait varier d'une valeur autour de 0,5 T à plus de 20 T, la fréquence de l'impulsion RF peut donc être considérée comme variant de 8 MHz à 900 MHz. Une impulsion radiofréquence n'est pas uniquement caractérisée par sa fréquence, mais aussi par l'intensité de l'onde magnétique (onde B) et de l'onde électrique (onde E) la composant. Le terme général *puissance d'émission*, c'est-à-dire de la quantité d'énergie à fournir en entrée de l'amplificateur RF pour pouvoir produire l'onde, pourra être utilisé. La puissance maximale d'émission d'une impulsion RF pour des IRM allant de 1 T à 3 T est de 10 kW à 25 kW [Capstick et al., 2008].

D'un point de vue macroscopique, l'excitation RF entraîne le bascule de l'aimantation tissulaire précédemment longitudinale (selon l'axe z), qui se retrouve transversale (coplanaire au plan formé par les axes x et y). Lorsqu'elle s'arrête, le système excité (le groupe de spin) retourne dans son état d'équilibre, c'est-à-dire selon le plan longitudinal. Ce retour à l'équilibre se fait en émettant une légère onde RF. Il correspond à la *relaxation* et correspond au phénomène même de relaxation. Le signal émis, appelé signal de RMN, varie fortement en fonction de la composition chimique et des paramètres physiques du milieu. Analyser un signal de RMN permet ainsi d'étudier la composition physico-chimique d'un échantillon : cette science s'appelle la spectroscopie.

### 1.4.4 De la RMN à l'IRM : gradients de codage spatial

Nous avons vu que, après excitation par $B_1$, un groupe de spins ré-émet un signal analysable créant le phénomène appelé RMN. Appliquer ce phénomène à un corps humain ne nous donnerait pas une image mais un signal correspondant à la somme des relaxations de tous les protons excités du corps. Pour pouvoir obtenir une image, des gradients spatiaux de champ magnétique sont utilisés. Cette étape marque le passage de la RMN à l'IRM.

Un gradient est une variation spatiale de l'induction magnétique de quelques dizaines de $m\mathrm{T}.m^{-1}$ créée par une bobine inductrice. Pour pouvoir sélectionner un petit volume spécifique de l'espace (un voxel), trois gradients ($G_x$, $G_y$ et $G_z$), émis par trois bobines différentes et définis selon les trois directions de l'espace sont nécessaires. La sélection du voxel d'intérêt se fait comme suit :

— Un gradient est d'abord généré en même temps qu'une impulsion RF modulée selon une bande passante. c'est-à-dire que cette impulsion RF correspondra à un ensemble d'impulsions de fréquences légèrement différentes. Ces impulsions n'exciteront que les protons de la zone soumise au gradient, qui correspond à un plan de l'espace. Une coupe du corps a ainsi été sélectionnée.

— Un second gradient est ensuite généré selon une seconde direction de l'espace. Il viendra modifier, ligne par ligne, la phase des voxels du plan de coupe précédemment déterminé.

— Un troisième et dernier gradient est enfin généré selon la dernière direction. Il viendra modifier la fréquence, ligne par ligne, des voxels du plan de coupe précédemment sélectionnés.

En générant ces trois gradients avec une impulsion RF bien déterminée, il est possible de récupérer le signal d'un voxel unique. En itérant ce procédé suffisamment de fois, une image 2D ou 3D peut être obtenue en modifiant légèrement la forme d'un des trois gradients lors de chaque itération. Encodée par des gradients spatiaux de champ magnétique, l'image générée correspond à un ensemble de fréquences spatiales (*espace k*). Une transformée de Fourier deux dimensions permet de retrouver l'image réelle. La façon de générer l'impulsion RF et les gradients en IRM détermine l'image obtenue en sortie. Cet ensemble correspond à une *séquence IRM*. La figure 1.13 résume le principe de génération d'une image par l'IRM.

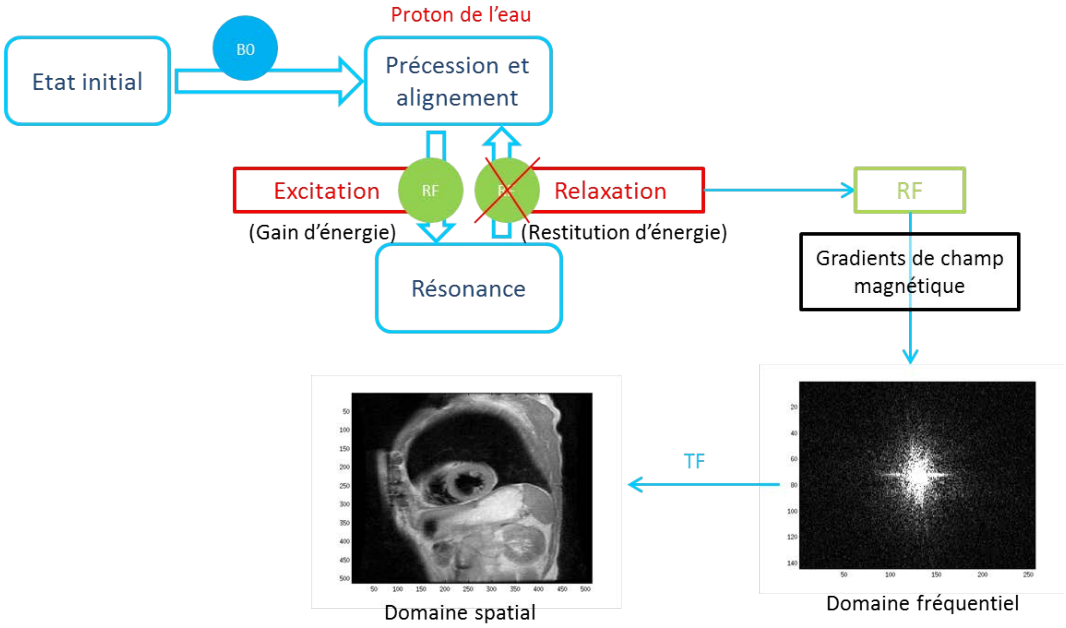


FIGURE 1.13 – Illustration du principe de génération d'images par imagerie par résonance magnétique (IRM).

### 1.4.5 Un peu de physique des gradients

Une chose qu'il est important de comprendre sur le signal IRM est qu'il est très court d'un point de vue temporel. L'ensemble impulsion RF et gradients est bien souvent inférieur à 100 ms. Un gradient d'encodage spatial est donc un phénomène court (de l'ordre de quelques ms) qui se répète de façon périodique (pour acquérir l'ensemble des voxels nécessaires à la formation de l'image). En se plaçant en un point précis de l'espace soumis aux gradients de codage spatial, ce point observera une variation temporelle, plus ou moins répétitive, de l'induction magnétique. Il s'agit donc d'une induction magnétique variable dans le temps (ou TVMF pour *Time Varying Magnetic Field*). Dans la suite de ce rapport, nous utiliserons le terme "gradients" ($G(t)$) pour désigner cette variation.

[McRobbie, 2012] a défini la fréquence de ces gradients comme allant de 0 à 10 kHz pour une amplitude de 0 à 50 mT. L'amplitude maximale des gradients est une caractéristique de la machine utilisée.

### 1.4.6 Génération du champ magnétique statique

#### Importance du champ statique

Nous avons vu que la fréquence d'impulsion RF et la forme des gradients étaient très précises et importantes pour la formation des images. Il va sans dire que l'homogénéité du champ doit être tout aussi importante. En effet, un gradient de codage spatial fait varier le champ magnétique localement de quelques dizaines de mT, soit environ 0,45 % de la valeur d'induction magnétique et cette variation est suffisante pour créer une image. Une variation, même légère, de l'homogénéité du champ magnétique statique entraînerait ainsi de fortes perturbations sur

l'image.

**Les aimants IRM**

Dans les premières IRM ainsi que dans certaines IRM très bas champ (< 0,5 T) et dédiées à l'imagerie ostéo-articulaire, le champ magnétique statique est généré par un aimant permanent (matériaux spontanément magnétiques) ou par un électroaimant simple (induction magnétique effectuée par la circulation de courant dans une bobine conductrice). Ces types d'aimants permettent difficilement de dépasser une induction magnétique de 0,5 T. La réalisation des IRM haut champ actuelles a été permise par l'utilisation de matériaux supra-conducteurs, n'opposant aucune résistance au passage d'un courant électrique. Dans des conditions de pressions et de température "normales", c'est-à-dire autour d'un *atmosphère* et de 300 °K, aucun matériau connu ne présente de propriété supra-conductrice. Cependant, en modifiant ces conditions physiques, certains matériaux peuvent acquérir des propriétés supra-conductrices. C'est le cas de l'alliage de *Niobium-Titane* (NbTi) qui est utilisé dans la plupart des IRM actuels. D'autres alliages existent (comme le *Niobium-Etain* ou le *diboride de Magnésium*) avec des températures de supra-conductibilité différentes mais proposant des caractéristiques utilisables pour générer un champ statique suffisamment stable et puissant. Ainsi, le choix d'un alliage est plutôt une contrainte industrielle : une optimisation entre le coût de l'alliage et le coût du refroidissement. Le NbTi acquiert ses propriétés supra-conductrices à une température de 9,4 °K (-263,75 °C). Un *cryostat* (compartiment spécifique isolé thermiquement) rempli d'hélium (He) liquide permet de maintenir l'alliage à une température de 4 °K. Il doit être particulièrement performant car il se situe à quelques centimètres de l'extérieur du tunnel, à température ambiante. Environ 1500 litres d'hélium liquide sont présents à l'intérieur d'un cryostat. L'hélium doit être re-liquéfié en permanence, à l'aide d'une pompe et d'un condensateur (*tête froide*), pour maintenir la température de l'enceinte.

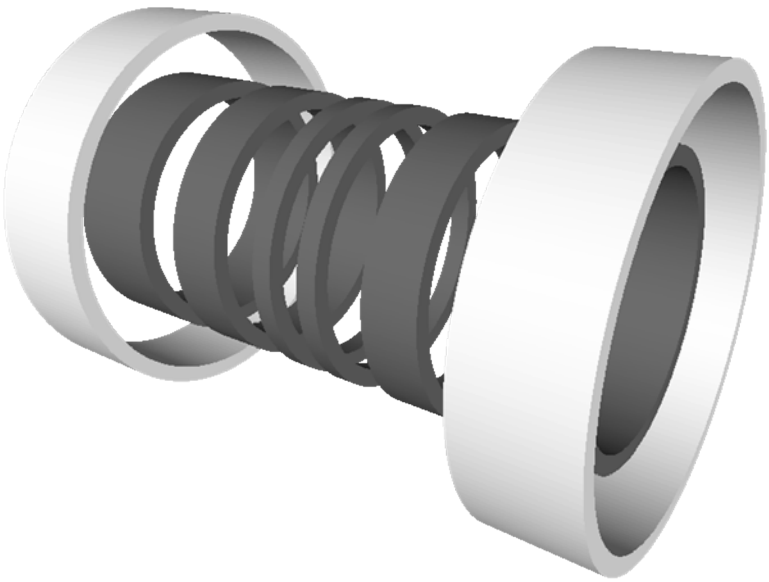

FIGURE 1.14 – Illustration simplifiée de la bobine supra-conductrice responsable de la génération du champ magnétique statique. Les anneaux en gris représentent les éléments de génération du champ et ceux en blanc représentent les éléments de génération du contre-champ.

#### Génération du champ

La génération du champ magnétique statique est effectuée par un enroulement de 20 km (1,5 T) à 50 km (3 T) de filament de NbTi de quelques dizaines de $\mu m$ de diamètre. Ce filament est bobiné dans des "encoches" de plastique. Ces encoches sont liées entre elles et forment donc un *solénoïde*. La bobine générant le champ est adjointe d'une bobine générant un "contre-champ" (éléments blancs de la figure 1.14), c'est-à-dire une bobine générant un champ dans le sens opposé. En pratique il s'agit généralement du même filament supra-conducteur mais dont le bobinage est inversé. Ce contre-champ va venir "confiner" le champ à l'intérieur du tunnel permettant à la fois d'assurer une meilleure homogénéité de l'induction magnétique dans cette zone et de réduire l'intensité du champ à l'extérieur. D'un point de vue pratique, la densité de flux magnétique est réduite d'un facteur supérieur à 100 à un mètre seulement de l'entrée du tunnel. Cette croissance rapide de l'induction magnétique à proximité du tunnel entraîne des contraintes d'un point de vue risques et exposition qui seront détaillées en 1.5. L'homogénéité d'une sphère de 50 cm de diamètre au centre du tunnel est garantie inférieure à 2 ppm.

#### Induction magnétique

L'aimant principal d'une IRM à supra-conducteur n'est pas alimenté en courant en permanence. En effet, ce dernier est "monté en champ" une seule fois. Lors de son installation, la bobine est alimentée avec un très fort courant (environ 120 A.$m^{-2}$) puis le champ magnétique est généré en permanence car le filament supra-conducteur n'oppose aucune résistance au courant : l'alimentation est coupée mais le fort courant est toujours présent dans le circuit supra-conducteur. Le champ magnétique statique d'une IRM est donc présent en permanence et ne peut être arrêté, sauf en cas de problème urgent (*quench*, expliqué en 1.5) ou lors d'opération de maintenance. Après montée en champ, l'unique consommation électrique d'une IRM, pour la génération du champ magnétique statique, est le maintien de l'hélium à l'état liquide (le maintien de la température du cryostat).

### 1.4.7 Génération des gradients de codage spatial

Chaque gradient de codage spatial ($G_x$, $G_y$ et $G_z$) est créé par des éléments spécifiques (figure 1.15) :

— Des bobines de type Helmholtz (figure 1.15 A) correspondent à des anneaux cylindriques le long de l'axe du tunnel. Elles permettent de créer un gradient spatial de variation du champ magnétique dirigé selon l'axe z.

— Des bobines de type Golay (figue 1.15 B et C) correspondent à des portions rectangulaires accolées au cylindre du tunnel. En fonction de leur position par rapport au tunnel, elles permettront de créer soit le gradient spatial de variation du champ magnétique dirigé selon x (droite / gauche) soit celui dirigé selon y (haut / bas)

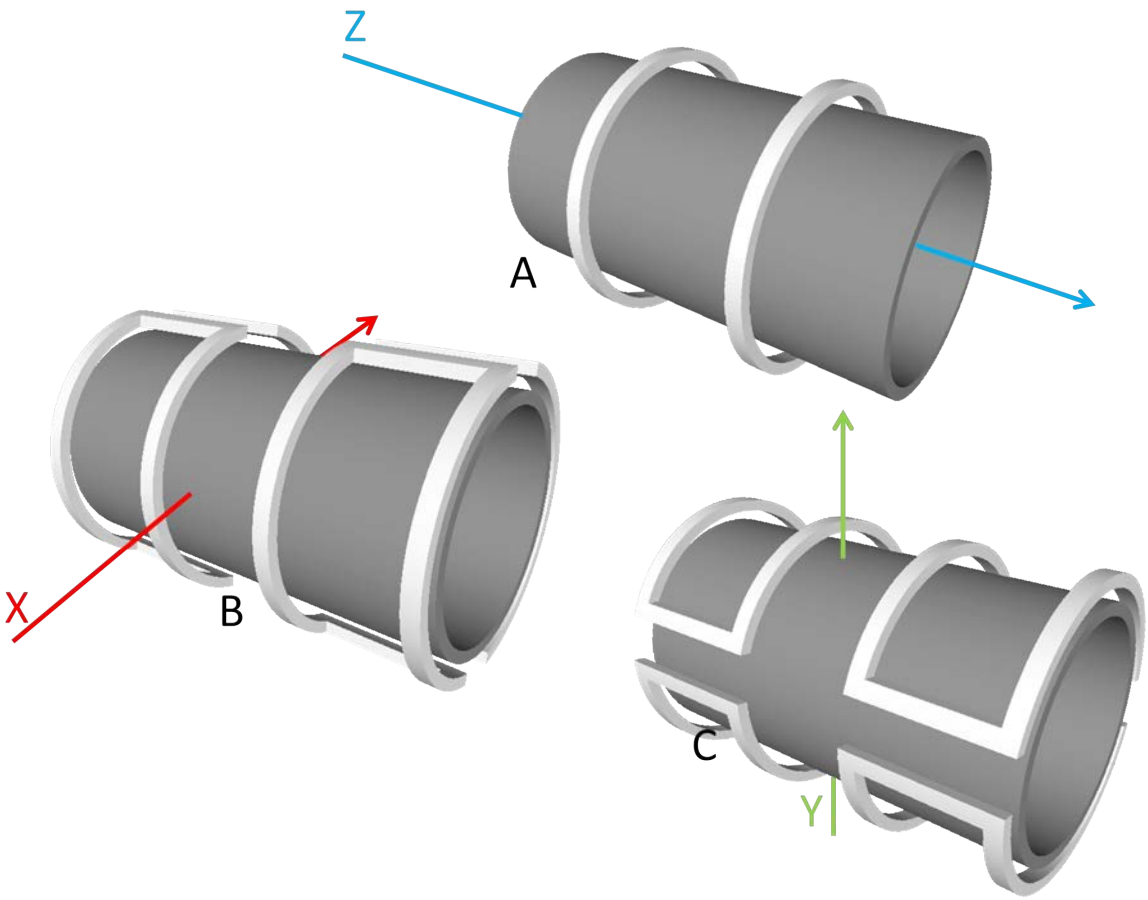


FIGURE 1.15 – Illustration simplifiée des bobines (en blanc) de Helmoltz (pour $G_z$ en A) et de Golay (pour $G_x$ en B et $G_y$ en C) utilisées pour créer les gradients de codage spatial.

### 1.4.8 Génération de l'impulsion radiofréquence et réception du signal

L'élément émettant l'impulsion radiofréquence est appelé *antenne de transmission*. Traversée par un courant électrique alternatif, elle émettra le champ $\overrightarrow{B_1}$ nécessaire à la formation de l'image. La réception du signal peut se faire par cette même antenne (*antenne d'émission-réception*) ou par une seconde antenne (*antenne de réception*). L'émission RF d'une IRM n'est généralement pas générée par une antenne unique mais par un ensemble de plusieurs antennes de petite dimension réparties à la surface (*antenne surfacique*) ou autour (*antenne volumique*) du volume à exciter. L'antenne de transmission est ainsi souvent composée d'un ensemble de petites antennes, appelées *éléments*. Chaque élément viendra exciter un volume spécifique du corps à imager. Dans le cadre d'une antenne d'émission-réception, chaque élément permettra de reconstruire une image. Un algorithme de reconstruction incorporant les images de tous les éléments sera nécessaire pour obtenir l'image finale.

## 1.5 Notions générales de protection face aux risques liés à l'IRM

Les principes généraux de fonctionnement de l'IRM ont été évoqués dans la section précédente. Les champs EM émis ou présents par ce dispositif représentent un risque potentiel pour le travailleur et le patient, risque qu'il convient d'identifier et de maîtriser. Principalement de par les champs EM présents dans son environnement, l'IRM peut présenter un risque pour la santé et la sécurité du travailleur [Hoa, 2007, Coskun, 2011, McRobbie, 2012, Mansouri et al., 2016]. La présente section se focalisera uniquement sur les risques liés à la sécurité et la protection des personnes évoluant à proximité d'une IRM. Les notions de santé et de prévention seront évoquées dans la suite du chapitre.

### 1.5.1 Champ magnétique statique

#### Attraction et effet projectile

Tout objet étant composé, au moins en partie, de matériaux ferromagnétiques sera attiré par l'aimant principal de l'IRM. Cet effet est d'autant plus important que la susceptibilité (comme définie dans le chapitre 1) et la masse de matériel magnétique sont importantes. La dangerosité de ce phénomène résulte dans la force de l'induction magnétique maximale (1,5 T ou 3 T par exemple) et dans la très grande pente du gradient spatial à proximité immédiate (inférieur à un mètre) du tunnel.

#### Dangerosité liée à l'induction magnétique maximale

Un objet relativement peu magnétique, qui ne serait que peut attiré par un aimant "classique" (comme un aimant de réfrigérateur) pourrait être écarté de tout soupçon au premier abord mais être malgré tout très fortement attiré par l'IRM. Par ailleurs, un objet avec une forte masse de matériaux magnétiques peut venir coincer une personne contre le tunnel de l'IRM, voire l'écraser.

#### Le quench

L'éventualité d'un écrasement d'une personne contre l'aimant de l'IRM représente un risque vital immédiat et un mécanisme d'action spécifique, appelé *quench*, a été prévu. Il s'agit d'un bouton d'action permettant une libération massive de l'hélium liquide présent dans le cryostat qui se vaporisera en gaz. Ceci entraînera un réchauffement de la bobine induisant le champ magnétique qui ne sera plus dans un état supra-conducteur. L'énergie contenue dans la bobine sera ainsi dissipée par effet joule et le champ magnétique sera stoppé. Généralement deux boutons de quench sont implantés dans les locaux d'une IRM : un dans la salle d'examen et un second au niveau de la console. Cette procédure peut possiblement détériorer l'appareil (le supra conducteur pouvant être dégradé par sur-chauffe) et représente une perte financière importante (l'aimant est à remettre en champ et les 1 000 litres l'hélium vaporisés sont perdus). Elle peut également présenter un risque pour la sécurité. L'hélium gazeux est en effet 700 fois

plus volumineux que l'hélium liquide : le volume libéré est donc extrêmement important. Un tuyau d'évacuation est prévu pour le rejeter en dehors de la salle mais ce dernier peut s'obstruer et du gaz peut s'évacuer autour de l'IRM provoquant des brûlures par le froid voire des asphyxies. L'hélium gazeux n'est pas nocif pour la santé mais peut provoquer une raréfaction de la proportion d'oxygène dans l'air. Une IRM peut aussi "quencher" de façon autonome si une anomalie est présente dans la bobine supra-conductrice : si un échauffement apparait dans cette dernière, un *point chaud* (20 °K) peut se former dans le cryostat, en regard de cette zone. La zone concernée ne sera plus supra-conductrice, elle chauffera et réchauffera la zone autour, qui ne sera plus supra-conductrice et ainsi de suite. Cette réaction en chaîne peut provoquer une ébullition de l'hélium et un quench.

#### Dangerosité liée à la pente du gradient

La forte pente du gradient de champ magnétique statique présente à proximité du tunnel entrainera une très forte accélération de l'attraction (d'où le terme *effet projectile*) pouvant provoquer de potentielles perforations par des objets pointus ou tranchants et des écrasements par des objets contondants. La présence d'un blindage actif dans la grande majorité des IRM entraîne un danger supplémentaire. Le fort gradient spatial n'est qu'à proximité très immédiate (inférieure à un mètre) du tunnel, au-delà la variation spatiale de l'induction magnétique est beaucoup plus faible. Autrement dit, lorsque l'effet d'attraction commence à être ressenti sur un objet, il est "déjà trop tard" : l'effet projectile est amorcé. Par ailleurs, la proximité de ce gradient au tunnel peut faire paraitre un objet comme non attiré pour une personne ne connaissant pas la répartition du champ magnétique statique.

#### Déplacement d'un corps étranger

Un corps étranger magnétique présent à l'intérieur du corps, qu'il soit d'origine accidentelle (particules métalliques dans les yeux, résidu de projectile d'arme à feu ou d'explosif par exemple) ou médicale (*dispositifs médicaux implantables (DMI) passifs*) comme les prothèses, plaques métalliques ou valves cardiaques) peut se déplacer avec l'induction magnétique de l'IRM. Ce déplacement pourra soit être dû à l'attraction lorsque le porteur s'approchera du champ soit à l'orientation (*torque* ou moment) du dispositif lorsque le porteur est à l'intérieur du tunnel.

#### Perturbation du fonctionnement de dispositifs

Nous avons vu dans le chapitre précédent qu'une variation d'induction magnétique pouvait entrainer l'apparition d'un courant électrique dans une boucle conductrice. Cet effet est susceptible de perturber certains *dispositifs médicaux implantables actifs* comme les stimulateurs cardiaques (pacemaker) [Mattei et al., 2014] ou les implants cochléaires par induction de courant à des circuits électroniques les constituant. Les effets de ce dysfonctionnement sont très variables en fonction du dispositif, allant de l'arrêt à la délivrance de chocs électriques intempestifs dans le cas de défibrillateurs implantables. Certains DMI passifs peuvent également avoir un fonctionnement perturbé : c'est le cas des dispositifs dont l'effet thérapeutique

est provoqué par le déplacement d'un corps (comme certaines valves cardiaques ou certains clips vasculaires intra-crâniens). Les perturbations évoquées pour les DMI actifs peuvent bien entendu également se produire sur tout dispositif, médical ou non, actif à proximité d'une IRM.

### 1.5.2 Gradients de localisation spatiale

Leur effet principal est lié à leur commutation rapide entraînant des variations rapides de courant dans les matériaux conducteurs. Ces variations peuvent :

— induire un courant dans les circuits électroniques induisant un possible dysfonctionnement au même titre que le champ statique.
— induire une force (*force de laplace*) à l'intérieur d'une surface ou d'une boucle conductrice. La variation rapide de cette force due à la variation des gradients peut induire une vibration
— induire un dépôt d'énergie et donc un potentiel échauffement.

### 1.5.3 Impulsion radiofréquence

Le risque principal des impulsions RF sera l'échauffement. L'échauffement par radiofréquence est mesuré en DAS (*Débit d'Absorption Spécifique*) ou SAR (*Specific Absorption Rate*) en W.$kg^{-1}$. Les spécifications de cette mesure seront mieux définies lorsque nous traiterons des effets des ondes EM sur le corps humain. Le DAS est calculé par l'IRM à chaque séquence de manière à ce que l'échauffement produit soit maîtrisé et garantisse la sécurité du patient. Un DMI peut venir modifier localement ce DAS et induire des échauffements plus importants et non maîtrisés.

### 1.5.4 Prévalence des risques en IRM

Dans une étude récente, [Mansouri et al., 2016] ont étudié la prévalence de différents risques associés à l'IRM. Le taux général de risque rapporté est de 0,35 % : 1 290 incidents déclarés sur 362 090 examens analysés. Ce taux est significativement plus élevé lors d'examen avec patient (0,74 %) que lors d'examen sans patient (0,29 %). Les principales causes d'incidents sont les suivantes :

— Incidents d'ordre diagnostic (35,5 % des causes d'incident)
— Réaction inattendue à une substance prescrite (19,1 % des causes d'incident)
— Sécurité de l'injection (14,3 % des causes d'incident).

Ces incidents sont associés à :

— Aucun dommage ni aucun effet au patient (pour 39,6 % des incidents déclarés)

— Aucun dommage mais un effet sur le patient (pour 35,8 % des incidents déclarés)
— Un dommage temporaire ou mineur (pour 23,9 % des incidents déclarés)
— Un dommage permanent ou majeur (pour 0,6 % des incidents déclarés)
— La mort du patient (pour 0,2 % des incidents déclarés).

### 1.5.5 Chaîne de responsabilités

Les bonnes pratiques permettant de garantir la sécurité des personnels et patients autour d'une IRM viennent d'être énoncées. Les règles et recommandations pour assurer la santé et la sécurité des personnels au regard de l'exposition aux champs EM ont été énoncés en 1.2. Un élément important restant concerne la responsabilité en cas de non-respect ou d'absence de ces éléments énoncés. La problématique de la responsabilité est un sujet de discussion récurrent au sein des sociétés savantes spécialisées sur la thématique de la résonance magnétique nucléaire (RMN) comme l'ISMRM (*International Society for Magnetic Resonance in Medicine*) et l'ESMRMB (*Europen Society for Magnetic Resonance in Medicine and Biology*). Dans un article récent, [Calamante et al., 2016] dressent un portrait des différents opérateurs de la sécurité IRM au sein d'une structure ainsi que de leur responsabilité, selon les pratiques juridiques des Etats-Unis ainsi que les recommandations des sociétés sus-mentionnées. Ces opérateurs sont différenciés en trois catégories : MRMD / MRRD (*Magnetic Resonance Medical Director / Magnetic Resonance Research Director*), MRSO (*MR Safety Officer*) et MRSE (*MR Safety Expert*).

**MRMD / MRRD** Le directeur médical (MRMD) ou le directeur de recherche (MRRD) est la personne fonctionnellement responsable de la structure. Il a ainsi la responsabilité :

— d'assurer lui-même ou par délégation la sécurité de l'examen IRM
— d'être disponible (lui ou un médecin responsable) à chaque examen
— d'avoir un regard sur toute la sécurité IRM, dans le cas où la structure ne compte pas de MRSE
— de désigner au moins un MRSO pour l'exécution des bonnes pratiques de sécurité IRM
— de vérifier la mise à jour des procédures de sécurité et le maintien des équipements à jour
— de vérifier que les assurances de sécurité et de qualité sont appropriées et implantées
— de vérifier la présence d'un système adéquat d'enregistrement et de sauvegarde des évènements indésirables
— de vérifier que l'analyse des risques appropriée a été effectuée
— de vérifier que des mesures appropriées ont été menées pour chaque cas soulevé de risque pour la sécurité.

**MRSO** L'opérateur de sécurité RMN est le personnel en charge du bon déroulement technique de la sécurité IRM. La responsabilité opérationnelle (ou technique) de la sécurité peut lui être déléguée, mais la responsabilité clinique ainsi que la responsabilité légale définitive incombent toujours au MRMD / MRRD. Concernant cet opérateur :

— Dans le cas français, cette tâche peut incomber à un MER (*Manipulater en Electro-Radiographie*) sénior.
— Plusieurs MRSO peuvent être présents sur un même site.
— Un MRSO doit être disponible à chaque fois que l'IRM est accessible.
— Il doit s'assurer du suivi régulier des procédures de sécurité.
— Il développe, documente et distribue, en lien avec MRMD / MRRD, les procédures de sécurité.
— Il s'assure que les procédures de sécurité au travail, les instructions de travail, les procédures d'urgence et les instructions d'opérations sont disponibles (après consultation MRMD / MRRD).
— Il s'assure que des mesures appropriées ont été menées pour assurer la sécurité des travailleurs, en lien avec le MRMD / MRRD.
— Il gère les problèmes posés par l'IRM et répertorie les mesures de protection prises en conséquence.
— Il s'assure que toutes les personnes responsables du personnel sont informées des procédures, des formations et des autorisations.
— Il s'assure que tout le personnel potentiellement exposé a reçu la formation et l'information adéquate.
— Il assure le suivi des personnels formés.
— Il consulte le MRMD / MRRD si des besoins complémentaires en sécurité sont nécessaires.
— Il rapporte au MRMD / MRRD tout problème lié à la sécurité.
— Il s'assure de la présence d'une procédure claire d'achat, de test et de marquage de tout équipement pouvant aller dans la zone critique (à proximité du tunnel de l'IRM).
— En lien avec le MRMD / MRRD, il effectue ou s'assure de la formation des personnels en termes de sécurité.
— Il donne son avis en terme de sécurité par rapport à la sélection et à l'installation des équipements en lien avec l'IRM.
— Il donne son avis en terme de sécurité en cas de modification de protocoles.
— Il maintient un contact régulier avec d'autres groupes ou comités de sécurité.

**MRSE** L'expert en sécurité IRM n'est pas obligatoirement présent dans toutes les structures. Son rôle a été plus spécifiquement défini pour les plus importantes. Il peut s'agir d'une personne extérieure qui n'aura alors qu'un rôle consultatif. Au même titre que le MRSO, la responsabilité opérationnelle peut lui être déléguée. Dans une structure importante, un MRSE peut avoir en charge plusieurs MRSO. [Calamante et al., 2016] définissent le MRSE comme étant obligatoirement un physicien RMN, mais s'accordent pour dire que les personnes possibles ne sont pas nombreuses dans les cliniques. Le MRSE aura donc pour rôle :

— De fournir un haut niveau de conseil sur l'ingénierie, la science et l'administration de l'utilisation des équipements IRM.
— De fournir un avis sur le développement et l'amélioration en continue de la sécurité de l'environnement de travail.

— De fournir un avis sur le développement des règles et procédures locales de sécurité de l'utilisation de l'IRM.

— De fournir des conseils de sécurité (incluant des diagnostics d'efficacité en lien avec la sécurité) sur la modification des protocoles IRM.

— De fournir des conseils de sécurité (incluant des diagnosticse d'efficacité en lien avec la sécurité) au regard des procédures IRM hors-routine pour des sujets ou groupes de sujets particuliers. Ceci inclut la sécurité des DMI (Dispositifs médicaux Implantés), des corps étrangers métalliques, des tatouages et autres éléments similaires.

— De fournir des conseils sur le choix des programmes de sécurité IRM, d'assurance qualité IRM, d'évaluations et d'audits.

— De fournir des conseils de sécurité au regard de la sélection, de l'approvisionnement et de l'installation d'équipements en lien avec l'IRM ainsi que sur le contrôle qualité de leurs performances.

— De fournir des conseils de sécurité sur les procédures de test, d'essai clinique ou de test de performance réalisés après une maintenance majeure du système.

— D'établir et de maintenir le lien avec toutes les institutions locales et professionnelles.

— De rapporter au MRMD / MRRD tout problème de sécurité.

### 1.5.6 Conclusion sur la sécurité IRM

#### D'un point de vue général

En première approche, l'incidence des problèmes reportés dans le cadre de l'utilisation de l'IRM est très faible (inférieure à 0,8 % avec patient) et que moins d'un tiers de ces incidents induisent un problème chez le patient. Les effets liés au champ magnétique statique correspondent à la principale source d'accidents survenus à proximité d'IRM. Le fait que ce champ soit présent en permanence additionné au nombre important de personnes différentes pouvant être amenées à intervenir à proximité d'une IRM en est la principale cause. La formation sur ces risques doit être effectuée à chaque personnel d'une unité IRM et doit être renouvelée régulièrement. Elle doit aussi être délivrée au patient pour garantir la sécurité de toute personne. Une signalisation de la zone de champ magnétique est également nécessaire pour éviter l'approche de l'appareil à toute personne non-autorisée.

L'importance d'une formation à la sécurité IRM, ainsi que les rôles de MRMD / MRRD et de MRSO peuvent sembler redondants avec les notions de formations, personne compétente et responsabilités de l'employeur énoncées en 1.2. En effet, d'un point de vue pratique, la sécurité IRM et la protection des travailleurs par rapport aux champs électromagnétiques sont fortement liées. Il sera donc parfaitement acceptable de désigner les mêmes personnes et d'effectuer des formations communes. La quantité relativement importante d'éléments à prendre en compte pour former les personnes compétentes et le personnel amène l'importance d'organismes de formation externes. Une accréditation spécifique pour un tel organisme semble par conséquent nécessaire. Elle est prévue dans le décret 2016-1074 et devrait être disponible prochainement.

***MR safe, MR conditional* et *MR unsafe***

Nous venons de voir que l'ensemble des champs EM émis ou présents par l'IRM pouvaient avoir un effet sur les dispositifs médicaux (DM) implantables ou non. Nous avons également vu que ces effets étaient fortement dépendant de la composition et de la géométrie du dispositif soumis au champ EM. Il conviendra donc de vérifier indépendamment chaque DM, et plus généralement chaque appareil ou objet, étant amené à l'intérieur de la salle d'examen. Des sites spécialisés, comme le site *mrisafety.com*, fournissent des listes de DM pouvant être utilisés ou non en environnement IRM. Les fabriquants sont également de plus en plus sensibilisés à ces problématiques et commencent à certifier leurs dispositifs selon trois catégories (figure 1.16) :

— *MR conditional* (figure 1.16 A) définit que le dispositif peut être utilisé en environnement IRM sous certaines conditions (comme une induction magnétique maximale ou des variations de gradients maximales).
— *MR safe* (figure 1.16 B) définit que le dispositif peut être utilisé dans n'importe quel environnent IRM.
— *MR unsafe* (figure 1.16 C) définit que le dispositif ne peut en aucun cas être utilisé dans l'environnement IRM.

FIGURE 1.16 – Illustration des pictogrammes utilisés pour définir un dispositif comme *MR conditional* (A), *Mr safe* (B) ou *MR unsafe* (C).

Certaines entreprises comme *Healtis* (Nancy, France) ou *MR :comp GmbH* (Gelsenkirchen, Allemagne) sont spécialisées dans l'étude de la compatibilité IRM des DM. Actuellement un fabriquant de DM n'est pas obligé de certifier la compatibilité IRM de son dispositif et le choix final d'effectuer un examen IRM d'un porteur de DMI incombera à la personne responsable de l'examen IRM.

## 1.6 Effets des champs électromagnétiques sur l'homme

Après avoir identifiés les risques liés à l'utilisation d'une IRM, il convient d'observer les différents effets sur la santé susceptibles d'être induits par ce dispositif. Nous avons choisi de séparer cette partie sur les effets biologiques des champs EM en quatre sous-parties. Les trois

premières traiteront des mécanismes d'actions et effets avérés pour les trois rayonnements EM présents à proximité de l'IRM (champ magnétique statique, gradients de codage spatial et impulsion RF). Ces trois parties s'appuient sur les revues et recommandations de l'ICNIRP et l'OMS ainsi que sur d'autres articles et documents de revues ou de synthèse. La quatrième partie traitera d'une revue plus particulière de la littérature scientifique récente (entre 2000 et aujourd'hui) autour des effets observés sur les travailleurs IRM.

### 1.6.1 Champ magnétique statique

L'action du champ magnétique statique sur les tissus biologiques a été largement détaillée [Schenck, 2000, Schenck, 2005, Repacholi et al., 2006, Habash, 2007, Franco et al., 2008, ICNIRP, 2009a, ICNIRP, 2014b] et vulgarisée [Perrin & Souques, 2013] dans la littérature.

#### Mécanismes d'interaction

**Force magnétique : translation et orientation** Dans ce chapitre, les effets de torsion (torque) et d'attraction d'une induction magnétique externe sur un matériau magnétique ont été décrits. La susceptibilité magnétique des tissus biologique étant très faible, les effets d'attraction ou d'orientation sont très faibles voire insignifiants. Les tissus humains ne contiennent pas de magnétisation permanente. Cette insignifiance peut être modifiée dans certains cas lorsque des particules magnétiques endogènes sont présentent dans le corps, comme des encres de tatouage ou des particules métalliques chez les populations minières [Schenck, 2000]. Cependant la direction du champ magnétique terrestre est utilisée par certains animaux pour s'orienter, comme la tortue marine [Cain et al., 2005].

**Interactions électrodynamiques : effet magnéto-hydrodynamique (MHD)** Dans ce chapitre, nous avons également vu que la composante magnétique de la force de Lorentz (donnée par l'équation de Laplace 1.6) s'appliquait uniquement sur une charge en mouvement pouvant la ralentir ou modifier sa trajectoire. Concernant les tissus biologiques, cette interaction se produira au niveau des courants ioniques présents dans certains organes comme le sang circulant. Cette force entraînera l'apparition de potentiels (*potentiels d'écoulement*) et de courants électriques. La principal source d'écoulement chez l'homme est le flux sanguin entraîné par le cœur. En plus de l'importance de l'induction magnétique, ces effets seront également liés à la fonction cardiaque. La force résultante de cette interaction est appelée *interaction magnétohydrodynamique* (MHD) et s'oppose à la direction de l'écoulement du sang dans les vaisseaux. Cette interaction reste très faible devant la pression sanguine : une réduction du flux sanguin inférieure à 2 % n'entrainant aucune modification de l'écoulement sanguin ou de la force cardiaque a été observé à 10 T sur un modèle théorique [Kinouchi et al., 1996]. Aucune modification n'a été non plus mesurée jusqu'à 8 T sur un modèle animal [Ichioka et al., 2000, Holden, 2005]. L'OMS [Repacholi et al., 2006] a établi que les expérimentations au-dessus de 8 T étaient insuffisantes pour valider ou invalider ce phénomène. Une différence de pression sanguine inférieure à 4 mm d'eau entre l'exposition au champ magnétique terrestre et à une induction magnétique de 8 T a été observée [Chakeres & de Vocht, 2005]. Cette différence n'était pas suffisante pour affecter la circulation systémique de l'homme. Deux études menées par

J. F. Schenck [Schenck et al., 1992, Schenck, 1992] ont montré qu'une interaction MHD faible au niveau des circuits lymphatiques de l'oreille interne pouvait causer des nausées ou des vertiges pour une induction magnétique de 4 T. Enfin, l'induction de courant dans les gros vaisseaux produits des anormalités au niveau de l'onde T de l'ECG (*électrocardiogramme*) [Beischer & Knepton, 1964]. Ces modifications n'ont pas de conséquences physiologiques et contribuent à la difficulté d'enregistrer un signal ECG fonctionnel en IRM.

**Induction de courant** Comme énoncé par l'équation de Maxwell-Faraday 1.13, une variation temporelle d'induction magnétique ($d\mathrm{B}/dt$) est susceptible d'induire un courant électrique dans un matériau conducteur comme les tissus biologiques. Dans le cas du champ magnétique statique de l'IRM, ce dB/dt est provoqué par le mouvement d'un corps ou d'un organe. Plusieurs études de simulation numérique pour des inductions allant de 1,5 T à 7 T ont suggéré que ces effets n'étaient pas négligeables [Liu et al., 2003a, Crozier & Liu, 2005, Stuart Crozier et al., 2007, Wang et al., 2008, Farrag, 2014, Farrag & Kamel, 2015, Zilberti et al., 2015, Zilberti et al., 2016]. L'induction de courant peut aussi potentiellement entraîner une dépolarisation des muscles et des nerfs et donc une excitation intempestive. Le temps de dépolarisation est cependant très court ($10^{-12}$ sec, [Schenck, 2000]) et n'est donc pas concerné par le champ magnétique statique. [Chakeres & de Vocht, 2005, de Vocht et al., 2006, Glover et al., 2007, Schaap et al., 2014] ont montré que certains effets étaient corrélés avec le mouvement dans un gradient spatial de champ magnétique : nausées, vertiges, goût métallique au niveau de la bouches et magnétophosphènes (apparition de tâches dans le champ de vision). Ces effets s'arrêtaient dès l'arrêt de l'exposition et les seuils d'apparition de ces phénomènes ont été identifiés ([Lövsund et al., 1980, Cavin et al., 2007]) autour de 1,3 T.$s^{-1}$. Ces effets ne sont pas encore tous expliqués, un des mécanismes principaux évoqué, pour les vertiges, dans la littérature est la variation de pression au niveau du système vestibulaire [Antunes et al., 2012].

**Effets sur les intermédiaires réactionnels** Certaines réactions chimiques à l'intérieur du corps peuvent être modifiées par un champ magnétique statique. [Schenck, 2000] évoque la possibilité d'une modification de l'énergie de transformation avec une influence cependant très faible : équivalent à une modification de 0,01 °C de la température de réaction pour une induction magnétique de 4 T. Un effet peut également se produire sur certaines réactions chimiques faisant intervenir un intermédiaire réactionnel sensible à l'induction magnétique : les réactions à *paires de radicaux à spins corrélés*. [Repacholi et al., 2006] ont cité une sensibilité de ces réactions pour des inductions de 10 mT et 100 mT. Cependant aucune conséquence physiologique n'a été observée.

**Effets de magnétostriction** Les effets de magnétostriction correspondent à une variation de la taille des matériaux ferromagnétiques en fonction de l'induction magnétique, négligeable chez l'homme [Schenck, 2000].

**Effets biologiques**

En plus des effets transitoires que nous venons de détailler, de nombreuses recherches sont menées pour tenter d'identifier d'éventuels effets néfastes sur la santé lors de l'exposition du

corps à un champ magnétique, électrique ou EM statique. [Repacholi et al., 2006] a analysé de façon critique plus de 400 publications sur ce domaine.

Concernant les études in vitro, peu ou pas de preuves ont été apportées concernant une action sur l'orientation cellulaire, l'activité métabolique, la physiologie membranaire, l'expression génétique, la croissance cellulaire ou la génotoxicité. Un possible effet a été montré dans certaines études mais aucun effet linéaire avec l'induction magnétique ni aucun seuil d'apparition d'effets n'a pu être défini. Une étude in-vitro [Kotani et al., 2002] a ainsi montré un effet de modification d'orientation de croissance osseuse en fonction de l'exposition à un champ magnétique statique. Une publication a décrit un effet sur l'orientation cellulaire pour une exposition à 1 T dont la signification est discutable, pouvant notamment présenter des effets synergiques avec d'autres substances chimiques. Dans l'ensemble, ces études présentaient beaucoup de variations en terme d'exposition et de co-facteurs possibles. Aucune conclusion claire sur une éventuelle nocivité n'a pu en être extraites.

Le document relate l'existence de nombreuses études sur l'animal, principalement depuis l'apparition et la démocratisation des IRM. Peu d'analyses ont étudié les effets chroniques de l'exposition. Des effets vraisemblablement désagréables ainsi qu'un mécanisme d'évitement ont été observés chez le rongeur pour une exposition de 4 T, très certainement dus aux effets temporaires connus. Concernant les interactions MHD sur l'écoulement du sang, aucune conclusion n'a pu être tirée pour des inductions allant jusqu'à 9,2 T. Les potentiels effets observés pour des valeurs plus faibles ne sont pas reproductibles et peuvent être du à d'autres facteurs (anesthésie ou immobilisation de l'animal). Les conclusions concernant un éventuel effet sur le système épiphysaire (notamment la production de mélanine) ne permettent pas d'établir un effet précis, les études étant ici aussi peu reproductibles. Un accent est cependant amené sur le très faible nombre d'études sur ce sujet précis. Ce constat est le même pour les études sur la génotoxicité : aucune conclusion ne peut être tirée.

Concernant les études sur l'homme, aucune modification neurophysiologique n'a été observée sur un sujet immobile. En plus des effets transitoires définis, certains effets neurocognitifs ont été observés [Chakeres et al., 2003, de Vocht et al., 2007, Patel et al., 2008]. Ces effets, transitoires également, concernaient des fonctions neurocognitives précises, principalement liées à l'œil : diminution de la sensibilité aux contrastes en vision de près ou réduction de la coordination œil. Par rapport aux effets MHD décrits, [Repacholi et al., 2006] alertent sur la surveillance des personnes souffrant de pathologies cardiaques.

Les études épidémiologiques relayées par [Repacholi et al., 2006] sont menées au niveau d'une exposition industrielle. Les sujets y sont exposés uniquement à des inductions de l'ordre du mT et beaucoup de co-facteurs sont possibles, notamment chimiques concernant les travailleurs en fonderie d'aluminium ou en électrolyse chimique. Les incidences suivantes ont été étudiées : cancers, maladies du sang, maladies génétiques et fécondité. Les rares effets observés sont très faibles, surtout au regard de pathologies qui sont elles-même faibles. Les co-facteurs possibles sont nombreux le nombre de sujets était restreint et l'évaluation de l'exposition n'a pas ou très peu été effectué. [Repacholi et al., 2006] ont donc établi que les données étaient insuffisantes pour affirmer ou infirmer un éventuel effet à long terme d'une exposition répétée à un champ magnétique statique plus intense que le champ terrestre. L'organisation met cependant clairement l'accent sur le manque de données pour mener des études épidémiologiques approfondies.

#### Dosimétrie

[Repacholi et al., 2006] utilisent le terme *dosimétrie* comme moyen d'établir "la relation qui existe entre les champs extérieurs non perturbés et les champs internes" nécessitant de "définir la dose au moyen d'une fonction appropriée de l'intensité du champ électrique ou magnétique au point d'intérêt". Aucun paramètre dosimétrique spécifique n'est défini, excepté la valeur maximale de l'induction jugée. La réalisation de la dosimétrie au moyen d'une cartographie du champ magnétique est cité comme une méthode possible, mais l'utilisation d'un dosimètre personnel est jugé plus utile. Le document annonce aussi la nécessité de réaliser des programmes de recherches coordonnés sur l'évaluation de l'exposition au champ magnétique statique, notamment en vue d'étudier "l'incidence de paramètres physiques tels que l'intensité, la durée et le gradient sur l'issue biologique de l'exposition". La réalisation d'études épidémiologiques sur les populations de travailleurs particulièrement soumises au champ magnétique statique, comme les travailleur IRM, industriels ou cliniciens, est considérée comme une *priorité élevée* par [Repacholi et al., 2006]. Il en va de même pour les besoins d'expérimentations plus approfondies sur les effets transitoires du champ magnétique statique sur ces catégories de travailleurs, ainsi que sur d'éventuels effets pendant la grossesse.

### 1.6.2 Gradients de localisation spatiale

**Définition** De part leur fréquence inférieure à la centaine de kHz, les champs EM générés par les gradients de localisation spatiale appartiennent à la catégorie des champs EM extrêmement basse fréquence (EBF). Les effets biologiques de ces champs sont décrits dans des documents spécifiques de l'ICNIRP et de l'OMS [Abouzaid et al., 2007, ICNIRP, 2010b].

#### Mécanismes d'interaction

**Stimulation nerveuse** Les champs électriques induits dans les tissus par une exposition à des champs EBF E ou B vont venir dépolariser les fibres nerveuses. Ces dépolarisations peuvent venir exciter des cellules sensorielles entraînant des sensations factices ou des cellules motrices entraînant des mouvements involontaires. Le standard IEEE [IEEE, 2002] a établi des valeurs seuil de champ E, de champ B et de variation de champ B pour ces excitation.

**Effets sur les intermédiaires réactionnels** Les mêmes effets que ceux décrits pour le champ statique peuvent se produire.

**Effets sur les cristaux de magnétite** [Abouzaid et al., 2007] décrivent la présence de cristaux ferromagnétiques d'oxyde de fer à l'état de trace dans le cerveau humain qui, dans des calculs basés sur des hypothèses extrêmes, pourraient réagir avec des champ EBF autour de 5 µT.

**Autres mécanismes** Les autres mécanismes (cassures de liaisons chimiques, forces exercées sur les particules chargées et effets de résonance) ne sont pas considérés par [Abouzaid et al., 2007]

comme pouvant avoir un effet, même éventuel.

**Effets indirects** Des effets indirects, c'est-à-dire par l'intermédiaire d'objets présents à proximité du corps, peuvent être importants. La charge électrique induite et accumulée dans les matériaux conducteurs peut entraîner un courant de contact (décharge électrique), en cas de contact avec le corps humain, pouvant être potentiellement douloureux voire dangereux.

**Effets biologiques**

**Neurocomportement** Ils constituent principalement les décharges des champs électriques induits à la surfaces des organes et les stimulations nerveuses. Les seuils de douleur pour la décharge électrique définie par [Abouzaid et al., 2007] dépendent très fortement des personnes. Il en va de même pour les seuils d'activation nerveuse, bien que des niveaux génériques aient pu être extraits. Les troubles résultants seront des contractions involontaires de certains muscles ainsi que l'apparition de phosphènes, tâches fictives dans la périphérie du champ de vision provoquées par la stimulation de cellules nerveuses du système visuel. Ces phénomènes sont transitoires et non dangereux. [Abouzaid et al., 2007] a observé que les personnes souffrant d'épilepsies sont plus sensibles à ces stimulations. Ce même rapport définit que les études en double aveugle laissent à penser que les symptômes rapportés par les personnes se disant *hypersensibles* aux champs électromagnétiques ne sont pas liés à l'exposition aux champs magnétiques EBF. Les données établissant des hypothèses de provocation de symptômes dépressifs ou suicidaires sont également jugées contradictoires et peu concluantes. Les études chez l'animal ont montré des mécanismes de fuite ou de stress transitoire en cas d'exposition.

**Troubles neurodégénératifs** [Abouzaid et al., 2007] rapporte l'hypothèse émise par certaines études sur la plus grande prévalence de maladies neurodégénératives comme les maladies de Parkinson, l'Alzheimer ([van der Mark et al., 2014]), les scléroses en plaques et scléroses latérales amyotrophiques. Jusqu'ici aucune hypothèse explicative n'a pu être formulée ou vérifiée et les résultats en faveur d'une association entre exposition aux champs électromagnétiques EBF et l'apparition de ces troubles sont considérés comme insuffisants.

**Troubles cardio-vasculaires** [Abouzaid et al., 2007] indiquent que les chocs électriques peuvent présenter un risque manifeste pour la santé mais que les autres mécanismes pouvant produire un effet sur le systèmes cardio-vasculaire ont très peu de chance d'avoir lieu dans les environnements naturels et professionnels actuels.

**Cancer** Les hypothèses d'un effet cancérigène des champs EM ont commencé avec la publication [Wertheimer & Leeper, 1979] définissant l'augmentation de la prévalence de leucémie entre une population infantile contrôle et une population infantile exposée régulièrement à des lignes à haute tension. L'étude a été menée sur une année, entre 1976 et 1977. Aucun modèle théorique n'avait été défini pour expliquer cette prévalence. Depuis, de très nombreuses études similaires (plusieurs centaines) ont été raportées et analysées par [Abouzaid et al., 2007, IARC, 2002], ainsi que des études in vivo ou in vitro sur modèle animal et cellulaire. D'un point

de vue global, les éléments en faveur de cette prévalence sont jugés insuffisants. De même, rien ne permet de penser que l'exposition à des champs EBF peut induire une croissance tumorale. Certaines études in vitro ont montré une éventuelle génotoxicité de ces champs, mais l'analyse de la réponse de la totalité du génome n'a pas encore pu être effectuée ni l'extrapolation au modèle humain. Les autres études, notamment sur la prolifération cellulaire ou l'apoptose, ont donné des résultats non-homogènes. Dans une méta-analyse récente, [Turner et al., 2014] n'ont obtenu aucune association entre risque tumoral et exposition aux champs EM. L'étude portait sur 3 761 cas de tumeur au regard d'une population contrôle de 5 404 personnes. En dépit de l'ensemble de ces éléments, l'OMS a classé les champs magnétiques EM comme cancérogènes possibles pour l'homme [Abouzaid et al., 2007]

**Autres effets** Les données analysées par [Abouzaid et al., 2007] sont considérées comme insuffisantes et non homogènes pour argumenter en faveur d'effets des champs électriques ou magnétiques EBF sur les systèmes immunitaire et hématologique ainsi que sur le système neuroendocrinien, le développement ou la reproduction.

**Dosimétrie** Historiquement et de façon simpliste, la dosémétrie se base sur une extrapolation directe des champs externes, en se basant sur l'induction de courant dans une boucle avec une conductivité donnée par exemple. Le nombre d'études se définissant des modèles computationnels plus aboutis, calculant par simulation numérique l'induction de courant dans les différents organes, est considéré comme une meilleure indication dosimétrique [Abouzaid et al., 2007, ICNIRP, 2010b]. Cependant, comme dans le cas du champ magnétique statique, une mesure de l'exposition externe peut être intéressante pour obtenir une simulation numérique collant le plus possible avec l'exposition réelle.

### 1.6.3 Radiofréquence

**Principe et mécanismes d'action** Les mécanismes d'interactions et effets biologiques décrits pour les gradients de localisation spatiale s'appliquent également aux impulsions RF. Cependant, les études rapportées par [ICNIRP, 1998] montrent que, contrairement aux champs de fréquence inférieure à 100 kHz où l'énergie absorbée par un tissu ne permet pas une augmentation significative de sa température, l'énergie déposée par une onde de fréquence supérieure à 100 kHz était susceptible de provoquer un échauffement des tissus. Pour des fréquences allant de 100 kHz à 20 MHz, l'absorption d'énergie est significative au niveau du cou et des jambes. Pour des fréquences de 20 MHz à 300 MHz, l'absorption peut être relativement élevée sur l'ensemble du corps, des phénomènes de résonance peuvent se produire sur certaines parties entraînant des absorptions plus élevées. A partir de 300 MHz et jusqu'à plusieurs GHz, l'absorption peut ne plus être uniforme sur le corps. Au-delà de 10 GHz, l'absorption s'effectue majoritairement au niveau de la surface du corps.

**Effets biologiques** Ainsi, en plus des effets mentionnés précédemment pour les gradients de localisation spatiale, l'impulsion RF d'une IRM est susceptible de provoquer un échauffement généralisé ou localisé du corps. Des estimations, dont nous décrirons le principe de fonctionnement dans le paragraphe suivant, permettent de limiter cet échauffement. Cependant ces esti-

mations sont effectuées, certes avec des marges de sécurité, mais sans prise en compte d'éventuels implants ou autres corps étrangers à l'intérieur du corps. En effets un corps étranger peut entraîner des phénomènes de résonance créant des échauffements localisés potentiellement très élevés. Il est ainsi nécessaire de considérer ces situations de façon particulière de manière à réduire le plus possible tout risque pour la santé et la sécurité des personnes présentes à proximité d'une IRM.

**Dosimétrie** Le *Débit d'Absorption Spécifique* (DAS ou SAR, pour *Specific Absorption Rate*) est une valeur, exprimée en W.$kg^{-1}$ correspondant à la quantité d'énergie émise par un rayonnement électromagnétique et absorbée par un volume de tissu. Les modalités de calcul du SAR sont différentes en fonction de la fréquence de l'onde émise, ainsi que de son mécanisme de génération, en particulier le volume de tissu choisi comme échantillon. En pratique elle peut s'effectuer grâce à un calcul unique permettant d'estimer un SAR moyen ou par simulation numérique sur un modèle humain. Dans ce dernier cas, un petit volume unitaire sera choisi pour calculer le SAR sur chaque volume et ainsi en estimer une valeur locale. Chaque appareil IRM intègre un calcul de SAR en fonction des images réalisées et du poids du patient. La norme NF-EN-60601-2-33 ([UTE, 2011]) relative aux exigences de base pour la sécurité et la performance des IRM a défini un SAR maximal de 2 W.$kg^{-1}$ corps entier en *conditions normales*, pouvant aller jusqu'à 4 W.$kg^{-1}$ (*contrôle de premier niveau*) voire au-delà (*contrôle de second niveau*) à la demande de l'examinateur et sous sa responsabilité.

### 1.6.4 Bibliographie spécifique à l'IRM

Parallèlement aux effets mentionnés précédemment, basés sur des standards ou des documents de référence, il est intéressant de s'intéresser aux études et investigations menées spécifiquement sur les travailleurs IRM. Parmi cette bibliographie spécifique, nous avons choisi de séparer les études des articles de revue.

#### Études

[Atkinson et al., 2007] ont observés un ensemble de signaux vitaux (comme la pression sanguine ou la fréquence cardiaque) ainsi que les résultats d'un ensemble de tests neuropsychologiques (comme la mémoire de travail ou la mémoire immédiate) lors de l'exposition de travailleurs IRM à 9,4 T pendant l'acquisition d'images (impulsions RF de 401,07 MHz). Aucune différence significative n'a été observée avant et après exposition.

[de Vocht et al., 2006] ont observé la significativité d'effets sensoriels et de plaintes remontés par différents travailleurs IRM. Ces éléments ont été mis en corrélation avec des relevés d'exposition et d'activité. Les plaintes étaient plus souvent rapportées par des travailleurs effectuant des mouvements rapides (*fast movers*). Aucune modification des performances cognitives en dehors de l'IRM n'a été observée. Vertiges, sensation métallique au niveau de la bouche et problèmes de concentration ont été relevés lors de l'exposition.

[de Vocht et al., 2007] ont étudié l'impact d'une forte induction magnétique (à proximité d'une IRM 7 T) sur les performances neurologiques et cognitives de travailleurs. Vingt-sept vo-

lontaires ont été recrutés et exposés sur 4 sessions à des inductions allant de 0 T à 1,6 T. L'ordre des expositions était aléatoire et un volontaire ne pouvait pas connaître son niveau d'exposition. Les performances suivies étaient la mémoire de travail, la coordination yeux-mains et la perception visuelle. Les performances de suivi visuel ont été réduites de 1,3 % par 100 mT. Aucun effet n'a été observé sur la mémoire de travail.

[Glover et al., 2007] ont analysé les vertiges et sensations de mouvements reportés par des opérateurs IRM. 30 % des sujets ont présenté une sensation de balancement pour un gradient de champ de 1 $T^2.m^{-1}$. La perception de nausée n'était pas nécessairement liée à une forte variation d'induction magnétique. 80 % de sujets reportent des sensations modérées à sévères lorsqu'ils sont exposés à une induction de 4,7 T. Aucune sensation n'a été observée lors d'exposition à des impulsions de 2 $T.s^{-1}$.

[Patel et al., 2008] ont étudié la fonction vestibulaire après exposition à 9,4 T. Un suivi sur 3 mois a été effectué sur six travailleurs. Tous les participants ont noté des symptômes immédiatement après l'exposition. Aucune détérioration du vestibule n'a été observée.

[Recoskie et al., 2010] ont mesuré les seuils de stimulations nerveuses périphériques sur volontaires. Une différence motrice a été observée entre les fibres motrices et sensorielles.

[Wilén & de Vocht, 2011] ont étudié la prévalence de plaintes auto-reportées par le personnel IRM dans le nord de la Suède. Cinquante-neuf travailleurs avec une expérience moyenne de 8 ans d'activité ont été étudiés. Une analyse précise des données a permis de déterminer que les symptômes reportés n'étaient pas corrélés avec l'augmentation de stress ou de charge de travail. 57 % des symptômes reportés l'ont été par des personnels travaillant aux champs les plus intenses.

[Mollerlokken et al., 2012] n'ont observé aucun effet immédiat, ni aucun effet 11 jours après exposition à une IRM, sur un ensemble de fonctions reproductrices masculines, dans une étude prospective randomisée portant sur 24 volontaires sains.

[van Nierop et al., 2013] ont réalisés des tests de postures avant et après exposition à des variations d'induction magnétique (induite par mouvement à proximité d'une IRM) sur 30 volontaires sains. Une régression réalisée sur les résultats montre un effet négatif sur la posture avec l'augmentation de l'exposition.

Les effets sensoriels dus au champ magnétique statique d'IRM 1,5 T, 3 T et 7 T ont été étudiés sur 41 patients[Heinrich et al., 2014]. La valeur de l'induction magnétique était un facteur significatif en faveur de l'apparition de symptômes, de même que le sexe, les sujets féminins étant plus fortement affectés que les masculins.

Une large étude a été menée par [Schaap et al., 2014] sur 361 employés de 14 centres IRM différents, cliniques et recherches, au Pays-Bas. L'adéquation entre un ensemble de symptômes transitoires et l'exposition à l'IRM a été analysée permettant d'extraire les effets liés à l'exposition IRM.

**Articles de revue**

L'étude de 240 références bibliographiques autour des aspects de sécurité IRM rapportée par [Kangarlu & Robitaille, 2000] ne montre pas d'effet du champ magnétique statique : aucun effet de la radiofréquence tant que l'augmentation de température reste inférieure à 1 °C (4 W.$kg^{-1}$) et aucun effet des gradients de localisation spatiale en dehors de potentielles stimulations nerveuses périphériques.

L'article de revue mené par [Schenck, 2000] a déjà été largement référencé dans notre document. La conclusion des auteurs sur les 200 références étudiées est qu'aucune étude ne montre d'effet sur la santé lié à l'exposition au champ magnétique statique, ni aucun effet de cumul d'exposition.

A l'issue de la parution de la directive 2004/40/CE, [Franco et al., 2008] ont mené une étude de revue sur les effets liés au champ magnétique statique et aux mouvements dans le champ statique. Vertiges, nausées, goût métallique au niveau de la bouche, diminution de la mémoire de travail et de la coordination yeux-mains sont rapportés. De même des variations de la fonction cardiaque, restant dans la gamme de variations physiologiques, ont également été observées, ainsi qu'une augmentation de la probabilité d'arythmie chez les sujets sensibles.

Les conclusions de l'analyse de [Glover, 2009] montrent qu'être à proximité d'une IRM entraînera un dépassement des limites définies par la directive 2004/40/CE. Les réponses sont différentes en fonction de la fréquence de l'onde et de l'organe considéré. Les auteurs amènent la nécessité d'une meilleure mise en corrélation des seuils nerveux avec les paramètres de l'IRM pour mieux en optimiser les séquences et réduire les potentielles apparitions de stimulations nerveuses.

Une méta-analyse des publications entre 1992 et 2007 sur l'évaluation de l'influence du champ magnétique statique de l'IRM sur les processus cognitifs, les perceptions sensorielles et les signes vitaux a été menée par [Heinrich et al., 2011]. Concernant les effet neurophysiologiques, seuls les effets sur le système visuel sont jugés homogènes et significatifs. Les effets de perceptions sensorielle (nausées et autres) sont cités comme principalement dus aux mouvements dans le champ magnétique statique.

### 1.6.5 Conclusion sur les effets des champs EM

Un ensemble d'effets à court terme ont été démontrés dans la littérature. En fonction de la fréquence du champ EM émise ou présente, ces effets vont des effets sensoriels (nausées, goût métallique au niveau de la bouche et vertiges) à l'échauffement des tissus en passant par les stimulations nerveuses périphériques. Aucun effet probant, résultant de l'exposition régulière à un champ EM, n'a été démontré aujourd'hui. Aucun effet cumulatif n'a été non plus déterminé. Cependant, bon nombre d'études analysées vont dans le sens d'un manque d'informations scientifiques permettant de statuer précisément sur ces éventuels effets. Ce manque de données va dans le sens de l'établissement d'un suivi régulier des travailleurs particulièrement exposés aux champs EM, comme les travailleurs IRM. Il paraît néanmoins évident qu'un tel suivi ne doit pas se faire au détriment du bon déroulement de l'activité du travailleur mais doit s'intégrer à cette dernière. Par ailleurs les résultats de ce suivi se doivent d'être suffisamment

précis pour permettre une analyse scientifique de l'exposition mais également être suffisamment simples pour pouvoir être assimilés par le travailleur et intéresser celui-ci.

## 1.7 Conclusion, discussion et problématique

Le présent chapitre a tout d'abord présenté le contexte législatif de l'exposition des travailleurs aux champs électromagnétiques. À l'issue de cette section, un besoin d'outils adaptés pour mesurer et analyser l'exposition des travailleurs au champ magnétique statique a été introduit. Ce besoin a également été mis en avant dans la section traitant des effets biologiques des rayonnements non-ionisants. En effet, si les effets à court terme sont connus et identifiés, un suivi régulier de l'exposition peut permettre de détecter avec précision les sources responsables de ces effets. Une amélioration des techniques et conditions de travail peut par conséquent être mise en place pour les réduire. Par ailleurs, le manque de données scientifiques sur d'éventuels effets à long terme de cette exposition vont dans le sens d'instaurer ce suivi régulier.

Le suivi à mettre en place doit être compréhensible par le travailleur pour lui permettre d'analyser son activité et réduire son exposition. Il doit aussi être suffisamment complet pour fournir des données adéquates à d'éventuelles études rétrospectives futures.

Deux sections, dédiées à la définition des champs EM et au principe de fonctionnement de l'IRM, ont été définies dans ce chapitre. Elles présentent les différents champs EM présents autour d'une IRM, permettant la définition des outils et méthodes nécessaires à leur analyse.

#### Problématique générale

La nécessité d'un outil de mesure et d'analyse de l'exposition des travailleurs IRM au champ magnétique statique a ainsi été démontrée. La problématique générale de ce rapport est par conséquent la définition et le développement de cet outil. Elle a été décomposée en trois volets :

— Comment définir, développer et valider un outil de mesure adapté ?
— Comment, à partir d'une mesure ponctuelle, déterminer la distribution spatiale de l'induction magnétique autour du travailleur ?
— Comment mettre en application pratique les outils et méthodes définis et développés dans le cadre d'un suivi quotidien de l'exposition ?

Le présent rapport propose un ensemble de solutions à ces problématiques.

# Chapitre 2

# Exposimètre IRM

« *Ideas are like rabbits. You get a couple and learn how to handle them, and pretty soon you have a dozen.* »

John Steinbeck

## Avant-propos

Le premier chapitre a traité de la nécessité et des besoins d'effectuer un suivi régulier de l'exposition des travailleurs au champ magnétique statique émis par l'IRM. Plusieurs solutions existent pour réaliser ce suivi. Nous commencerons par étudier les solutions de mesures industrielles : *magnétomètre*, *gaussmètre* ou *teslamètre*. Puis nous étudierons les deux solutions évoquées par [Repacholi et al., 2006] : (i) l'estimation de l'exposition basée sur une connaissance a priori du champ et (ii) l'utilisation de dosimètres personnels. Enfin ce chapitre traitera de la validation de la mesure d'induction magnétique à travers deux processus : (i) caractérisation de la non-linéraité et (ii) correction de la non-orthogonalité du capteur.

## Sommaire


**2.1 Introduction** . . . . . **62**
**2.2 Développement d'un dispositif de mesure spécifique** . . . . . **67**
**2.3 Validation de la mesure de mouvements** . . . . . **80**
**2.4 Validation de la mesure d'induction magnétique** . . . . . **80**
**2.5 Correction numérique de la non-orthogonalité** . . . . . **93**
**2.6 Conclusion, discussion et perspectives** . . . . . **107**

## 2.1 Introduction

### 2.1.1 Magnétomètre, gaussmètre ou teslamètre

Les termes *magnétomètre*, *gaussmètre* ou *teslamètre* définissent les appareils permettant de mesurer l'induction magnétique, ou les variations de cette induction, localement et au cours du temps. Aucune distinction n'est fait entre ces terme mais, dans la pratique, le magnétomètre désigne préférentiellement n'importe quel dispositif de mesure ou d'estimation d'induction magnétique lorsque les deux autres sont plus destinés à la réalisation de mesures précises, dans le cadre d'une activité de métrologie par exemple. Le gaussmètre se réfère ainsi plutôt à des inductions faibles (de l'ordre du µT ou du mT) alors que le teslamètre caractérise préférentiellement les mesures de l'ordre du T.

De très nombreuses solutions d'estimation de la valeur locale de l'induction magnétique sont disponibles sur le marché et basées sur différentes technologies de capteurs (*effet Hall*, *Fluxgate* ou *SQUID*). Pour preuve, de nombreux smartphones actuels intègrent un magnétomètre comme boussole et certaines applications permettent de récupérer et d'afficher la valeur de l'induction magnétique. Le problème réside dans leur plage de mesure, c'est-à-dire l'amplitude de densité de champ magnétique qu'ils sont capables de mesurer. Dans le cas de l'exposition des travailleurs IRM, il est nécessaire d'avoir une dynamique de mesure au moins équivalente à 3 T pour pouvoir mesurer les inductions magnétiques maximales des IRM cliniques. Il est surtout nécessaire d'utiliser une solution qui ne soit pas détériorée par ces hautes inductions magnétiques.

Une très grande partie des magnétomètres disponibles sur le marchés est intégrée à une centrale inertielle (détaillée en 2.2.2) permettant d'estimer un mouvement. Ces magnétomètres servent ainsi de compas et sont sensibles à des inductions magnétiques proches de celles du champ magnétique terrestre (de l'ordre de la dizaine de µT). Une autre application assez répandue est la détection de métaux. Dans ce cas, le magnétomètre permettra de mesurer les anomalies magnétiques locales dues à la présence d'un métal. Ici encore la sensibilité est de l'orde du µT. Enfin, la dernière application répandue dans l'industrie est la détection des champs magnétiques provoqués par le passage de forts courants dans un câble. L'induction magnétique produite dans ces cas a été étudiée par [Swerdlow et al., 2006] : dans les dispositifs publics (escalators, portiques de détection d'aéroports, voitures électriques) les inductions magnétiques mesurées ne dépassaient pas 61,6 µT. L'induction mesurée à proximité du transformateur d'une locomotive électrique était de 0,5 mT. Dans le milieu industriel, une induction maximale de 50 mT a été mesurée à proximité des procédés d'électrolyse de l'aluminium.

La majorité des applications utilisant un magnétomètre mesurent ainsi des champs bien trop faibles pour pouvoir être utilisées dans l'environnement IRM. Plusieurs sociétés développent néanmoins des teslamètres pour très haut champ et à destination de marchés bien spécifiques, comme les fabricants d'IRM ou d'électro-aimants haut champ. La société *F.W. Bell* (Etats-Unis) commercialise le *BELL-5170* (résolution de 1 T) et le *BELL-5180* (résolution de 3 T), deux teslamètres mono-axes. La société *LakeShore cryotonics* (Etats-Unis) commercialise le *Model-410* (figure 2.1), un teslamètre mono-axe ayant une résolution de 2 T.

Les deux teslamètres sus-cités sont uniquement mono-axe, c'est-à-dire qu'ils permettent la mesure uniquement sur un seul axe du vecteur d'induction magnétique. Retrouver la norme

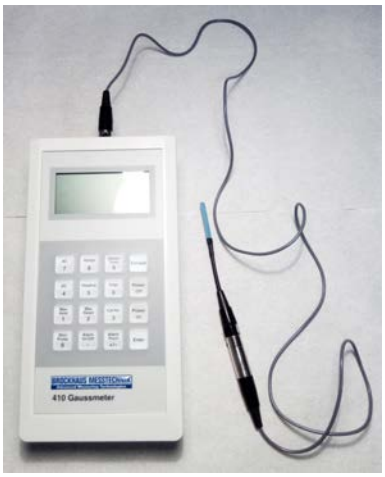


FIGURE 2.1 – Photographie du teslamètre mono-axe 410 commercialisé par *LakeShore cryotonics*.

de ce vecteur est ainsi quasiment impossible. La société *Metrolab* (Suisse) commercialise le *THM1176* figure 2.2, teslamètre trois axes ayant, en fonction du modèle choisi, une résolution de 3 T à 14 T. Il s'agit du seul teslamètre permettant une mesure 3D de l'induction magnétique. Le modèle présenté est constitué d'une sonde (figure 2.2 B) connectée à un câble USB de trois mètres. La mesure est effectuée en connectant le câble sur un ordinateur via une interface *LabView* (*NationalInstrument*, Etats-Unis) compatible avec un ordinateur personnel et fournie par le fabriquant. Un THM1176 avec une résolution de 3 T a été utilisé pour nos travaux. Sa fréquence d'échantillonnage est de 1 kHz pour une résolution de 100 µT. L'appareil ayant été calibré par le fabriquant, sa mesure nous a servi de valeur de référence.

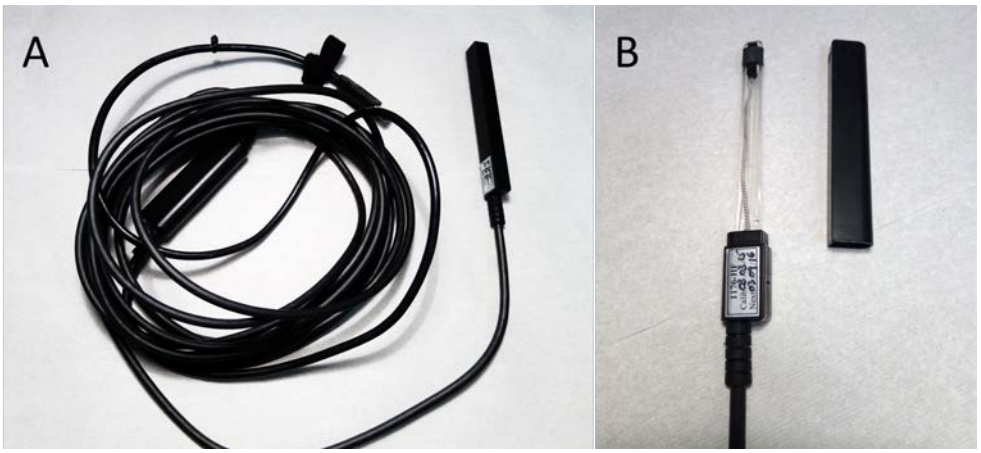


FIGURE 2.2 – Photographie du teslamètre trois axes THM1176 commercialisé par *Metrolab*. A : vue d'ensemble du dispositif et B : vue détaillée et éclatée de la sonde de mesure.

### 2.1.2 Estimation de l'exposition basée sur une connaissance a priori

Le principe de cette estimation repose sur la connaissance a priori de la répartition spatiale des densités de champ magnétique. Elle requiert donc de connaître en temps réel la position du travailleur, puis de retrouver la valeur de la norme du vecteur d'induction magnétique en cette position. La première inconnue de cette méthode est l'estimation de l'induction magnétique. Elle peut se faire à partir des cartes de champ fournies par le constructeur ou à

partir d'un ensemble de points mesurés par un teslamètre ([Capstick et al., 2008]). Ces deux méthodes ont l'inconvénient de fournir une carte de champ incomplète. Une méthode d'extrapolation [Hartwig et al., 2011, Farrag, 2014] permet, à partir d'un ensemble de points dont les coordonnées spatiales et la valeur de l'induction magnétique sont connues, de calculer une cartographie complète. Un calcul numérique peut également être effectué permettant de trouver la valeur de l'induction en chaque point de l'espace ([Liu et al., 2003a]). Cette dernière méthode nécessite de connaître les paramètres de la bobine générant le champ. La seconde inconnue est la position du travailleur en fonction du temps qui peut être déterminée par mesure ou par simulation.

**Détermination de la position du travailleur par simulation**

Plusieurs études ont été menées sur une simulation complète de la position du travailleur ainsi que de l'induction magnétique émise par la machine. [Liu et al., 2003a, Crozier & Liu, 2005] ont simulé les courants induits dans un corps à humain effectuant des translations ainsi que des hochements de tête à proximité d'une IRM 4 T. Les résultats ont par la suite été extrapolés pour des inductions plus élevées. [Stuart Crozier et al., 2007] ont étudié les courants induits sur un modèle de corps humain à proximité d'IRM 1,5 T, 4 T et 7 T pour des mouvements de translation parallèles et perpendiculaires à l'axe du tunnel. L'exposition simultanée au champ magnétique statique ainsi qu'aux gradients de localisation spatiale a été simulée par [Liu et al., 2003b, Liu & Crozier, 2004, Wang et al., 2008]. Une approche par simulation bioélectromagnétique pour des mouvements dans un champ statique a été amenée par [Chiampi & Zilberti, 2011] puis étudiée plus largement dans un travail de thèse [Bordonaro, 2014]. [Trakic et al., 2013] ont simulé les courants induit dans un patient lors du passage de l'IRM 1 T à l'appareil de radiothérapie dans un système *IRM-LINAC* (IRM combinée à un appareil de radiothérapie dans la même salle par translation de la table patient). Les modifications de la permitivité diélectrique des tissus en fonction de la fréquence de "l'onde d'induction magnétique", c'est-à-dire la fréquence du déplacement simulé du travailleur, ont été étudiées par [Zilberti et al., 2015]. Un algorithme numérique de simulation de mouvements dans un champ magnétique statique a été défini par [Romeo et al., 2015]. Enfin, une solution de simulation des courants induits basée sur un potentiel, au lieu du calcul analytique effectué dans les travaux précédents, a été présentée par [Zilberti et al., 2016]. Une dernière étude ([Farrag & Kamel, 2015]) a mis en application la méthode de [Farrag, 2014], permettant d'extrapoler les valeurs d'inductions magnétique à partir d'un ensemble de points de mesures, pour calculer le courant induit dans un modèle humain simplifié.

Ces méthodes ont pour avantage principal de pouvoir déterminer une estimation des valeurs de courant induits dans le corps humain, voire organe par organe, grâce à des modèles numériques réalistes de corps humain ([Dimbylow, 2000, Bringuier, 2003]). Cette information est importante car elle ne peut pas, ou difficilement ([Glover & Bowtell, 2007]), être mesurée. Ces études ne permettent cependant pas de réaliser un suivi régulier et personnalisé de l'exposition des travailleurs.

#### Estimation de la position du travailleur

Un moyen de réaliser ce suivi serait de mesurer en temps réel la position du travailleur. Un brevet récent [Galante & Placidi, 2014] a été déposé sur l'utilisation de caméras vidéo ou de caméras infrarouges pour récupérer en temps réel la position. La nouveauté avancée est de pouvoir estimer la position et donc l'exposition simultanée des différentes parties du corps humain, contrairement à une mesure unique qui est ponctuelle. Une mise en application de ce brevet a été proposée par [Galante et al., 2015] dans un poster de congrès. La captation de la position a été effectuée à l'aide de trois caméras en dehors de l'environnement IRM et l'induction magnétique a été simulée à partir d'un solénoïde simple parfait. Deux points du corps (tête et cou) ont été capturés simultanément.

Ce type d'estimation présente plusieurs limites. D'un point de vue technique, il est difficile de récupérer la position du travailleur au cours du temps et les premières investigations ont été effectuées sur une seule personne avec des mouvements simples. De plus, en conditions réelles, il serait nécessaire de discriminer les différents travailleurs pour pouvoir déterminer leur exposition propre ce qui ajoute des contraintes au traitement vidéo, notamment si deux travailleurs sont l'un derrière l'autre dans le champ de vision de la caméra. Enfin, l'étude rapportée n'a pas été testée en environnement IRM. En effet, dans ces conditions, des éléments comme l'IRM en lui-même ou d'autres dispositifs médicaux peuvent gêner le champ de vision des caméras. De plus, les ondes électromagnétiques émises par l'IRM peuvent venir détériorer les caméras. Ce type d'estimation est donc intéressant car il permet d'obtenir plusieurs positions du corps simultanément, mais il présente de nombreuses limites techniques qui ne permettent pas de l'utiliser dans des conditions réelles aujourd'hui. Une utilisation intéressante serait une validation de la mesure physique effectuée par un capteur. Cette utilisation sera discutée dans le chapitre 4.

#### Conclusion sur l'estimation basée sur une connaissance à priori

D'une part, nous avons vu que l'évaluation de l'exposition par simulation était très efficace et utile pour estimer l'induction de courant à l'intérieur du corps et des organes. D'une autre part, nous avons également vu que mesurer l'exposition à partir d'une estimation de la position en temps réel du travailleur imposait des contraintes techniques trop importantes. L'implémentation d'un suivi de l'exposition au champ magnétique statique des travailleurs IRM devra donc passer par une autre méthode de mesure.

### 2.1.3 Dosimètre personnel d'induction magnétique

#### Milieu de la recherche

La définition et l'implémentation de dosimètre personnel pour mesurer l'exposition au champ magnétique statique se sont rapidement imposées dans la littérature avec l'augmentation de l'utilisation des IRM. Après un design préliminaire ([Cavagnetto et al., 1991]) et un brevet [Cloutier & Oehme, 1992] un premier dispositif a été développé et testé [Cavagnetto et al., 1993]. Il était basé sur trois *capteurs à effet Hall* (détaillés en 2.2.3) montés orthogonalement attachés

à un microcontrôleur via un convertisseur analogique-numérique (ou ADC pour *Analog to Digital Converter*) de 12 bits. Un point de mesure était enregistré toutes les 20 secondes sur une mémoire interne. La décharge de la mémoire se faisait sur un PC via une unité de transmission utilisant le protocole *RS232*. [Bowman, 2002] ont déposé un brevet sur l'estimation des courants induits dans le corps humain par trois bobines inductrices disposées orthogonalement. Ce procédé a été utilisé dans un nouveau brevet déposé par [Crozier et al., 2005]. L'idée est d'associer trois capteurs de champ magnétique orthogonaux à trois bobines orthogonales pour réaliser un dosimètre réalisant le suivi à la fois de l'induction magnétique statique et à la fois des courants induits par la variation de cette induction. L'objectif final est de pouvoir mesurer l'exposition du travailleur au champ magnétique statique ainsi qu'aux gradients de localisation spatiale lorsque le travailleur est à côté de l'appareil pendant l'acquisition d'images. Ce brevet a donné lieu à un prototype fonctionnel utilisé dans plusieurs publications ([Fuentes et al., 2008, van Nierop et al., 2014, Schaap et al., 2016]. Mais aucune commercialisation ne semble avoir été effectuée. Le principe du brevet a été repris pour intégration dans une seule et même puce électronique par [Janke, 2009]. Aucune commercialisation de cette puce ne semble avoir été effectuée non plus. Certaines études ont défini leur propre dispositif. [Glover & Bowtell, 2007] ont fabriqué un capteur basé sur l'utilisation de dipôle (des petits disques de platine) disposé contre la surface de la peau du travailleur pour mesurer les courants induits. La solution n'a été testée que sur un objet mimant la peau et les résultats montraient d'importantes limites dans la connectique et les câbles utilisés. [Stralka & Bottomley, 2007] ont utilisé trois bobines orthogonales pour mesurer le DAS lors des impulsions RF de l'IRM en se basant sur la mesure de l'énergie déposée dans un échantillon équivalent corps. [Kännälä et al., 2009] ont fabriqué une bobine trois axes reliée à un oscilloscope numérique (Picoscope 3424, Picotech Ltd., Royaume-Uni) pour mesurer la variation d'induction magnétique créée par le mouvement autour d'une IRM 1 T à aimant ouvert et d'une IRM 3 T. [Groebner et al., 2011] a utilisé trois capteurs à effet Hall orthogonaux couplés à trois bobines orthogonales pour mesurer l'induction magnétique et la variation magnétique sur des travailleurs de plusieurs IRM incluant une IRM 7 T. Enfin [Martin et al., 2011] ont développé un dispositif portable d'alerte basé sur sept interrupteurs magnétiques répartis à angle égal (27,4 °) reliés à un buzzer. L'idée était d'émettre un son lors du dépassement d'un seuil d'induction magnétique. Le dispositif ne consomme du courant que lorsqu'une induction magnétique est présente.

**Milieu industriel**

Plusieurs sociétés ont développé un dosimètre personnel pour induction magnétique :

— Le *HI-3550* (Holaday Industries, Etats-Unis) est un dispositif de mesure ayant une dynamique allant jusqu'à 300 mT pour une résolution de 0,5 mT. La mesure est réalisée toutes les trois secondes. L'autonomie annoncée est de 15 jours pour 8 heures d'acquisition par jour (alimentation par 4 piles AAA). Le dispositif est inclus dans un boîtier de 13,2 x 7,35 x 2,0 cm pour un 150 g. Il est annoncé compatible IRM pour une induction magnétique maximale de 3 T et a été utilisé dans plusieurs publications [Bradley et al., 2007, Acri et al., 2014].

— Le *Mr.dose* (Wave Instrument Pty. Ltd.) est cité et utilisé par deux études récentes [de Vocht et al., 2009, Bongers et al., 2014]. Il semble s'agir d'une entreprise émanant de l'université du Queensland en Australie et serait la version commerciale de [Crozier et al., 2005]. Cependant les recherches menées pour trouver cette société se sont avérées infructueuses.

— Le *TALETE* (Tecnorad, Italie) est un dosimètre personnel inclu dans un boîtier de 6 x 3,5 x 2 cm pour 27 g et destiné à la mesure de l'exposition des personnels IRM et RMN. Il permet la mesure de l'exposition au champ magnétique statique sur toute une journée et est associé à une *station d'accueil* permettant d'accueillir, recharger les batteries et décharger les données d'exposition de huit dispositifs. L'ensemble dispositifs (ou badges) et station d'accueil est additionné d'un logiciel dédié permettant l'analyse de l'exposition. Un badge doit se connecter à un PC standard. Nos tentatives de contact de la société sont restées sans réponse. Ce dispositif est utilisé par [Acri et al., 2014] et cité dans le brevet de [Galante & Placidi, 2014].

— Le *Ma.Fi.S.S* ou *MaFiSS* (Te.Si.A, ITalie) est un dosimètre personnel inclu dans un boîtier de 7 x 4 x 1 cm muni d'un clip de fixation sur le vêtement du travailleur. L'autonomie annoncée est de 14 heures. A la manière du TALETE, le dispositif est un ensemble comprenant : les badges, une station de recharge, un PC local et un PC à distance. La station de recharge est connectée au PC local : 3 heures sont nécessaires au maximum pour charger les badges, une heure pour exporter les données d'un badge plein. Visiblement, le PC distant correspondrait à une interface web permettant d'accéder aux données d'exposition. Le PC local peut stocker plusieurs mois d'exposition. Deux LED sur chaque badge permettent d'afficher l'état de la batterie. Son apparition récente sur le marché fait que nous n'avons pas pu envisager cette solution lors du lancement de notre projet. Ce dispositif est cité dans le brevet de [Galante & Placidi, 2014].

#### Conclusion sur la dosimétrie personnelle

Un ensemble de solutions et de recherche permettant de réaliser une dosimétrie personnelle de l'induction magnétique du travailleur IRM a été défini. La faible sensibilité du HI-3550 ou la non-disponibilité des autres dispositifs ne nous a pas permis d'envisager ces solutions industrielles pour notre projet. L'utilisation combinée de bobines et de capteur à effet Hall semble être une bonne solution car largement utilisée dans la littérature. Cependant le brevet déposé sur cette solution restreint fortement son utilisation. De plus, l'utilisation de trois bobines pour mesurer une induction de courant entraîne de fortes contraintes techniques dans le développement : une bobine devant être dimensionnée et calibrée pour une application précise. Pour répondre aux problématiques de mouvement dans un champ magnétique statique, le choix a été fait d'adjoindre un capteur de mouvement au capteur d'induction magnétique trois axes. Ce dispositif a donné lieu à un brevet déposé par notre laboratoire [Pasquier et al., 2013].

## 2.2 Développement d'un dispositif de mesure spécifique

Nous venons donc d'observer la nécessité de développer un outil de mesure de l'exposition au champ magnétique statique devant répondre aux contraintes suivantes :

— **Mesure du champ magnétique :** cela peut paraitre évident mais le dispositif doit pouvoir mesurer le champ magnétique statique de façon absolue (par antinomie avec une mesure relative), dans les trois dimensions de l'espace (pour pouvoir extraire la norme du vecteur de champ) et à une fréquence cohérente aux mouvements du corps humain.

— **Mesure de mouvements :** pour tenter de répondre à la problématique de mouvements dans un gradient spatial de champ magnétique statique, un capteur de mouvements a été ajouté à ce dispositif.
— **Légèreté :** l'appareil est destiné à être porté en permanence par le travailleur et doit, à ce titre, être aussi discret et léger que possible.
— **Autonomie :** pour assurer un suivi journalier de l'exposition le dispositif doit être capable d'effectuer et d'enregistrer au moins une journée complète d'un travailleur.
— **Coût :** la mise en place d'un suivi quotidien d'une équipe complète requiert l'utilisation en parallèle de plusieurs capteurs. Ceci nécessite donc une optimisation en coût pour chaque capteur pour assurer la faisabilité de l'étude.

Le développement de ce dispositif est détaillé dans cette partie. La conception électronique du dispositif a été réalisée par Nicolas Weber, ingénieur d'étude au laboratoire IADI, et sera donc peu détaillée. Il est néanmoins nécessaire d'en comprendre les principaux éléments pour réaliser le *microcode* (le logiciel) du dispositif.

### 2.2.1 Fonctionnement général - schéma de principe

Pour répondre aux contraintes énoncées précédemment, nous avons choisi de développer notre propre dispositif de mesure. Ce projet, initialement appelé *DosIRM* pour dosimétrie IRM a par la suite été renommé *exposimétrie IRM* pour éviter de faire un parallèle trop important avec la dosimétrie des rayonnements ionisants mise en place dans chaque service d'imagerie et de radiothérapie. De plus, aucun effet cumulatif n'a été observé permettant de justifier le terme *dose*. Un schéma de principe de ce dispositif est présenté sur la figure 2.3. Le dispositif est ainsi composé de six éléments. La mesure de mouvements est effectuée par un accéléromètre trois axes couplé à un gyroscope. Celle du champ magnétique est effectuée par trois magnétomètres. Un microcontrôleur (ATmega 328p, Atmel, Grande-Bretagne) récupère les informations de ces capteurs et les enregistre sur une carte *Secure Digital* (SD) directement accessible par l'utilisateur. L'alimentation électrique est effectuée par une batterie non-magnétique. La suite de cette section détaillera les différents éléments de ce dispositif ainsi que les problèmes et solutions obtenues pour mener à bien le projet.

### 2.2.2 Mesure de mouvements

#### Objectif initial : pourquoi mesurer le mouvement ?

Comme nous l'avons vu en introduction, l'exposition des travailleurs aux champs électromagnétiques et plus particulièrement au champ magnétique statique est un sujet assez récent et extraire une valeur unique ne semble pas faire consensus. Toujours est-il qu'estimer à la fois l'induction magnétique du champ statique et la variation de cette induction au cours du temps est nécessaire. Cette variation fait intervenir la notion de mouvements au sein d'un champ magnétique statique. Caractériser la vitesse de déplacement des travailleurs à proximité de l'IRM peut ainsi paraître intéressant. C'est cet intérêt qui a conduit l'implantation d'un capteur de mouvements au sein du projet.

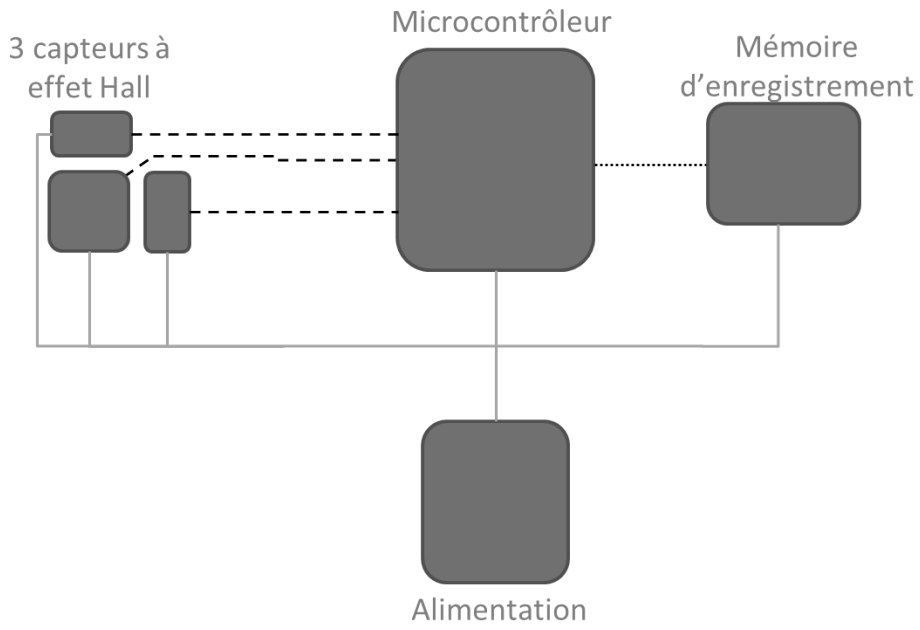


FIGURE 2.3 – Schéma de principe du dispositif de mesure de l'exposition au champ magnétique statique.

**Principes de caractérisation du mouvement**

Il a été nécessaire de faire ici une partie assez succincte sur la caractérisation du mouvement pour la justification du choix du capteur. Une description plus détaillée sera réalisée dans le chapitre 3 traitant de l'utilisation du capteur de mouvement.

Les capteurs de mouvements sont utilisés dans de nombreuses applications comme le jeux (simulation d'orientation de plateforme) ou la navigation inertielle [Woodman, 2007]. La majorité des téléphones portables et tablettes tactiles modernes intègrent des capteurs de mouvements. Initialement et d'un point de vue théorique, un capteur de mouvement correspond à un accéléromètre. Le but de ce dernier est de mesurer l'accélération linéaire d'un point précis de l'espace (généralement le point sur lequel le capteur est positionné) au cours du temps. Estimer l'accélération d'un corps, assimilé à un point physique, revient donc à mesurer chacune des trois accélérations linéaires des trois dimensions de l'espace de ce point. D'un point de vue théorique, la mesure de l'accélération seule pourrait permettre l'estimation des mouvements du capteur. En effet, en physique newtonienne, une relation de double dérivation relie la position d'un point et son accélération (2.1).

$$a(t) = \frac{\partial v}{\partial t} = \frac{\partial^2 p}{\partial^2 t} \tag{2.1}$$

Retrouver la position à partir d'une mesure d'accélération reviendrait donc simplement à intégrer deux fois l'accélération (2.2).

$$p(t) = p_0 + \int_0^{\mathrm{T}} v(t) \cdot \partial t = p_0 + \int \int_0^{\mathrm{T}} a(t) \cdot \partial t \tag{2.2}$$

où $p_0$ correspond à la position initiale de l'objet étudié. Cependant les capteurs d'accélérations ont en permanence une composante continue correspondant à 1 g, la pesanteur terrestre. Cela se traduit par une norme (racine carrée de la somme des trois axes au carré) égale à un. Intégrer une composante continue reviendrait ainsi à obtenir une vitesse et a fortiori une position croissante. Pour supprimer de façon précise cette composante, les centrales inertielles (ou IMU pour *Inertial Motion Unit*, dispositifs multicapteurs mesurant en temps réel les variations de positions d'un objet), [Woodman, 2007, Diaz et al., 2015] intègrent un capteur de vitesse angulaire appelé gyroscope ou gyromètre. Ce capteur permet de mesurer la variation de vitesse angulaire (en $°.s^{-1}$ ou $rad.s^{-1}$) autour d'un axe et au cours du temps. Pour caractériser les mouvements d'un objet, trois gyroscopes sont nécessaires, mesurant les variations angulaires des trois axes de l'espace. Il est important de noter que les centrales inertielles intègrent également un magnétomètre [Diaz et al., 2015]. Ce capteur permet en effet de donner en temps réel la direction du champ magnétique terrestre et ainsi de permettre de supprimer plus facilement la composante continue des accéléromètres. Utiliser un tel capteur est bien évidemment impossible dans le contexte de la mesure du champ magnétique statique de l'IRM, nous avons donc dû nous focaliser sur les accéléromètres et gyroscopes uniquement.

Il est important pour la reconstruction de position que les trois accéléromètres et gyroscopes aient la même direction et orientation. Cela peut paraître compliqué d'un point de vue conception mais des microsystèmes électromécaniques (MEMS pour *Microelectromechanical systems*) existent et intègrent directement un accéléromètre trois axes et un gyroscope trois axes dans une même puce électronique [Woodman, 2007].

#### Choix du capteur

Le capteur utilisé devait à la fois répondre aux contraintes non-négociables du cahier des charges, à savoir : ne pas être ferromagnétique, ne pas être perturbé par le champ et posséder une taille et une consommation réduite mais aussi permettre la reconstruction des mouvements du travailleur donc intégrer un accéléromètre trois axes et un gyroscope trois axes. La fréquence d'échantillonnage du capteur doit pouvoir permettre de différencier un mouvement humain lent d'un mouvement rapide, soit au moins une dizaine de hertz. Le capteur utilisé est le MPU 6000 (InvenSens, Inc, Etats-Unis) MEMS permettant de mesurer l'accélération et la vitesse angulaire dans les trois dimensions de l'espace à une fréquence de 100 Hz. Le capteur peut être alimenté en 3,3 V et consomme un peu moins de 4 mA. Il s'agit d'une puce très utilisée dans les applications de téléphonie mobile ainsi que les drones. Elle est donc facilement disponible et peu onéreuse. La communication avec le MPU se fait via le bus I2C (*Inter-Itegrated Circuit*) ou TWI (*Two Wire Interface*). Il s'agit d'un bus informatique (protocole de communication numérique) permettant une liaison série synchrone bidirectionnelle half-duplex entre deux dispositifs. Cette liaison permet de faire communiquer un dispositif maître avec plusieurs dispositifs esclaves. Dans notre cas, le dispositif maître est le microcontrôleur et le dispositif esclave le MPU. Une illustration de ce capteur est présentée sur la figure 2.4. Il s'agit d'une capture d'écran du diagramme du capteur extrait de sa documentation technique. Le MPU est inclu dans un boîtier QFN (*Quad Flat No-leads package*), format le plus réduit des boîtiers d'inclusion de circuits intégrés montables sur un circuit imprimé non traversant. La figure 2.4 présente également les orientations et directions des trois axes de mesure du capteur.

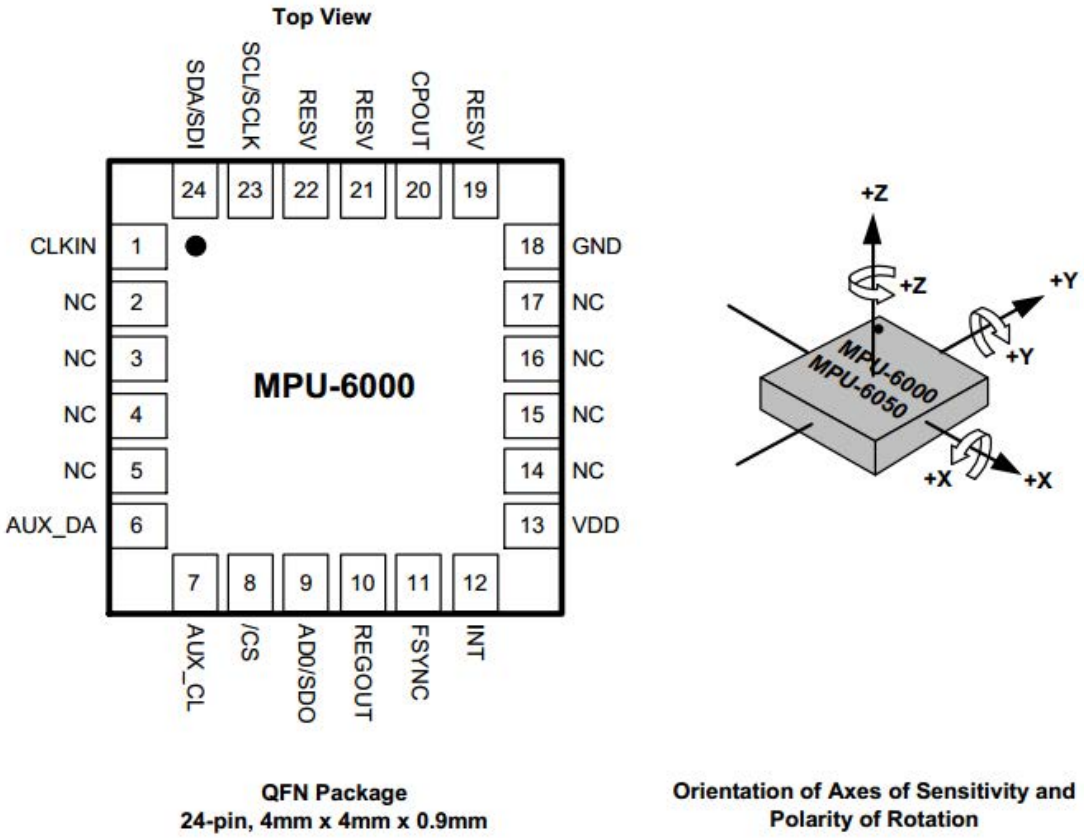


FIGURE 2.4 – Schémas présentant les entrées/sorties du capteur de mouvements utilisé, le MPU 6000 (InvenSens, Inc, Etats-Unis) dans un boîtier QFN (à gauche) et les axes de mesures du MPU 6000 (à droite). Extrait de la documentation technique du capteur.

### Fonctionnement du capteur

La communication I2C utilise deux lignes de transmission :

— **SDA** (*Serial Data Line*) correspond à la ligne de transmission des données.

— **SCL** (*Serial Clock Line*) correspond à la ligne de transmission de l'horloge pour la synchronisation des données.

Le protocole de communication I2C est un standard, mais la façon de l'utiliser varie en fonction des dispositifs. En effet, de par leur définition, les MEMS sont des microsystèmes, donc des systèmes embarquant un ensemble de capteurs, mémoires et contrôleur. Contrôler un MEMS revient à écrire dans des registres, des zones spécifiques de sa mémoire accessibles via une adresse. Ces registres permettent à la fois de paramétrer le dispositif (le faire entrer dans un mode spécifique de mesure par exemple) mais aussi de lire les données enregistrées par le capteur. Concernant le MPU6000, l'écriture dans un registre se fait grâce à la succession de commandes (séquence) suivantes (figure 2.5) :

— **S** le maître envoie de la condition *start* (SCL et SDA à l'état haut).

| Master | S | AD+W | | RA | | DATA | | DATA | | P |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| Slave | | | ACK | | ACK | | ACK | | ACK | |

FIGURE 2.5 – Séquence permettant l'écriture de données sur un registre spécifique du MPU.

— **AD+W** le maître envoie un mot de 8 bits avec les 7 premiers bits correspondants à l'adresse du dispositif et le 8ème bit correspondant au signal d'écriture (0).
— **ACK** bit d'acquittement envoyé par l'esclave.
— **RA** mot de 8 bits, envoyé par le maître, correspondant à l'adresse du registre à lire sur l'esclave.
— **ACK** bit d'acquittement envoyé par l'esclave.
— **DATA** plusieurs mots de 16 bits (succession de 2 mots de 8 bits), envoyés par le maître, correspondant aux données à écrire sur le registre d'intérêt.
— **ACK** un acquittement, envoyé par l'esclave, par mot lu.
— **P** le maître envoie de la condition *stop* (SCL et SDA à l'état haut).

La lecture de données, dans un registre spécifique du MPU, se fait grâce à la séquence suivante (figure 2.6) :

| Master | S | AD+W | | RA | | S | AD+R | | | ACK | | NACK | P |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| Slave | | | ACK | | ACK | | | ACK | DATA | | DATA | | |

FIGURE 2.6 – Séquence permettant la lecture de données provenant d'un registre spécifique MPU.

— **S** le maître envoie de la condition *start* (SCL et SDA à l'état haut).
— **AD+W** le maître envoie un mot de 8 bits avec les 7 premiers bits correspondants à l'adresse du dispositif et le 8ème bit correspondant au signal d'écriture (0).
— **ACK** bit d'acquittement envoyé par l'esclave.
— **RA** mot de 8 bits envoyé par le maître correspondant à l'adresse du registre à lire sur l'esclave.
— **ACK** bit d'acquittement envoyé par l'esclave.
— **AD+R** le maître envoie un mot de 8 bits avec les 7 premiers bits correspondants à l'adresse du dispositif et le 8ème bit correspondant au signal de lecture (1).
— **ACK** bit d'acquittement envoyé par l'esclave.
— **DATA** l'esclave envoie plusieurs mots de 16 bits (succession de 2 mots de 8 bits) correspondant aux données écrites sur le registre désiré.
— **ACK** un acquittement, envoyé par le maître, par mot de 16 bits lu.
— **NACK** le maître envoie un bit de non-acquittement à la fin de la lecture.
— **P** envoi de la condition *stop* (SCL et SDA à l'état haut) par le maître.

L'initialisation du capteur se fait en envoyant les commandes suivantes :

— Ecriture 0x01 sur le registre 0x6B (*power management 1*).
— Ecriture 0x00 sur le registre 0x1B(*gyroscop configure*).
— Ecriture 0x00 sur le registre 0x1C (*accelerometer configure*).
— Ecriture 0x00 sur le registre 0x6B (*power management 1*).

Après cette séquence, le MPU commence à enregistrer l'accélération et la vitesse angulaire. A chaque enregistrement, une interruption est générée. Cependant le microcontrôleur choisi ne nous permet pas de gérer les interruptions. Les données mesurées sont codées sur deux octets par axe de lecture : il y a donc six fois deux octets à enregistrer. Chaque paquet de deux octets est ainsi enregistré sur deux registres : l'un correspondant aux 8 bits de poids fort, l'autre aux 8 bits de poids faible. La lecture des données du MPU se fait donc en envoyant la commande de lecture sur le premier des registres d'enregistrement des données (le registre contenant les 8 bit de poids fort de l'accélération en X) puis en requérant itérativement les onze autres registres. Les données de chaque axe sont enfin concaténées pour récupérer la valeur initiale encodée sur 16 bits. La sensibilité de l'accéléromètre peut être réglée à ± 2 g, ± 4 g, ± 8 g ou ± 16 g. Celle du gyroscope peut être réglée à ±250 °.$s^{-1}$, ±500 °.$s^{-1}$, ±1 000 °.$s^{-1}$, ±2 000 °.$s^{-1}$. Ces configurations se font en fonction des valeurs écrites dans les registres de configuration de l'accéléromètre (0x1C) et du gyroscope (0x1B). Le nombre de mesures possibles (65 536, entre -32 768 et +32 767) reste bien entendu toujours le même, en augmentant la sensibilité la valeur maximale mesurée possible est augmentée, mais la précision diminue. La figure 2.7 présente un exemple de mesure du MPU6000 porté par un travailleur avec les sensibilités minimales (± 2 g et ±250 °.$s^{-1}$) pour des mouvements normaux (pas de consigne particulière). Sur cette acquisition, certains points se situent au niveau des valeurs maximales mesurables (respectivement ± 2 g et ±250 °.$s^{-1}$) ce qui peut par conséquent constituer une saturation du capteur. Il pourra donc s'avérer important d'augmenter les sensibilités à ± 4 g et ±500 °.$s^{-1}$.

### 2.2.3 Mesure de la densité de flux magnétique

[Swerdlow et al., 2006] définissent deux technologies de capteur permettant de mesurer une induction magnétique :

— Les *fluxgates* ou *boussoles à vanne de flux* permettent de mesurer l'induction magnétique de 0,1 nT à 10 mT à une fréquence maximale de 10 kHz.
— Les *capteurs à effet Hall* ou *capteurs Hall* permettent de mesurer l'induction magnétique de 10 µT à 100 T en fonction de leur fabrication et de la tension appliquée à leur entrée.

Nous avons également vu en 2.1.3 que les capteurs à effet Hall sont largement utilisés dans la littérature pour mesurer l'induction magnétique d'IRM cliniques comme ultra haut champ. Cette technologie s'est donc imposée dans notre dispositif. Son fonctionnement détaillé sera décrit lorsque nous traiterons de la validation de la mesure d'induction magnétique (2.4). Pour faire simple, il repose sur un ensemble de phénomènes appelés *effets galvanomagnétiques* d'un matériau. Ces effets regroupent l'ensemble des phénomènes physiques apparaissant à l'intérieur d'un matériau soumis à une induction magnétique, que nous appellerons *induction magnétique incidente*, dans lequel circule un courant électrique. Le capteur retournera en sortie une tension différente de la tension appliquée en entrée. Cette différence sera fonction de l'induction magnétique incidente. Les capteurs Hall sont différenciés en deux catégories :

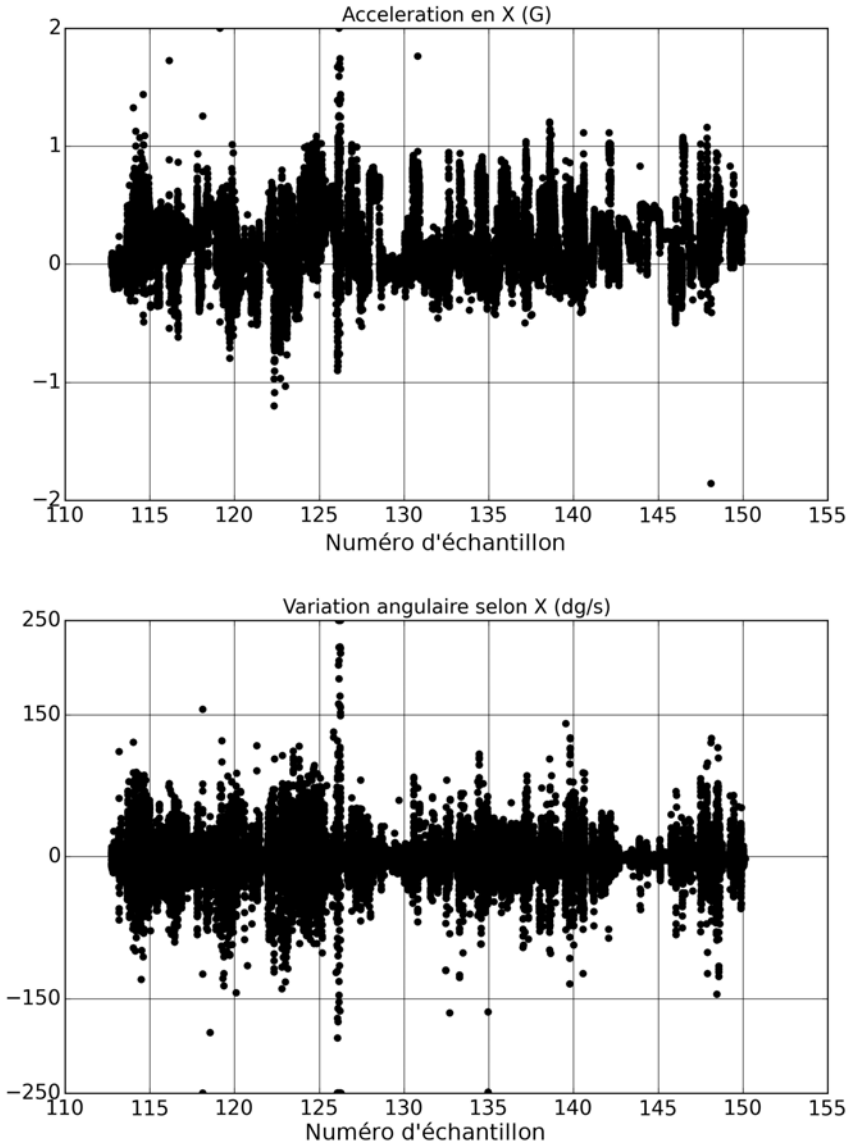


FIGURE 2.7 – Exemple de mesures d'accélération (en haut) et de vitesse angulaire (en bas) obtenues avec le MPU6000 sur un travailleur pour des mouvements normaux (pas de consigne particulière).

— Les *capteurs Hall numériques* correspondent à un interrupteur qui s'activera à partir d'une certaine induction. Ils ne présentent pas d'intérêt pour ce projet.

— Les *capteurs Hall analogiques* permettent de mesurer une tension fonction de l'induction magnétique. Il s'agit de la catégorie utilisée dans le projet.

L'objectif du dispositif étant de mesurer le vecteur d'induction magnétique, un capteur unique intégrant la mesure selon les trois directions de l'espace serait idéal. De tels capteurs ont été définis dans la littérature [Popovic et al., 2006, Estrada, 2011] et commercialisés. Seul un capteur Hall trois axes fonctionnant pour des inductions magnétiques de 3 T a été trouvé, le *HE444* (Asensor Technology AB, Suède). Cependant le coût d'un seul capteur (2 000 euros) ne répondait pas au cahier des charges initial du projet. Le développement du dispositif a donc du reposer sur trois capteurs mono-axe.

Tous les fabriquant ne garantissent pas le fonctionnement de leur capteur pour les niveaux

d'induction magnétique de l'IRM. Le choix du capteur s'est limité au *CYSJ362A* (Chen Yang Technologies, Allemagne). Il est composé de quatre connexions (figure 2.8 A) : $V_{CC}$ (tension d'alimentation), $V_{OUT}$ (tension de sortie) et deux masses (GND). Pour pouvoir obtenir la norme du vecteur d'induction magnétique, trois capteurs sont nécessaires, assemblés orthogonalement selon les trois directions de l'espace (figure 2.8 B). La tension maximale d'alimentation du capteur est 12 V. Il a cependant été choisi de l'alimenter en 3,3 V (tension d'alimentation du microcontrôleur) pour éviter l'utilisation d'un réhausseur de tension, pouvant poser problème dans l'environnement IRM.

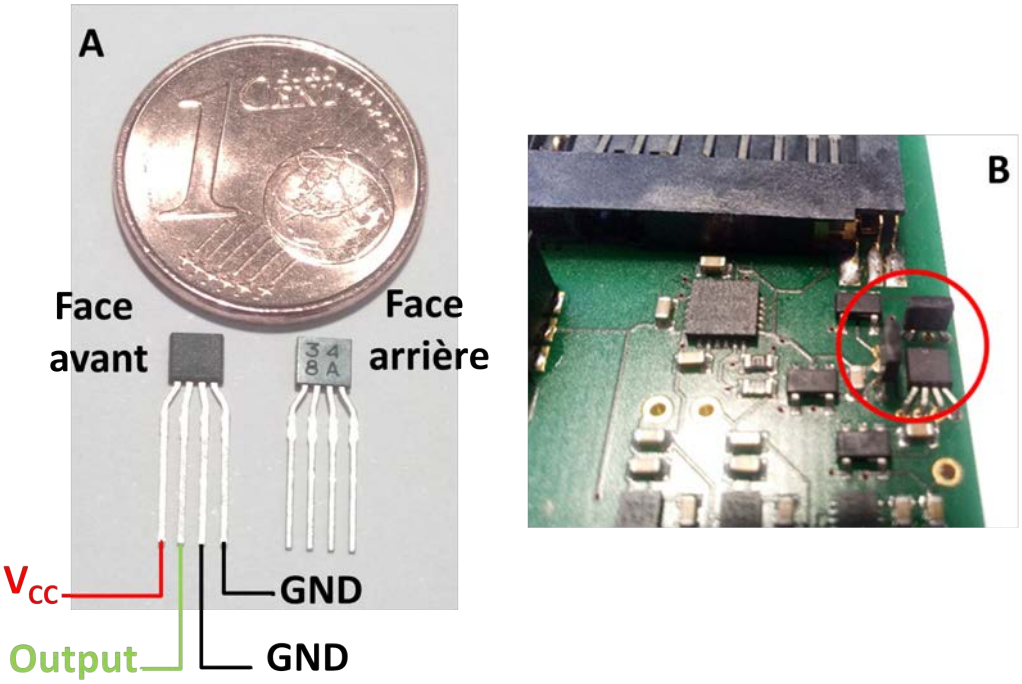


FIGURE 2.8 – A : photographie du capteur Hall utilisé. B : montage des capteurs à effet Hall sur la carte électronique du dispositif de mesure.

### 2.2.4 Mémoire d'enregistrement

Une mémoire permettant l'enregistrement d'au moins une journée de travail, soit 8 heures, était nécessaire au projet. Une estimation rapide nous a permis de déterminer qu'un enregistrement en ASCII sur 16 bits de toutes les valeurs (3 valeurs d'accélération, 3 valeurs de vitesse angulaire, 3 valeurs de champ magnétique et un *timmer*) pendant 8 heures à une fréquence d'échantillonnage de 60 Hz correspondait à près de 300 Mo de données. Un tel enregistrement ne pouvait donc pas tenir dans la mémoire interne du microcontrôleur. Une mémoire additionnelle sous forme de carte SD (*Secure Digital*) a rapidement été choisie (figure 2.9). En effet cette technologie de stockage est très largement utilisée et donc facilement disponible. La connexion se fait via un *socket* (embase) spécifique (figure 2.9) et permet un accès (connexion et déconnexion) facilité à la carte. L'utilisation de carte SD permet aussi de ne pas avoir à véhiculer les données enregistrées via le microcontrôleur lors du déchargement de celles-ci et accélère grandement cette décharge. En terme d'encombrements le choix de la mémoire se serait plutôt porté sur la carte *microSD*, plus petite, mais aucun socket en plastique n'a été trouvé et la compatibilité IRM ne pouvait pas être garantie.

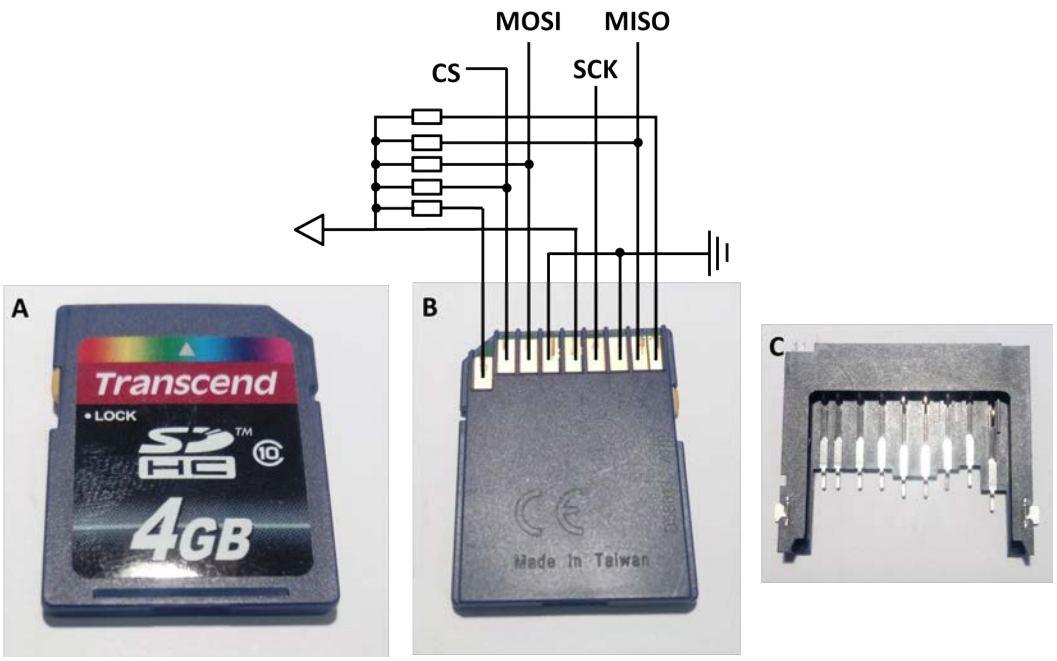


FIGURE 2.9 – Photographie de la carte SD utilisée pour le stockage (A et B), de sa connectique (B) et du socket utilisé pour la connecter au PCB (C).

D'un point de vue pratique, lire et écrire des données sur une carte SD nécessite non seulement de mettre en place le protocole de communication avec la carte, mais aussi de parfaitement maîtriser les systèmes de fichiers utilisés par le standard SD, notamment le *FAT32* (*File Allocation Table*). Entièrement implémenter une architecture de lecture / écriture sur carte SD directement depuis un microcontrôleur représente un projet à part entière. Pour pallier ce problème, des librairies permettent une utilisation grandement facilitée de la carte SD. Plusieurs protocoles de communication sont disponibles pour communiquer avec une carte SD, la librairie retenue utilise le protocole *SPI* (*serial peripheral interface*) qui, en plus de l'alimentation (en 3,3 V) utilise quatre pins de communication (figure 2.9) :

— *CS* (*Chip Select*) est la commande d'activation ou de désactivation de la carte.

— *SCK* (*Serial Clock*) correspond à la fréquence d'horloge envoyée depuis le microcontrôleur vers la carte.

— *MISO* (*Mother Input Slave Output*) correspond à la ligne de données depuis le périphérique (la carte SD) vers le microcontrôleur.

— *MOSI* (*Mother Output Slae Input*) correspond à la ligne de données depuis le microcontrôleur vers le périphérique.

### 2.2.5 Microcontrôleur

Le microcontrôleur constitue l'unité centrale du système embarqué : c'est cette unité qui viendra lire les données des capteurs et les enregistrer sur la carte SD. La facilité d'utilisation et la présence d'une librairie SD nous a orientés vers les cartes de type *Arduino* (Arduino Software, Italie). Il s'agit de cartes électroniques matériellement libres construites autour d'un microcontrôleur Atmel AVR (Atmel Corporation, Etats-Unis) pour la plupart. Certaines cartes sont

construites autour d'un processeur d'architecture *ARM* (ARM Ltd, Grande-Bretagne) voir *Intel* (Intel Corporation, Etats-Unis). Mais les AVR restent très largement majoritaires. Le but du système Arduino est de proposer un microcontrôleur ainsi que des composants complémentaires (comme un régulateur de tension ou un oscillateur) pour définir une *carte de prototypage* permettant un accès direct et facilité aux entrées / sorties (I/O) du microcontrôleur. En plus de proposer ces cartes de prototypages, le système fournie également une *IDE* (*Integrated Development Environment*) dédiée facilitant le développement. La programmation "classique" d'un microcontrôleur (AVR, PIC ou ARM) fait intervenir un langage informatique relativement bas niveau, généralement dérivé du C. L'objectif est de générer un microcode qui sera ensuite écrit sur la mémoire interne du contrôleur et exécuté par ce dernier. Le développeur doit ainsi écrire l'ensemble des fonctionnalités dont il a besoin (comme les protocoles de communication) ainsi que configurer tous les registres du microcontrôleur qui lui sont nécessaires. Le système Arduino a pré-implanté, dans la mémoire des microprocesseurs, un petit système d'exploitation (appelé *bootloader*) venant configurer tous les éléments nécessaires au développement, notamment les registres et protocoles de communication. La programmation Arduino fait ainsi intervenir un langage de programmation haut niveau, ici encore proche du langage C mais utilisant un ensemble de librairies dédiées et ne requiérant aucune configuration de registre pour fonctionner. L'utilisation du MPU a néanmoins nécessité le développement d'un protocole de communication dédié mais la lecture des capteurs à effet HAll, ainsi que l'écriture sur la carte SD, a directement utilisé les librairies Arduino.

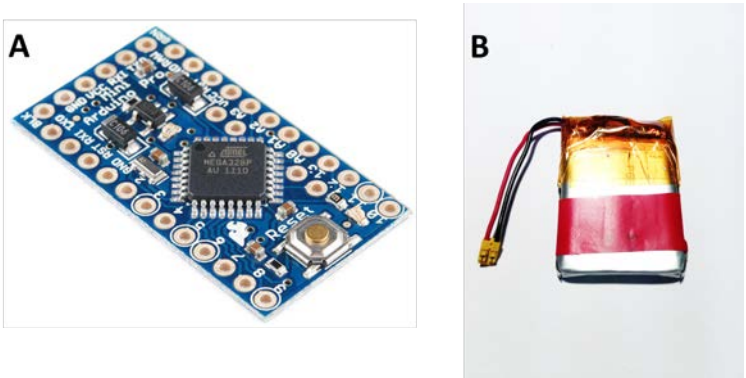


FIGURE 2.10 – A : carte Arduino pro mini, microcontrôleur utilisé dans le projet. B : batterie 3,7 V, 600 mAh non magnétique (PGEB-NM053040).

La plupart des cartes Arduino sont relativement volumineuses et embarquent des connecteurs de programmation standards (comme le connecteur USB) généralement métalliques. La carte *Arduino pro mini* a été retenue pour le projet (figure 2.10 A). Celle-ci n'intègre en effet pas de connecteur de programmation susceptible d'être magnétique. Elle embarque un processeur AVR *ATmega 328p* suppléé par un oscillateur externe de 8 MHz. Elle possède 32 Ko de mémoire flash (dont 2 utilisés par le bootloader), 2 Ko de RAM (*Random Access Memory*) et 1 Ko de ROM (*Read-Only Memory*) type EEPROM (*Electrically-Erasable Programmable Read-Only Memory*). Le microcode généré occupe 54 % de l'espace de stockage disponible pour la programmation et les variables globales générées par ce code utilisent 58 % de la mémoire dynamique disponible. Les mémoires internes du microprocesseur semblent ainsi bien proportionnées pour l'application. Nous avons testé cette carte en IRM et n'avons pas détecté d'attraction, de torsion ou d'altération de son fonctionnement. L'ensemble des I/O ainsi que les entrées de programmations sont directement accessibles via des pastilles de soudage. Les dimensions du PCB sont de 17,8x33 mm, ce qui permet son inclusion facile dans un boîtier portable par un travailleur. Elle est alimentée en 3,3 V et présente une consommation maximale de 40 mA permettant un fonc-

tionnement théorique de plus de 10 h au minimum avec la batterie sélectionnée. Un schéma simple de la connexion des différents périphériques du dispositif est présenté sur la figure 2.11.

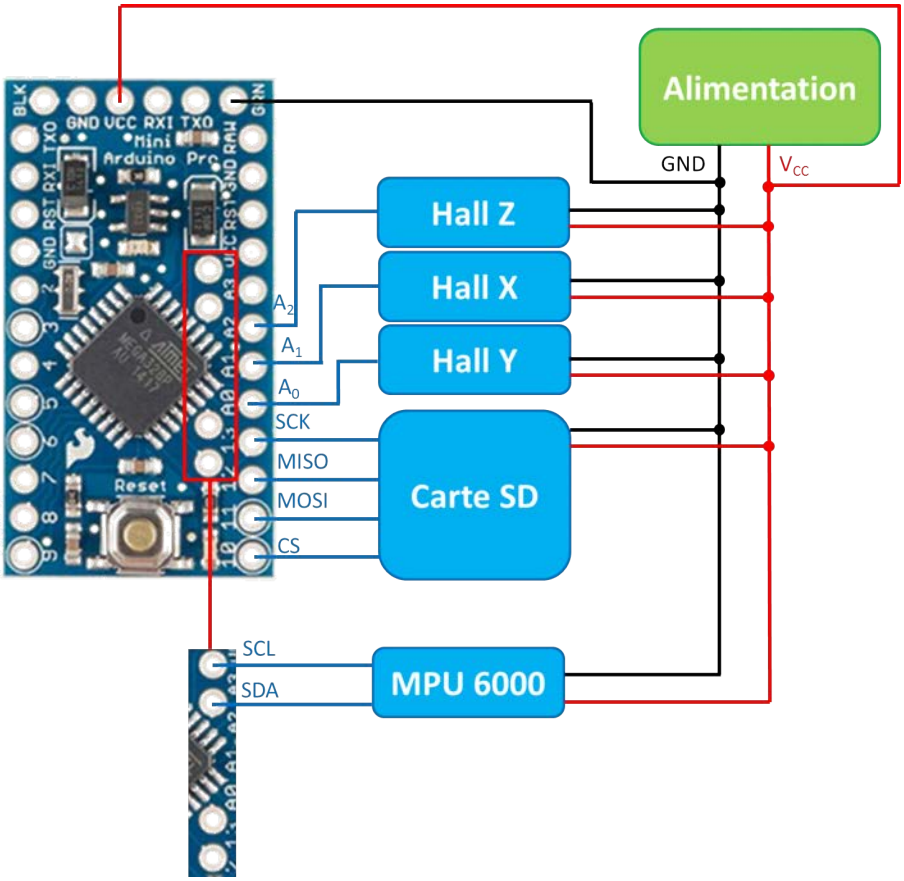


FIGURE 2.11 – Schéma simplifié de la connectique du dispositif.

### 2.2.6 Alimentation et implantation globale

L'alimentation en courant est fourni grâce à une batterie (*PGEB-NM053040*, PowerStream, Canada) non magnétique de 3,7 V et 600 mAh (figure 2.10 B). Pour assurer une meilleure stabilité, les alimentations ont été séparées par trois régulateurs de tension (*LT 3060*, Linear Technology, Etats-Unis). Un régulateur alimente les trois capteurs Hall, un second alimente le MPU 6000 et le dernier alimente le microcontrôleur et la carte SD. La carte Arduino pro-mini est ainsi directement intégrée sur une carte PCB réalisée par Nicolas Weber (figure 2.12). Une LED RGB commandée par quatre sorties numériques a été ajoutée comme témoin de fonctionnement ainsi qu'une sortie *Jack* permettant de recharger la batterie. L'algorithme implémenté dans le microcode configure la LED sur vert si la carte SD est bien présente (si le test de la librairie SD est passé avec succès) puis l'enregistrement commence. À chaque boucle, d'enregistrement l'état de la LED change provoquant un clignotement vert. Si le test SD n'est pas passé avec succès, le microcontrôleur entre dans une boule infinie avec la LED réglée sur rouge fixe. Il est alors nécessaire de redémarrer le dispositif. Le montage et la soudure des principaux composants sont réalisés par la société PCB-Pool (France). Le montage des capteurs à effet Hall ainsi que celui de la carte Arduino reste à notre charge.

La charge du dispositif est assurée par un chargeur lithium-ion *TP4056* alimenté par un adaptateur secteur 5 V, 1 A (figure 2.13). L'ensemble est inclu dans un boîtier de 25x15x35 mm.

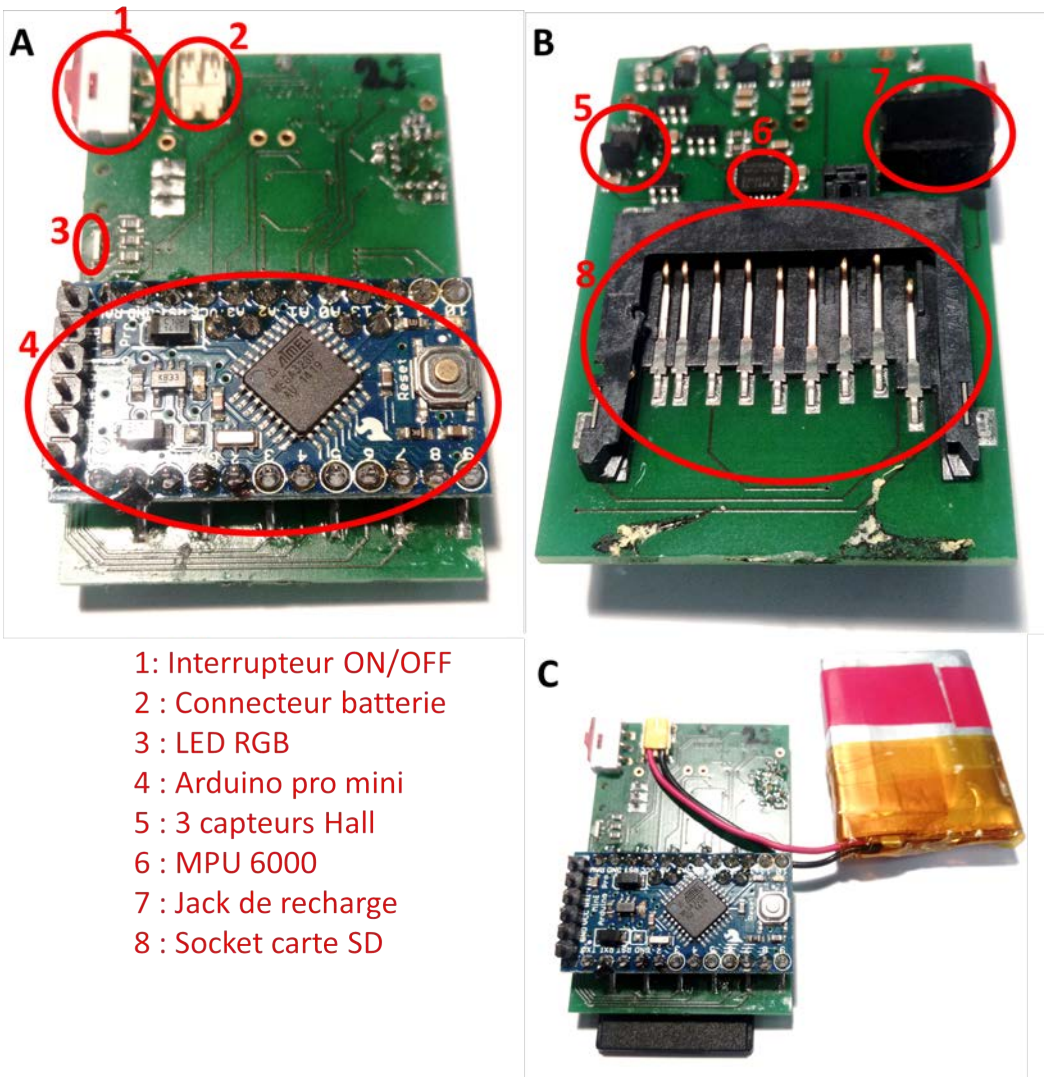


FIGURE 2.12 – Implémentation finale du dispositif : A : face recto, B : face verso et C : assemblé.

Le chargeur possède un témoin de charge indiquant la fin de celle-ci. La durée totale de la charge est inférieure à 30 minutes. Ce temps réduit facilite l'utilisation pratique et permet de ne pas avoir à fournir un grand nombre de capteurs lors de nos tests dans les centres tests. De plus, le faible coût du TP4056 nous permet de fournir plusieurs chargeurs lors des tests.

### 2.2.7 Récapitulatif

Un dispositif, permettant de suivre au cours du temps à la fois l'induction magnétique, à la fois l'accélération et à la fois la vitesse angulaire dans les trois directions de l'espace, a été défini et implémenté. Après allumage, le microtontrôleur ira automatiquement écrire un fichier "DATA.CSV" sur la carte SD, puis enregistrera ligne par ligne les données issues des capteurs.

La première ligne correspond à un identifiant unique du capteur. Puis les lignes suivantes correspondent à chaque fois à une acquisition. Pour chaque acquisition, les données écrites (séparées par des " ;") sont les suivantes :

FIGURE 2.13 – Chargeur pour batteries lithium-ion (TP4056, B) et version assemblée (A) permettant la recharge du dispositif.

— *Timestamp* = *unsigned long* (automatiquement converti en ASCII par le bootloader Arduino) correspondant au moment, en milliseconde depuis le démarrage du dispositif, où les données de la ligne sont acquises.
— *Hx* = donnée d'induction magnétique issue du capteur orienté selon X.
— *Hy* = donnée d'induction magnétique issue du capteur orienté selon Y.
— *Hz* = donnée d'induction magnétique issue du capteur orienté selon Z.
— *Ax* = donnée d'accélération en X issue du MPU.
— *Ay* = donnée d'accélération en Y issue du MPU.
— *Az* = donnée d'accélération en Z issue du MPU.
— *Gx* = donnée de vitesse angulaire en X issue du MPU.
— *Gy* = donnée de vitesse angulaire en Y issue du MPU.
— *Gz* = donnée de vitesse angulaire en Z issue du MPU.

## 2.3 Validation de la mesure de mouvements

Nous avons évoqué que la reconstruction de la position à partir des données issues de l'accéléromètre et du gyroscope faisait intervenir des algorithmes complexes, surtout en l'absence de mesure de la direction de la pesanteur terrestre. Une validation de la mesure de mouvement a néanmoins pu être effectuée : elle se base uniquement sur les données du gyroscope et permet l'extrapolation de l'exposition de la tête à partir d'une mesure effectuée sur le torse. Cette validation est définie en 3.3.

## 2.4 Validation de la mesure d'induction magnétique

**A priori général de l'étude** L'ensemble des mesures a été effectué sur les IRM 1,5 T (Signa HDx 1.5T, General Electric, Etats-Unis) et 3 T (Signa HDx 3.0T, General Electric, Etats-Unis) du CHU

de Nancy Brabois. L'a priori principal sur ces mesures est l'homogénéité du volume interne au tunnel IRM. Cette homogénéité est garantie par le constructeur à 0,05 ppm pour une sphère centrale de 30 cm et n'a pas été remise en question pour nos tests.

### 2.4.1 Capteur à effet Hall : fonctionnement détaillé

Les principes de fonctionnement des capteur à effet Hall ont largement été détaillés [Popovic et al., 2006, Todaro et al., 2012, Kassam & Sinclair, 2015] dans la littérature. Le capteur à effet Hall est un capteur physique analogique composé d'un semi-conducteur, généralement du silicium ou de l'arséniure de gallium (*GaAs*, semi-conducteur du capteur utilisé). Le principe de base de ce capteur est de faire passer un courant dans un volume semi-conducteur placé dans un champ magnétique (figure 2.14). La tension obtenue en sortie de ce volume ($V_H$) sera modifié (augmenté ou réduit) proportionnellement à l'induction magnétique incidente.

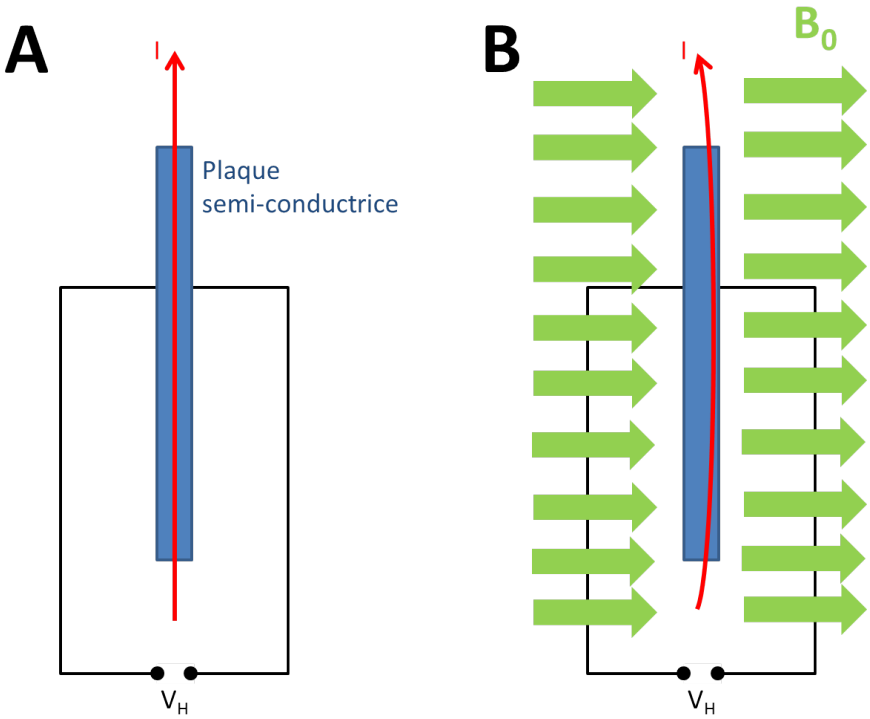


FIGURE 2.14 – Illustration de l'effet Hall, $V_H$ = tension de Hall.

Le principe physique part de la force de Lorentz (1.1). Nous avons vu dans le premier chapitre que, dans le cadre d'une induction magnétique, cette force s'appliquait uniquement sur une charge électrique en mouvement, déviant ou ralentissant sa trajectoire. Le produit vectoriel entre $\vec{v}$ le vecteur vitesse (tangent à la trajectoire) de la particule et $\vec{B}$ le vecteur de champ magnétique induit que la force est maximale lorsque ces deux vecteurs sont orthogonaux, c'est-à-dire lorsque $\vec{B}$ est perpendiculaire à la plaque semi-conductrice. La *tension de Hall* ($V_H$, figure 2.14), tension obtenue en sortie de la plaque semi-conductrice, ou *réponse du capteur*, est exprimée par la formule suivante 2.3 :

$$V_H = S.B + V_0 \tag{2.3}$$

où S correspond à la *sensibilité* de la plaque, B la *force de l'induction magnétique* et $V_0$ la tension initiale (en l'absence d'induction magnétique incidente). B ici caractérise à la fois la norme de $\vec{B}$, le vecteur d'induction magnétique, mais aussi sa direction. Cette grandeur peut donc être positive ou négative, mais sa norme sera toujours inférieure ou égale à $\frac{V_0}{2}$, la tension de Hall ne pouvant être négative et ne pouvant non plus dépasser la tension initiale. Cette tension initiale correspond à la moitié de la tension d'alimentation du capteur (1,65 V dans notre cas).

Sur la formule 2.3 la plage de mesure théorique d'un capteur Hall est infinie. En pratique, un phénomène de *saturation* apparaîtra lorsque l'induction magnétique (en valeur absolue) sera trop élevée (figure 2.15). D'un point de vue pratique, la saturation d'un capteur Hall entraîne une non-linéarité dans sa réponse. Des tests réalisés sur notre capteur nous ont permis d'observer que ce dernier avait un comportement linéaire entre -1.25 T et +1.25 T. En effectuant une approximation linéaire entre ces deux valeurs et en reportant cette approximation pour une induction incidente de 2 T, une erreur de 0,8 T a été obtenue. Une approximation linéaire n'est donc clairement pas satisfaisante pour mesurer les inductions magnétiques observées au niveau des IRM cliniques.

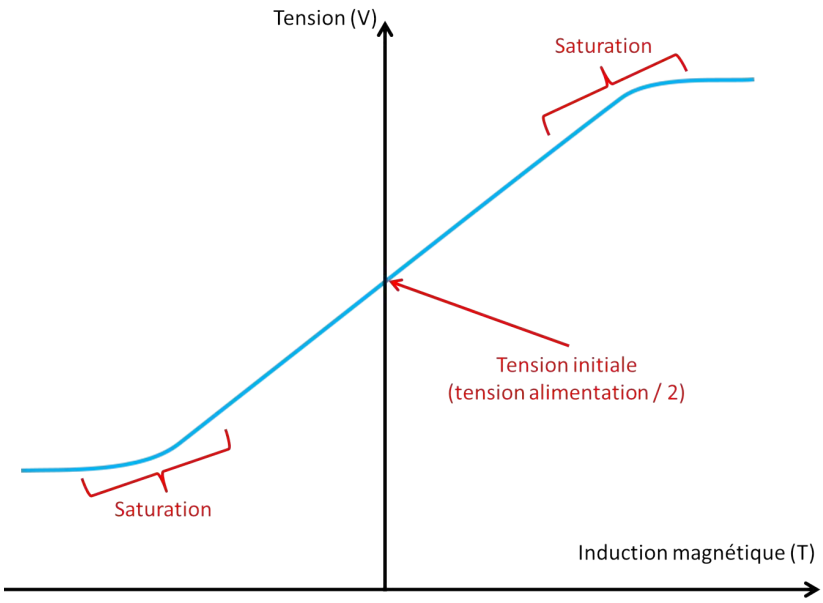


FIGURE 2.15 – Illustration de l'effet de saturation d'un capteur à effet Hall.

Comme nous venons de le voir, la réponse d'un capteur est fonction de la tension appliquée à son entrée. Il est donc nécessaire de *caractériser* le capteur utilisé, c'est-à-dire de pouvoir faire correspondre, pour l'alimentation choisie (3,3 V), la tension de sortie avec la valeur de l'induction magnétique incidente. L'utilisation, dans notre cas, d'une tension d'alimentation faible entraîne un phénomène de saturation du capteur augmentant la nécessité d'effectuer une caractérisation précise.

### 2.4.2 Caractérisation du capteur

Le lien entre tension de sortie ($V_{Hall}$) et la densité de flux magnétique (nommée $B_0$) n'est pas donné dans la documentation technique du capteur à effet Hall. Une caractérisation de

la réponse du capteur sous différentes valeurs d'induction magnétique a donc été nécessaire. L'objectif est de pouvoir obtenir une fonction mathématique reliant $V_{Hall}$ et $B_0$. Cette caractérisation a pu être effectuée au sein de *l'institut Jean Lamour*. Il s'agit d'un groupement de laboratoires de physiques rattachés à l'université de Lorraine et situés à Nancy. Le centre de compétence magnétisme de cet institut est spécialisé dans la mesure des phénomènes physiques et magnétométriques. Il possède trois cryostats PPMS (*Physical Property Measurement System*, figure 2.16) de *Quantum Design* (Etats-Unis) qui permettent, à l'aide d'une bobine supra-conductrice, de faire varier de façon précise une intensité de champ magnétique à l'intérieur d'une enceinte.

FIGURE 2.16 – Illustration du cryostat PPMS (Quantum Design) utilisé pour la caractérisation du capteur à effet Hall.

**Méthode de caractérisation**

Le PPMS permet d'obtenir un champ magnétique homogène dans un volume dédié. La figure 2.17 gauche illustre le fonctionnement de cet appareil. Il est composé de deux enceintes différentes :

— **La chambre de mesure :** correspond à l'enceinte interne, petit cylindre de 2,6 cm de diamètre.

— **Le cryostat :** correspond à l'enceinte externe, sorte d'anneau contenant la bobine supra conductrice.

D'un point de vue fonctionnel, un PPMS se rapproche d'une IRM : la chambre de mesure correspondant au tunnel et le cryostat à l'enceinte supra-conductrice. Le cryostat est maintenu à une température de 4,2 K. Le fond de la chambre est positionné au centre de la bobine supra-conductrice. Un courant injecté dans cette bobine amène la création d'une induction magnétique en son centre, soit au centre de la chambre. Cette induction est garantie homogène à $\pm$ 0,01 % sur une zone de 5,5 cm par 1 cm au centre de l'aimant, dimensions largement satisfaisantes au regard des dimensions du capteur étudié (0,027 cm par 0,0235 cm). L'isolation thermique est suffisante pour que la chambre de mesure soit à température ambiante. Le fond de la chambre est composé d'un connecteur propriétaire sur lequel un PCB, propriétaire également, va venir se connecter (figure 2.17 droite) à l'aide d'un bras. Il est bien entendu nécessaire d'effectuer cette opération lorsque la bobine supra-conductrice n'induit plus de champ magnétique. Contrairement au supra-conducteur d'une IRM, le courant imposé à la bobine du

PPMS peut être modifié au cours du temps. Cette modification dynamique induit une variation de densité de flux magnétique au sein de la chambre. L'alimentation en courant est intégrée à l'intérieur du système PPMS et peut être contrôlée depuis l'extérieur par un microprocesseur dédié (*Model 6000*). Ce processeur permet d'effectuer des variations de densité de -7 0000 Oersted (Oe) à +7 0000 Oe par paliers de 2 mOe à 15 Oe.

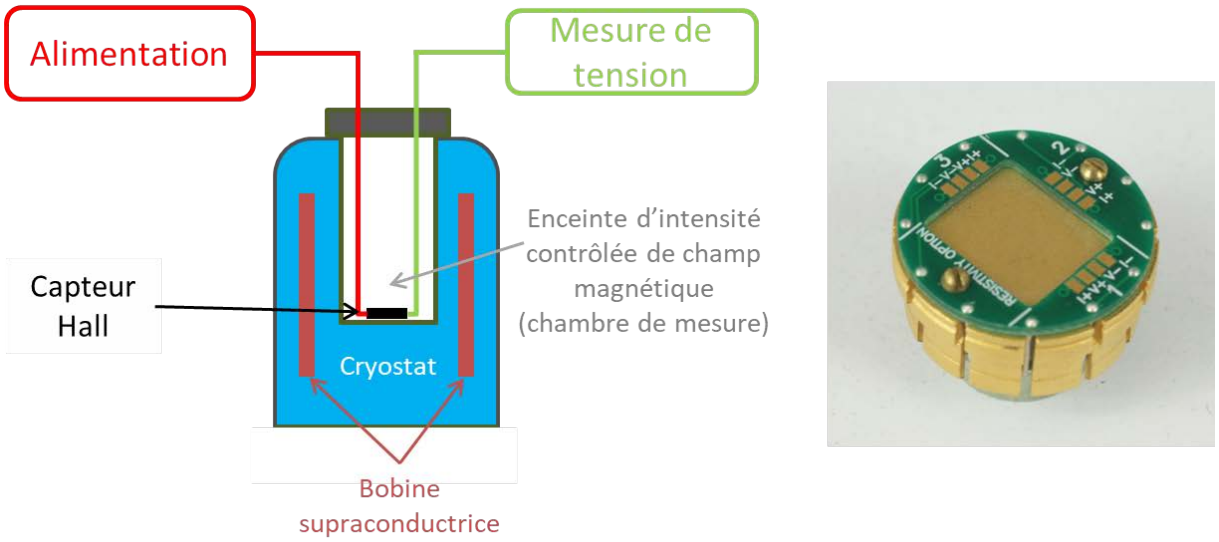


FIGURE 2.17 – Schéma de fonctionnement du PPMS (Quantum Design) utilisé pour la caractérisation du capteur à effet Hall (à gauche) et PCB propriétaire où monter le capteur à tester (à droite).

L'objectif de cette manipulation étant de pouvoir caractériser le capteur pour des inductions magnétiques au moins égales aux valeurs rencontrées en clinique (1,5 T et 3 T). L'idée est d'effectuer le plus de mesures possibles au niveau de ces valeurs, donc de prendre une petite valeur palier. Pour limiter la durée de la caractérisation tout en dépassant les valeurs rencontrées en cliniques, les bornes -5 T et + 5 T, soit -50 000 Oe et + 50 000 Oe 1.8 ont été choisies. Le contrôleur permet de faire varier automatiquement la densité de flux par palier selon le schéma suivant :

— L'appareil entre en mode *champ variable*. Le courant injecté à l'intérieur de la bobine est modifié entraînant une variation de la densité de flux magnétique à l'intérieur de la chambre.

— L'appareil entre en mode *champ stable* une fois que le palier de densité de flux suivant est atteint et que la valeur de la densité est stabilisée. La mesure peut être réalisée.

— L'appareil reste un certain temps en mode stable, puis retourne en mode variable pour atteindre le palier suivant.

Le temps d'attente en champ stable est défini au préalable puis tous les changements sont automatiques. L'ADC (*Analog to Digital Converter*) du microcontrôleur est sur 10 bits et alimenté en 3,3 V. Cela correspond donc à 1 024 valeurs possibles entre 0 V et 3,3 V amenant une sensibilité 0,00322 V. La valeur théorique maximale mesurable par le capteur à effet Hall est infinie. D'un point de vue pratique, un plateau de saturation sera présent amenant une asymptote au niveau de la valeur maximale. Dans une première approche, nous avons considéré cette valeur maximale comme égale à 50 000 Oe. Cette valeur correspond à une dynamique

de 10 0000 Oe (entre -50 000 Oe et +50 000 Oe), soit une sensibilité de l'ADC égale à 322 Oe. Le choix des pas de densité de champ doit donc permettre d'observer cette sensibilité. Ils ne doivent cependant pas être trop fins pour ne pas trop allonger la durée de la mesure de manière à ce que cette dernière soit réalisable en une journée (l'accès au PPMS y étant limité). Les pas de densité de champ du PPMS ont ainsi été fixés à 250 Oe pour pouvoir étudier au plus proche la dynamique du capteur.

De manière à vérifier la reproductibilité de la mesure et parce que le connecteur propriétaire de Quantum design le permet, deux capteurs à effet Hall ont été soudés directement sur le PCB propriétaire (figure 2.17 droite). Une fois ce PCB en position sur le connecteur à l'intérieur de la chambre, les entrées et sorties des composants positionnés sur ce PCB (les 2 capteurs Hall dans notre cas) sont disponibles depuis l'extérieur. Nous avons donc pu respecter au mieux le schéma du dispositif (figure 2.3) en reliant les deux masses du capteur ($V_{SS1}$ et $V_{SS2}$) ensembles à une alimentation de laboratoire (PS3005D, Velleman, Belgique) fournissant une alimentation régulée en tension (3,3 V) avec une ondulation de 2 mV et 3 mA. Ce même appareil fournit l'alimentation en courant sur l'entrée du capteur Hall ($V_{CC}$). La tension de sortie ($V_{OUT}$) de chaque capteur est mesurée sur un voltmètre (2400 Series, Keithley Instruments, États-Unis), ayant une résolution de 100 , via un amplificateur opérationnel (AOP) suiveur pour adapter l'impédance du capteur. La mesure est donc réalisée séquentiellement sur les deux capteurs à effet Hall. Les entrées/sorties du capteur 1 ($V_{SS1_H1}$, $V_{SS2_H1}$, $V_{CC_H1}$ et $V_{OUT_H1}$) et du capteur 2 ($V_{SS1_H2}$, $V_{SS2_H2}$, $V_{CC_H2}$ et $V_{OUT_H2}$) sont successivement connectées à l'alimentation et au voltmètre lors de chaque palier de densité de champ. Un schéma récapitulatif résume cette manipulation sur la figure 2.18.

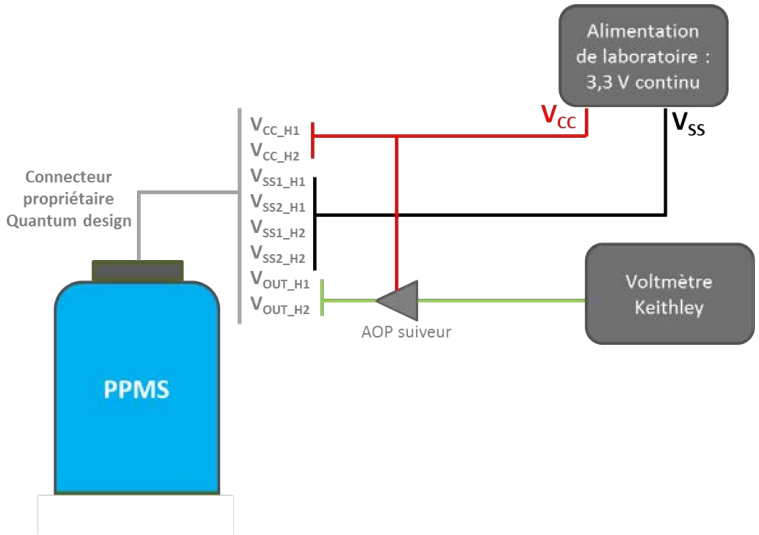


FIGURE 2.18 – Schéma récapitulatif de la mesure effectuée sur deux capteurs Hall séquentiellement à chaque palier de densité de champ sur le PPMS. AOP = amplificateur opérationnel.

La durée entre chaque pas devait être suffisante pour nous permettre d'effectuer la mesure successive des deux capteurs Hall : elle a été fixée à 3 min. Le temps total de manipulation comprenant l'installation a duré environ 5 heures.

**Résultat de la caractérisation**

Le coefficient de corrélation de Pearson entre les tension de sortie des deux capteurs ($V_{OUT_H1}$ et $V_{OUT_H2}$) a été calculé et est égal à 1. Un test de Pearson n'a pas permis de montrer de différence significative entre les deux résultats. De plus, l'analyse graphique des deux tensions en fonction de la grandeur de l'induction magnétique incidente montre une superposition quasiment parfaite des deux courbes. Les deux tensions de sortie sont donc statistiquement corrélées et seront considérées comme identiques pour effectuer la calibration. Le premier capteur a ainsi été arbitrairement choisi. $V_{OUT_H1}$ correspond donc à $V_{Hall}$ défini en début de section. Les mesures de tension de sortie de ce capteur Hall sont présentées sur la figure 2.19.

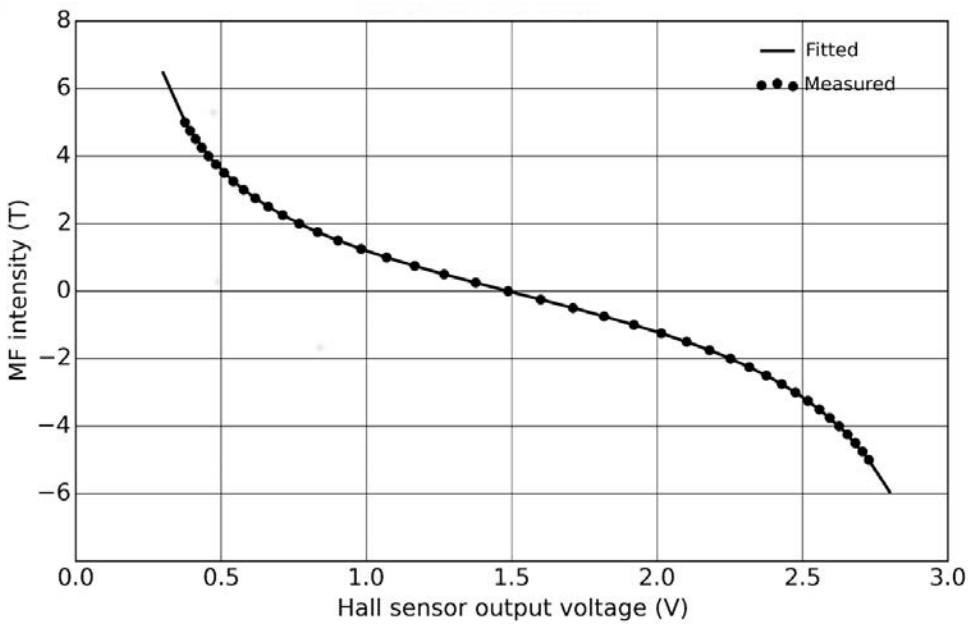


FIGURE 2.19 – Résultat obtenu pour la caractérisation du premier capteur à effet Hall : tension mesurée en sortie du capteur (en V) par rapport à la densité de flux magnétique incidente (en T). Les points noirs correspondent aux points de mesure et la courbe noire correspond à leur approximation rationnelle.

Pour définir le modèle de réponse du capteur, une approximation rationnelle d'ordre 4 a été effectuée sur ce capteur 2.4

$$y = \frac{20,91x^4 - 101,6x^3 - 129x^2 + 362,8x - 22,39}{x^4 - 54,61x^3 + 166,6x^2 - 1,79x - 1,824} \tag{2.4}$$

où x représente la tension de sortie du capteur et y la densité de flux magnétique correspondante.

La tension de sortie de tout capteur à effet Hall du même modèle et alimenté de la même façon sera caractérisée par cette fonction. Une différence maximale de 0,03 T a été obtenue à l'aide de cette fonction par rapport à une induction magnétique connue.

**Conclusion et discussion sur la caractérisation**

Une très faible différence de mesure entre ces deux capteurs a été démontrée de par la bonne concordance visuelle entre les deux courbes de caractérisation, le coefficient de corrélation croisée de Pearson égale à 1 ainsi que la différence maximale entre les approximations rationnelles effectuées sur les deux capteurs égale à 0,03 T. Nous avons donc pu arbitrairement choisir le premier capteur pour pouvoir effectuer la caractérisation de la tension de Hall. L'approximation rationnelle extraite de cette caractérisation est ensuite utilisée par tout capteur du même modèle. L'erreur maximale de 0,03 T est acceptable pour notre mesure.

Le choix du nombre de paramètres pour la fonction d'approximation peut être critiqué. Cependant, d'autres approximations plus simples ont été testées et ont donné de moins bons résultats, surtout autour de 3 T. Or, pour cette induction magnétique, une variation de tension de sortie de seulement 0,02 V peut causer une variation d'induction de plus de 0,1 T. L'objectif initial était d'assurer une mesure optimale pour les densités de flux magnétiques rencontrées au niveau des IRM cliniques, donc potentiellement jusqu'à 3 T. La précision de l'approximation non-linéaire à réaliser était donc essentielle.

Une seconde limitation peut être observée au niveau du PPMS en lui-même. En effet le positionnement des capteurs à effet Hall sur le PCB propriétaire ne permet pas de garantir une orthogonalité absolue entre ce capteur et l'axe principal du champ magnétique induit à l'intérieur du PPMS. Avoir effectué la manipulation sur deux capteurs au même instant permet de limiter cet effet : si un défaut d'orientation avait été présent sur un capteur, la différence entre les mesures aurait été exacerbée. Il s'agit néanmoins d'une erreur potentielle difficilement rectifiable à prendre en compte dans les limitations du dispositif.

### 2.4.3 Premières observations et problématique

L'objectif de ces premières observations était de vérifier le bon fonctionnement général de la mesure du champ magnétique en condition réelle autour de l'IRM 3 T. Voici les différentes mesures effectuées :

— Allumage et extinction à l'intérieur du tunnel pour vérifier le mesure en champ homogène (figure 2.20).
— Allumage à l'extérieur du tunnel, entrée à l'intérieur du tunnel, temporisation, sortie du tunnel et extinction pour vérifier le bon fonctionnement sur un champ non homogène (figure 2.21).
— Allumage à l'intérieur du tunnel puis extinction toujours à l'intérieur de ce dernier après avoir effectué plusieurs rotations aléatoires à la main du capteur pour vérifier la mesure dans des conditions plus proches de mouvements de travailleurs (figure 2.22).

L'analyse des figures 2.20, 2.21 et 2.22 montre tout d'abord une sur-évaluation de la densité de flux magnétique mesurée par le dispositif. En effet les normes des vecteurs de champ obtenues sont autour de 3,9 T et dépassent donc largement la valeur 3 T garantie par le fabriquant. De plus, la valeur mesurée en dehors de l'IRM sur la figure 2.21 est égale à 0,2 T, très éloignée également de la densité de flux magnétique terrestre. Ce problème peut s'expliquer

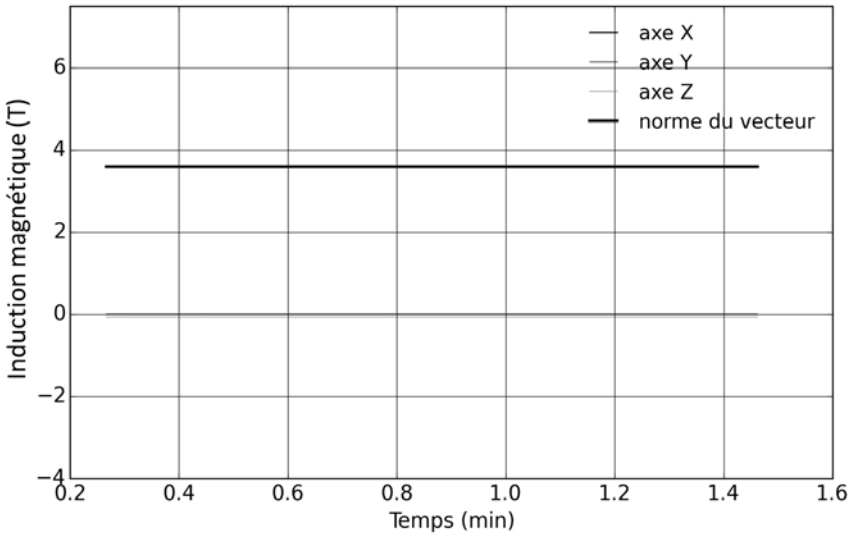


FIGURE 2.20 – Exemple de mesure d'induction magnétique au cour du temps pour un allumage et une extinction à l'intérieur d'une IRM 3 T. L'axe noir représente la norme du vecteur de champ. Les trois axes grisés représentent chacune de ses trois composantes spatiales.

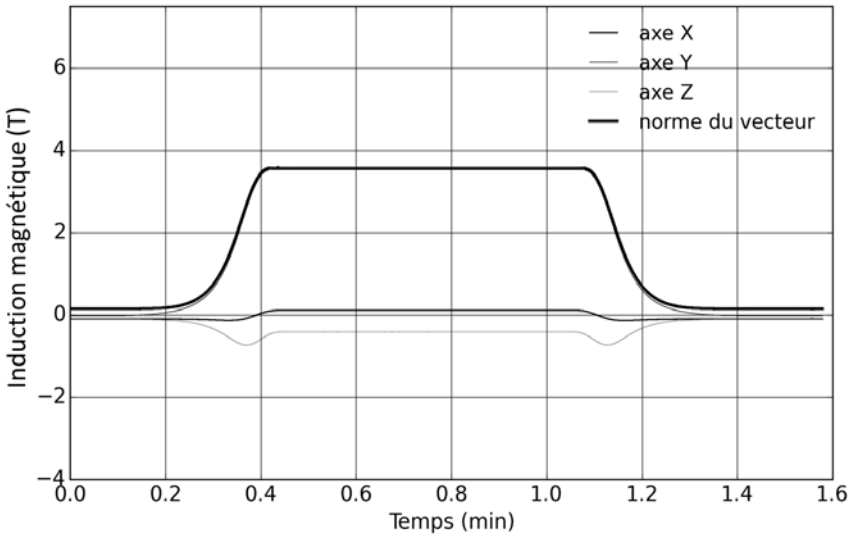


FIGURE 2.21 – Exemple de mesure d'induction magnétique variable autour d'une IRM 3 T : allumage à l'extérieur du tunnel, entrée dans le tunnel, sortie du tunnel puis extinction à l'extérieur. L'axe noir représente la norme du vecteur de champ et les trois axes grisés chacune de ses trois composantes spatiales.

par plusieurs facteurs, comme la différence de température entre la réalisation de la caractérisation et la mesure ou encore le gain des amplificateurs électroniques utilisés par notre dispositif différent de celui du multimètre utilisé lors de la caractérisation. Dans tous les cas, ce biais est systématique et un facteur correctif multiplicatif pourrait être trouvé à partir de plusieurs mesures à différentes densités de flux. Cependant la figure 2.22 amène un problème plus épineux. En effet, outre la sur-estimation globale de l'induction magnétique, la norme du vecteur de champ magnétique présente des variations jusqu'à 0,5 T. Cela signifie que, en fonction de l'orientation du dispositif dans l'espace, l'induction magnétique mesurée peut varier jusqu'à

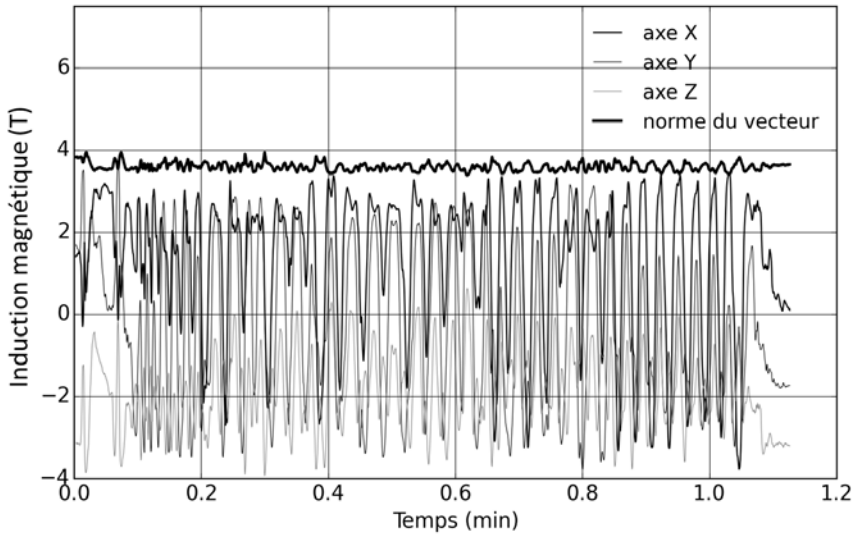


FIGURE 2.22 – Exemple de mesure d'induction magnétique au cours du temps pour un allumage et une extinction à l'intérieur d'une IRM 3 T. Des mouvements aléatoires sont appliqués au dispositif pendant son utilisation. L'axe noir représente la norme du vecteur de champ et les trois axes grisés chacune de ses trois composantes spatiales.

20 % à 3 T. Dans le cadre d'un suivi de l'exposition des travailleurs, cela ne paraît clairement pas acceptable. L'hypothèse principale expliquant ce phénomène est le mauvais alignement des capteurs à effet Hall. En effet, les trois capteurs Hall utilisés par le dispositif sont assemblés manuellement sur le PCB (figure 2.8 B) et des erreurs angulaires peuvent être présentes entre les axes de mesures. Une méthode simple permettant de valider cette hypothèse a été proposée. L'idée est d'exacerber la non-orthogonalité du système de mesure en venant tordre à la main chacun des trois axes. Une mesure de mouvements aléatoires en champ homogène à 3 T est réalisée avant et après amplification de la non-orthogonalité (figure 2.23). L'erreur maximale (différence entre l'induction mesurée la plus forte et la plus faible) est passée de 0,47 T à 1,48 T après cette amplification confortant l'idée que l'erreur observée est liée à une mauvaise orthogonalité du système de mesures.

### 2.4.4 Correction mécanique de la non orthogonalité

Les premières observations réalisées vont ainsi dans le sens d'une erreur de mesure due à l'orthogonalité imparfaite du système de mesure composé de trois capteurs à effet Hall. Un des premiers axes de recherche est de venir corriger le positionnement des capteurs Hall directement sur le PCB lors de l'assemblage au moyen d'un support mécanique. Plusieurs solutions ont ainsi été envisagées et implémentées.

#### Quantifications théoriques du problème

Un calcul simple peut permettre de quantifier ce problème. Prenons un vecteur d'induction magnétique de norme 3 T et orienté selon l'axe Z, ainsi qu'un vecteur unitaire orienté selon

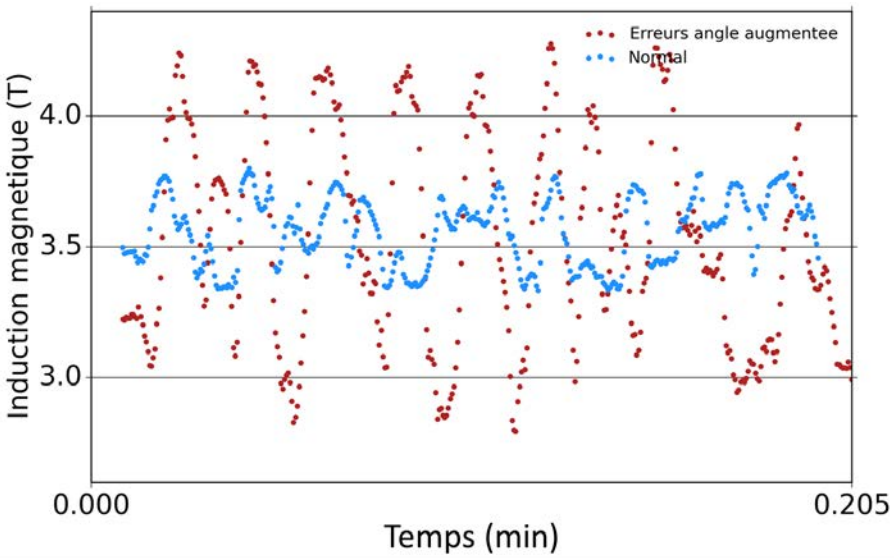


FIGURE 2.23 – Mesure d'induction magnétique avec mouvements aléatoires en champ homogène à 3 T avant (bleu) et après avoir amplifier la non-orthogonalité des capteurs à effet Hall.

l'axe X représentant un capteur Hall. Dans cette configuration, la projection du vecteur d'induction magnétique est nulle. L'induction magnétique mesurée par le capteur l'est également. Appliquons maintenant une petite rotation de 5° sur cette axe, la projection du vecteur d'induction magnétique sur ce dernier après rotation est égale à 0,26 T. Ainsi, dans la configuration définie, une erreur d'angle de 5° est susceptible d'entraîner une erreur de mesure de 0,26 T.

Un second calcul simple va nous permettre de définir les besoins en terme de précision mécanique pour pallier le problème de non-orthogonalité. La hauteur totale du capteur Hall depuis son point d'assemblage sur le PCB est définie à 4,1 mm ± 0,1 par la documentation technique du capteur. Prenons une rotation de 5° selon l'axe du PCB avec comme origine le point de soudure. Par simple calcul trigonométrique, cette rotation entraîne un déplacement maximal de 0,36 mm, constaté au niveau de l'arrête supérieure du capteur. Ce résultat représente le déplacement maximal du capteur pour une rotation de 5°. Prenons la largeur du capteur (définie à 2,7 mm ± 0,1 par la documentation technique) et une rotation de 5° définie selon l'axe du capteur avec pour origine le centre de cette arrête. Le déplacement maximale constaté dans ce cas est égal à 0,09 mm.

L'ensemble de ces calculs amène la nécessité d'une correction mécanique de la non-orthogonalité des capteurs au moins égale à 0,1 mm pour pouvoir garantir une précision de 0,26 T à 3 T soit un peu moins de 10 %, ce qui reste important. Obtenir une erreur de mesure de l'ordre de 5 % à 3 T peut paraître plus acceptable. Cette erreur correspond à une erreur angulaire autour de 2°, soit une précision mécanique inférieure à 0,04 mm.

**Support de positionnement**

La première solution envisagée est de créer un support mécanique venant contraindre l'orientation des trois capteurs Hall dans un système parfaitement orthogonal. L'idée serait de dessi-

ner puis imprimer en trois dimensions (3D) un support spécifique permettant de venir positionner de façon plus précise les capteurs Hall. Certaines imprimantes 3D industrielles, comme la *ProJet 7000 HD* ( 3D Systems, États-Unis) ont une précision de l'ordre du $\mu m$ qui serait suffisante pour notre application. Cependant l'incertitude sur les dimensions du capteur données par le fabriquant (autour de 0,1 mm) dépassent déjà les contraintes mécaniques définies dans la problématique. L'utilisation d'une telle précision de conception n'entraînerait pas une réelle augmentation de l'orthogonalité. Les impressions avec une telle précision de mesure étant très onéreuses, le rapport coût / bénéfice d'une telle application ne nous permet pas de l'envisager.

Un test avec une imprimante moins précise (PrintrBot simple metal, précision de 0,1 mm), mais induisant un rapport coût / bénéfices beaucoup plus envisageable, a été effectué. Un design 3D a été réalisé à l'aide du logiciel open source "OpenSCAD" permettant un prototypage rapide de conception assistée par ordinateur (CAO)(figure 2.24). Cette CAO a ensuite été imprimée en 3D puis positionnée sur le PCB.

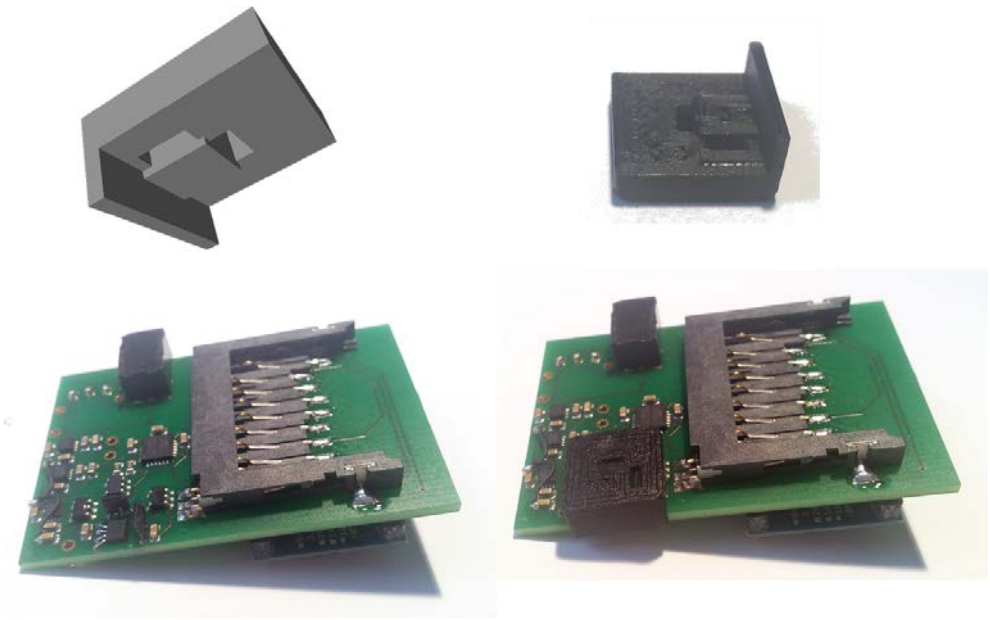

FIGURE 2.24 – Design 3D (en haut à gauche), impression 3D (en haut à droite) et implantation (en bas) d'un support de positionnement des capteurs à effet Hall.

La conception et l'impression ont bien fonctionné et l'ensemble est parfaitement intégré sur le circuit imprimé. Une mesure avec mouvements aléatoires en champ homogène à 3 T a été réalisée avec et sans le support de positionnement (figure 2.25). L'erreur maximale (différence entre inductions maximale et minimale mesurées) est passée de 0,46 T sans à 0,59 T avec.

L'expérience de conception et d'implémentation d'un support de positionnement des capteurs à effet Hall ne s'est donc pas avérée concluante. Pire, l'utilisation de ce support semble exacerber l'erreur de non-orthogonalité. Ceci peut être du au fait que, lors de l'opération de position du support sur le PCB, l'opérateur peut toucher les capteurs Hall et faire varier leur position. L'utilisation d'un support peut néanmoins s'avérer intéressante pour protéger les capteurs, en cas de chute du dispositif par exemple. Une fixation mécanique rigide, comme de la colle ou de la résine d'époxy, est nécessaire dans ce cas pour éviter toute variation de position après le positionnement.

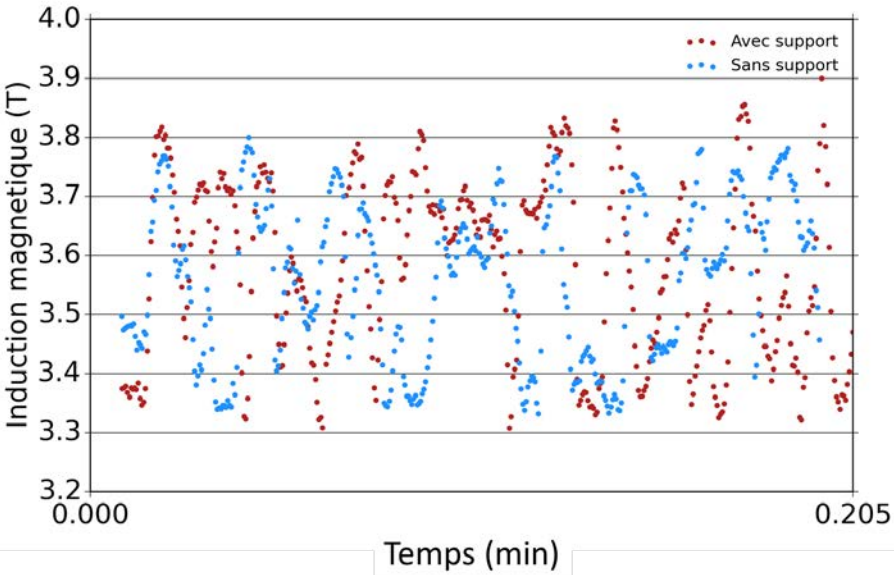


FIGURE 2.25 – Mesure d'induction magnétique avec mouvements aléatoires en champ homogène à 3 T avec (rouge) et sans (bleu) support de positionnement des capteurs à effet Hall.

### Capteur de forme cubique

L'idée de cette solution est de positionner les capteurs à effet Hall sur les trois faces d'un cube de manière à corriger les problématiques de non-orthogonalité du système. Dans un article de 2007, C. Dixiang [Dixiang et al., 2007] a utilisé une méthode similaire : 6 capteurs à effet Hall étaient positionnés sur les 6 faces d'un cube. L'ensemble du système était ainsi considéré comme orthogonal et l'erreur estimée du système était égale à 0,5 %. Cependant le système n'a été testé que pour une induction magnétique maximale de 0,3 T et l'erreur serait peut-être différente pour des inductions supérieures. Cela reste néanmoins une idée intéressante qui ne peut malheureusement pas être intégrée dans le capteur actuel car nécessiterait de complètement repenser sa conception électronique. Cette configuration a néanmoins été intégrée à l'un de nos axes de recherche et devrait être implémentée prochainement.

### Analyse optique de la non-orthogonalité

La dernière solution serait d'effectuer une mesure optique de la non-orthogonalité des capteurs et de ne sélectionner que les triplets de capteurs possédant une orthogonalité parfaite, ou de maîtriser la dérive de chaque capteur. Certaines caméra précises, comme les séries *Falcon* commercialisées par *Teledyne* (États-Unis) offrent une taille de pixel inférieure à 10 $\mu m$. Aucune solution commerciale permettant de vérifier l'orthogonalité de 3 capteurs de cette taille n'a été trouvée. L'analyse de la position des capteurs par mesure optique nécessite donc d'implémenter un traitement d'image spécifique. Par ailleurs, l'orientation et le positionnement du volume semi-conducteur à l'intérieur du boîtier du capteur ne sont pas garantis par le fabricant et aucune tolérance concernant ces spécifications n'est donnée par ce dernier. L'investissement nécessaire pour implémenter cette solution d'analyse optique nous a semblé trop important au regard des risques possibles : elle n'a ainsi pas été retenue.

**Conclusion sur la correction mécanique**

En conclusion, aucune des trois solutions mécaniques proposées n'a été retenue pour régler la problématique de non-orthogonalité des capteurs. Une solution simple de support physique de positionnement des capteurs a toutefois été implémentée. Les résultats n'ont montré aucune amélioration. Cette méthode pourrait cependant fournir une protection mécanique aux capteurs, à condition d'y associer un moyen de fixation (colle ou résine) approprié. Une solution de support mécanique en forme de cube a été envisagée dans la littérature et sera intégrée dans nos futurs axes de recherche. Une solution complémentaire de correction de la non-orthogonalité a ainsi été nécessaire. Elle est détaillée dans la suite de ce chapitre.

### 2.4.5 Correction numérique de la non-orthogonalité

Au regard des conclusions établies concernant la correction mécanique de la non-orthogonalité, une nouvelle méthode de correction numérique a dû être mise en place. Cette solution se base, d'un point de vue général, sur le fait que la norme du vecteur d'induction magnétique doit être stable peu importe l'orientation du système de mesure 3 axes. L'ensemble de cette méthode a été testée et validée sur simulation et données réelles. Cette section relativement conséquente a fait l'objet d'une partie à part entière dans ce chapitre.

## 2.5 Correction numérique de la non-orthogonalité

### 2.5.1 Introduction et principes

La calibration d'un système de trois capteurs à effet Hall orthogonaux a déjà été proposée dans la littérature. C. Dixiang [Dixiang et al., 2007] définit un capteur 3D basé sur six capteurs à effet Hall montés sur les 6 faces d'un cube. La méthode repose sur une calibration précise à l'intérieur d'un solénoïde spécialement conçu pour la calibration. Z. Hotra [Hotra et al., 2011] utilise trois capteurs Hall disposés sur les faces d'un cube et considérés comme parfaitement orthogonaux pour des inductions magnétiques inférieures à 0,5 T. [Bonnet et al., 2009] proposent une méthode de correction basée sur une matrice triangulaire haute d'orthogonalisation, une matrice de sensibilité diagonale et un vecteur d'offset. Enfin ([Richards & Lucas, 2015]) réalisent une calibration robuste basée sur une matrice triangulaire de correction d'orthogonalité et un vecteur d'offset. L'ensemble de ces méthodes soit considère leur système comme orthogonal, soit réalise les correction d'orthogonalité pour des densités de flux basses, inférieures à 0,5 T. Le principe de fonctionnement du capteur à effet Hall veut que la réponse du capteur soit maximale lorsque la direction de l'induction magnétique incidente est orthogonale au volume semi-conducteur. Ceci implique qu'une direction de champ incident parallèle au volume semi-conducteur induira une induction nulle mesurée par le capteur. L'induction magnétique mesurée par le capteur passe donc d'une valeur maximale à une valeur nulle sur 90 °. Ainsi, plus la densité de flux magnétique incidente est élevée, plus les effets d'une petite variation angulaire d'un capteur Hall seront importants. Une méthode de correction spécifique pour l'utilisation des capteurs à proximité d'IRM cliniques s'est donc avérée nécessaire.

### 2.5.2 Méthode

#### Définitions

Cette méthode repose sur le fait que le champ magnétique au centre du tunnel d'une IRM possède une homogénéité garantie inférieure à 0.5 ppm. Considérons la densité du champ magnétique comme un vecteur 3D et sa norme définie en tout point de l'espace par :

$$\overrightarrow{\mathrm{B}} = \begin{bmatrix} \mathrm{B_X} \\ \mathrm{B_Y} \\ \mathrm{B_Z} \end{bmatrix} \tag{2.5}$$

et

$$\left\| \overrightarrow{\mathrm{B}} \right\| = \sqrt{\mathrm{B_X^2} + \mathrm{B_Y^2} + \mathrm{B_Z^2}} \tag{2.6}$$

En théorie, 2.6 est censée, pour une même position spatiale, retourner la même valeur d'induction magnétique peu importe l'orientation spatiale du système de mesure (le système de trois capteurs à effet Hall dans notre cas). Le comportement est le même pour un volume spatial où le champ magnétique est homogène, comme au centre du tunnel d'une IRM. Cependant la norme de notre dispositif varie fortement en fonction de l'orientation du système de mesure. Nous avons émis l'hypothèse qu'une erreur de quelque degrés était introduite dans ce système lors de l'assemblage des capteurs créant un système de mesure non orthogonal et induisant un biais dans la mesure du vecteur :

$$\overrightarrow{\mathrm{B}_m} = \begin{bmatrix} \mathrm{B}_{m\mathrm{X}} \\ \mathrm{B}_{m\mathrm{Y}} \\ \mathrm{B}_{m\mathrm{Z}} \end{bmatrix} = \mathrm{P}_{-1} f \left( \overrightarrow{\mathrm{B}} + \overrightarrow{\mathrm{O}} \right) \tag{2.7}$$

Où P désigne une matrice de transfert 3x3 et $\overrightarrow{\mathrm{O}}$ un vecteur d'offset :

$$\mathrm{P} = \begin{bmatrix} \mathrm{P}_{11} & \mathrm{P}_{12} & \mathrm{P}_{13} \\ \mathrm{P}_{21} & \mathrm{P}_{22} & \mathrm{P}_{23} \\ \mathrm{P}_{31} & \mathrm{P}_{32} & \mathrm{P}_{33} \end{bmatrix} \tag{2.8}$$

$$\overrightarrow{\mathrm{O}} = \begin{bmatrix} \mathrm{O}_1 \\ \mathrm{O}_2 \\ \mathrm{O}_3 \end{bmatrix} \tag{2.9}$$

La matrice de transfert 2.8 est une matrice 3x3 induisant un critère d'orthogonalisation et un gain multiplicatif (permettant de pallier les différences de gains des amplificateurs électroniques entre la caractérisation et le dispositif) au système. Elle permet le passage du système non-orthogonal 2.7 mesuré au système orthogonal 2.6 théorique. Le vecteur d'offset 2.9 permet

de rectifier le biais observé sur chaque capteur Hall. Ainsi, un ensemble de douze paramètres de corrections a été introduit. Ces paramètres correspondent aux inconnues de notre méthode de correction. L'identification de ces paramètres passe par un processus d'optimisation défini dans la suite de la section.

### Principe de correction

Comme défini précédemment, dans une zone de champ homogène, un ensemble de mesures (jeu de mesures) avec une orientation différente du système censé retourner la même valeur de norme du vecteur 2.6. Le principe de la correction de la non-orthogonalité est par conséquent, à partir du vecteur 2.7, de définir un vecteur corrigé 2.10 comme aussi proche que possible du vecteur théorique 2.5.

$$\overrightarrow{\mathrm{B}_c} = \begin{bmatrix} \mathrm{B}_{c\mathrm{X}} \\ \mathrm{B}_{c\mathrm{Y}} \\ \mathrm{B}_{c\mathrm{Z}} \end{bmatrix} = \mathrm{P}\left(\overrightarrow{\mathrm{B}_m} - \overrightarrow{\mathrm{O}}\right) \tag{2.10}$$

Dans cette optique, la norme de la différence entre 2.5 et 2.7 doit être aussi proche que possible de zéro :

$$\Delta\mathrm{B} = \left\| \overrightarrow{\mathrm{B}} - \overrightarrow{\mathrm{B}_c} \right\| = \sqrt{(\mathrm{B}_\mathrm{X} - \mathrm{B}_{c\mathrm{X}})^2 + (\mathrm{B}_\mathrm{Y} - \mathrm{B}_{c\mathrm{Y}})^2 + (\mathrm{B}_\mathrm{Z} - \mathrm{B}_{c\mathrm{Z}})^2} \tag{2.11}$$

Comme mentionné précédemment, la technique de correction consiste à insérer le modèle décrit en 2.10 dans un algorithme d'optimisation, dans l'objectif de trouver les douze paramètres définis par 2.8 et 2.9 minimisant 2.11. Ce processus d'optimisation est effectué sur un jeu spécifique de données couvrant une multitude de positions du système de mesure de manière à ce que le système soit bien déterminé. La métrique d'optimisation correspond ainsi à la différence entre les valeurs des vecteurs d'induction magnétique mesurés et le vecteur théorique :

$$\underset{\mathrm{P},\overrightarrow{\mathrm{O}}}{arg\,min}\left\{\left\|\overrightarrow{\mathrm{B}_c}\right\| - k\right\} \tag{2.12}$$

Où $k$ correspond à left $\left\|\overrightarrow{\mathrm{B}}\right\|$ 2.6, la valeur d'induction magnétique stable attendue.

### Algorithme d'optimisation

L'algorithme d'optimisation a été implémenté à l'aide de la librairie *SciPy* du langage de programmation *Python* [Oliphant, 2007]. Il repose sur la méthode de Powell [Powell, 1964]. Ce processus permet de trouver rapidement le minimum local d'une fonction réelle. L'utilisation d'un minimum local en lieu et place d'un minimum global est adaptée à notre application car l'état d'initialisation (matrice identité pour P et vecteur nul pour $\overrightarrow{\mathrm{O}}$) est proche des valeurs

finales attendues. Le critère de tolérance de l'optimisation était égal à 0,1 et la tolérance en X était égale à $1 * 10^{-16}$. Le nombre maximum d'itérations avait été fixé à 5000 et le nombre maximal d'évaluations de la fonction à 10000.

### 2.5.3 Évaluation de la correction de la non-orthogonalité

#### Stratégie

L'algorithme d'optimisation a été appliqué sur un ensemble de données suffisamment large pour permettre le calcul du minimum. Cette optimisation a été réalisée à la fois sur des données simulées et sur des données réelles. Les paramètres de correction obtenus ont ensuite été vérifiés sur d'autres jeux de données couvrant différentes conditions expérimentales. Pour s'assurer que les données corrigées sont plus justes que les données avant correction, une *Erreur relative* (RE) a été définie avant ($\mathrm{RE}_m$) et après ($\mathrm{RE}_c$) correction (2.13 et 2.14) :

$$\mathrm{RE}_m = \frac{mean|k - \mathrm{B}_m|}{k} * 100 \tag{2.13}$$

$$\mathrm{RE}_c = \frac{mean|k - \mathrm{B}_c|}{k} * 100 \tag{2.14}$$

Ces erreurs représentent la différence entre les valeurs calculées avant ($\mathrm{B}_m$) et après ($\mathrm{B}_c$) calibration avec une valeur théorique, ou mesurée par un dispositif industriel calibré, considérée comme notre valeur de référence ($k$, comme définie en 2.12).

#### Description générale de l'évaluation

La méthode de calibration (correction de la non-orthogonalité) a été testée sur des données réelles et simulées. La figure 2.26 décrit cette évaluation.

Les *échantillons simulés / calculés pour la calibration* correspondent aux données sur lesquelles sont effectuées la calibration. Elles consistent en des acquisitions (ou simulations d'acquisitions) avec des mouvements aléatoires appliqués au capteur dans des champs magnétiques homogènes de 0 T, 1,5 T et 3 T. La calibration effectuée sur ces données consiste en une optimisation de la matrice P et du vecteur O.

La *vérification sur mouvements entrée et sortie de champ* consiste en deux expériences simples réalisées à 1,5 T ainsi qu'à 3 T. L'acquisition (ou la simulation) commence en dehors de l'IRM. Le dispositif est ensuite placé à l'intérieur du champ homogène puis placé à nouveau à l'extérieur du tunnel. Cette expérience permet de vérifier que les valeurs en début et fin d'acquisition (correspondant à une mesure éloignée de l'IRM) sont bien proche de 0 T ainsi que les valeurs maximales (correspondant à une position à l'intérieur du tunnel) soient bien proches des valeurs attendues (respectivement 1,5 T et 3 T).

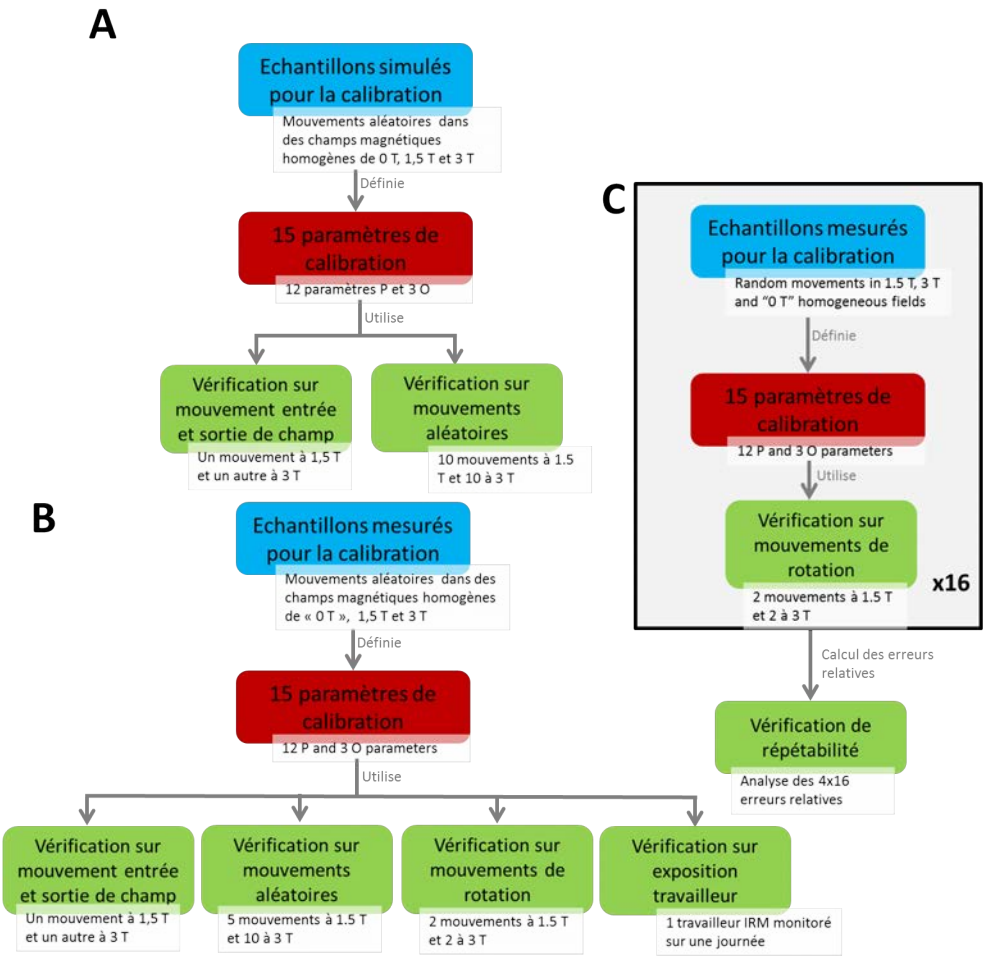


FIGURE 2.26 – Plan général de l'évaluation de la méthode de correction sur données simulées (A), réelles (B) et pour 16 autres dispositifs (C).

La *vérification sur mouvements aléatoires* consiste, pour les données simulées, en la comparaison de la $RE_m$ avec la $RE_c$ sur 10 acquisitions de mouvements aléatoires à 1,5 T et à 3 T. Concernant les données réelles, cinq acquisitions de mouvements aléatoires ont été effectuées à 1,5 T et 10 à 3 T.

L'objectif de la *vérification sur mouvements de rotation* est de pouvoir vérifier la justesse de la correction sur un mouvement déterminé. Elle consiste, pour chaque capteur, en la comparaison de la $RE_m$ avec la $RE_c$ sur quatre acquisitions correspondant à un mouvement de rotation :

— Une rotation de 360° du capteur sur lui-même, positionné à plat dans un champ magnétique homogène de 1,5 T
— Une rotation de 360° du capteur sur lui-même, positionné sur la tranche dans un champ magnétique homogène de 1,5 T
— Une rotation de 360° du capteur sur lui-même, positionné à plat dans un champ magnétique homogène de 3 T
— Une rotation de 360° du capteur sur lui-même, positionné sur la tranche dans un champ magnétique homogène de 3 T

La *vérification sur exposition travailleur* permet de tester l'ensemble du système de mesure

dans des conditions réelles. Un Manipulateur en Électro Radiographie Médicale (MERM) a été monitoré durant une journée complète de travail. Ce personnel était employé par un centre de neuroradiologie et travaillait à la fois sur des IRM 1,5 T, 3 T ainsi que sur d'autres modalités d'imagerie médicale. Un dispositif préalablement calibré a été placé au niveau de la poche thoracique de la blouse du travailleur. Les $RE_m$ et $RE_c$ ont été comparées. Les inductions magnétiques maximales avant et après correction ont également été comparées à la valeur limite du décret [RF, 2016].

La *vérification de répétabilité* permet de tester la méthode sur d'autres dispositifs basés sur le même schéma électronique. Seize dispositifs ont ainsi été produits. La même caractérisation de la non-linéarité, définie en 2.4.2, a été appliquée sur chaque capteur. Le protocole de correction de la non-orthogonalité a été appliqué indépendamment sur chacun (trois acquisitions de mouvements aléatoires à 0 T, 1,5 T et 3 T par capteur). Un jeu de paramètres de calibration (matrice P et vecteur O) a ainsi été généré par capteur. La *vérification de reproductibilité* consiste, pour chaque capteur, en une *vérification sur mouvements de rotation*.

**Procédé de génération des données simulées**

L'hypothèse à vérifier est la non-orthogonalité du système trois axes de mesure. Un vecteur de champ magnétique théorique a tout d'abord été défini :

$$B_{in} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ k \end{bmatrix} \tag{2.15}$$

où $k$ est définie comme une constante correspondant à la densité de flux magnétique dans une zone de champ homogène. Le vecteur a été défini en z uniquement pour le faire correspondre avec le système spatial de l'IRM. Un système de mesure trois axes orthonormés a ensuite été défini via des vecteurs unitaires : $\overrightarrow{X}$, $\overrightarrow{Y}$ et $\overrightarrow{Z}$. La figure 2.27 illustre les orientations spatiales de ces trois rotations en fonction du capteur Hall.

De manière à se rendre compte des erreurs possibles concernant le positionnement des capteurs à effet Hall, nous avons réalisé une expérimentation simple. Un capteur a été positionné selon les trois positions définies dans la figure 2.27. Puis, pour chacune de ces trois positions, nous avons observé le capteur sans défaut, puis avec des erreurs d'angle allant jusqu'à 40° (figure 2.28).

Une erreur d'angle de 20° a ainsi été jugée comme erreur maximale "acceptable", c'est-à-dire l'erreur à partir de laquelle la personne assemblant les capteurs observera l'erreur et les repositionnera. Ainsi, dans l'objectif de simuler les erreurs de montage des capteurs à effet Hall, trois rotations 3D ont été appliquées au système précédemment défini. Les angles de ces rotations ont été arbitrairement choisis entre 0 et 0,35 rad (20°) et correspondent aux angles suivants :

— 0,35 rad en X, 0,18 rad en Y et -0.26 rad en Z pour le capteur mesurant la dimension X.
— 0,09 rad en X, 0,02 rad en Y et -0.14 rad en Z pour le capteur mesurant la dimension Y.

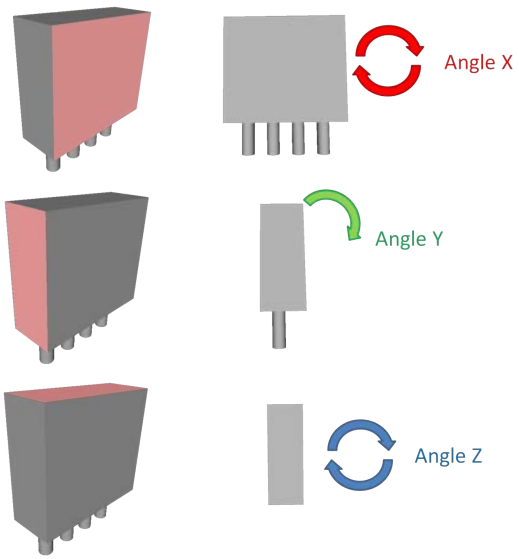


FIGURE 2.27 – Illustration, à partir d'une CAO du capteur à effet Hall, des rotations appliquées à ce capteur pour simuler la non-orthogonalité du capteur. Les vues droites correspondent à des projections deux-dimensions des faces colorées en rouge sur les vues de gauche.

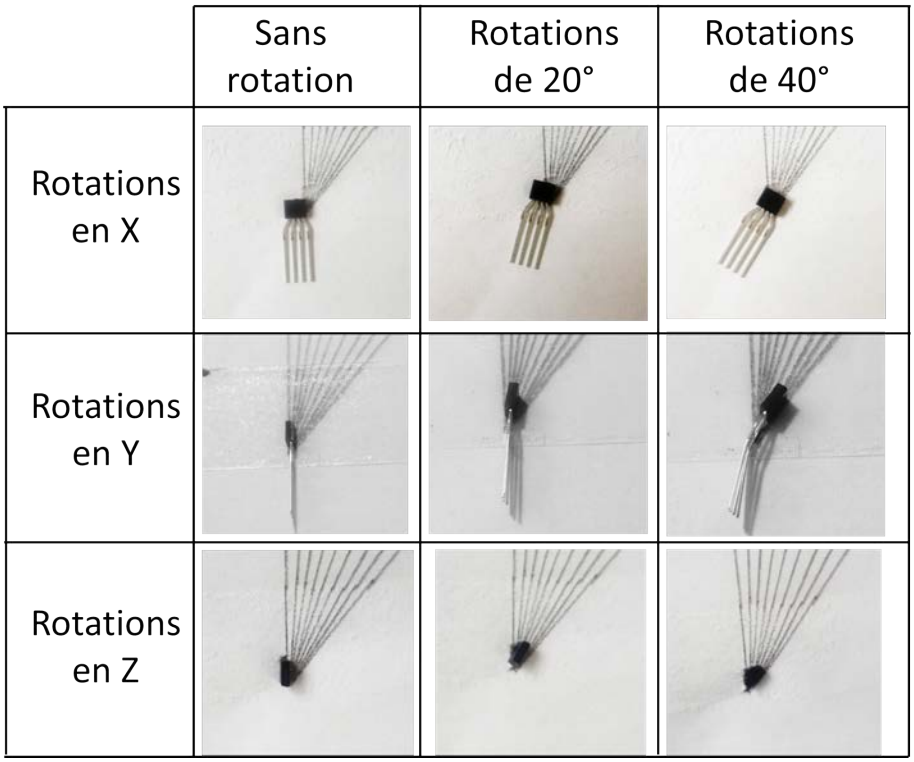


FIGURE 2.28 – Observation des erreurs de positionnement possibles sur un capteur à effet Hall.

— -0,18 rad en X, -0,12 rad en Y et 0.23 rad en Z pour le capteur mesurant la dimension Z.

Un nouveau système 3D de mesure, non orthonormé cette fois, a ainsi été défini.

L'étape suivante a été de générer un ensemble de mesures de champ magnétique pour différentes orientations du système de mesure. Pour ce faire, une succession de rotations 3D aléatoires est appliquée itérativement à l'ensemble du système. A chaque itération, une même ro-

tation 3D est ainsi appliquée à chacun des trois vecteurs de base (représentant la direction et l'intensité de mesure d'un capteur à effet HAll). Puis le vecteur défini en 2.15 est projeté sur le système. Par conséquent, le nombre de rotations aléatoires définit le nombre de mesures simulées. Pour simuler au mieux une acquisition réelle, un bruit normal (moyenne de 0,2 T et écart-type de 0,01) a ensuite été appliqué sur l'échantillon précédemment défini. L'objectif était d'obtenir un bruit significatif pour tester la performance de l'optimisation, tout en restant dans les proportions d'erreur observées dans nos premières mesures (0,4 T). La norme du vecteur de champ (2.6) a finalement été calculée pour chaque mesure simulée.

#### Autres informations

Toutes les données de simulations ainsi que le traitement des données réelles ont été effectués à l'aide de la librairie Python SciPy.

Concernant les *échantillons simulés pour la calibration*, 45 échantillons ont été générés pour k égal à 1,5 T, 45 pour k égal à 3 T et 1 pour k égal à 0 T.

Concernant les *échantillons mesurés pour la calibration*, les champs homogènes de référence 1,5 T et 3 T correspondent aux sphères de 20 cm de diamètre contenues au centre du tunnel de deux IRM : Signa HDx 3.0T (General Electrics, États-Unis) et Signa HDx 1.5T (General Electrics, États-Unis). Ces sphères sont garanties homogènes à 0,05 ppm par le fabricant. De plus, les valeurs de référence de ces deux champs ont été mesurées par un teslamètre industriel (THM 1176, Metrolab, Suisse), mesurant la norme du vecteur d'induction magnétique avec une résolution de 100 µT et une précision de 1 %. Les valeurs obtenues étaient 2,9443 T et 1,4952 T. Le volume "0 T" nécessaire au jeu de données correspond à une mesure réalisée en dehors de la zone d'influence de l'IRM, sous une induction magnétique de $6.10^{-6}$ T, mesurée par le teslamètre.

### 2.5.4 Résultats de l'évaluation de la correction

#### Évaluation de la correction par simulation

Une simulation de mouvements aléatoires du dispositif dans trois zones de champ homogène d'intensité différente a été envoyée en entrée de l'algorithme d'optimisation de Powell. Ce processus a été terminé avec succès (figure 2.29). La $RE_m$ était égale à 8,66 % et la $RE_c$ était égale à 0,28 %.

Les erreurs d'angles caractérisant la non-orthogonalité du système de mesure simulé ont pu être extraites de la matrice P 2.8 obtenue en sortie de l'optimisation (figure 2.30). Ces erreurs calculées sont égales à 20,69° entre l'axe X et l'axe Z (β), à -11,65° entre l'axe X et l'axe Y (γ) et à 7,66° entre l'axe Y et l'axe Z (α). Ces erreurs d'angles ont moins de 0,2° de différence avec les erreurs d'angles appliquées au modèle dans la simulation.

La vérification sur mouvement d'entrée et de sortie de champ à 3 T et 1,5 T a été corrigée à l'aide des paramètres issus de l'optimisation de Powell précédemment effectuée (figure 2.31).

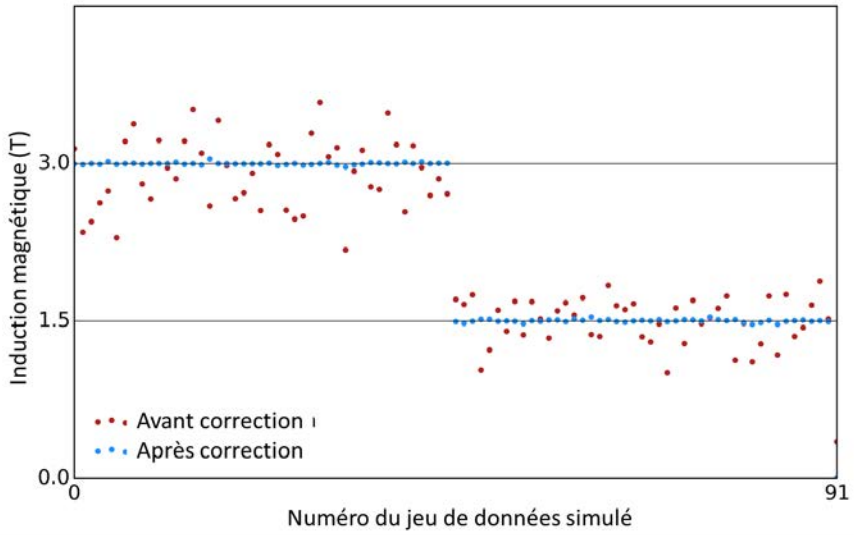


FIGURE 2.29 – Résultat du processus d'optimisation sur données simulées. Les points en rouges correspondent aux données simulées envoyées en entrée de l'optimisation de Powell. Les points bleus correspondent aux données obtenues en sortie de cette optimisation.

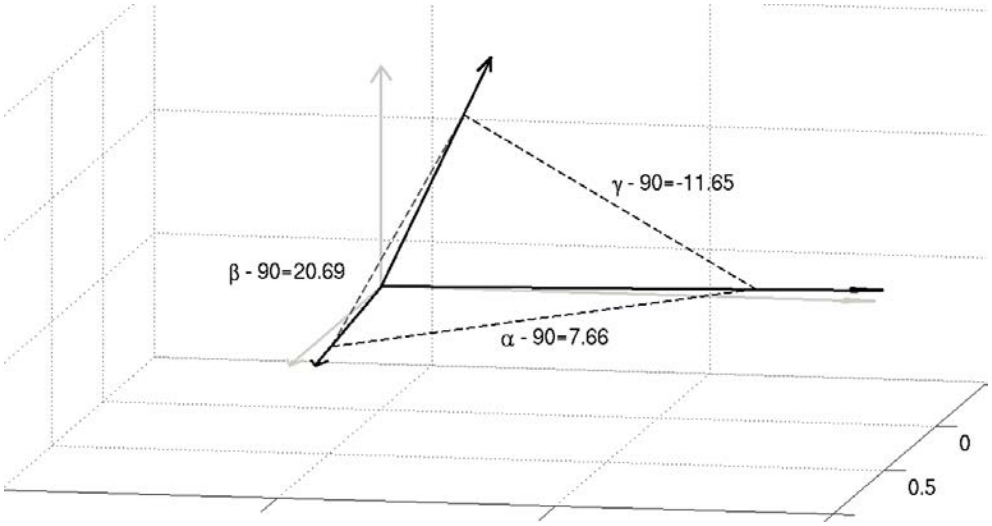


FIGURE 2.30 – Erreurs d'angles obtenues en simulation. Les vecteurs gris correspondent au système orthogonal initial. Les vecteurs noirs correspondent au système tronqué (système non-orthogonal). Les erreurs d'angles sont exprimées en différences par rapport à un angle de 90°.

Pour la simulation réalisée à 3 T (figure 2.31 gauche), la $RE_m$ était égale à 12,21 % et la $RE_c$ était égale à 0,41 %. Pour la simulation à 1,5 T (figure 2.31 droite), la $RE_m$ était égale à 12,58 % et la $RE_c$ était égale à 0,38 %.

Le test de reproductibilité (figure 2.32) présente les erreurs relatives avant et après correction pour dix simulations d'acquisitions avec mouvements aléatoires à 3 T et 1,5 T. Ces vingts acquisitions ont toutes été corrigées à l'aide des paramètres issus de l'optimisation de Powell précédemment effectuée. Les RE sont passées, pour la simulation à 3 T, de 9,48 % (± 2,22) avant correction à 0,31 % (± 0,06) après correction. Celles des simulations à 1,5 T sont passées de 13,69 % ($_pm$ 2,47) à 0,56 % (± 0,16).

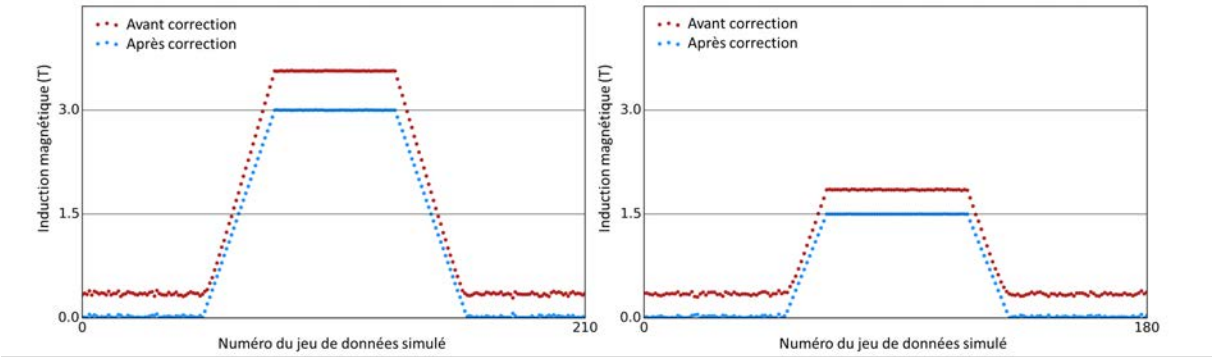


FIGURE 2.31 – Vérification de la sortie de l'optimisation de Powell sur simulation d'induction magnétique croissante puis décroissante à 3 T (à gauche) et à 1,5 T (à droite). Les points rouges et bleus correspondent respectivement aux mesures avant et après correction.

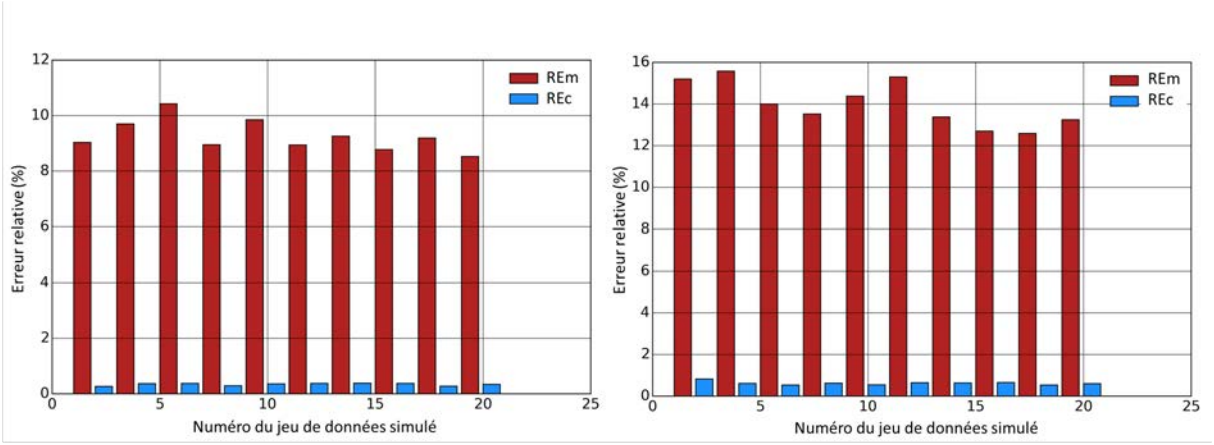


FIGURE 2.32 – Erreur relative (RE) calculée pour des mesures simulées à 3 T (à gauche) et à 1,5 T (à droite). $RE_m$ (en rouge) et $RE_c$ (en bleu) correspondent aux RE respectivement avant et après application de la correction.

### Évaluation de la correction sur données réelles

Des mesures acquises par mouvements aléatoires du dispositif dans un champ homogène de 3 T, de 1,5 T et sans champ magnétique ont été placées en entrée de l'algorithme d'optimisation de Powell (figure 2.33). Ce processus d'optimisation a été terminé avec succès. La $RE_m$ était égale à 13,89 % et la $RE_c$ à 0,32 %. L'erreur maximale due à la non-orthogonalité (différence entre la valeur maximale et la valeur minimale mesurée) à 3 T est passée de 0,46 T à 0,11 T.

Les vérifications sur mouvement d'entrée et de sortie de champ à 3 T et 1,5 T ont été corrigées à l'aide des paramètres d'optimisation obtenus sur les données de mouvements aléatoires. La valeur mesurée à l'intérieur du tunnel (induction magnétique maximale) est passée de 3,54 T (± 0) à 2,95 T (± 0) pour l'IRM 3 T. Cette même valeur est passée de 1,77 T (± 0) à 1,5 T (± 0) pour l'IRM 1,5 T. Les différences avec les valeurs de références (mesurées par le teslamètre) sont ainsi passées de 0,62 T à 0,01 T pour l'IRM 3 T et de 0,28 T à 0,01 T pour l'IRM 1,5 T. Les valeurs de début et de fin d'acquisition (correspondant à une mesure "hors champ", éloignée du tunnel de l'IRM) était égale, avant correction, à 0,14 T (± 0) pour l'IRM 3 T et à 0,14 T (± 0,02) pour l'IRM 1,5 T. Ces deux valeurs ont été réduites à 0,03 T (± 0) pour l'IRM 3 T et à 0,02 T (± 0,06) pour l'IRM 1,5 T.

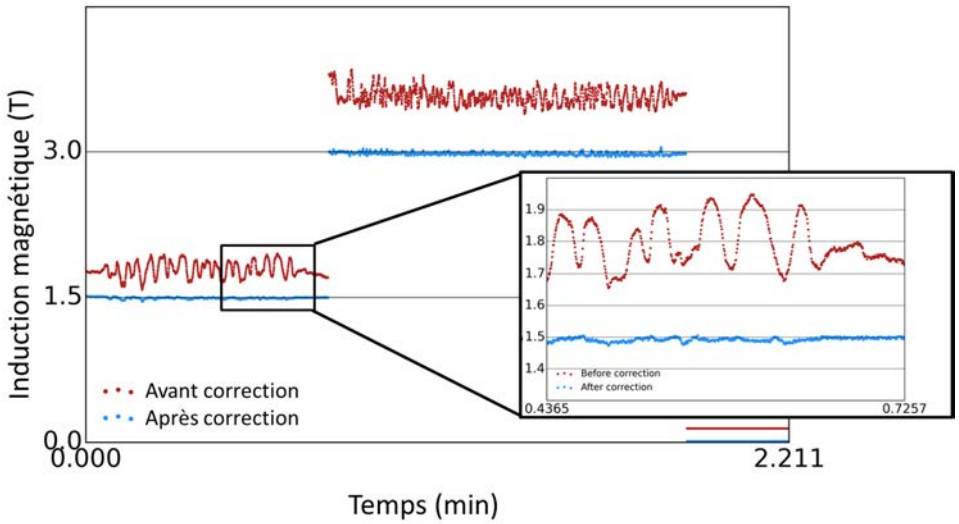


FIGURE 2.33 – Résultats du processus d'optimisation de Powell sur données réelles. Les points en gris correspondent aux mesures passées en entrée de l'optimisation et les points noirs sont les données obtenues en sortie (après correction).

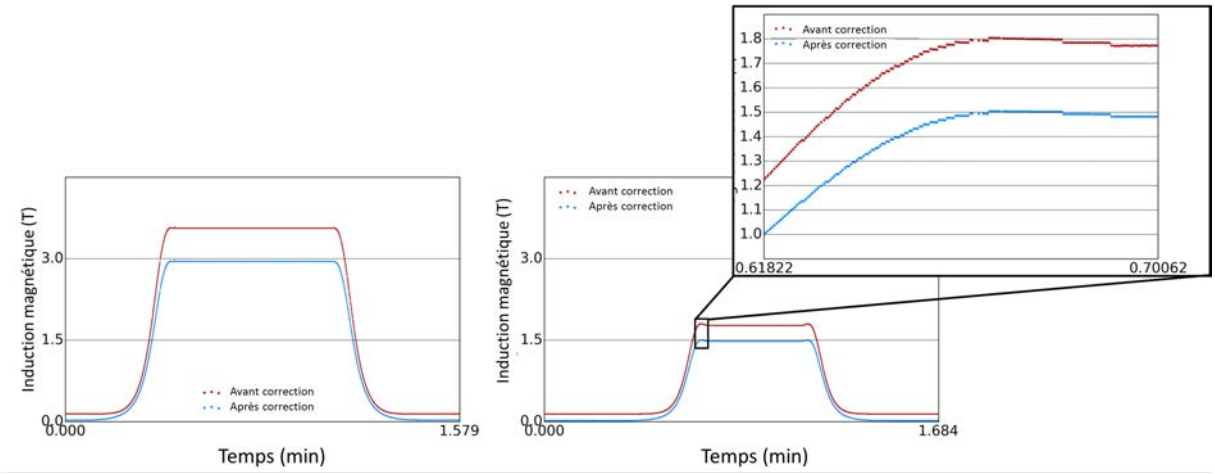


FIGURE 2.34 – Vérification des paramètres de calibration obtenus en sortie de l'optimisation de Powell sur mouvement linéaire (entrée et sortie) de la table de l'IRM à 3 T (gauche) et 1,5 T (droite). Les points en gris représentent les mesures avant correction et ceux en noir après correction.

La vérification sur mouvements aléatoires (figure 2.35) présente le calcul des RE avant et après correction (effectuée à l'aide des paramètres définis précédemment) sur treize acquisitions avec mouvements en zone de champ homogène à 3 T et 5 à 1,5 T. Les RE moyennes sont passées, respectivement avant et après correction, de 19,2 % (± 3,57) à 1,55 % (± 1,12) à 3 T et de 18,2 % (± 5,04) à 1,00 % (± 1,42) à 1,5 T.

Les quatre mesures réalisées avec un mouvement de rotation ont été corrigées à l'aide des paramètres obtenus en sortie de l'algorithme d'optimisation de Powell (figure 2.36). Les erreurs relatives obtenues pour chaque mouvement sont les suivantes :

— 360°, à plat, 1,5 T : $RE_m$ = 8,31 % et $RE_c$ = 0,35 %
— 360°, sur la tranche, 1,5 T : $RE_m$ = 8,14 % et $RE_c$ = 1,06 %

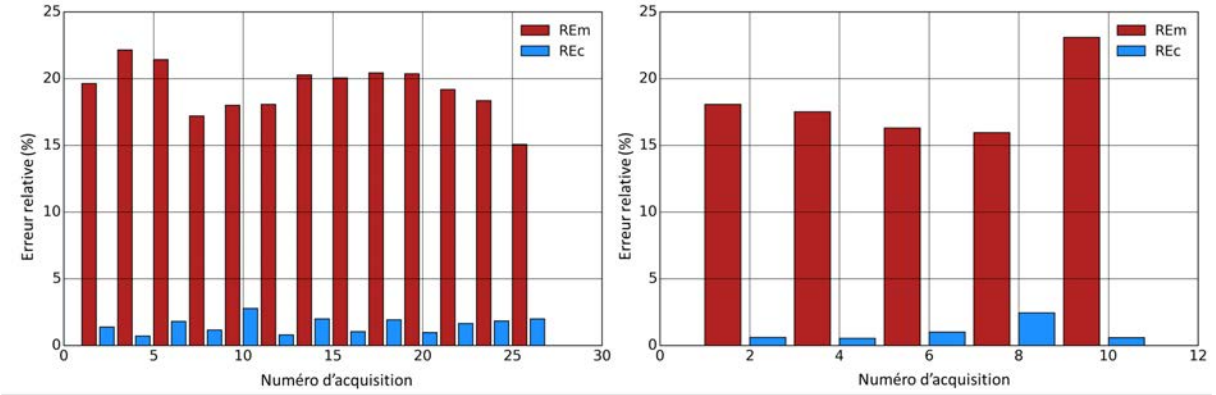


FIGURE 2.35 – Mesure de reproductibilité pour vérifier les paramètres de calibration obtenus en sortie de l'optimisation de Powell. Les erreurs relatives (RE) ont été calculées pour treize acquisitions à 3 T (à gauche) et cinq acquisitions à A,5 T (à droite). $RE_m$ (en noir) et $RE_c$ (en gris) correspondent respectivement aux RE avant et près application de la correction.

— 360°, à plat, 3 T : $RE_m$ = 20,73 % et $RE_c$ = 1,09 %

— 360°, sur la tranche, 3 T : $RE_m$ = 20,95 % et $RE_c$ = 1,60 %

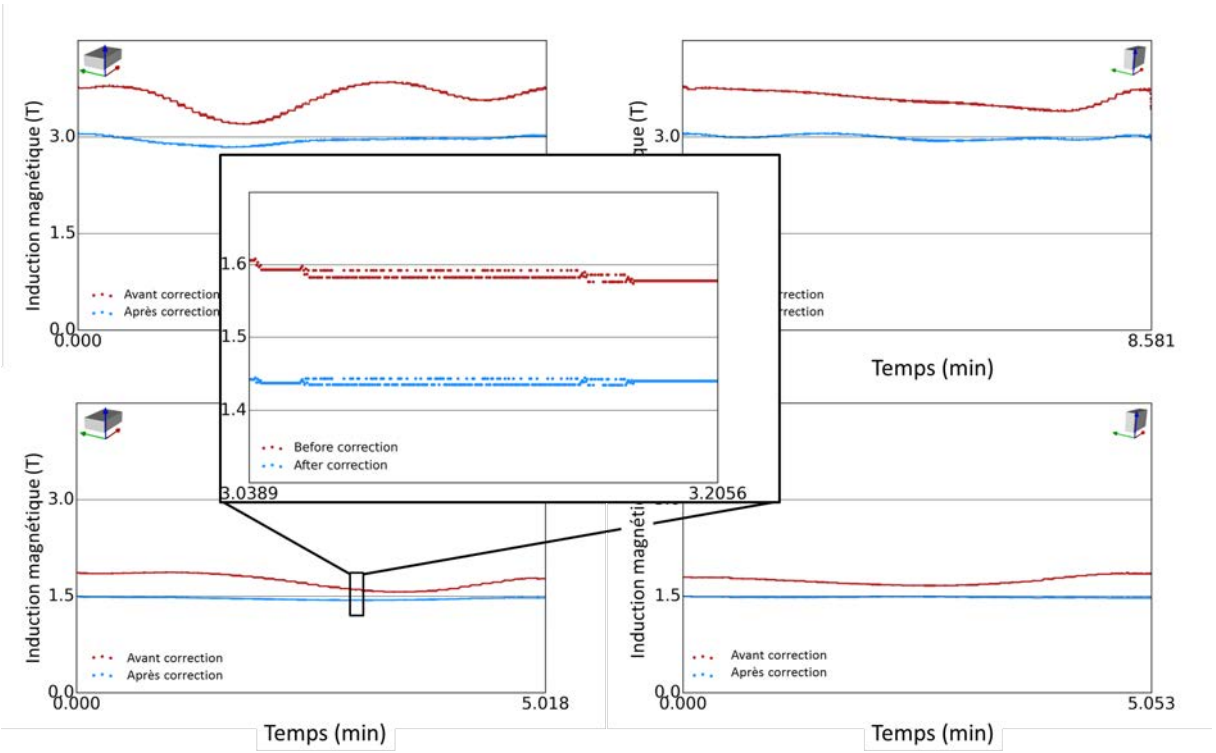


FIGURE 2.36 – Vérification des paramètres de calibration obtenus en sortie de l'optimisation de Powell pour quatre acquisitions obtenues pour un mouvement de rotation de 360° en champ homogène à 3 T (en haut) et 1,5 T(en bas), avec le capteur positionné à plat (à gauche) et sur la tranche (à droite)

.

Un MERM du service de neuro-imagerie de l'hôpital central de Nancy a été monitoré durant une journée complète de travail (figure 2.37). La durée totale d'acquisition était d'environ 5h50. La moyenne et la valeur maximale de l'induction magnétique mesurée sont passées de 0,058 T et 1,35 T à 0,023 T et 1,041 T. La valeur seuil de la directive européenne 2013/35/UE

n'a jamais été dépassée. Aucune tendance anormale de la mesure (apparition de pics, variation d'intensité) n'a été observée après correction.

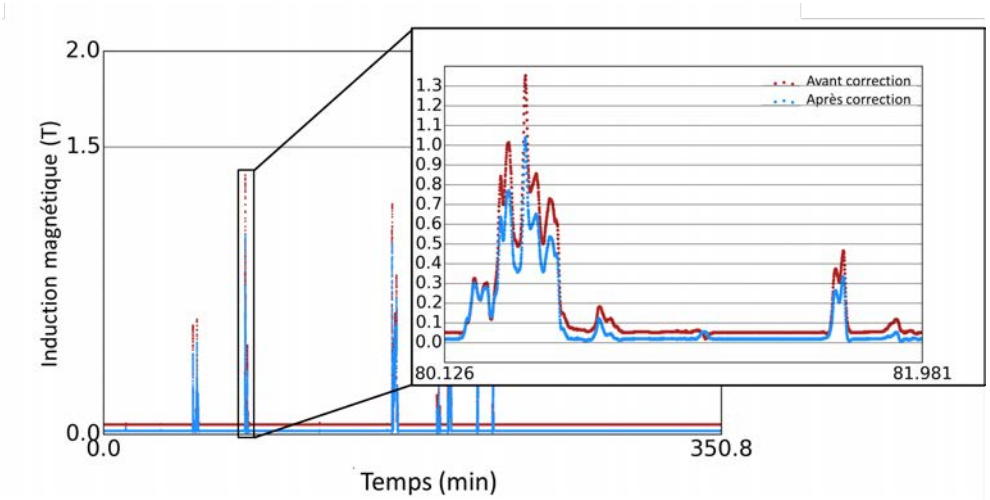


FIGURE 2.37 – Résultat de monitorage du champ magnétique statique obtenu sur un travail IRM pendant 350 minutes de travail en conditions normales à proximité d'une IRM 3 T et d'une IRM 1,5 T. Les points rouges et bleus correspondent respectivement aux mesures avant et après correction.

Une vérification de la répétabilité de la méthode a ensuite été effectuée : la méthode de correction proposée a été implémentée et testée sur seize dispositifs basés sur le même schéma électronique. Une optimisation de Powell a été effectuée pour chacun de ces seize dispositifs sur un jeu de données non affiché ici (mouvements aléatoires à 3 T, à 1,5 T et à 0 T). Une vérification de la correction a été effectuée sur quatre acquisitions effectuées avec la plateforme rotative (deux à 3 T avec le dispositif à plat puis sur la tranche et deux à 1,5 T dans les mêmes conditions). Les paramètres de corrections préalablement obtenus ont été appliqués sur ces acquisitions et les erreurs relatives (RE) ont été calculées avant et après correction (figure 2.38). A 3 T, la valeur MCI des RE est passée, avant correction, de 19,14 % (± 5,06) pour la position à plat et de 20,83 % (± 1,72) pour la position sur la tranche à respectivement 2,66 % (± 1,34) et 2,86 % (± 1,72) pour ces deux positions après correction. A 1,5 T, cette valeur est passée, avant correction, de 9,59 % (± 2,07) pour la position à plat et de 10,36 % (± 0,78) à respectivement 1,37 % (± 0,77) et 1,43 % (± 0,85) pour les deux positions après correction. Une factorisation QR, identique à celle effectuée sur les données simulées, a été calculée sur ces seize dispositifs. Les valeurs MCI obtenues ont été égales à 0,03° (± 3,65) pour l'angle $\alpha$, à -1,41° (± 7,03) pour l'angle $\beta$ et à -1,20° (± 17,75) pour l'angle $\gamma$.

### 2.5.5 Discussion et conclusion sur la méthode de correction

Le processus d'optimisation de Powell s'est terminé avec succès à la fois sur les données réelles et simulées. Les angles d'erreurs (entre 7° et 20°), obtenus après factorisation QR de la matrice P 2.8 de correction des données simulées, sont en accord avec les angles d'erreurs introduits au modèle (jusqu'à 20°). Cette factorisation nous permet de dire que le repère obtenu après optimisation est proche du repère défini initialement. Cependant il peut paraître évident qu'une infinité de repères orthonormés peuvent être obtenus en sortie de l'optimisation. Le fait d'obtenir un repère pas exactement dans la même orientation que le repère initial ne devrait pas, en théorie, biaiser la mesure. Définir dans quelle mesure le repère obtenu après

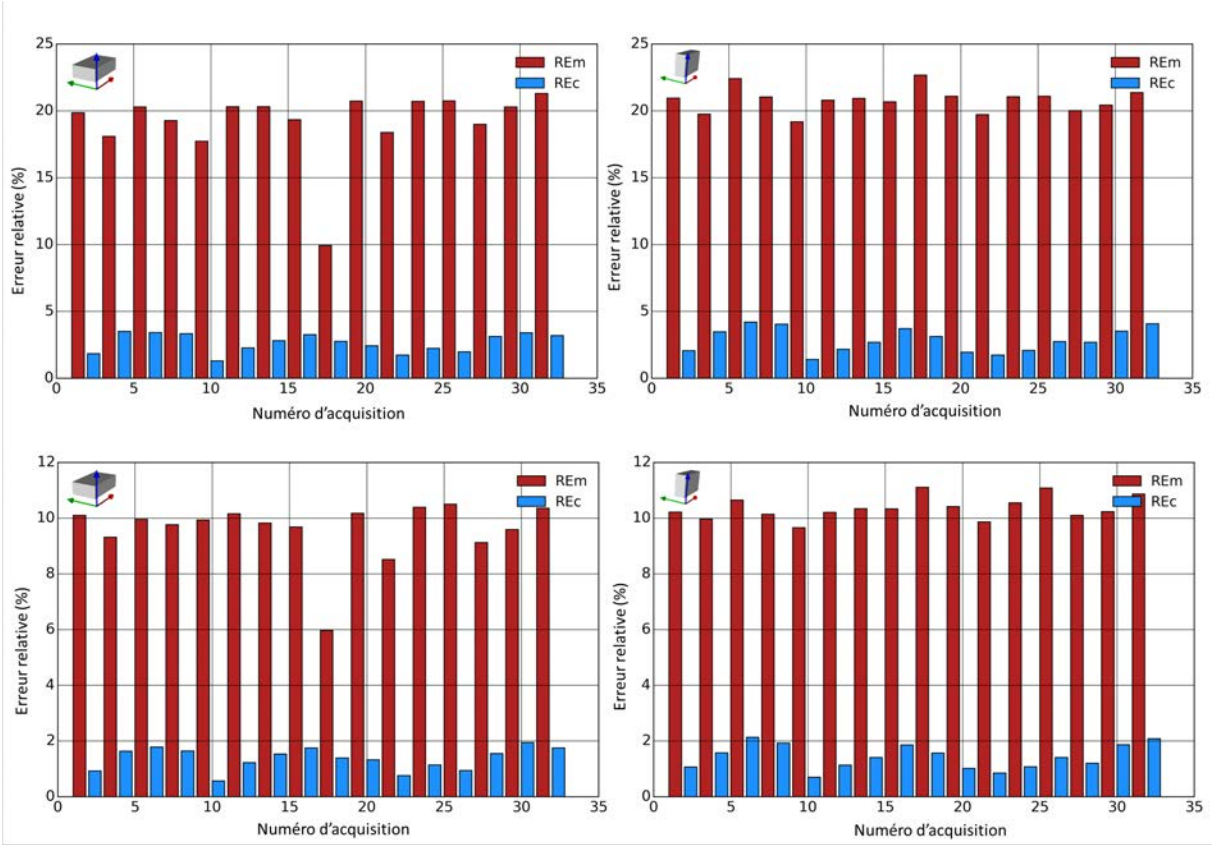


FIGURE 2.38 – Validation de la méthode de correction sur seize dispositifs pour des mesures sur plateforme rotative à plat (figures de gauche) et sur la tranche (figures de droite) à 3 T (figures du haut) et à 1,5 T (figures du bas). $RE_m$ (en noir) et $RE_c$ (en gris) correspondent respectivement aux erreurs relatives (RE) avant et près application de paramètres de corrections précédemment définis. Une optimisation de Powell différente a par conséquent dû être effectuée pour chaque dispositif.

optimisation se superpose avec le repère initial n'est donc pas nécessaire mais savoir que ces deux repères sont proches est intéressant. Cette volonté d'obtenir un repère proche a aussi joué dans le choix d'un algorithme d'optimisation cherchant un minimum local, n'allant pas chercher une solution trop éloignée du modèle d'origine. Les angles d'erreur obtenus sur données réelles, présentant des intervalles de confiance autour de 18°, semblent aussi être en accord avec les angles définis en simulation et ceux introduits expérimentalement (figure 2.28).

Concernant les données utilisées en entrée de l'optimisation, les différences entre valeurs mesurées et valeurs de références ont été réduites de plus de 0,5 T pour les expériences menées à 3 T et de plus de 0,2 T pour les expériences menées à 1,5 T. Ces réductions ont été obtenues à la fois en simulation et sur données réelles et démontrent une meilleure justesse de la mesure après correction. Les intervalles de confiance calculés sur les données de vérification, en champ variable comme en champ homogène et en simulation comme sur données réelles, ont été réduits d'au moins ± 0,5 T. Ceci démontre une meilleure stabilité de la mesure après correction. Les tests de reproductibilité menés en simulation comme sur données réelles ont montré une diminution de l'erreur relative (RE) allant jusqu'à -20 % après application de la correction. Ces résultats concordaient entre les expériences menées à 3 T et à 1,5 T. L'erreur de mesure est donc bien diminuée après correction et cette diminution n'est pas uniquement limitée aux données utilisées en entrée de l'algorithme d'optimisation mais à toutes données mesurées par le capteur.

La vérification, effectuée sur données réelles, utilisant seize dispositifs de mesure différents basés sur le même schéma électronique, montre une diminution de la RE de 17 % à 3 T et de 8 % à 1,5 T. La méthode de correction proposée n'est pas uniquement applicable au seul dispositif testé, mais à tout autre dispositif basé sur le même schéma électronique. D'un point de vue plus pratique, l'importance ici sera d'utiliser le même capteur à effet Hall (pour chacun des trois axes de mesure) avec la même alimentation électrique. Toute modification, changement de capteur à effet Hall ou modification de l'alimentation des capteurs, nécessitera une nouvelle étape de caractérisation. La méthode de correction de la non-orthogonalité doit néanmoins pouvoir rester applicable.

## 2.6 Conclusion, discussion et perspectives

L'objectif du présent chapitre était la définition d'un "exposimètre" champ magnétique, c'est-à-dire l'obtention d'un dispositif de mesure autonome, portable et peu onéreux capable de mesurer l'induction magnétique selon les trois directions de l'espace. Après un état de l'art il s'est avéré nécessaire de définir et développer notre propre solution technique. Le développement électronique du dispositif a ainsi été défini : il repose sur trois capteurs à effet Hall disposés orthogonalement pour l'enregistrement de l'induction magnétique, ainsi que six capteurs de mouvements (accéléromètres et gyroscopes). L'ensemble de ces neuf valeurs, ainsi qu'une valeur horodatée, sont enregistrées sur une carte SD via un microcontrôleur.

La validation du capteur de mouvements s'est rapidement avérée complexe et n'a pas été envisagée dans le présent chapitre, l'importance ayant été portée sur la nécessité de s'assurer d'une mesure de l'induction magnétique aussi juste que possible. Les premières mesures réalisées avec ce capteur de champ magnétique ont identifié deux sources d'erreurs : une non-linéarité inhérente au capteur pour des inductions magnétiques supérieures à 1,25 T et une non-orthogonalité du système de mesures trois-axes défini par les trois capteurs à effet Hall, composants traversants assemblés à la main dont l'orthogonalité absolue ne peut être garantie par le montage. Ces premiers tests ont montré que l'ensemble de ces deux sources pouvant entraîner une erreur globale de mesure de 1,2 T sur une induction magnétique mesurée de 3 T, soit plus de 30 % d'erreur. Une correction s'est par conséquent avérée nécessaire pour pallier ce problème.

Une méthode complète de correction des erreurs de non-linéarité et de non-orthogonalité du dispositif de mesure d'induction magnétique a ainsi été proposée et validée dans ce chapitre. Cette méthode repose, pour la non-linéarité, sur la caractérisation du capteur effectuée au sein d'un PPMS, enceinte permettant de faire précisément varier une induction magnétique par paliers, l'induction étant homogène à l'intérieur de l'enceinte à chaque palier. Cette caractérisation a été effectuée sur deux capteurs pour vérifier sa répétabilité. Une approximation non-linéaire en a été extraite reliant la réponse d'un capteur à effet Hall à la densité de champ magnétique incidente. Le PPMS est une machine onéreuse et difficile à utiliser. La caractérisation d'un capteur au sein de cette machine nécessite par ailleurs de souder le capteur Hall sur un PCB propriétaire fourni par le fabriquant du PPMS : le capteur ne peut ainsi pas être ré-utilisé à l'issue de ce test. La caractérisation a donc été effectuée une seule fois. L'approximation résultante est, par la suite, utilisée pour chaque capteur à effet Hall du même modèle et alimenté similairement. L'erreur maximale due à la non-linéarité, pour une induction magnétique mesurée de 3 T, a ainsi été réduite depuis 0,8 T à 0,03 T.

Plusieurs méthodes pour pallier le problème de non-orthogonalité ont été envisagées. Les méthodes de correction mécaniques envisagées se sont avérées trop complexes à mettre en œuvre, entraînant un rapport coût / bénéfice trop important pour le projet. Une correction numérique a par conséquent été envisagée. Elle repose sur la détermination de 12 paramètres de correction (neuf paramètre d'une matrice d'orthogonalisation et de gain multiplicatif ainsi que trois paramètres d'un vecteur d'offset) à l'aide d'une optimisation effectuée sur un jeu de données suffisant pour obtenir la convergence. Ce jeu de données est composé de mesures réalisées par le capteur sur lequel sont effectués des mouvements aléatoires dans une zone de champ magnétique homogène. De manière à obtenir une meilleure convergence, trois mesures (à 3 T, 1,5 T et 0 T) composent le jeu de données : elles sont passées en entrée de l'algorithme d'optimisation. Une fois cette optimisation réalisée, une vérification de son résultat est effectuée : les paramètres obtenus sont utilisés pour corriger plusieurs mesures effectuées sur une induction magnétique homogène (avec des mouvements aléatoires puis déterminés appliqués au capteur) ainsi que variable. La correction a été implémentée et vérifiée sur des données simulées et réelles. Les erreurs d'angles appliquées au système de mesure trois-axes simulé ont bien été retrouvées en sortie de l'optimisation. La reproductibilité de la méthode a été testée sur seize autres dispositifs de mesure basés sur le même schéma électronique (une correction de la non-orthogonalité implémentée et vérifiée par capteur). Les erreurs d'angles obtenues sur ces seize dispositifs sont en accord avec celles définies sur les données simulées. Un travailleur a enfin été monitoré pendant une journée de travail de manière à tester la méthode en conditions réelles. L'ensemble des résultats montre une réduction de l'erreur relative du capteur entre 10 et 20 % pour aboutir à une erreur relative finale inférieure à 1 %.

L'ensemble des études menées sur la mesure de l'induction magnétique a conduit la nécessité de définir une marge de sécurité de 4 % (0,12 T à 3 T) permettant de dépasser les incertitudes résiduelles liées à la non-linéarité et la non-orthogonalité du capteur. Cette erreur peut paraître très importante au regard des erreurs obtenues dans la littérature (0,12 % pour [Richards & Lucas, 2015] et 0.01 % pour [Hotra et al., 2011]). Cependant ces études concernent des capteurs très précis destinés à la mesure d'induction magnétique faibles, jusqu'à la dizaine de mT, principalement à destination des systèmes de navigation. Les études relatives à la définition de capteurs d'induction magnétique pour le monitorage de travailleurs IRM ne traitent pas des problématiques de non-orthogonalité responsables de la majeure partie de notre marge de sécurité. Elles sont très certainement basées sur d'autres technologies de capteur, entraînant des contraintes de coût différentes que celles définies dans notre cahier des charges. L'objectif de ces travaux étant de pouvoir fournir suffisamment de dispositifs pour suivre l'ensemble des travailleurs d'une unité IRM, l'optimisation de coût était un élément primordial. Au regard de ces éléments, la marge de sécurité obtenue nous semble satisfaisante.

## Limites

La principale limite de ces travaux est le manque d'études concernant la validation du capteur de mouvements. Des réponses à cette limitation seront amenées au niveau du troisième chapitre.

Une limite importante peut être extraite de la calibration du capteur. La mesure n'est en effet garantie par la caractérisation de la non-linéarité que jusqu'à 5 T. Elle n'a par ailleurs été testée que jusqu'à 3 T. Cela peut paraître suffisant pour des IRM cliniques mais certains sec-

teurs de recherche utilisent des inductions magnétiques nettement plus élevées, supérieure à 10 T. Aucune extrapolation ne pouvant être effectuée de ces travaux pour des inductions magnétiques supérieure à 5 T, des études et développements complémentaires sont à mener pour garantir une mesure fiable de ces inductions.

Une dernière limite peut enfin être émise sur la technologie du microcontrôleur utilisé par le dispositif. L'utilisation d'une carte SD nous a contraint à utiliser la technologie Arduino induisant certains problèmes, en particulier dans la maîtrise de la fréquence d'échantillonnage. Par ailleurs, la stabilité de la mesure n'a pas été testée sur une longue période, le fonctionnement du dispositif non plus. Il conviendra ainsi d'implémenter une autre technologie de microprocesseur et de développer une solution plus industrielle pour pallier ces problèmes. Le développement de cette solution sera d'autant plus importante en cas d'utilisation du dispositif à grande échelle (plus d'une dizaine de centres monitorés), sur une très longue période (supérieure à une année) ou en cas de commercialisation du dispositif.

## Validation du travail

Le dispositif de mesure défini dans ce chapitre ainsi que la méthodologie complète de calibration (caractérisation de la non-linéarité et correction de la non-orthogonalité) ont été soumis à une revue à comité de lecture (*Bioelectromagnetics*). L'éditeur a répondu favorablement pour une re-soumission du manuscrit avec corrections majeures le 9 janvier 2017. L'article corrigé a été retourné le 30 janvier 2017. Il est actuellement en cours de révision.

## Perspectives

Un dispositif fonctionnel et validé a ainsi été défini dans ce chapitre. La mise en application de ce dispositif sera évoquée dans les chapitre suivants. Le chapitre 3 étudiera une mesure d'induction magnétique réalisée sur une partie du corps peut être extrapolée sur une autre partie à l'aide des données issues des différents capteurs du dispositif. Le chapitre 4 s'intéressera à la mise en application pratique des dispositifs développés et calibrés par l'installation d'un monitorage de l'induction magnétique sur plusieurs travailleurs et plusieurs centres IRM.

Parallèlement, les fonds obtenus pour la réalisation de ces travaux s'inscrivent dans un cofinancement de la Région Lorraine et de l'Union-Européenne avec pour objectif la re-dynamisation de la Région Lorraine par des liens entre secteurs académiques et industriels. Un budget alloué à l'industrialisation du dispositif défini dans ce chapitre a donc été prévu. Les travaux présentés dans ce rapport se sont donc déroulés en parallèle de cette industrialisation, effectuée en collaboration avec des sous-traitants permettant la réalisation électronique et mécanique du dispositif. Le déroulement et les résultats de ce processus d'industrialisation sont détaillés dans le chapitre 5, discussion générale de ce rapport.

# Chapitre 3

# Ajuster la mesure d'induction magnétique

« *Science, like art, is not a copy of nature but a re-creation of her.* »

Jacob Bronowski

## Avant-propos

Un capteur léger et autonome, permettant de mesurer l'induction magnétique, l'accélération et la vitesse angulaire au cours du temps a été défini et implémenté dans le second chapitre. Une méthodologie complète permettant de corriger et valider la mesure d'induction magnétique a également été apportée. Cependant, dans le premier chapitre, nous avons vu que l'induction magnétique autour d'une IRM variait spatialement. Ce gradient spatial d'induction magnétique peut s'avérer particulièrement important dans de nombreux IRM du fait de la présence d'un blindage actif. Par conséquent, une mesure réalisée en un point sur le corps d'un travailleur ne garantit en aucun cas une valeur identique en un autre endroit du corps. Autrement dit, lors de la mesure de l'exposition des travailleurs au champ magnétique la valeur d'induction magnétique n'est pas homogène sur tout le corps.

Le présent chapitre s'intéresse aux méthodes permettant d'ajuster la mesure d'induction magnétique pour estimer la valeur en un autre point de l'espace ou permettant de mesurer directement l'induction magnétique en différents points du corps du travailleur. Pour limiter l'espace de recherche, ce chapitre se concentre principalement sur les différences d'exposition entre la tête et le torse d'un travailleur. Après avoir mieux défini la problématique, des travaux exploratoires sur la différence tête / torse sont présentés. Enfin, une méthode permettant d'extrapoler l'exposition de la tête à partir d'une mesure effectuée sur le torse, exploitant les données de vitesse angulaire du capteur, est présentée, implémentée et testée.

## Sommaire

**3.1 Problématique** . . . . . **113**
**3.2 Explorations** . . . . . **114**
**3.3 Extrapolation tête / torse : méthodes, travaux menés et perspectives** . . . . . **124**

**3.4 Conclusion, discussion et perspectives . . . . . 142**

## 3.1 Problématique

### 3.1.1 Régions critiques de l'espace

D'un point de vue exposition au champ magnétique statique, une région critique peut être définie comme l'endroit où le travailleur est exposé à la plus forte intensité magnétique. Au niveau de l'IRM, les données de simulation (comme celles présentées sur la figure 3.7) montrent que le point d'induction magnétique maximal est présent contre la bobine générant le champ magnétique statique. Ce point est par ailleurs plus élevé que l'induction magnétique définie au niveau de la zone de champ homogène du tunnel de la machine. En pratique, il se situe à l'intérieur de l'enceinte plastique de l'IRM. Il est ainsi peu probable qu'un travailleur IRM soit exposé à une induction magnétique supérieure à celle définie au niveau de la zone de champ homogène.

La région critique précédemment définie ne tient pas compte de la variation de champ, le dB/dt. En effet, nous avons vu que cette variation de champ était responsable des effets indésirables à court terme sur le corps humain (1.6). Au premier abord, l'hypothèse qu'une exposition en champ homogène ne créée pas de variation d'induction magnétique pourrait être émise. Or elle serait uniquement vraie pour des objets parfaitement immobiles dans le cylindre de champ homogène ou dans un mouvement de translation pure dans l'axe de ce cylindre (correspondant à l'axe Z du tunnel de l'IRM). Se trouver uniquement dans l'un de ces 2 cas est quasiment impossible en pratique. Les organes internes d'un être humain sont en effet constamment en mouvement. Le pire cas est donc une rotation dans ce champ statique : l'élément en rotation passera d'une intensité de champ maximale à une intensité de champ nulle (lorsque la surface de l'élément considéré est perpendiculaire à la direction du champ) en un temps assez court.

Une seconde région critique de l'espace peut être définie. Il s'agit de la zone présente à proximité immédiate (inférieure à 1 m) de la machine. Le blindage magnétique actif créée en effet une décroissance très rapide de l'induction magnétique avec l'éloignement par rapport au tunnel de l'IRM. En pratique cela créera un gradient spatial très fort : un gradient maximal de 3,5 T.$m^{-1}$ a été mesuré par [Capstick et al., 2008] sur une IRM 3 T. Pareillement aux effets induits par un déplacement à l'intérieur de l'enceinte de champ homogène défini ci-dessus, le déplacement d'un travailleur à proximité du tunnel, au niveau de cette zone de fort gradient spatial, entraînera une exposition importante de ce dernier.

### 3.1.2 Régions critiques du corps humain

Les régions critiques du corps humain, définies par les standards, sont la tête et le tronc. Les valeurs limites d'exposition au champ magnétique statique définies par la directive 2013/35/UE sont ainsi plus faibles pour la tête et le torse (2 T) que pour une exposition localisée des extrémités (8 T). Il semble par conséquent nécessaire d'obtenir une mesure précise de l'induction magnétique pour ces deux régions.

Une illustration simple de la différence d'exposition en fonction de la position du corps dans l'espace peut être mise en avant par l'expérience suivante. Il s'agit du suivi de l'exposition au

champ magnétique mesurée au niveau de la tête sur deux volontaires de taille différente (volontaire 1 : 147 cm et volontaire 2 : 187 cm) à proximité d'une IRM 3 T (MAGNETOM Prisma 3T, Siemens, Allemagne). L'expérience consistait en la séquence suivante : allumage du dispositif à l'extérieur de la salle IRM, déplacement du volontaire jusqu'à l'entrée du tunnel de l'IRM, déplacement du volontaire jusqu'en dehors de la salle IRM et extinction du dispositif. Les résultats de cette étude sont présentés sur la figure 3.1. Une différence d'exposition maximale de 0,48 T a été observée sur cette étude, le volontaire de plus petite taille présentant le pic d'exposition le plus élevé. Au vu de ces disparités, précisément analyser l'exposition de la tête et du torse d'un travailleur peut sembler important .

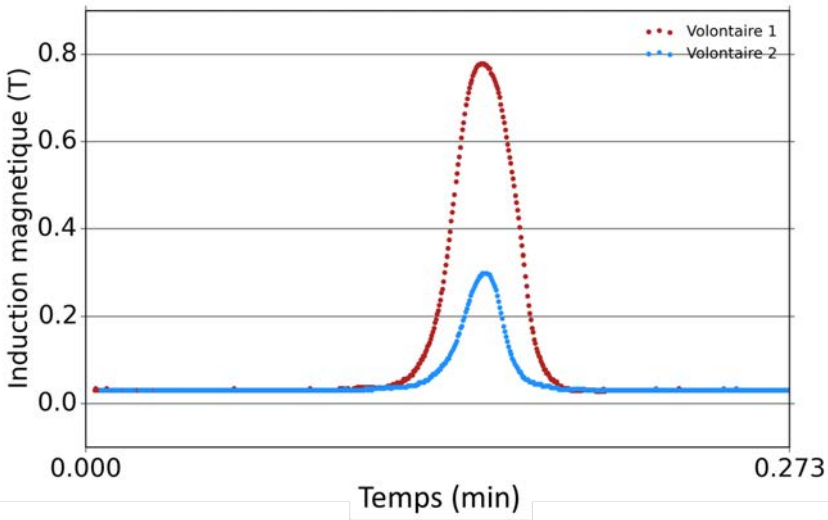


FIGURE 3.1 – Différence d'exposition au champ magnétique mesurée sur déplacement simple à proximité d'une IRM 3 T sur deux volontaires de taille différente (volontaire 1 : 147 cm et volontaire 2 : 187 cm).

### 3.1.3 Intérêt de l'extrapolation

Le problème principal du dispositif défini et implémenté dans le chapitre précédent est que la mesure est effectuée ponctuellement d'un point de vue spatial. Or nous venons d'observer que l'environnement magnétique était fortement dépendant de la position du travailleur dans l'espace. Ainsi, effectuer une mesure au niveau d'un point précis du corps ne préjuge pas de l'exposition des autres parties du corps. Lors de ce travail, la répartition de l'exposition au champ magnétique a été étudiée pour observer si des moyens d'extrapoler l'exposition d'une partie du corps à partir d'une mesure réalisée sur une autre partie de celui-ci était possible.

## 3.2 Explorations

L'une des premières préoccupations serait d'observer la dispersion de l'exposition entre la tête et la torse. En effet ces deux parties du corps humain comprennent les principaux organes essentiels à la vie et qui peuvent être affectés par le champ magnétique statique ([ICNIRP, 2009a]) ou par des variations de champs magnétique ([ICNIRP, 2014b]). Les limites définies par la directive européenne ([UE, 2013]) et sa transcription en droit français ([RF, 2016]) sont par ailleurs

différenciées entre limites pour la tête et le torse et limites des autres membres. Pour répondre aux besoins d'extrapolation des données, des premières études exploratoires ont été menées entre l'exposition de la tête et celle du torse.

### 3.2.1 Exploration à 3 T

#### Objectif

Une première exploration de la variation de l'exposition entre la tête et le torse a été menée sur six volontaires sains à l'IRM 3 T du CHRU de Nancy Brabois (Signa HDx 3.0T, General Electric, Etats-Unis). L'objectif était d'effectuer, pour une "simulation" de routine clinique, les différences observables entre exposition de la tête et exposition du torse et si un facteur de correction pouvait être facilement extrait.

#### Matériel et méthodes

Deux dispositifs de mesure précédemment développés ont été positionnés sur six volontaires sains. Le premier dispositif était placé, à l'aide d'un bandeau, sur le devant de la tête. Le second était placé au fond de la poche thoracique de la blouse portée par le volontaire. Une fois les deux dispositifs allumés et positionnés, le volontaire devait effectuer une simulation des mouvements effectués par un manipulateur lors d'une routine clinique. Cette simulation consistait en cinq répétitions des mouvements suivants :

— Positionnement au niveau de la console
— Déplacement depuis la console vers l'intérieur de la salle de l'IRM
— Branchement et débranchement d'une antenne
— Déplacement d'un fantôme au niveau de la table de l'IRM
— Sortie de la salle de l'IRM et retour au niveau de la console

Les dispositifs ne pouvant pas être allumés au même moment, un recalage des acquisitions a dû être effectué. Il s'agissait de recaler le premier point pour lequel le capteur mesurait une valeur d'induction magnétique différente de celle du bruit. Pour chacun des six volontaires, les courbes de variation d'induction magnétique étaient analysées visuellement pour constater les écarts. Puis, dans l'objectif de comparer les valeurs obtenues au niveau de la tête de celles obtenues au niveau du torse, la valeur cumulée définie par ([Acri et al., 2014]) a été calculée pour la totalité de l'acquisition. Enfin, pour observer si une tendance linéaire simple pouvait se dégager entre exposition de la tête et du torse, un coefficient de corrélation de Pearson a été calculé entre ces deux acquisitions.

#### Résultats

Un total de six acquisitions a donc été obtenu. La durée moyenne d'une acquisition était de 7,41 min avec un écart-type de 2,70 et des durées minimale et maximale respectivement égales à 4,85 min et 13,07 min. L'exposition cumulée moyenne était égale à 1,76 T.min (avec

un écart-type de 0,59). Elle correspondait à 0,73 T.min (écart-type de 0,24) au niveau du torse. Une mesure présentant la variation d'induction magnétique au niveau de la tête et du torse, au moment du branchement de l'antenne et du positionnement du fantôme, est présenté sur la figure 3.2. Concernant le positionnement du fantôme et l'extérieur de la salle IRM, les deux expositions sont équivalentes. L'exposition de la tête dépasse celle du torse d'un facteur supérieur à quatre lors du branchement de l'antenne.

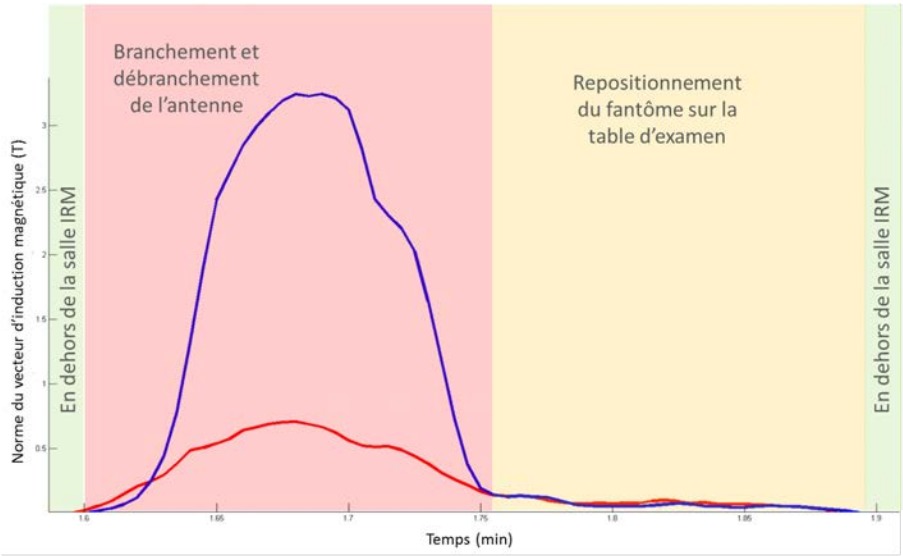


FIGURE 3.2 – Exemple de mesure de dispersion de l'induction magnétique mesurée au niveau de la tête (en bleu) et du torse (en rouge) sur un volontaire sain, pour le branchement d'une antenne (en rouge à gauche) et le positionnement d'un fantôme sur la table (en jaune à droite).

L'étude de l'adéquation entre exposition de la tête et du torse retourne un coefficient de Pearson moyen égal à 0,92 entre tous les sujets avec un écart-type de 0,03. Un exemple d'affichage de la dispersion de l'exposition de la tête par rapport à celle du torse pour une acquisition sur un volontaire est présenté sur la figure 3.3. Les zones définies dans le protocoles (en dehors de la salle IRM, branchement de l'antenne et placement d'un fantôme sur la table) ainsi que sur la figure 3.2 ont pu être retrouvées sur cette figure en fonction des niveaux d'induction magnétique.

Une seconde courbe de dispersion entre exposition de la tête et du torse a été affichée en comparaison avec la figure 3.3 sur la figure 3.4. Les zones définies dans le protocole de l'expérience n'ont cette fois pas pu être retrouvées.

Enfin, une régression linéaire a été effectuée sur l'ensemble des six courbes de dispersion tête / torse. Le $R^2$ moyen était égal à 0,72 pour un écart-type de 0,36.

**Discussion**

D'un point de vue général, durant la procédure de branchement de l'antenne IRM, la tête du volontaire est en moyenne surexposée d'un facteur supérieur à deux par rapport au torse. Ce résultat est parfaitement conforme avec la répartition du champ définie précédemment et le fonctionnement de l'IRM. En effet, sur ce type d'IRM, le branchement des antennes se fait à l'intérieur du tunnel, le volontaire doit donc se pencher dans le tunnel pour pouvoir réaliser le

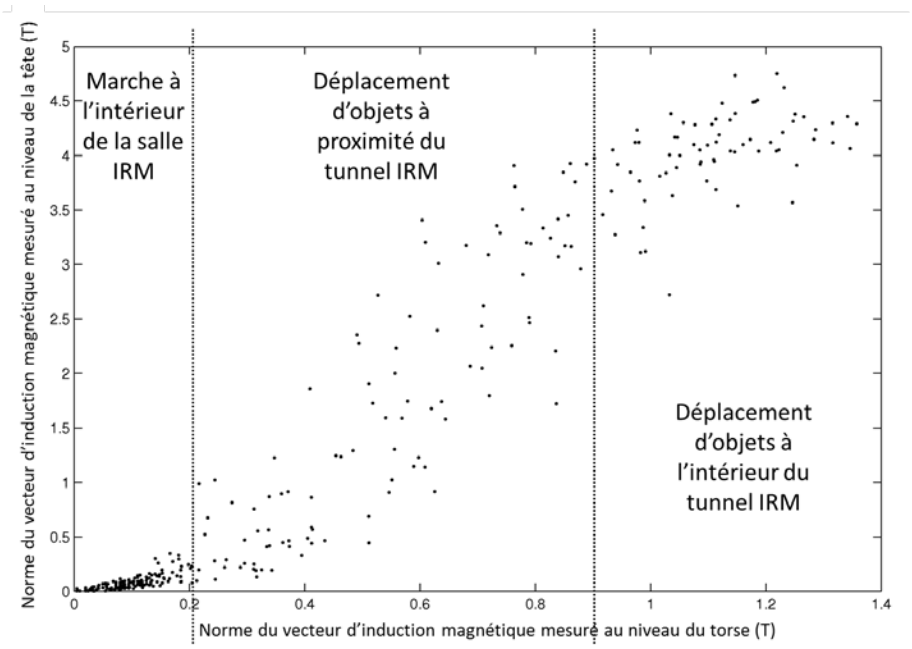


FIGURE 3.3 – Exemple d'affichage comparatif entre niveau d'exposition mesuré au niveau du torse (en abscisse) et de la tête (en ordonnée) pour un volontaire. Les zones du protocole d'expérimentation ont pu être retrouvées.

branchement, il expose ainsi naturellement plus sa tête. L'écart entre expositions de la tête et du torse lors des autres activités menées par les volontaires est beaucoup plus réduit voire inexistant. Cela cadre bien avec la rapide décroissance de l'induction magnétique avec la distance au tunnel évoquée précédemment. Parallèlement à cette conclusion, les écart-types constatés sur les valeurs cumulées d'induction magnétique de la tête (0,59) et du torse (0,24) représentent plus du tiers des valeurs moyennes correspondantes. Ceci va dans le sens d'une forte disparité de l'exposition entre les différents volontaires pour une même expérimentation.

Les résultats de l'analyse de la dispersion entre exposition de la tête et du torse sont beaucoup plus controversés. Le coefficient de Pearson moyen proche de 1 avec un écart-type faible (environ 3 % de la valeur moyenne) laisse à penser qu'il existe une corrélation, un lien statistique entre la valeur mesurée sur la tête et celle obtenue au niveau du torse. Pour certains travailleurs, comme observé sur la figure 3.3, l'analyse de la dispersion entre tête et torse est assez linéaire et un facteur correctif pourrait facilement être appliqué à l'exposition du torse pour estimer celle de la tête. Néanmoins ce résultat n'est pas reproductible (figure 3.4) entre tous les sujets. De plus, même si la valeur du $R^2$ moyen (0,72) obtenu pour la régression linéaire peut paraître correcte, l'écart-type correspondant représente plus de 50 % de cette valeur moyenne traduisant une très forte disparité dans les résultats.

### Conclusion et validation de l'exploration à 3 T

En conclusion, cette expérience nous a permis d'une part d'observer les forts écarts d'exposition entre différents sujets pour un même exercice et, d'une autre part, la dispersion qu'il existe entre exposition de la tête et exposition du torse pour six volontaires sur une simulation de routine clinique à 3 T. Cette forte dispersion ne nous a pas permise de dégager un critère simple permettant d'exprimer une exposition en fonction de l'autre. Dégager un facteur cor-

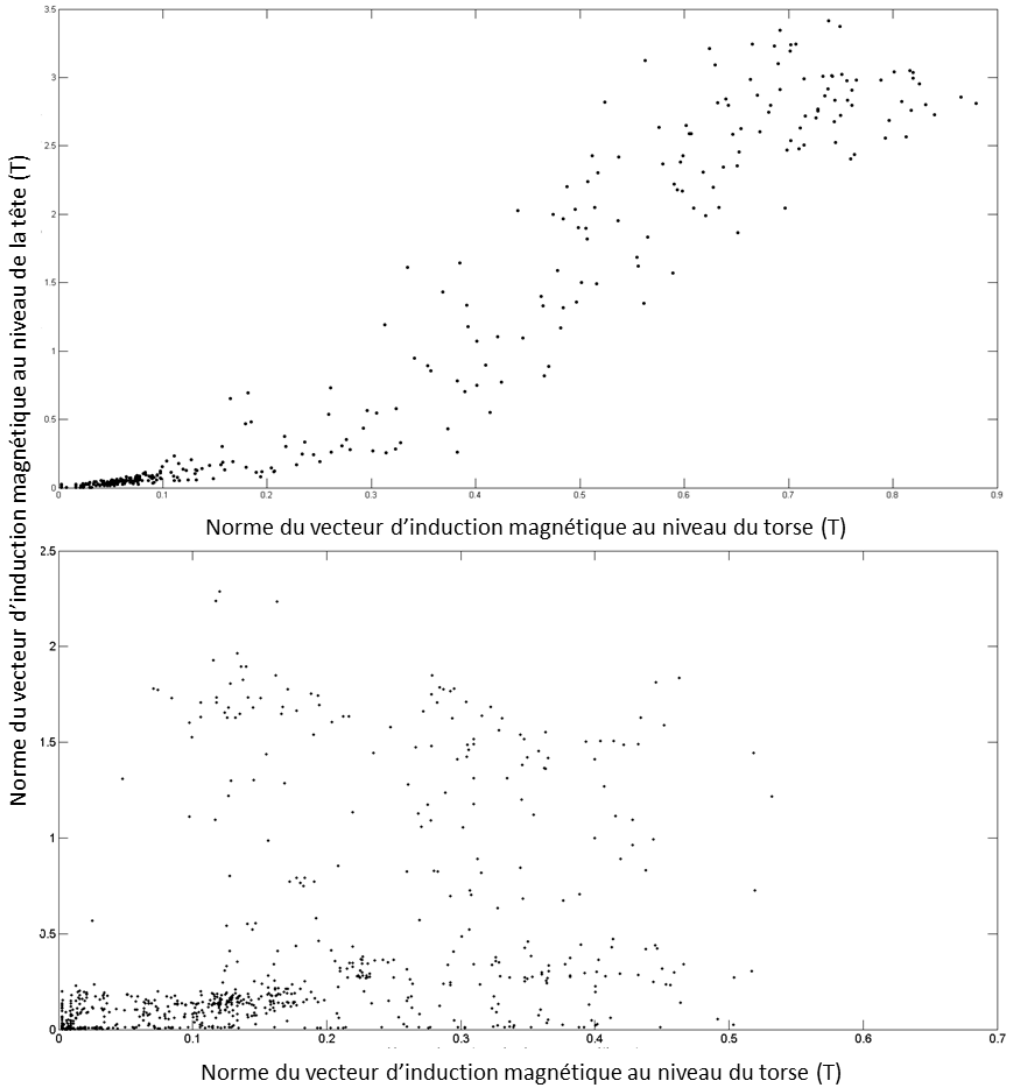


FIGURE 3.4 – Exemple d'affichage comparatif entre niveau d'exposition mesuré au niveau du torse (en abscisse) et de la tête (en ordonnée) pour deux volontaires différents.

rectif permettant, à partir de l'exposition du torse, de garantir une estimation de l'exposition de la tête supérieure ou égale à la réalité nécessiterait soit de prendre beaucoup de précautions (en appliquant un facteur multiplicatif de deux par exemple) soit d'établir d'autres modèles pour améliorer cette prédiction.

L'ensemble de cette expérience a été validée par un abstract accepté en poster traditionnel au séminaire dédié à la sécurité IRM de l'ISMRM (*International Society for Magnetic Resonance in Medicine*) [Delmas et al., 2014] ainsi qu'un abstract accepté en poster traditionnel au congrès annuel de la SFRMBM (Société Française de Résonance Magnétique Nucléaire en Biologie et en Médecine) [Delmas et al., 2015].

### 3.2.2 Explorations à 7 T

#### Objectifs

Neurospin, centre spécialisé en neuro-imagerie du CEA (Comissariat à l'Energie Atomique), s'est très tôt montré intéressé par le projet de mesure et de suivi de l'exposition des travailleurs au champ magnétique statique. Possédant un IRM 7 T clinique (Siemens Healthcare, Erlangen, Allemagne) à blindage passif, il était intéressant de pouvoir observer si, d'un point de vue général, l'exposition d'un travailleur à 7 T est supérieure à celle constatée sur des IRM cliniques (1,5 T ou 3 T) dans la littérature ou dans l'expérience précédente. Il était également intéressant d'observer si la dispersion constatée dans l'expérience précédente est reproductible.

#### Matériel et méthodes

Un manipulateur a été suivi, sur une journée complète de travail à 7 T, par deux exposimètres :

— Un dispositif était positionné, à l'aide d'un bandeau, sur le front du travailleur.

— Le second dispositif se trouvait à l'intérieur de la poche thoracique de la blouse portée par le travailleur durant toute la journée de travail.

Quatre acquisitions de l'induction magnétique ont été réalisées correspondant à quatre examens cliniques sur patient. Chaque examen durait approximativement deux heures. Pour chaque acquisition, l'analyse de l'exposition portait à la fois sur la norme du vecteur d'induction magnétique (B) et sur sa dérivée temporelle (dB/dt). Pour chacune de ces deux mesures, moyenne, écart-type et valeur cumulée ont été calculés puis comparés aux valeurs obtenues sur l'expérience précédente ainsi qu'aux valeurs observées dans la littérature.

#### Résultats

Un exemple de mesure d'exposition pour une acquisition (un examen) est présenté sur la figure 3.5. Un pic de 0,6 T est observé sur le torse. Ce pic passe à 1,3 T pour la mesure effectuée au niveau de la tête. Pour des valeurs d'induction magnétique inférieures à 2 T, l'exposition de la tête devient similaire à celle du torse.

Le tableau 3.1 présente les valeurs calculées sur l'ensemble des acquisitions effectuées. Les inductions magnétiques moyenne et maximale mesurées sont respectivement de 2,98 T / 1,71 T (tête / torse) et de 2,98 T / 2,33 T [tête torse). Les dérivée temporelle moyenne et maximale sont respectivement de 0,11 $m$T.$s^{-1}$ / 0,16 $m$T.$s^{-1}$ (tête / torse) et de 1,65 T.$s^{-1}$ / 2,14 T.$s^{-1}$ (tête torse).

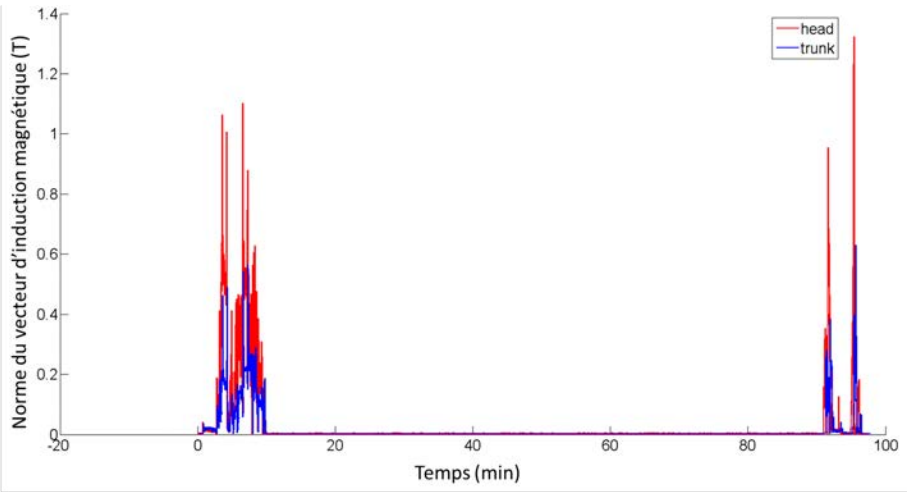


FIGURE 3.5 – Exemple d'affichage comparatif entre niveau d'exposition mesuré au niveau du torse (en bleu) et de la tête (en rouge) pour une acquisition effectuée sur un manipulateur effectuant un examen clinique sur une IRM 7 T.

TABLEAU 3.1 – Comparaison entre exposition de la tête et du torse pour un manipulateur IRM à 7 T : valeur moyenne, maximale et totale d'exposition sur quatre examens cliniques.

| | **TOTAL Tête** | **Moyenne Tête** | **Max Tête** | **TOTAL Torse** | **Moyenne Torse** | **Max Torse** |
|---|---|---|---|---|---|---|
| **B moyen (T)** | 0,34 | 0,09 | 0,13 | 0,33 | 0,08 | 0,13 |
| **Pic de B (T)** | 9,42 | 2,35 | 2,98 | 6,82 | 1,71 | 2,33 |
| **B cumulé (T.min)** | 41,86 | 10,46 | 14,35 | 40,90 | 10,22 | 14,53 |
| **dB/dt moyen** ($m$T.$s^{-1}$) | -0,44 | -0,11 | -0,19 | -0,61 | -0,15 | -0,20 |
| **Pic de dB/dt** (T.$s^{-1}$) | 6,60 | 1,65 | 1,92 | 6,41 | 1,60 | 2,14 |
| **dB/dt cumulé** (T.$s^{-1}.min$) | 12,04 | 3,01 | 4,88 | 14,10 | 3,52 | 5,87 |

**Discussion**

Comme attendu et en confirmation des conclusions établies dans l'exploration précédente à 3 T, l'exposition de la tête est globalement supérieure à celle du torse. La différence moyenne est cependant ici plus faible (1,5 pour 2 dans l'exploration précédente) et est expliquée par le plus faible gradient spatial du champ magnétique (causé par le blindage passif) ainsi que par le plus faible nombre d'acquisitions (quatre uniquement et sur un seul sujet). Un autre élément intéressant est l'inversion de cette tendance de sur-exposition concernant le dB/dt : la valeur mesurée sur le torse dépasse alors celle de la tête d'environ 10 %, en moyenne comme en pic. cette faible différence ainsi que la faible puissance statistique de l'expérience ne nous permet pas de dire que la différence est significative. Néanmoins, le rapprochement des variations de dB/dt obtenues au niveau de la tête et du torse va dans le sens que ces deux parties se déplacent globalement à la même vitesse.

En première approche, les niveaux d'exposition maximales ne sont pas différents de ceux obtenus dans l'expérience précédente ainsi que ceux observés au niveau de la littérature [Fuentes et al., 2008, Groebner et al., 2011]. Les valeurs maximales de dB/dt sont supérieures à celles obtenues par [Groebner et al., 2011] (1,4 T.$s^{-1}$) pour une IRM de la même intensité de champ mais inférieures de plus de 3 T.$s^{-1}$ à celles obtenues par [Fuentes et al., 2008] sur des

IRM 1,5 T, 2 T et 4 T. L'exposition des travailleurs au champ magnétique statique pour une IRM 7 T à blindage passif semble donc équivalente à celle d'une IRM 3 T à blindage actif. Néanmoins les variations de champs sont nettement plus lentes dans le cas du blindage passif. En terme de protection du travailleur, l'attention à porter sur la limitation de la vitesse des mouvements du corps à proximité du tunnel peut ainsi être moins contraignante. L'exposition cumulée est légèrement plus élevée à 7 T qu'à 3 T. Ceci peut être expliqué par la plus faible décroissance de l'induction magnétique amenant le travailleur à être plus souvent en présence d'une densité de flux magnétique élevée. Cependant ces résultats sont à prendre avec précaution étant donné la très forte différence de durée d'acquisition.

#### Conclusion et validation de l'exploration à 7 T

L'analyse des niveaux d'exposition comme de la dispersion entre exposition de la tête et du torse va dans le sens d'une très forte variation de l'exposition à la fois en fonction du travailleur mais aussi en fonction de l'environnement de travail, notamment par la valeur maximale de l'induction magnétique ainsi que la technologie de blindage utilisée. De ce fait, définir un facteur correctif semble réellement compliqué.

### 3.2.3 Explorations en IRM interventionnelle 1,5 T

#### Objectifs

Le centre de radiologie interventionnelle de l'Hôpital de Strasbourg utilise l'IRM pour suivre l'évolution de la température d'une tumeur interne traitée par cryo-ablation. Il est depuis longtemps intéressé par l'exposition des travailleurs face aux rayonnements électromagnétiques ionisants comme non-ionisants. En effet, les radiologues interventionnels, de par leur proximité avec des appareils émettant de fort rayonnements ionisants ou non-ionisants, sont particulièrement exposés. En collaboration avec le laboratoire ICube de l'université de Strasbourg, un partenariat a pu être mené pour étudier l'exposition au champ magnétique statique de radiologues interventionnels. Comme dans l'expérience menée à 7 T, l'objectif ici était à la fois d'observer les niveaux d'exposition, mais aussi la dispersion entre exposition de la tête et exposition du torse dans le cadre de l'IRM interventionnelle.

#### Matériel et méthodes

Quatre dispositifs ont été utilisés pour suivre l'exposition de deux radiologues interventionnels au cours de deux interventions de cryo-ablation. Chaque sujet portait deux dispositifs :

— Le premier dispositif était positionné sur la tête. Pour ne pas gêner le praticien, celui-ci était positionné sur le dessus du casque anti-bruit porté par le praticien durant toute la manipulation.

— Le second dispositif était porté dans la poche thoracique de la blouse portée par le radiologue pendant toute l'opération.

Pour chaque acquisition, l'analyse de l'exposition portait à la fois sur la norme du vecteur d'induction magnétique (B) et sur sa dérivée temporelle (dB/dt). Pour chacune de ces deux mesures, moyenne, écart-type et valeur cumulée ont été calculés puis comparés aux valeurs obtenues sur l'expérience précédente ainsi qu'aux valeurs observées dans la littérature.

### Résultats

L'exposition d'un radiologue pendant une intervention IRM est présentée sur la figure 3.6. L'exposition de la tête est 30 % plus élevée que celle du torse pour des inductions magnétiques supérieures à 0,5 T. Lorsque l'induction magnétique est inférieure à 0,5 <T, l'exposition du torse dépasse celle de la tête d'un facteur 3.

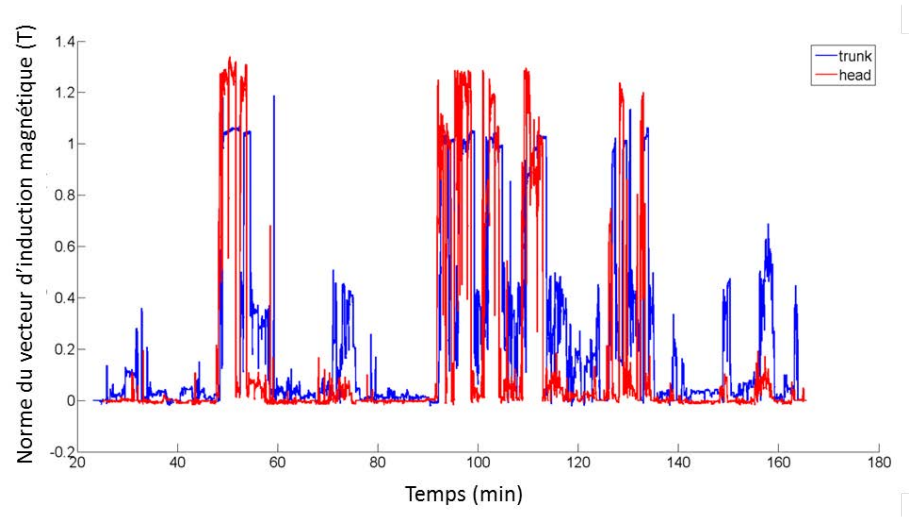


FIGURE 3.6 – Exemple d'affichage comparatif entre niveau d'exposition mesuré au niveau du torse (en bleu) et de la tête (en rouge) pour une acquisition effectuée sur un radiologue interventionel pendant une opération guidée par l'image sur une IRM 1,5 T.

Le tableau 3.2 présente les valeurs calculées au niveau des deux praticiens. Pour les deux radiologues, les expositions moyennes et cumulées sont plus de 50 % plus élevées au niveau de la tête par rapport au torse. Concernant l'exposition maximale, la valeur au niveau de la tête dépasse celle du torse de 5 à 10 %. Concernant la variation de l'induction magnétique (dB/dt), la variation moyenne de la tête est supérieure à celle du torse d'un facteur 10. La variation maximale constatée au niveau de la tête sur le premier radiologue est deux fois supérieure à celle de torse. Pour ce même sujet, la valeur cumulée de la variation d'exposition au niveau de la tête est plus de 20 fois supérieure à celle du torse. Concernant le second radiologue, la variation d'exposition maximale au niveau de la tête est 10% supérieure à celle du torse. La valeur cumulée au niveau de la tête est cette fois plus de 10 fois inférieur à celle du torse.

### Discussion

Le principal constat de cette expérience est la sur-exposition du torse par rapport à la tête pour des inductions inférieures à 0,5 T. Cette tendance avait déjà été observée dans les deux expériences précédentes. Cependant, dans le cadre de l'IRM interventionnelle, le radiologue

TABLEAU 3.2 – Comparaison entre exposition de la tête et du torse pour deux radiologues interventionnels à 1,5 T : valeur moyenne, maximale et totale d'exposition sur deux opérations guidées par IRM. Les valeurs égales à 0 signifient que la valeur calculée est trop faible pour être significative.

| | **Radiologue 1 Tête** | **Radiologue 1 Torse** | **Radiologue 2 Tête** | **Radiologue 2 Torse** |
|---|---|---|---|---|
| **B moyen** (T) | 0,13 | 0,20 | 0,21 | 0,10 |
| **Pic de B** (T) | 1,34 | 1,19 | 1,47 | 1,44 |
| **B cumulé** (T.$min$) | 22,65 | 36,47 | 38,18 | 17,23 |
| **dB/dt moyen** (µT.$s^{-1}$) | -9,95 | -70,78 | -7,59 | -79,58 |
| **Pic de dB/dt** (T.$s^{-1}$) | 2,15 | 0,925 | 1,71 | 1,50 |
| **dB/dt cumulé** (T.$s^{-1}.min$) | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,00 |

passe beaucoup de temps dans des densités de flux moyennes (inférieures à 1 T) correspondant à une distance entre 50 cm et 1 m du tunnel. La sur-exposition du torse dans ce cas est ainsi nettement plus visible que lors de l'utilisation "classique" d'une IRM. Concernant les inductions supérieures à 0,5 T, la sur-exposition de la tête est moins exacerbée que la sur-exposition constatée à 3 T et à 7 T. Cette tendance est très certainement corrélée avec l'utilisation d'une densité de champ magnétique moins élevée (1,5 T) dans cette expérience. L'utilisation d'un facteur correctif unique permettant d'extrapoler l'exposition de la tête à partir d'une mesure effectuée sur le torse semble clairement compromis dans ce cas.

Concernant l'exposition générale à l'induction magnétique, les valeurs pics sont, comme attendu, deux fois moins élevées que celles constatées à 3 T et à 7 T. Les expositions moyennes et cumulées sont équivalentes voire supérieures. Concernant la variation de l'exposition, une très nette sur-exposition moyenne du torse est constatée. Par contre, en valeur pic la tête est plus exposée.

#### Conclusion et validation de l'exploration en IRM interventionnelle

La discussion a permis d'observer que l'IRM interventionnelle est un cas nettement différent de l'IRM clinique (à 3 T comme à 7 T) en terme d'exposition du travailleur. La moyenne et la valeur cumulée (pour B et dB/dt) ne semblent pas être d'excellentes métriques pour analyser l'exposition des travailleurs de par leur variabilité en fonction de l'activité effectuée autour de l'IRM. L'utilisation de métriques adaptées pour évaluer l'exposition sera le sujet du prochain chapitre de ce document. La variabilité de cette activité ne permet pas non plus de définir un facteur correctif permettant d'extrapoler l'exposition de la tête.

Cette expérience a donné lieu à la publication d'un abstract accepté en poster numérique au congrès annuel de la SFPM (Société Française des Physiciens Médicaux) de 2016 [Delmas et al., 2016].

### 3.2.4 Conclusion générale sur les trois explorations

En conclusion, les trois explorations présentées dans cette section nous ont permis de dégager deux éléments importants :

— Il existe une forte variabilité de l'exposition au champ magnétique entre les personnes, les machines, les activités et les organes. Aucun facteur de correction "générique" ne semble réellement adéquat pour extrapoler l'exposition d'une partie du corps à partir d'une mesure effectuée sur une autre partie.
— La bonne adéquation des résultats avec la littérature ainsi que le retour des utilisateurs nous permet de valider une seconde fois le dispositif de mesure comme fonctionnel et adapté pour effectuer un suivi de l'exposition au champ magnétique statique.

Deux éléments principaux manquent à l'issue de ces expérimentations :

— La définition de métriques adaptées pour analyser et comparer l'exposition des travailleurs. Cet élément sera étudié et discuté dans le chapitre suivant.
— La définition et l'implémentation d'un facteur correctif performant permettant d'extrapoler l'exposition d'un organe à partir d'une mesure effectuée sur un autre endroit du corps. Cet élément sera discuté dans la prochaine section.

## 3.3 Extrapolation tête / torse : méthodes, travaux menés et perspectives

### 3.3.1 Idée générale

Nous venons donc de voir qu'appliquer un facteur correctif à une mesure effectuée au niveau du torse pour estimer l'exposition effective au niveau de la tête n'est pas simple. Une solution adéquate serait de pouvoir estimer la position des différentes parties du corps humain puis, en connaissant la répartition spatiale du vecteur d'induction magnétique, de pouvoir estimer l'exposition. Les deux problématiques auxquelles nous devons répondre sont ainsi :

— Estimer ou simuler la répartition spatiale du vecteur d'induction magnétique
— Estimer la position des différentes parties du corps humain

### 3.3.2 Estimer ou simuler la répartition spatiale de l'induction magnétique

#### A partir d'un ensemble de mesures

Mesurer le champ magnétique statique à partir d'un capteur calibré selon un maillage spécifique de l'espace est en théorie tout à fait réalisable. C'est d'ailleurs la solution qui a été retenue par [Capstick et al., 2008] pour mesurer l'exposition des travailleurs à proximité d'IRM 1,5 T, 3 T et 7 T. La mesure portait à la fois sur le champ magnétique statique, mais aussi sur les gradients de codages spatial et sur la radiofréquence. Le maillage spatial était réalisé à partir d'une plaque de plexiglas positionnée perpendiculairement à l'axe Z, représentant donc un plan XY. Des encoches spécialement conçues pour venir y positionner le dispositif de mesure étaient

réparties sur toute la plaque de plexiglas. L'objectif était de venir prendre un point de mesure dans chacune de ces encoches, puis de changer la position en Z et de recommencer l'opération. Le résultat est satisfaisant et les cartes de champ générées sont complètes et assez précises (de l'ordre de la dizaine de centimètres), mais il va sans dire que l'opération est fastidieuse et onéreuse à mettre en place.

Une autre solution serait de connaître la position spatiale du capteur de champ magnétique pour chaque point de mesure à l'aide d'un second dispositif. Une telle solution serait donc aussi très utile pour réaliser une extrapolation plus précise de l'exposition de la tête à partir d'une mesure effectuée au niveau du torse. Elle sera par conséquent discutée dans la prochaine section de ce chapitre.

#### Simulation numérique avec connaissance de la géométrie de l'aimant

En connaissant la géométrie (le nombre de spires) ainsi que la densité de courant de la bobine générant le champ magnétique principal, il est possible de calculer la répartition spatiale de l'induction magnétique. Ce calcul a déjà été largement réalisé dans la littérature dont les travaux concernés sont présentés en 2.1.2. Notre structure de recherche utilise la solution logicielle *CST* (Dassault Systèmes, France) pour effectuer ces simulations et Lamia Belguerras, post-doctorante, travaille sur leur définition et leur amélioration.

Par ailleurs et avant les travaux menés par Lamia Belguerras, le laboratoire GREEN (Groupe de Recherche en Electrotechnique et Electronique de Nancy) nous a fourni une méthode numérique permettant de calculer la carte des inductions magnétiques de l'une de nos machines. Il s'agit de cette simulation qui sera utilisée dans la suite de nos travaux.

#### Simulation numérique sans connaissance de la géométrie de l'aimant

Nous avons également vu en 2.1.2 que les caractéristiques détaillées des aimants ne sont, le plus souvent, pas disponibles et que des méthodes d'extrapolation avaient été définies [Hartwig et al., 2011, Farrag, 2014]. Il s'agit d'un frein réel à l'avancée des différents travaux de notre laboratoire et constitue un axe recherche important effectué également par Lamia Belguerras.

#### Données disponibles et solution retenue

La géométrie de l'aimant 1,5 T de l'IRM du CHRU de Brabois (Signa HDx 1.5T, General Electric, Etats-Unis) est connue. A partir de ces données, Kévin Berger, maître de conférence au GREEN travaillant sur la caractérisation et la modélisation 2D et 3D de supra conducteur, nous a fourni un script Matlab permettant de générer une carte de champ (figure 3.7).

La carte de champ générée est paramétrée par la distance en Z (selon l'axe du tunnel), la distance en R (perpendiculaire à l'axe du tunnel) et le nombre de points générés dans chacun de ces 2 axes. R peut ainsi correspondre à l'axe X comme l'axe Y : tout plan composé par l'axe

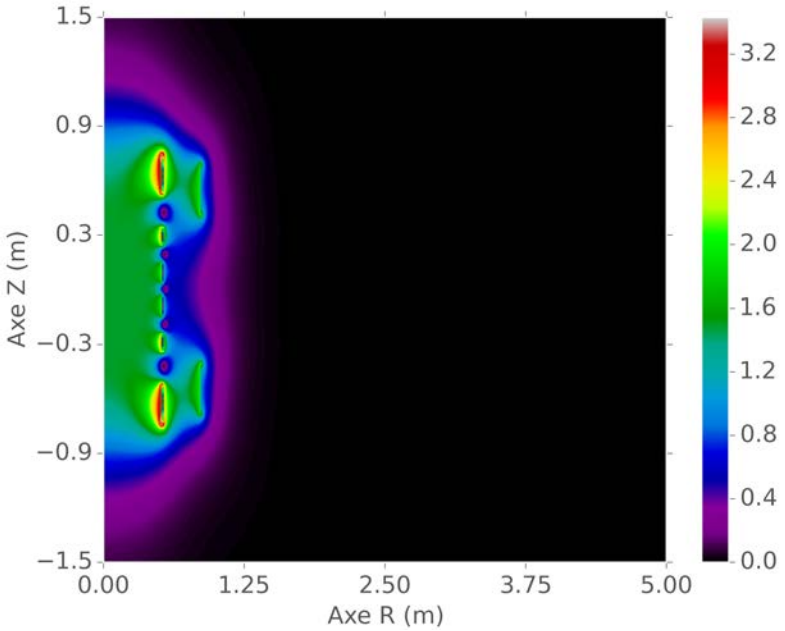


FIGURE 3.7 – Exemple de carte de champ générée en fonction des paramètres de l'aimant de l'IRM 1,5 T. L'axe Z (ordonnées) mesure 3 m et l'axe R (abscisse) mesure 5 m. 500 points ont été générés par axe.

Z et un axe perpendiculaire à celui-ci est identique d'un point de vue induction magnétique (figure 3.8). Le choix des paramètres (distance et quantification) de Z et de R sera à choisir en fonction des besoins (distance et précision nécessaires). Le temps de génération de cette carte de champ dépend également de ces paramètres, le temps nécessaire à la génération de la figure 3.7 est d'environ 5 min (500 points en R et en Z).

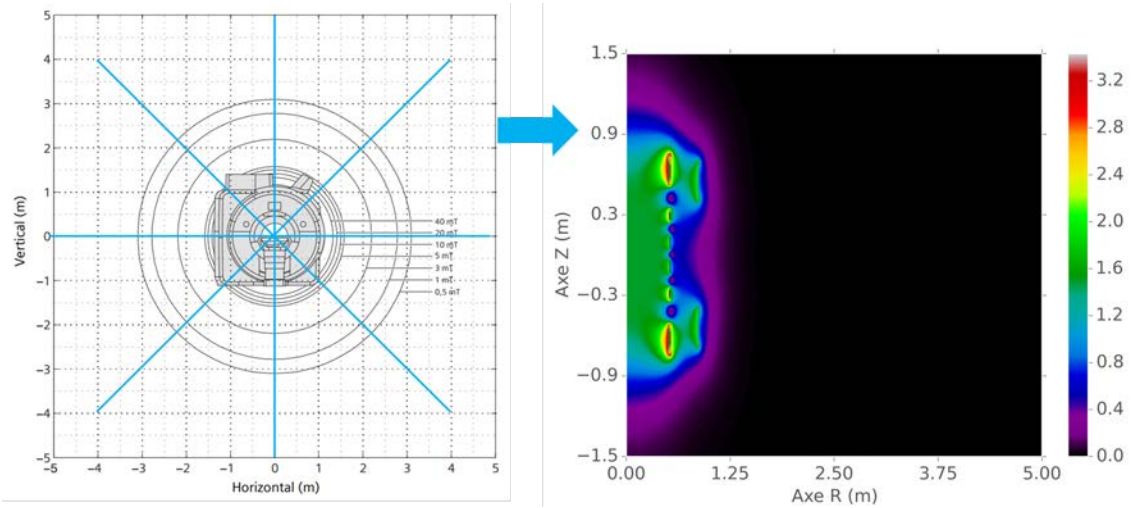


FIGURE 3.8 – Illustration de la symétrie des cartes de champs autour de l'axez Z : toute carte correspondant aux axes bleus correspond à la carte de champ générée à droite.

La symétrie définie sur la figure 3.8 nous sera utile pour retrouver l'induction magnétique en un point donné de l'espace sans avoir à effectuer une nouvelle simulation. Le principe sera, pour une carte de champ désirée à une hauteur $h$ de la carte de référence, de retrouver chaque point de cette nouvelle carte par rotation de la carte de référence (figure 3.9).

Elle induit un problème néanmoins assez important : pour une nouvelle carte générée à

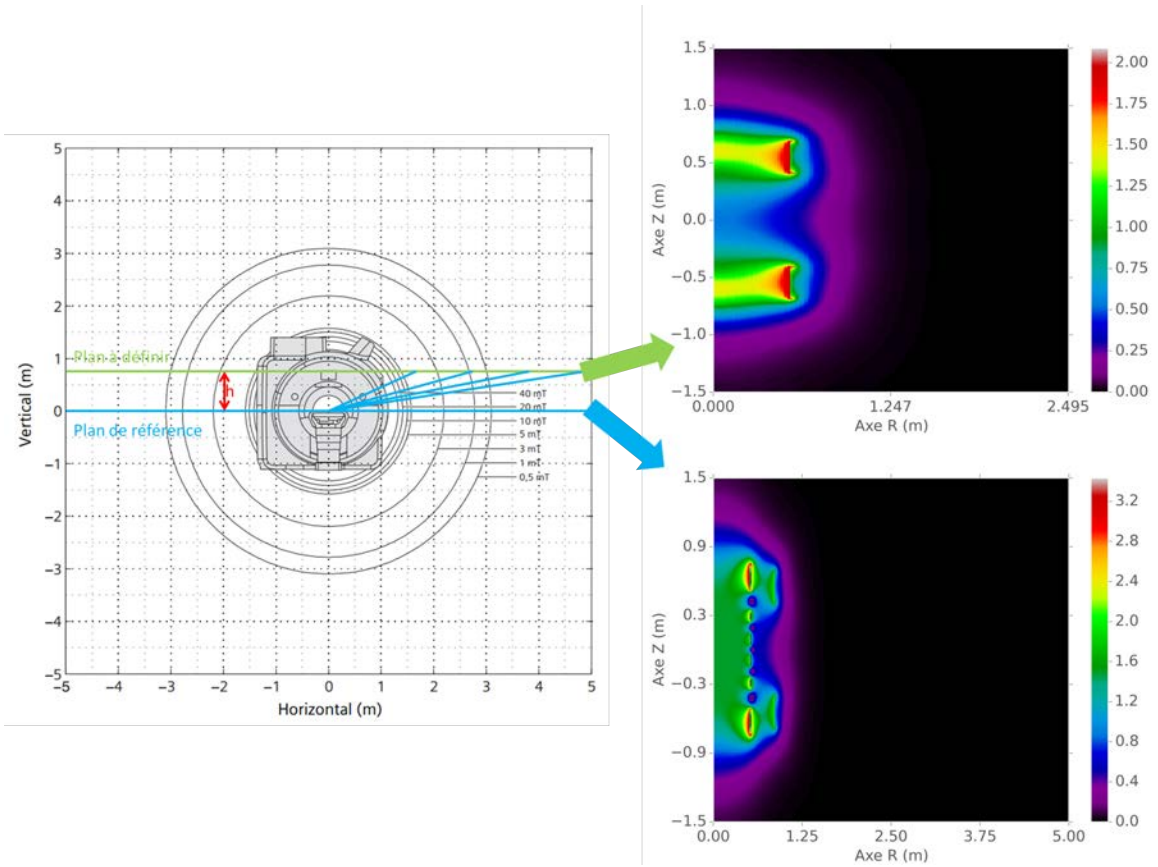


FIGURE 3.9 – Illustration de la symétrie utilisée pour définir une nouvelle carte de champ à une hauteur h de la carte de champ initiale.

une hauteur $h$, la distance initiale ($d_{in}$) dépend de façon assez intuitive de la distance désirée ($d$) 3.1

$$d = \sqrt{d_{in}^2 + h^2} \tag{3.1}$$

comme illustré sur la figure 3.10.

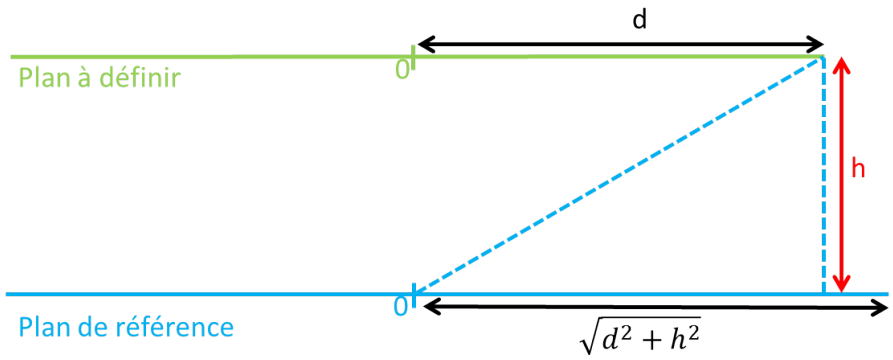


FIGURE 3.10 – Illustration du problème de distance concernant le plan de référence.

Ce problème peut-être résolu en choisissant $d_{in}$ suffisamment grand pour couvrir l'ensemble des cartes désirées. Ceci peut entraîner un temps très long pour la génération de la

carte de référence. Cette carte n'ayant à être générée qu'une seule fois, cette solution est envisageable. Une seconde solution consisterait à définir une induction magnétique nulle au-delà d'une certaine distance.

### 3.3.3 Estimer la position spatiale du corps humain

Estimer la position d'un corps dans l'espace à proximité de l'IRM peut avoir plusieurs intérêts :

— Localiser la position d'un capteur de champ magnétique pour réaliser une cartographie pratique de l'induction magnétique.
— Localiser un travailleur pour estimer sa position et sa vitesse et, en corrélation avec une connaissance a priori de la répartition spatiale de l'induction magnétique, estimer son exposition.
— Localiser les différentes parties du corps humain pour en estimer l'exposition indépendamment, toujours en connaissant la répartition du champ magnétique.

Deux solutions sont alors envisageables :

— Utiliser un ensemble de caméras vidéos
— Utiliser un capteur de mouvements

#### Utilisation de la vidéo

Comme nous l'avons vu en 2.1.2, l'utilisation de plusieurs caméras vidéos pour estimer la position d'un travailleur à proximité d'une IRM a déjà été envisagée [Galante & Placidi, 2014, Galante et al., 2015]. Nous avons également vu que l'implémentation de cette méthode n'était pas parfaite, qu'elle n'avait notamment pas été testée dans des conditions réelles (environnement IRM) ni vérifiée par une mesure physique. L'équipe de recherche *CAMMA* (*Computed Analysis and Modelling of Medical Activities*) de l'université de Strasbourg travaille sur l'estimation précise de la dose reçue par des rayonnements ionisants lors de radiologie interventionnelle [Rodas & Padoy, 2014, Rodas & Padoy, 2014]. Pour ce faire elle utilise des caméras vidéos de type *Kinect* (Asus Xtion Pro, Asus, Taiwan) pour estimer la position de différentes parties du corps humain [Kadkhodamohammadi et al., 2014, Kadkhodamohammadi et al., 2015], notamment la tête, le tronc et les bras. Grâce à à une simulation numérique du faisceau de particules envoyé par l'imageur, ils sont en mesure d'estimer de façon précise la dose reçue par les différentes régions du travailleur. Un projet de partenariat avec l'équipe CAMMA a été monté pour mettre en application leurs compétences au cadre de l'IRM. Trois applications étaient alors possibles :

— Vérifier la mesure effectuée par l'exposimètre.
— Montrer la faisabilité d'une dosimétrie travailleur basée sur la vidéo.

— Observer la répartition de l'exposition sur différentes parties du corps humain à partir des positions données par la vidéo.

L'expérience menée par [Galante et al., 2015] n'a pas été effectuée à proximité d'une IRM et ne tient donc pas compte des problèmes que cela peut engendrer sur les capteurs vidéos. De plus, aucune analyse corrélée avec un capteur de champ magnétique n'a pu être effectuée. Dans cette première collaboration, nous nous sommes donc concentrés sur la mise en corrélation d'une mesure effectuée sur deux points du corps humain (tête et torse) et l'estimation de cette mesure à partir des positions extraites des captures vidéo et d'une simulation de la répartition spatiale de l'induction magnétique.

Trois caméras sont nécessaires pour faire fonctionner l'algorithme développé par l'équipe CAMMA. La mise en place, nécessitant du matériel spécifique, a pu être effectuée uniquement sur le site de Strasbourg (IRM Siemens Magnetom 1,5 T, Siemens healthcare, Allemagne). Ne connaissant pas la géométrie de l'aimant principal, la cartographie du champ magnétique statique a du être extrapolée à partir des lignes isogauss fournies par le fabriquant. Lamia Belguerras, post doctorante au laboratoire IADI, a effectué cette partie. C'est également elle qui a réalisé l'estimation des inductions magnétiques à partir des positions relatives reconstruites par l'équipe CAMMA. Elle a aussi effectuée la comparaison entre ces données estimées et les mesures issues des deux capteurs. Une publication scientifique est en cours de finalisation sur ce travail.

Les résultats de cette étude montrent une bonne corrélation entre les données issues de l'estimation de la position à partir de la vidéo et celles issues des mesures effectuées par les exposimètres. Plusieurs limites restent néanmoins présentes :

— La détection de position issue de la vidéo ne fonctionne pas pour des personne se penchant (rotation du torse).
— La détection de position ne fonctionne plus si plusieurs personnes sont trop proches dans le champ de vision des caméras.
— La mise en place pratique d'un suivi de l'exposition nécessiterait de pouvoir discriminer les différents travailleurs d'une même unité, ce qui est assez compliqué à développer.

Cette expérience a donc été importante pour démontrer la faisabilité d'un suivi de l'exposition de la tête et du torse du travailleur effectué à l'aide de vidéo, mais son utilisation routinière semble plus compliquée à mettre en place.

#### Utilisation d'un capteur de position

Une première définition de la capture du mouvement et de la reconstruction de position a été amenée en 2.2.2. Nous y avons vu que la plupart des solutions permettant de reconstruire la position à partir des données d'accélération et de vitesse angulaire nécessitaient dans leurs calculs la direction de la pesanteur terrestre [Diaz et al., 2015]. De plus, la reconstruction de la position passant par deux intégrales successives de l'accélération, la moindre imperfection (bruit ou dérive) sur le signal mesuré entraînera une dérive phénoménale de la position reconstruite. Des traitements de signaux spécifiques complexes sont nécessaires ([Roetenberg, 2006]) pouvant

utiliser des méthodes de filtrages adaptatives ([Ishikawa et al., 2016]) voire être intégrés à l'intérieur des puces électroniques réalisant la capture du mouvement ([Abbott & Lyshevski, 2016]). Dans tous les cas, la mesure initiale de mouvement doit être particulièrement précise et calibrée pour reconstruire cette position ([Schopp et al., 2016]).

L'ensemble de ces facteurs ne nous a pas permis d'envisager la reconstruction de position comme outil de capture de mouvement dans ces travaux. Cependant les recherches menées par notre laboratoire sur la capture du mouvement ont pu être menées à terme dans l'application spécifique des mouvements respiratoires à travers le projet *MARMOT*. L'utilisation du même capteur de mouvement que celui intégré dans notre dispositif a pu permettre l'obtention de signaux respiratoires comparables aux signaux obtenus par des ceintures pneumatiques, tout en réduisant l'inconfort et la gêne que ces dernières provoquent chez les patients [Chen et al., 2017].

### 3.3.4 Solution proposée

Nous avons étudié, mis en place et validé une solution basée sur une capture vidéo et une simulation de la carte d'inductions magnétiques pour estimer l'exposition de la tête et du torse des travailleurs. Mais cette solution reste compliquée à mettre en place dans le cadre d'un suivi régulier de plusieurs travailleurs, notamment à cause des confusions de la détection vidéo en cas de plusieurs travailleurs rapprochés ou pour identifier ces derniers. Nous avons également vu que l'utilisation d'un capteur de type IMU pour la reconstruction de position utilisait un magnétomètre ([Woodman, 2007]) rendant son utilisation impossible à proximité d'une IRM. Une solution reste néanmoins envisageable, elle repose sur l'utilisation du gyroscope uniquement. En effet ce capteur est nettement plus stable et moins bruité que l'accéléromètre.

#### Principe général

En connaissant l'inclinaison du corps dans l'espace au cours du temps, il est possible de connaître la variation de position relative entre un point donné au niveau de la tête et un autre point donné au niveau du torse, la distance absolue entre ces deux points restant toujours la même.

#### Hypothèse de départ : fondements du modèle

En première approche, prenons le cas d'une personne se tenant devant une IRM à une distance en Z ($zpos$) connue du centre de l'aimant (figure 3.11). Nous pouvons ainsi considérer l'ensemble de l'expérience dans le plan 2D [X, Y, $zpos$]. Chaque hauteur Y du corps humain correspond donc à un axe, un ensemble de valeurs uniques d'induction magnétique. Notons les valeurs de référence suivantes (figure 3.11) :

— $y\mathrm{H}_0$ : hauteur de la tête lorsque la personne se tient droite

— $y\mathrm{T}_0$ : hauteur du torse lorsque la personne se tient droite

— $y$B : hauteur du bassin (point estimé comme le centre de rotation du haut du corps)
— $yref$ : hauteur de l'axe de référence, le centre du tunnel

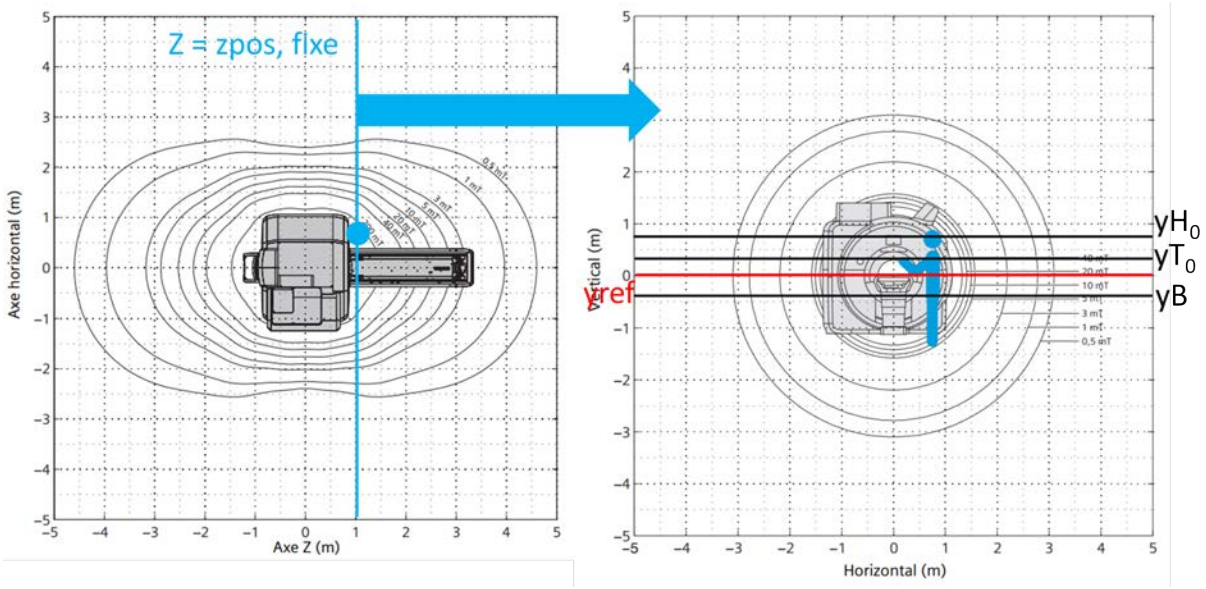


FIGURE 3.11 – Illustration modèle pour l'extrapolation tête / torse : hypothèse de départ.

Prenons maintenant le cas où cette personne se penche en avant pour effectuer une manipulation au niveau de l'IRM (figure 3.12). Les hauteurs de la tête et du torse précédemment définies seront modifiées :

— $y\mathrm{H}_i$ : hauteur de la tête à un instant donné
— $y\mathrm{T}_i$ : hauteur du torse à un instant donné

### Correspondance distance - induction magnétique

Nous avons vu qu'il était possible de définir une position précise en Y et en Z. En cette position et en ne prenant que des valeurs de X positives (en se plaçant sur un demi-axe), il existe un lien entre distance à l'origine sur l'axe (nommé $dx_i$) et la valeur de l'induction magnétique (nommée $\mathrm{SMF}_i$) correspondante en ce point (figure 3.13).

### Définition des paramètres du modèle d'extrapolation

Une fois les bases du modèle posées, plusieurs paramètres sont à définir (figure 3.14).

Parmi ces paramètres, certains sont des constantes propres au modèle (propres au travailleur étudié) :

— $d$B correspond à la distance entre l'axe de référence et le bassin, centre de rotation du haut du corps.

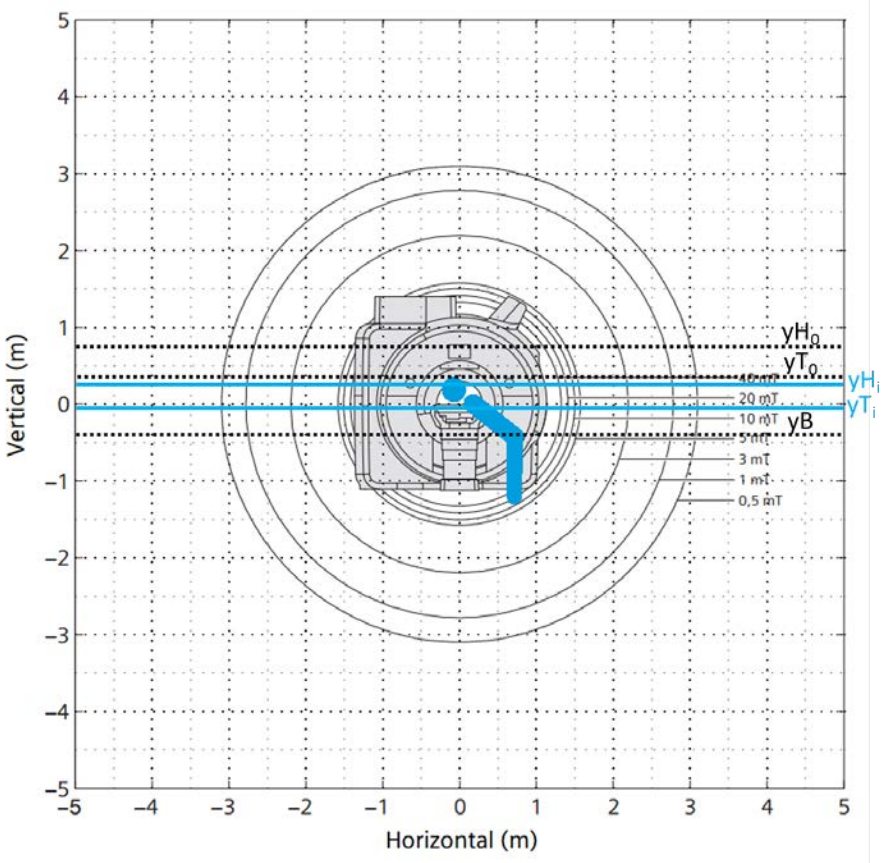


FIGURE 3.12 – Illustration modèle pour l'extrapolation tête / torse : hypothèse lorsque le corps se penche vers l'avant.

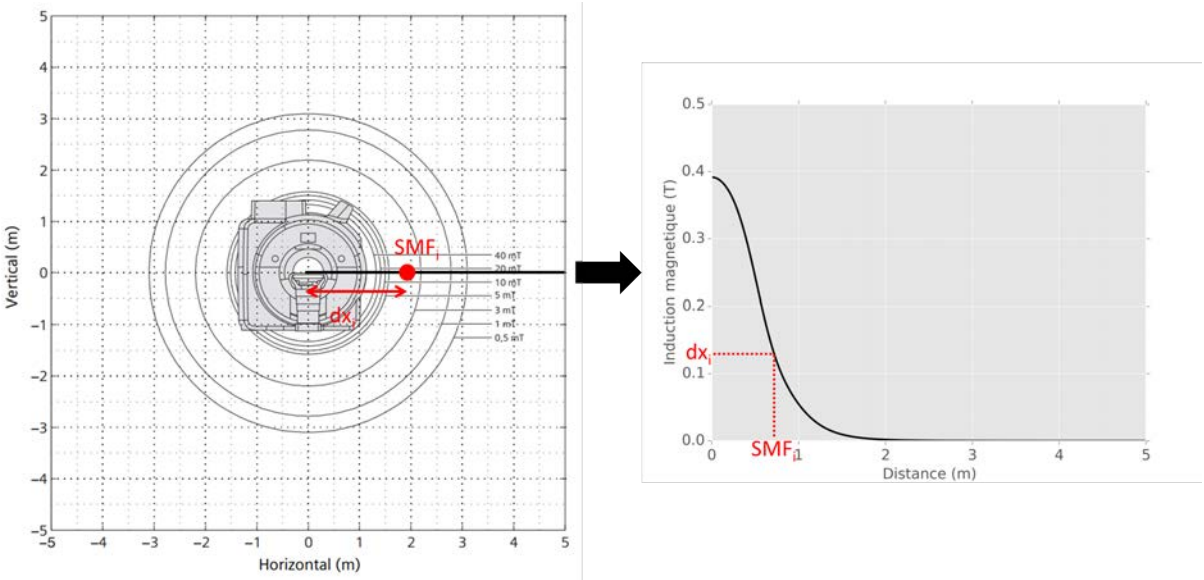


FIGURE 3.13 – Correspondance, sur l'axe noir (axe du champ magnétique statique en Y et Z fixés), entre une distance à l'origine ($dx_i$) et la valeur de l'induction magnétique correspondante ($\mathrm{SMF}_i$).

— $d$T correspond à la distance entre le bassin et le torse.

— $d$H correspond à la distance entre le bassin et la tête.

— $d$TH correspond à la distance entre le torse et la tête.

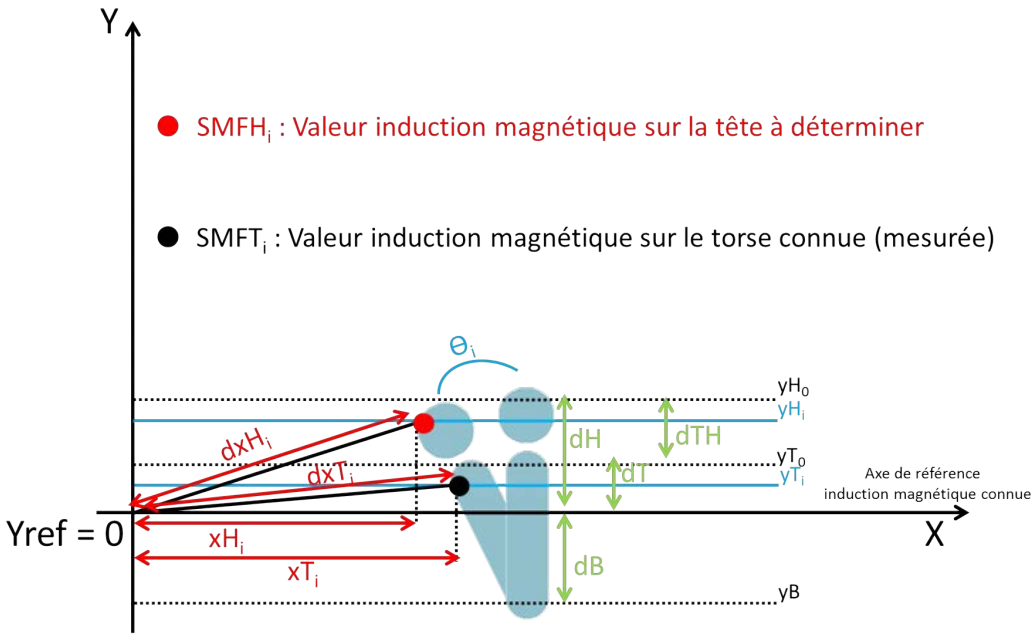


FIGURE 3.14 – Illustration modèle pour l'extrapolation tête / torse : paramètres à définir.

D'autres paramètres sont des variables connues (mesurées) :

— $\theta i$ correspond à l'angle du corps (en °) par rapport à la position de référence (corps droit) à un instant donné.
— $_i$ correspond à la mesure d'induction magnétique effectuée au niveau du torse.

Enfin les derniers paramètres sont des variables inconnues à définir :

— $y\mathrm{H}_i$ et $y\mathrm{T}_i$, hauteurs respectivement de la tête et du torse à un instant donné.
— $dx\mathrm{T}_i$ correspond à la distance à l'origine (figure 3.13) pour une induction magnétique égale à $\mathrm{SMFT}_i$ à un instant donné.
— $dx\mathrm{H}_i$ correspond à la distance à l'origine (figure 3.13) pour une induction magnétique égale à $\mathrm{SMFH}_i$ à un instant donné.
— $x\mathrm{T}_i$ correspond à la position en X du torse à un instant donné.
— $x\mathrm{H}_i$ correspond à la position en X de la tête à un instant donné.
— $_i$ correspond à la valeur d'induction magnétique au niveau de la tête : la valeur finale à obtenir.

### Algorithme d'extrapolation

Pour chaque mesure effectuée par l'exposimètre (chaque couple gyroscope / induction magnétique au niveau du torse), l'extrapolation de l'induction magnétique au niveau de la tête est effectué par la séquence suivante :

1. $y\mathrm{T}_i = y\mathrm{T}_0 - (d\mathrm{T} - cos(\theta_i)\, dt)$

2. $dx\mathrm{T}_i$ = distance à l'origine pour une induction magnétique égale à $\mathrm{SMFT}_i$
3. $x\mathrm{T}_i = \sqrt{dx\mathrm{T}_i^2 + y\mathrm{T}_i^2}$
4. $x\mathrm{H}_i = x\mathrm{T}_i - sin(\theta_i)\, d\mathrm{TH}$
5. $y\mathrm{H}_i = y\mathrm{H}_0 - (d\mathrm{H} - cos(\theta_i)\, d\mathrm{H})$
6. $dx\mathrm{H}_i = \sqrt{y\mathrm{H}_i^2 + x\mathrm{H}_i^2}$
7. $\mathrm{SMFH}_i$ = valeur d'induction magnétique pour une distance à l'origine égale à $dx\mathrm{H}_i$

Cet algorithme permet ainsi, à partir d'une mesure effectuée sur le torse ($\mathrm{SMFT}_i$ et $\theta_i$), de pouvoir retrouver la valeur de l'induction magnétique au niveau de la tête ($\mathrm{SMFH}_i$). La suite de la section va s'intéresser à la mise en application de cette méthode sur un cas concret.

### 3.3.5 Mise en application

#### Objectifs

L'objectif de cette mise en application est de vérifier d'un point de vue expérimental la méthode définie dans la section précédente. Plusieurs acquisitions seront effectuées sur un volontaire portant un dispositif de mesure sur le torse et un second au niveau de la tête. La mesure de l'induction magnétique au niveau de la tête sera comparée avec la valeur extrapolée de la mesure réalisée sur le torse.

#### Protocole réalisé

La chronologie du protocole de validation de la méthode est explicitée sur la figure 3.15. Deux exposimètres calibrés sont positionnés selon la même orientation sur la tête et le torse d'un volontaire se tenant de profil sur un plan XY (position Z fixe) au niveau de l'entrée du tunnel d'une IRM 1,5 T (Signa HDx 1.5T, General Eectric, Etats-Unis). L'examen consiste à effectuer une rotation du torse vers l'avant puis revenir à sa position initiale. Pour pouvoir comparer les données issues des deux capteurs, une synchronisation temporelle a été nécessaire : quatre "coups" sont appliqués en même temps sur les deux dispositifs en début et en fin d'expérience.

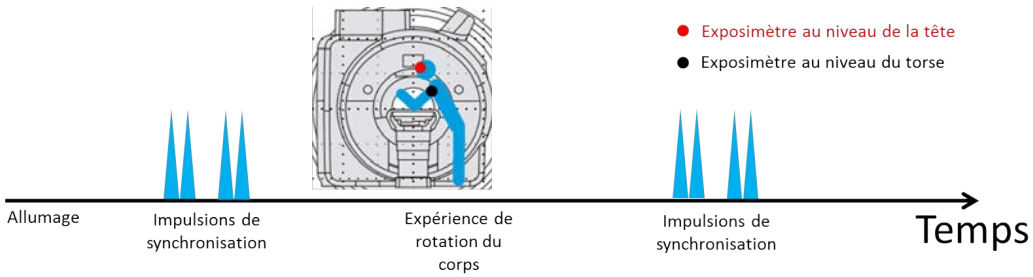


FIGURE 3.15 – Illustration de la chronologie du protocole de validation de la méthode d'extrapolation.

Pour vérifier la répétabilité de la méthode, le même protocole est répété deux fois. Il est demandé au volontaire de maintenir un peu plus longtemps la position avec le torse en rotation

lors de la seconde répétition. Les distances nécessaires au calcul et mesurées sur le volontaire sont les suivantes :

— $d$TH = 0,42 m
— $d$H = 0,25 m
— $d$B + $d$T = 0,36 m
— La position en Z par rapport au centre du tunnel est égale à 1,12 m.

**Synchronisation temporelle**

La synchronisation des deux capteurs se fait à partir des données issues du timestamp. Elle est effectuée de la façon suivante (figure 3.16) :

— Récupération de l'information temporelle sur la première impulsion de synchronisation au niveau des deux capteurs.
— Suppression des premières données au niveau de l'acquisition la plus longue.
— La première valeur de timestamp est mise à zéro pour maintenir la cohérence de l'acquisition
— Puis suppression des données entre la fin de l'acquisition la plus courte et la fin de l'acquisition la plus longue sur l'acquisition la plus longue.

Chaque suppression de données est, bien entendu, faite à la fois sur le timestamp mais aussi sur les données issues des capteurs (induction magnétique, accéléromètre et gyroscope).

**Ré-échantillonnage**

Comme évoqué dans le chapitre 3, du fait de l'utilisation de la librairie Arduino, la fréquence d'échantillonnage du capteur n'est pas fixe. Il est alors nécessaire de ré-échantillonner le signal pour faire correspondre les données issues des deux capteurs (figure 3.17). Une fréquence d'échantillonnage fixe est tout d'abord définie à 50 Hz. Un vecteur contenant les nouveaux timestamps est généré. Pour chaque élément de ce vecteur, les deux temps encadrant cet élément sur l'ancien vecteur temporel sont déterminés. Les deux valeurs issues des capteurs correspondant à ces deux temps sont extraites, leur moyenne arithmétique représente la nouvelle valeur capteur correspondant à l'élément considéré du nouveau vecteur de timestamp.

**Résultante**

A l'issue de ces deux opérations, les données de l'accéléromètre, du gyroscope et des capteurs d'induction magnétique issues des deux dispositifs sont échantillonnées à la même fréquence et sont de la même durée.

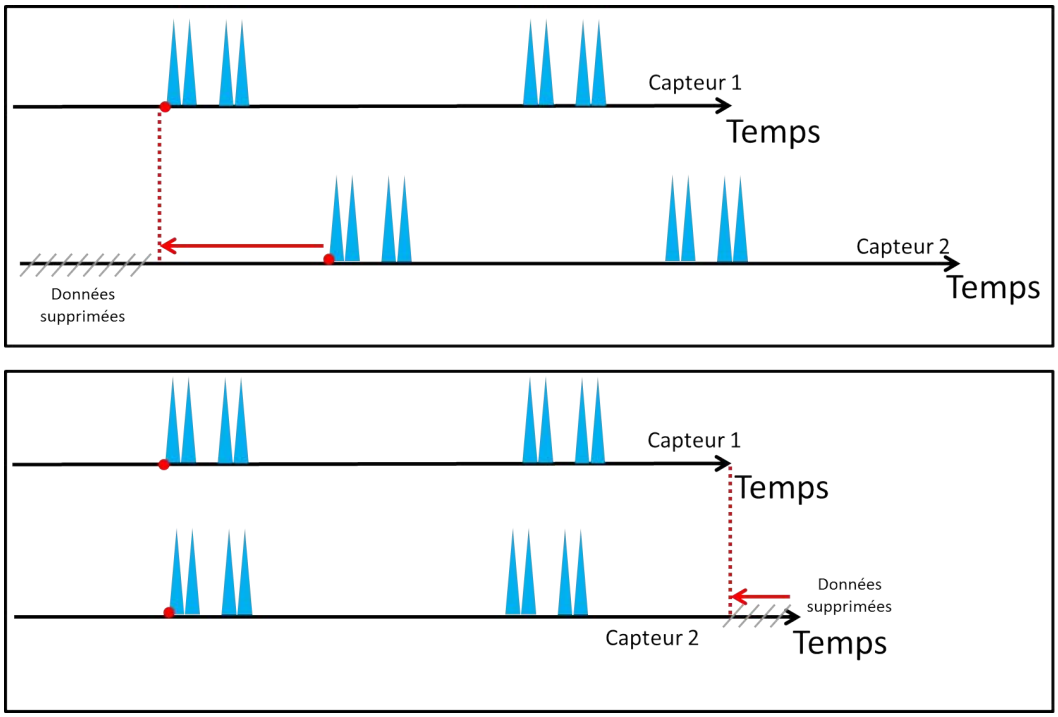


FIGURE 3.16 – Illustration de la synchronisation temporelle effectuée entre les deux capteurs, suppression des données en début (en haut) et en fin d'acquisition (en bas). La flèche temporelle représente dans chaque cas le timestamp du capteur. Les données supprimées le sont à la fois sur le timestamp, mais aussi sur les autres données capteurs (induction magnétique, accéléromètre et gyroscope).

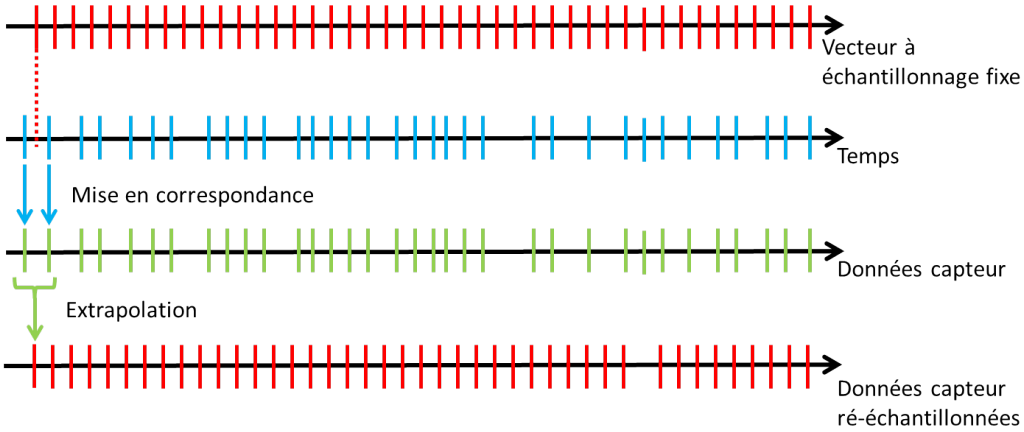


FIGURE 3.17 – Illustration de la méthode utilisée pour ré-échantillonner les données capteur. L'extrapolation effectuée correspond à la moyenne arithmétique.

### Traitement des données issues du gyroscope

Pour des raison de simplicité, le dispositif a été fixé sur le corps du travailleur de manière à ce que la variation angulaire se fasse uniquement selon l'axe X de ce dernier. Le gyroscope mesure la variation de la vitesse angulaire (en $°.s^{-1}$) au cours du temps. Notre objectif est de retrouver, au cours du temps, l'angle appliqué sur le torse (le $\theta_i$). Pour ce faire, la méthode suivante est appliquée (figure 3.18) :

— Multiplication des données de vitesse angulaire par le pas d'échantillonnage : obtention

de la variation angulaire (en °) au cours du temps.

— Dérivation du signal précédemment défini : obtention de la position angulaire absolue (en °) au cours du temps.

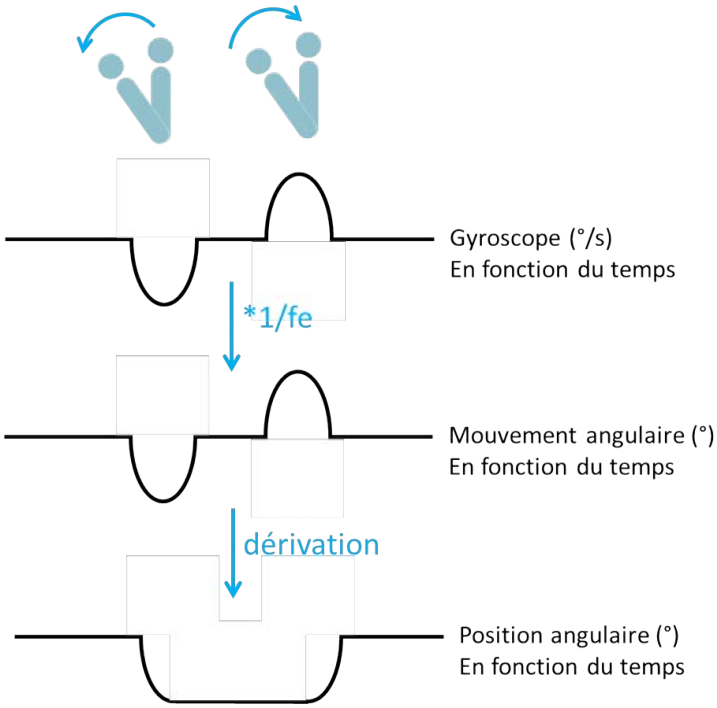


FIGURE 3.18 – Illustration de la méthode utilisée pour traiter les données du gyroscope et récupérer l'information de position angulaire. fe = fréquence d'échantillonnage.

A l'issue de cette méthode, la position angulaire absolue ($\theta_i$) du thorax et de la tête du volontaire est définie. La méthode définie dans la section précédente peut ainsi être appliquée.

### 3.3.6 Résultats

#### Synchronisation et ré-échantillonnage

Les différentes étapes de synchronisation temporelle et de ré-échantillonnage du signal pour la première acquisition sont affichées sur la figure 3.19. A l'issue de ce processus (figure 3.19 B), les deux signaux (tête et torse) obtenus font la même taille et ont le même échantillonnage. Les variations des signaux (impulsions de synchronisation et rotation du torse) se superposent.

Les résultats de la synchronisation et du ré-échantillonnage pour les trois acquisitions sont affichés sur la figure 3.20. Pour chaque acquisition, les deux signaux (tête et torse) obtenus font la même taille et ont le même échantillonnage. Les variations des signaux (impulsions de synchronisation et rotation du torse) se superposent également.

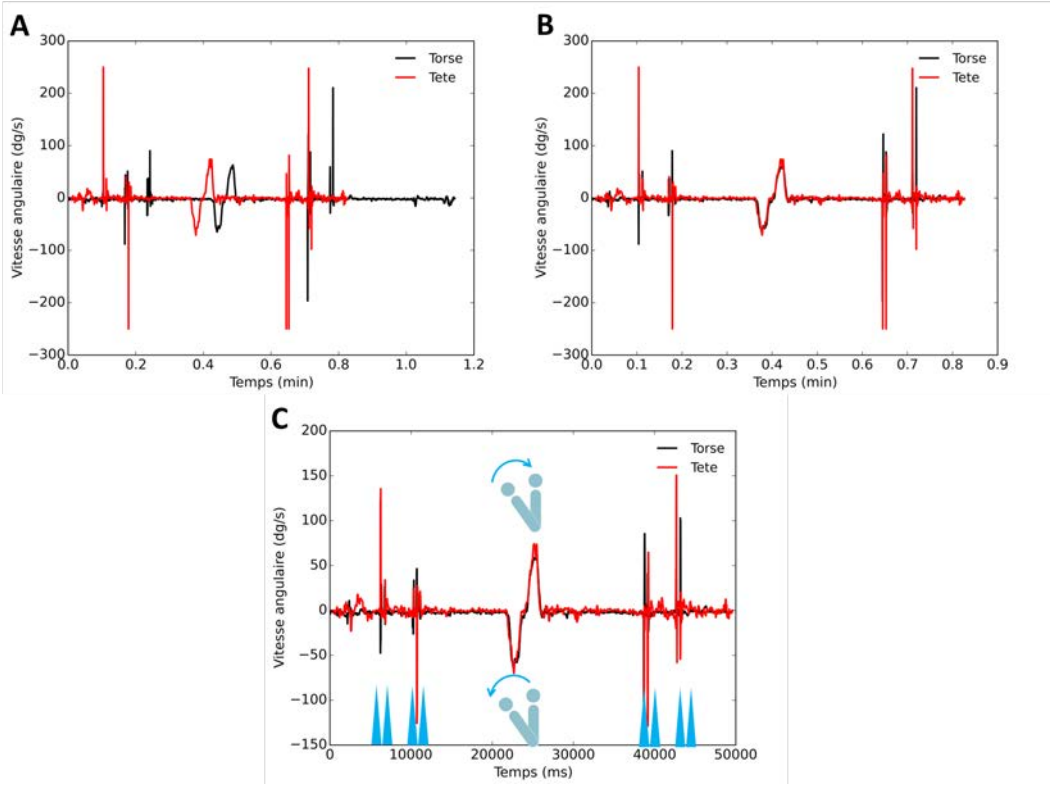


FIGURE 3.19 – Résultat de la synchronisation des données issues de l'axe X du gyroscope lors de la première réalisation du protocole. A : avant synchronisation ; B : après synchronisation et C : après synchronisation et ré-échantillonnage.

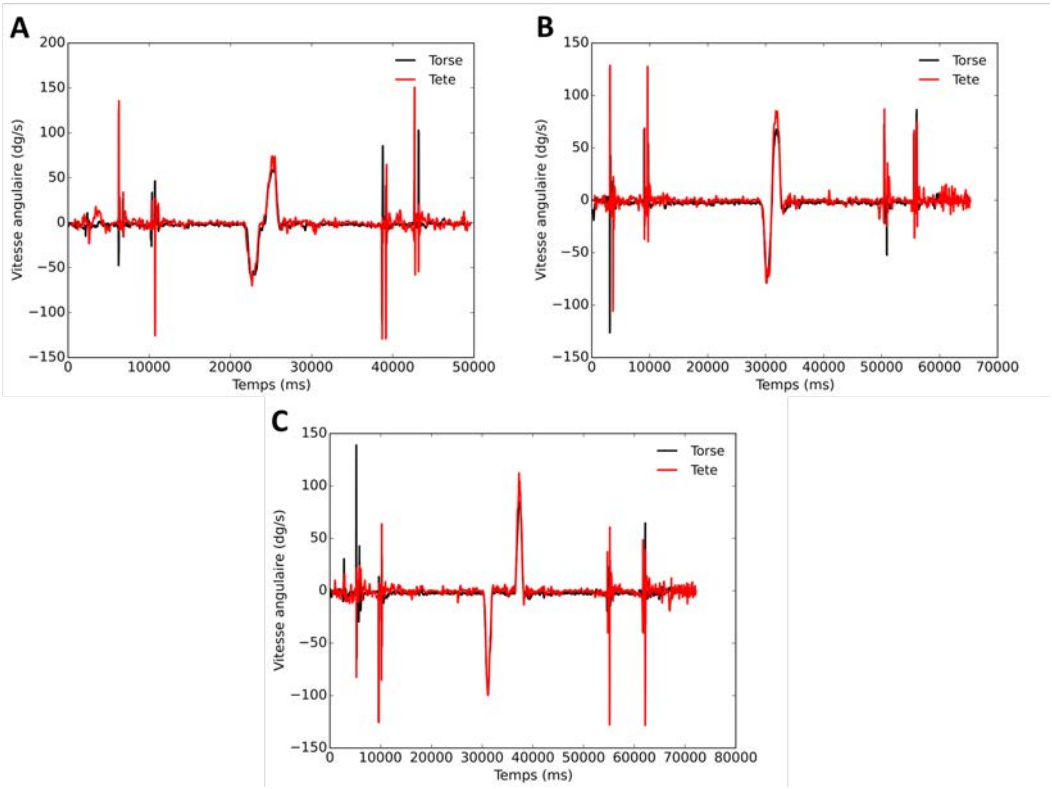


FIGURE 3.20 – Résultat de la synchronisation et du ré-échantillonnage des données issues de l'axe X du gyroscope pour la première réalisation du protocole (A), la seconde réalisation (B) et la troisième (C).

### Sélection du signal d'intérêt

La suppression des impulsions de synchronisation pour ne pas perturber l'extrapolation a été faite en tronquant l'acquisition (figure 3.21) : les données avant et après le signal d'intérêt (la rotation du torse) ont été supprimées.

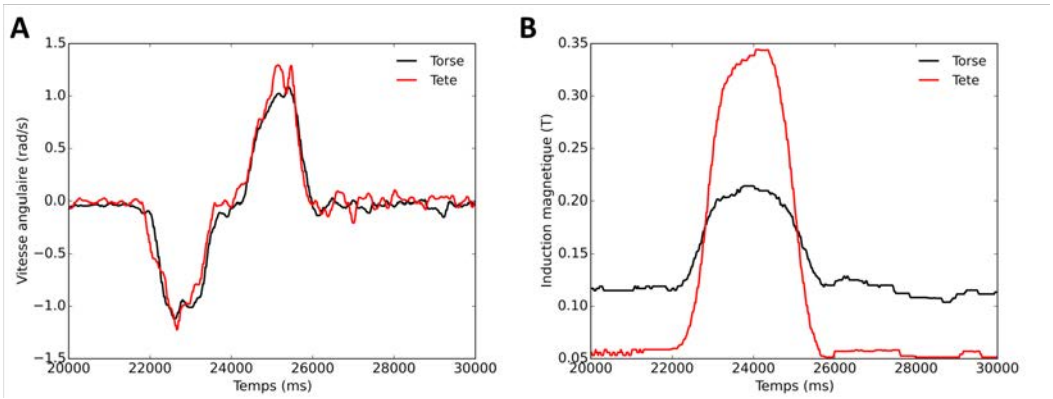


FIGURE 3.21 – Résultat de la synchronisation et du ré-échantillonnage des données issues de l'axe X du gyroscope (A) et de la norme du vecteur d'induction magnétique (B) après sélection du signal d'intérêt uniquement.

### Reconstruction de la position angulaire

La méthode de reconstruction angulaire à partir de la vitesse angulaire a été appliquée sur l'axe X du gyroscope du torse pour la première acquisition (figure 3.22). Un écart maximal de 0,05 rad a été observé entre le début et la fin de l'acquisition.

Les reconstructions angulaires pour l'axe X du gyroscope des trois acquisitions sont présentées sur la figure 3.23. Les écarts maximaux observés entre début et fin d'acquisition sont de 0,10 rad pour la seconde acquisition et de 0.04 rad pour la troisième acquisition.

### Extrapolation de l'exposition de la tête à partir de la mesure du torse

Les résultats de l'extrapolation de l'exposition de la tête à partir de la mesure effectuée sur le torse pour les trois acquisitions sont présentés sur la figure 3.24. Lorsque le corps du volontaire se tient droit, la valeur d'induction magnétique mesurée sur le torse varie entre 0,11 et 0,15 T pour les trois acquisitions. Cette induction est au-dessus de celle mesurée au niveau de la tête, qui oscille entre 0,05 T et 0,08 T en fonction de l'acquisition. Lorsque le volontaire effectue une rotation du torse vers l'avant, cette tendance s'inverse : l'exposition du torse (entre 0,25 T et 0,31 T) est inférieure à celle de la tête (entre 0,33 T et 0,40 T). Pour la première acquisition, la somme du carré des différences entre mesure effectuée sur la tête et mesure effectuée sur le torse est égale à 33,43 T. Cette somme est égale à 3,18 T entre mesure effectuée sur la tête et extrapolation depuis la mesure effectuée sur le torse. Pour la seconde acquisition, ces deux mêmes sommes sont égales à 76,98 T et à 12,04 T. Pour la troisième acquisition, cette somme est passée de 132,48 T à 10,75 T avec l'extrapolation.

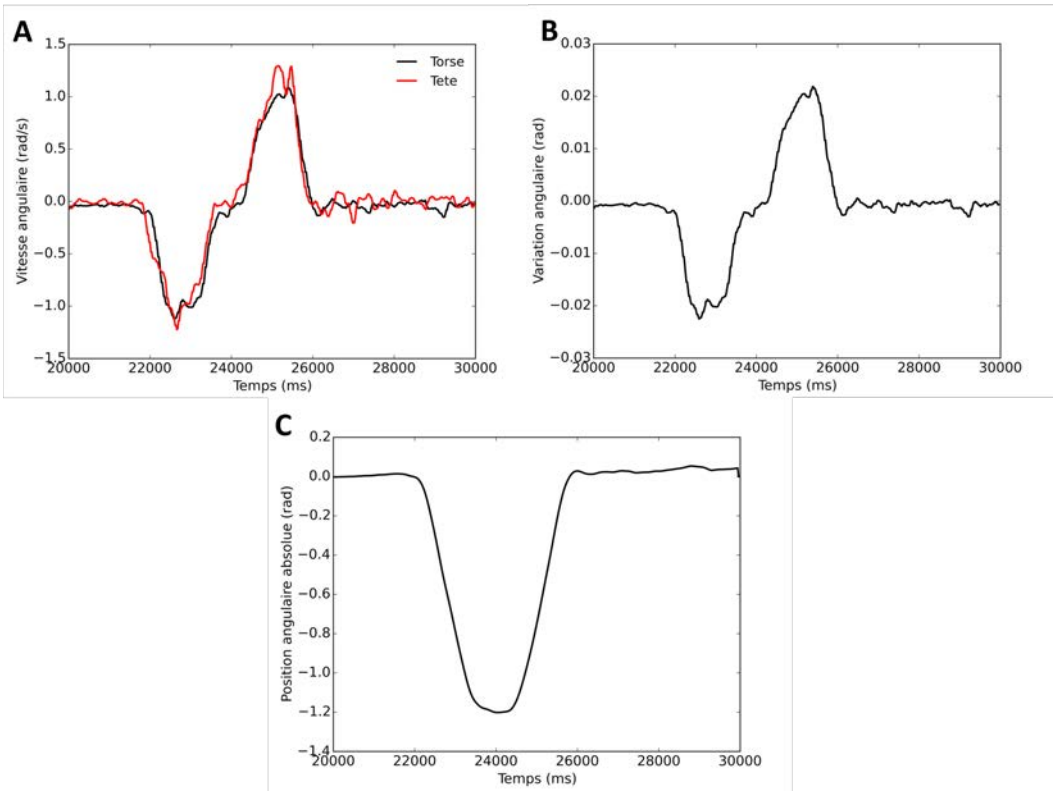


FIGURE 3.22 – Résultat du traitement appliqué aux données enregistrées par l'axe X du gyroscope pour le capteur positionné sur le torse de la première acquisition. A : vitesse angulaire au cours du temps ; B : variation angulaire au cours du temps et C : position angulaire absolue au cours du temps.

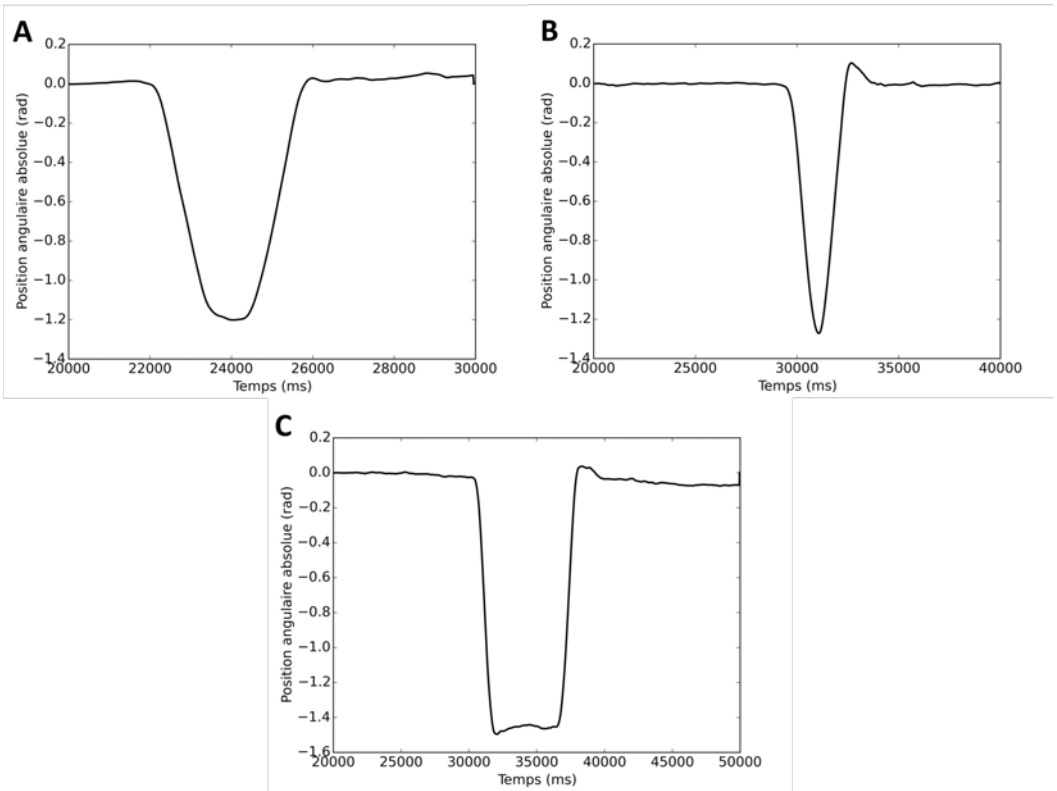


FIGURE 3.23 – Position angulaire absolue issue des données de l'axe X du gyroscope du torse pour la première acquisition (A), la seconde (B) et la troisième (C).

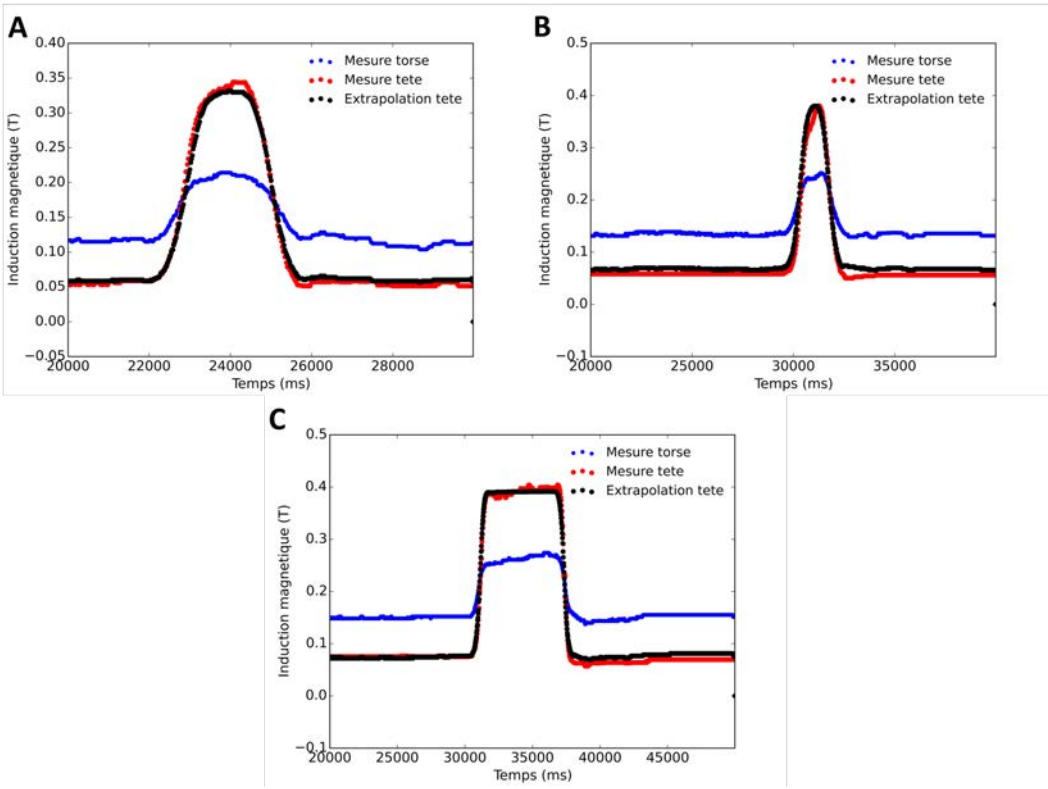


FIGURE 3.24 – Résultat de l'extrapolation de l'exposition de la tête à partir de la mesure du torse pour la première acquisition (A), la seconde (B) et la troisième (C).

### 3.3.7 Discussion sur la méthode d'extrapolation proposée

La synchronisation est satisfaisante : visuellement les différentes variation des signaux issus du gyroscope (figure 3.20) et des capteurs à effet Hall (figures 3.20) sont en concordance. Pour les trois acquisitions, le ré-échantillonnage a retourné des signaux adéquats pour pouvoir reconstruire la position angulaire (figure 3.23). Les écarts entre position initiale et position finale restent modérés (entre 0,04 et 0,10 rad) et peuvent parfaitement être dus au volontaire. En effet, aucun repère ne permettait à ce dernier de retrouver de façon précise sa position d'origine ce qui peut expliquer cette variation. Néanmoins cette petite variation a malgré tout permis d'effectuer l'extrapolation.

Les résultats de l'extrapolation de l'exposition de la tête à partir des données issues du torse sont très satisfaisants. L'inversion de la sur-exposition lorsque le volontaire se tient droit (induction magnétique du torse supérieure à celle de la tête) par rapport au moment où il effectue la rotation vers le bas (induction magnétique de la tête supérieure à celle du torse) est bien retrouvée après extrapolation. Une telle inversion n'aurait pas pu être retrouvée en appliquant un facteur multiplicatif unique sur la mesure effectuée au niveau du torse comme évoqué dans les explorations précédentes. Par ailleurs, la somme du carré des différences entre les deux expositions est réduite d'un facteur entre 7 et 12 montrant la forte proximité entre les inductions magnétiques acquises sur la tête et les extrapolations issues des mesures effectuées au niveau du torse. Cette proximité est aussi observée visuellement (figure 3.24) où les points rouges et noirs sont très proches.

Outre la connaissance de la carte de champ, effectuée par simulation dans cette expérience

et pour laquelle nous avons vu que des méthodes d'estimation à partir des données constructeur étaient possibles, la seule contrainte imposée au système est de connaître la position en Z. Il s'agit d'une limitation importante mais nécessaire à la bonne réalisation de ce premier test. Des travaux complémentaires seront donc à mener avant de pouvoir appliquer ces travaux sur un suivi à long terme de l'exposition des travailleurs au champ magnétique statique.

## 3.4 Conclusion, discussion et perspectives

### Conclusion et valorisation

Une méthode d'extrapolation de l'exposition de la tête à partir d'une mesure effectuée sur le torse, basée sur une simulation des valeurs d'induction magnétique et la mesure de la variation angulaire, a été définie. Cette méthode a été validée sur trois acquisitions effectuées sur un volontaire à proximité d'une IRM 1,5 T. L'écart entre mesure effectuée sur la tête et sur le torse est réduit d'un facteur 7 à 10 après extrapolation. Cette correction n'est pas linéaire et la courbe extrapolée suit bien la courbe mesurée au niveau de la tête. Cette étude a permis de démontrer la faisabilité d'une extrapolation basée sur un capteur unique ainsi que sur une connaissance a priori de la cartographie du champ magnétique statique. Des travaux complémentaires, notamment sur la position en Z qui doit nécessairement être connue dans cette expérience, devront être réalisés pour pouvoir implémenter cette méthode d'un point de vue pratique. Ces travaux ont également été valorisé par un résumé accepté au congrès de la SFRMBM (Société Française de Résonance Magnétique pour la Biologie et la Médecine) [Delmas et al., 2017].

### Réflexions et perspectives

Une perspective intéressante serait de tester le suivi de la variation de position angulaire des trois axes du gyroscope au cours du temps. L'idée serait, en connaissant l'orientation initiale du capteur (en faisant en sorte qu'il soit intégré à l'origine sur une base fixée avec une orientation connue), qu'il soit en théorie possible de suivre l'orientation du capteur au cours du temps. Ce suivi nécessitant une intégration des données issues du capteur, une caractérisation plus approfondie de ce dernier, passant par une étape de calibration et la définition de filtres adaptés, serait nécessaire pour éviter d'éventuelles erreurs qui seraient amplifiées par cette intégration. Cependant, le suivi de l'orientation permettrait de recaler les mesures d'induction magnétique en X, Y et Z. La norme et la direction du vecteur d'induction magnétique étant ainsi connues, il serait possible d'en retrouver l'origine et de pouvoir effectuer l'extrapolation.

En conclusion, les perspectives permettant de rendre la méthode proposée utilisable en conditions réelles, c'est-à-dire sur un suivi de plusieurs heures de l'exposition, semblent envisageables. Il serait intéressant de l'inclure dans de futurs travaux permettant une validation de la méthode définie dans le présent chapitre.

# Chapitre 4

# Expérimentations sur travailleurs

> « *I have had my results for a long time : but I do not yet know how I am to arrive at them.* »
>
> Carl Friedrich Gauss

## Avant-propos

Un capteur léger et autonome, permettant de mesurer l'induction magnétique, l'accélération et la vitesse angulaire au cours du temps, a été défini et implémenté dans le second chapitre. Une méthodologie complète permettant de corriger et valider la mesure d'induction magnétique a également été apportée. Dans le troisième chapitre nous avons défini, implémenté et testé une méthode permettant de répondre à la non-homogénéité du champ magnétique statique environnant le travailleur. Tous les éléments requis pour effectuer un suivi à long terme de l'exposition des travailleurs au champ magnétique statique sont donc disponibles, ne restant plus qu'à mettre le dispositif de mesure à disposition des travailleurs.

Cependant effectuer ce suivi n'est pas aussi simple. Afficher uniquement la norme de l'induction magnétique en fonction du temps donne une information intéressante pour une acquisition unique mais devient difficilement interprétable pour plusieurs acquisitions. Par ailleurs, nous avons vu que l'intérêt d'effectuer ce suivi à long terme est, outre l'information et la formation du travailleur, la possibilité d'obtenir des données pour de futures études épidémiologiques prospectives. La précaution serait donc de garder la totalité des données et effectuer le plus de calculs possibles sur ces dernières pour analyser le plus d'informations possibles. Cependant une telle quantité de données est susceptible de perturber le travailleur et compromettre le besoin de formation et d'information. Ainsi, le présent chapitre porte sur la définition de métriques et d'outils d'analyse et de présentation des données pour satisfaire l'ensemble des besoins. Après une définition plus poussée de la problématique, les différentes métriques possibles sont définies, ainsi que les outils d'analyse et d'affichage de l'exposition. Enfin, ces

métriques et outils sont mis en application dans trois centres IRM partenaires.

## Sommaire

**4.1 Problématique** . . . . . **145**
**4.2 Définition des métriques** . . . . . **148**
**4.3 Développement d'outils de mesure et d'analyse adaptés** . . . . . **156**
**4.4 Mise en place pratique** . . . . . **164**
**4.5 Résultats** . . . . . **165**
**4.6 Discussion et conclusion** . . . . . **170**
**4.7 Validations et perspectives** . . . . . **173**

## 4.1 Problématique

Le chapitre 1 nous a permis d'introduire les éléments règlementaires à prendre en compte pour limiter l'exposition des travailleurs aux champs électromagnétiques. Dans le cadre de l'IRM, nous avons montré qu'une mesure de champ magnétique pouvait s'avérer intéressante pour aider à la mise en place de la limitation de l'exposition, notamment par l'aide à l'établissement de la fiche de suivi de l'exposition des travailleurs définie par le décret français [RF, 2016]. Dans le chapitre 2, nous nous sommes attachés à définir et implémenter un système de mesure de l'induction magnétique environnante léger, autonome et fiable. Une mesure en condition réelle, sur travailleur, a été effectuée ainsi que plusieurs plusieurs mesures de test pour valider le dispositif. L'étape suivante consiste ainsi à mettre en place un suivi à long terme du travailleur, se basant sur le dispositif précédemment développé.

### 4.1.1 Difficultés amenées par le suivi

Une des principales difficultés est la définition de métriques pertinentes permettant l'analyse de l'exposition au champ magnétique statique. En effet, en tenant compte de la fréquence d'échantillonnage du capteur développé, une acquisition de huit heures comporte plus de 500 000 points de mesures pour une taille mémoire supérieure à 30 Mo. Par ailleurs, afficher le suivi de l'exposition, c'est-à-dire la valeur d'induction magnétique (le $B_0$) en fonction du temps ($B(t)$), permet de visionner l'évolution de l'exposition au cours d'une journée de travail. Cependant cet affichage ne permet pas une analyse précise de l'exposition considérée ni de dégager des données suffisamment claires pour comparer l'exposition d'un ou de plusieurs travailleurs. Des outils d'analyse adéquats sont donc nécessaires. Ils seront définis dans la suite de ce chapitre.

### 4.1.2 Besoins en terme de suivi

Dans le document de référence spécifique au champ magnétique statique [Repacholi et al., 2006], les experts de l'EHC de l'OMS statuent sur un manque de données dans la totalité des études épidémiologiques analysées pour valider ou invalider de potentiels effets chroniques ou retardés d'une exposition au champ magnétique statique. Le nombre de sujets restreint dans ces études ainsi que l'absence ou la faiblesse de l'évaluation de l'exposition est aussi mis en avant. L'EHC insiste sur la nécessité de mettre en place des programmes de recherche coordonnés pour pouvoir effectuer un recueil de façon plus systémique des données d'exposition qui pourront être mises à disposition de futures études épidémiologiques. La nécessité de plus d'études sur les populations fortement exposées, comme les technicien IRM, y est jugée comme une priorité élevée. Cette absence de données d'exposition dans les études épidémiologiques a par ailleurs été défini à nouveau par [ICNIRP, 2009a]. Des recommendations ont aussi été évoquées quant à la nécessité de mesurer l'exposition de groupes de travailleurs peu étudiés jusqu'à présent (notamment les anesthésistes travaillant en IRM) et la nécessité future de mesurer l'exposition pour le besoin des études épidémiologiques [Bryan et al., 2010].

L'instauration d'un suivi de l'exposition à long terme, au même titre que ce qui est effectué pour les rayonnements ionisants, est, selon les organisations internationales, un sujet important pour obtenir des informations cohérentes et utilisables par des études épidémiologiques

futures.

### 4.1.3 État de l'art de la mesure d'exposition au champ magnétique

[Riches et al., 2007a, Riches et al., 2007b] ont effectué un ensemble de mesures au niveau de points spécifiques autour de deux IRM 1,5 T pour démontrer que le fait de se tenir ou se déplacer à proximité du tunnel lors de l'acquisition d'images dépassait les limites établies par [ICNIRP, 2014b, UE, 2004]. La mesure de l'exposition de travailleurs au cours de 240 h de routine clinique à 1,5 T, 2 T et 4 T a aussi été menée [Fuentes et al., 2008] à l'aide du dosimètre du Queensland [Crozier et al., 2005]. Les résultats d'exposition ont été intégrés, moyennés et les valeurs pic ont été récupérées, à la fois pour l'induction magnétique (B) et sa dérivée temporelle ($d\mathrm{B}/dt$). Ces données ont été comparées aux limites définies par l'ICNIRP, l'UE et le standard IEEE. Les pics de B ne dépassaient pas les limites. Toutes les autres valeurs les dépassaient.

Un dosimètre industriel (Mr.dose_TM, Wave Instrument Pty Ltd) a été utilisé pour mesurer l'exposition (B et $d\mathrm{B}/dt$) d'ingénieurs de maintenance IRM pendant certaines tâches de routine [de Vocht et al., 2009] et la comparer avec [UE, 2004]. La TWA (*Time-Weighted Average*) de B ne dépassait pas la limite là où les pics de $d\mathrm{B}/dt$ dépassaient.

Une mesure a également été effectuée sur des radiologues interventionnels pendant dix-huit heures d'opérations [Roh et al., 2009]. L'induction magnétique moyenne était égale à 5,83 mG, 70 % de la durée d'exposition dépassait 2 mG. Un capteur permettant de mesurer B, $d\mathrm{B}/dt$ et la variation de flux à travers une bobine ($d\phi/dt$) a été développé par [Groebner et al., 2011] et testé sur vingt-cinq travailleurs et trois IRM différentes (allant jusqu'à 7T). Les limites définies par [UE, 2004] étaient quasiment toujours dépassées en pic comme en moyenne.

Une étude rétrospective a été menée par [Bongers et al., 2014] basée sur l'analyse de l'activité un travailleur (questionnaire d'une heure) pour estimer son exposition. Vingt-deux employés ont été interrogés et dix-neuf ont été retenus correspondant à quinze activités professionnelles différentes. Le modèle de mesure basé sur le questionnaire a montré une bonne corrélation avec des mesures effectuées avec un dosimètre (Mr.dose_TM, Wave Instrument Pty Ltd). L'exposition annuelle estimée allait de 10 à 10 000 T.$min^{-1}$. Le suivi de l'exposition s'est étendu de 1984 à 2009. Une légère diminution a été constatée autour de 1996 concordant avec l'introduction des règles de sécurité IRM. L'exposition a augmenté de nouveau par la suite avec l'introduction des IRM 3 T.

Une étude a été menée par [van Nierop et al., 2014] sur 31 volontaires sains effectuant des tâches neurocognitives sous l'influence d'un champ magnétique enregistré par le dosimètre du Queensland. Une haute significativité a été obtenue entre l'augmentation du champ et la diminution des performances pour les tâches définies.

Une étude comparative a été menée utilisant le Holaday HI3550 (Holaday Industries, Inc., Etats-Unis) et le *Talete System Magnetic Dosimeter* (TSMD, Tecnorad, Italy) en comparaison du teslamètre THM1176 (Metrolab, Suisse) [Acri et al., 2014]. Une analyse de l'exposition basée sur l'intégration de l'exposition au cours du temps avec l'application d'une fonction de coût (pondérant le cumul en fonction de l'intensité de champ) imposée par la législation italienne a été proposée. Les résultats étaient consignés sur une "*special dose card*" à la fin de chaque

journée d'acquisition. Les mesures ont été effectuées sur différents centres : 0,25 T, 0,35 T, 0,5 T, 1,5 T et 3 T. Aucune différence significative n'a été observée entre les capteurs. Les résultats indiquaient la nécessité de n'avoir que peu de patients pour rester sous les limites définies par la norme italienne. Le cumul de l'exposition est présenté comme un bon outil d'analyse de l'exposition grâce à la fonction de coût.

Une étude beaucoup plus importante a été menée par [Schaap et al., 2016] sur quatorze centres pour un total de 439 acquisitions effectuées avec le dosimètre du Queensland. Les données d'exposition ont été couplées avec un questionnaire permettant d'analyser l'organisation du travail. Pour un IRM corps entier, l'exposition augmente de 30 à 40 % par T. La tendance est inversée pour les IRM pré-clinique. L'analyse de l'exposition portait essentiellement sur la TWA de B et $d\mathrm{B}/dt$.

Une courte étude menée par [Yamaguchi-Sekino et al., 2015] a porté sur six manipulateurs IRM sur une IRM 3 T suivis à l'aide d'un THM1176 au niveau de la tête et de trois caméras. Une procédure de sécurité (zone de restriction 30 cm autour de la table de l'IRM) a préalablement été définie. Il a été demandé aux sujets d'effectuer des "faux mouvements" de la tête avec et sans prise en compte de la procédure définie. La prise en compte de la procédure diminuait l'exposition d'un facteur supérieur à cinq sans affecter les mesures de vitesse de déplacement des travailleurs mesurées par les caméras.

Enfin, une étude a été menée sur huit centres IRM et des travailleurs sélectionnés aléatoirement ([Batistatou et al., 2015]). Quatre-vingt-dix-huit (dont 71 % de manipulateurs) participants ont porté le dosimètre du Queensland pour 149 mesures. Les pics de B et $d\mathrm{B}/dt$ étaient plus importants chez les manipulateurs que pour les autres travailleurs. Les valeurs TWA de B et $d\mathrm{B}/dt$ étaient comparables avec celles de la littérature.

Sur ces 12 études, seuls [Batistatou et al., 2015] et [Schaap et al., 2016] ont réalisé plus de cent acquisitions. De plus, seul [Bongers et al., 2014] a effectué un suivi de l'exposition sur plusieurs jours. Aucune étude n'établit de matériel ou de méthodes pour réaliser un suivi à long terme de façon automatique ou semi-automatique permettant l'extraction de métriques cohérentes d'exposition pour, à la fois comparer l'exposition entre travailleurs et avec les limites des standards, mais aussi pour garder suffisamment de données pour d'éventuelles études futures. Enfin, l'information du travailleur et sa participation à l'optimisation de son exposition n'est pas non plus prise en compte dans ces études.

### 4.1.4 Objectifs

au vu des éléments présentés ci-dessus, le présent chapitre a pour objectifs :

— La validation du dispositif d'un point de vue technique sur un ensemble de mesures en conditions réelles.

— L'établissement de l'analyse et du suivi de l'exposition prenant en compte :

- L'adéquation avec les recommendation de la directive européenne [UE, 2013] et du décret français [RF, 2016]
- La définition d'outils et de métriques pratiques et cohérentes permettant l'exploitabilité des données dans de futures études.

- L'implication du travailleur dans le processus de mesure et de suivi pour l'amener à comprendre et maîtriser son exposition.
- Une collaboration avec la médecine du travail et le CHSCT pour établir un cadre à ce suivi.

— La validation pratique de la faisabilité d'un suivi systémique de l'exposition sur plusieurs travailleurs.

## 4.2 Définition des métriques

### 4.2.1 Utiliser B ou dB/dt ?

En terme d'exposition du travailleur au champ magnétique statique, la façon la plus simple de mesurer la valeur de l'induction magnétique à laquelle le travailleur est soumis est de calculer B la norme du vecteur de densité magnétique 4.1.

$$\mathrm{B} = \left\| \overrightarrow{\mathrm{B}} \right\| = \sqrt{\mathrm{B}_{\mathrm{X}}^2 + \mathrm{B}_{\mathrm{Y}}^2 + \mathrm{B}_{\mathrm{Z}}^2} \tag{4.1}$$

Cependant, nous avons vu que, lorsqu'un travailleur se déplace dans un champ magnétique, l'exposition observée au niveau du travailleur se comporte comme une variation très basse fréquence de l'induction magnétique au cours du temps, un $d\mathrm{B}/dt$. Nous avons aussi vu que cette variation était responsable des effets à court terme observés dans la littérature [Schenck, 2000, Glover, 2009, Schaap et al., 2014]. Par analogie avec B, l'exposition des travailleurs à la variation d'induction magnétique statique peut être définie par la norme de la variation des trois axes du vecteur d'induction magnétique 4.2.

$$d\mathrm{B}/dt = \left\| \overrightarrow{d\mathrm{B}/dt} \right\| = \sqrt{\left(\frac{\partial \mathrm{B}_{\mathrm{X}}}{\partial t}\right)^2 + \left(\frac{\partial \mathrm{B}_{\mathrm{Y}}}{\partial t}\right)^2 + \left(\frac{\partial \mathrm{B}_{\mathrm{Z}}}{\partial t}\right)^2} \tag{4.2}$$

Certaines études suggèrent de mesurer aussi une induction magnétique ($d\phi/dt$) à travers trois bobines conductrices caractérisées pour pouvoir extrapoler la variation de flux magnétique à l'intérieur du corps humain [Crozier et al., 2005, Fuentes et al., 2008, Groebner et al., 2011]. Une autre étude a défini une méthode basée sur des électrodes de surface pour montrer la tension induite en surface de la peau des travailleurs [Glover & Bowtell, 2008]. Bien que pouvant apporter une amélioration non négligeable de l'estimation, ces méthodes complexifient la mise en place pratique de la mesure, l'analyse des résultats et la compréhensibilité de ceux-ci. Le choix a été fait de ne prendre en considération que B et $d\mathrm{B}/dt$ pour le suivi de l'exposition des travailleurs.

### 4.2.2 Métriques communément utilisées

#### Pic : valeur maximale

La valeur pic est définie comme la valeur maximale de B ($B_{peak}$ en T, 4.3) ou de $dB/dt$ ($(dB)_{peak}$ en T.$s^{-1}$, 4.4).

$$B_{peak} = max \left\| \vec{B} \right\| = max(B) \tag{4.3}$$

$$(dB)_{peak} = max \left\| \overrightarrow{dB/dt} \right\| = max(dB/dt) \tag{4.4}$$

Ces valeurs ont l'avantage de pouvoir être mises directement en relation avec la législation européenne [UE, 2013] ainsi qu'avec la législation française [RF, 2016] et les standards les plus récents [ICNIRP, 2009a, ICNIRP, 2014b]. Elles permettent ainsi de pouvoir statuer si l'exposition dépasse ou ne dépasse pas les valeurs limites. Ceci fait qu'elles sont très largement utilisées dans la littérature [Fuentes et al., 2008, de Vocht et al., 2009, Groebner et al., 2011, Acri et al., 2014, Schaap et al., 2016, Yamaguchi-Sekino et al., 2015, Batistatou et al., 2015]. Cependant la valeur pic ne permet pas d'analyser de façon précise l'exposition. Un travailleur étant exposé très brièvement à 3 T aura une exposition plus importante qu'un travailleur étant exposé plusieurs heures à 1,5 T. Il s'agit donc d'une métrique d'une importance capitale pour l'étude de l'exposition mais présentant de sérieuses limites pour son analyse.

#### Exposition moyenne

L'exposition moyenne de B ($B_{average}$ en T, 4.5) et de $dB/dt$ ($(dB)_{average}$ en T.$s^{-1}$, 4.6) correspondent à la moyenne de l'ensemble des points acquis.

$$B_{average} = \frac{\sum_{i=1}^{N} B_i}{N} \tag{4.5}$$

$$(dB)_{average} = \frac{\sum_{i=1}^{N} (dB/dt)_i}{N} \tag{4.6}$$

La moyenne est assez peu utilisée dans la littérature [Groebner et al., 2011, Roh et al., 2009]. Elle présente l'avantage de considérer l'acquisition dans son ensemble et non plus uniquement la valeur maximale. Dans des conditions expérimentales identiques ou très proches, elle peut représenter un bon moyen pour comparer facilement deux mesures. Cependant, dans le cadre du suivi de l'exposition des travailleurs, les conditions expérimentales, notamment la durée de l'exposition, ne sont pas maîtrisables. La moyenne ne semble donc pas être une métrique adéquate pour ce cas de figure.

**TWA : exposition moyenne pondérée**

La notion de moyenne pondérée a été évoquée dans les anciennes recommandations de l'ICNIRP [ICNIRP, 1994] et reprise par la directive européenne [UE, 2004]. L'objectif est d'ajouter une fonction de coût dépendant de la durée d'exposition aux expositions temporelles moyennes de B ($B_{TWA}$ en T, 4.7) et de $dB/dt$ ($(dB)_{TWA}$ en T.$s^{-1}$, 4.8).

$$B_{TWA} = \frac{\sum_0^t B}{t} * TWCF \tag{4.7}$$

$$(dB)_{TWA} = \frac{\sum_0^t (dB/dt)}{t} * TWCF \tag{4.8}$$

TWCF (*Time Weighted Cost Function*) représente la fonction de coût à appliquer pour définir la métrique. Dans ce rapport la TWFC, a été fixée à huit heures, assimilées comme une journée de travail. Cependant, bien qu'assez largement utilisée dans la littérature [Fuentes et al., 2008, de Vocht et al., 2009, Schaap et al., 2016, Batistatou et al., 2015], aucune définition précise du calcul de la TWA ou de la définition d'une fonction de coût n'a été apportée. Or, les habitudes en terme de durée de travail sont différentes d'un pays à l'autre : la pondération temporelle peut être ainsi différente.

Malgré tout la TWA est un meilleure outil que la moyenne seule pour analyser la totalité d'une exposition (par opposition à la valeur pic). Elle présente cependant des désavantages : elle ne permettrait pas de différencier une forte exposition sur une courte durée d'une faible exposition sur une longue durée par exemple. Sa définition ne fait de plus pas consensus. Il s'agit donc d'un outil à utiliser avec précaution.

**Exposition cumulée**

La notion d'exposition cumulée peut paraître assez controversée étant donné qu'aucun effet de cumul d'une exposition au champ magnétique statique n'a été observée jusqu'à aujourd'hui [ICNIRP, 1994, Repacholi et al., 2006, ICNIRP, 2009a, ICNIRP, 2014b]. Elle peut néanmoins s'avérer intéressante pour observer la valeur totale de l'exposition d'un travailleur pour le B ($B_{cumul}$, en T.$min$, 4.9) et le $dB/dt$ ($(dB)_{cumul}$ en T.$s^{-1}.min$, 4.10).

$$B_{cumul} = \int B.dt \tag{4.9}$$

$$(dB)_{cumul} = \int (dB/dt).dt \tag{4.10}$$

La notion d'exposition cumulée a très peu été évoquée dans la littérature. [Acri et al., 2014] se sont basés sur un $B_{cumul}$ associé à une fonction de coût (non donné dans l'article) définie par une norme italienne. Cette métrique permettrait de distinguer une forte exposition sur une

courte durée d'une faible exposition sur une longue durée. Le fait même d'être dans une étude rétrospective a amené [Bongers et al., 2014] à devoir définir une exposition cumulée basée sur l'induction magnétique estimée pour une tache spécifique, la durée de la tâche et le nombre de tâches effectuées par an. Cette exposition cumulée (en $m$T.$min$) a ainsi pu être estimée sur une année entière. L'utilisation d'une telle métrique peut s'avérer important pour définir une "valeur unique", ou en l'occurrence deux valeurs uniques pour B et $d$B/$dt$, d'exposition sur une période donnée ($\mathrm{B}_{\mathrm{CE}}$, 4.11 et $(d\mathrm{B})_{\mathrm{CE}}$, 4.12).

$$\mathrm{B}_{\mathrm{CE}} = \sum_{p} \mathrm{B}_{cumul} \tag{4.11}$$

$$(d\mathrm{B})_{\mathrm{CE}} = \sum_{p} (d\mathrm{B})_{cumul} \tag{4.12}$$

$p$ représente ici la période considérée. Ces métriques permettraient ainsi d'obtenir une vision globale assez succincte et très générique de l'exposition d'un travailleur, mais permettant de réaliser une comparaison de l'exposition sur une grande échelle de temps.

#### Conclusion sur les métriques communes

Les métriques précédemment définies peuvent permettre à la fois une adéquation directe aux valeurs limites (pic d'exposition) ainsi qu'offrir une vision globale d'une acquisition donnée (TWA) ou d'une exposition sur une longue période (cumul). Cependant elles n'offrent pas la possibilité d'une analyse et d'une comparaison détaillée de l'exposition du travailleur. Or une analyse plus poussée de l'exposition pourrait permettre à un travailleur d'observer les zones "critiques" de son exposition et ainsi lui permettre d'optimiser son activité pour réduire son exposition et diminuer voir supprimer les éventuels effets transitoires annoncés dans le premier chapitre. De nouvelles métriques ont ainsi dû être développées.

### 4.2.3 Proposition de nouvelles métriques

L'idée principale de ces nouvelles métriques est de proposer une analyse plus détaillée de l'exposition au cours d'une acquisition unique ou d'une série de plusieurs acquisitions. Ces métriques sont basées, pour B comme pour $d$B/$dt$, sur le temps passé pour différentes plages d'induction magnétique.

#### Nouvelles métriques pour B

La définition des plages d'induction magnétique (tableau 4.1) part du constat de la rapide décroissance de l'induction magnétique. Le travailleur IRM passera ainsi la majeure partie de son activité sous une faible induction (< 0,1 T). Plusieurs plages ont ainsi été définies entre cette valeur et le seuil de détection de notre capteur (0,025 T). Au-delà de cette valeur, un nombre de

plage moins important a été défini pour ne pas surcharger d'informations le travailleur. Parallèlement, un code couleur, allant du vert (très basse induction) au violet (induction supérieure à la limite) a été défini pour plus de lisibilité. De plus, la couleur grise a été affectée aux valeurs d'induction inférieure au seuil de détection (en dehors de l'influence du champ magnétique statique de l'IRM).

TABLEAU 4.1 – Plages d'induction magnétique permettant la définition de durée d'exposition.

| Numéro de la plage | Induction magnétique (T) | Couleur associée |
|---|---|---|
| 1 | < 0,025 | Gris |
| 2 | [0,025 ; 0,05[ | Vert |
| 3 | [0,05 ; 0,075[ | Vert |
| 4 | [0,075 ; 0,1[ | Vert |
| 5 | [0,1 ; 0,25[ | Vert |
| 6 | [0,25 ; 0,5[ | Jaune |
| 7 | [0,5 ; 0,75[ | Orange |
| 8 | [0,75 ; 1,0[ | Orange |
| 9 | [1,0 ; 1,5[ | Rouge |
| 10 | [1,5 ; 2,0[ | Rouge |
| 11 | > 2,0 | Magenta |

En conséquence, onze durées différentes ($[\mathrm{B}_{duration}]_1$ à $[\mathrm{B}_{duration}]_{11}$) ont pu être définies basées sur le modèle 4.13 et les plages d'induction magnétique définies sur le tableau 4.1.

$$[\mathrm{B}_{duration}]_n = \sum \mathrm{B}_i \in plage_n \Delta t_i \tag{4.13}$$

Par ailleurs, la définition de ces durées d'exposition a permis d'amener la notion de durée totale d'exposition (DTE ou TED) comme étant égale au temps total passé sous une induction magnétique supérieure à 0,025 T 4.14.

$$\mathrm{TED} = \mathrm{DTE} = \sum \mathrm{B}_i \in plage_{2-11} \Delta t_i \tag{4.14}$$

Cette durée permet, au même titre que la TWA, une analyse plus globale de l'exposition pour comparaison entre les travailleurs.

**Nouvelles métriques pour $d\mathrm{B}/dt$**

Au même titre que le B, des temps passés pour différentes plages de variation d'induction magnétiques ont été définis 4.15. Le nombre de plages considérées (tableau 4.2) est moins important que celui de B car la dérivation temporelle induit une augmentation du bruit de mesure entraînant un seuil de détection égal à 0,25 T.$s^{-1}$ sur ce signal. La valeur maximale (2,7 T.$s^{-1}$) est définie par [ICNIRP, 2014b].

Sept durées différentes ont ainsi pu être définies 4.15. Comme pour pour B, ces plages de variation d'induction on pu permettre la définition d'une métrique permettant une analyse plus générale, la variation totale d'exposition (VTE ou TEV) 4.16.

TABLEAU 4.2 – Plages de variation d'induction magnétique permettant la définition de durée d'exposition.

| **Numéro de la plage** | **Variation de l'induction magnétique** (T.$s^{-}1$) | **Couleur associée** |
|---|---|---|
| 1 | < 0,25 | Gris |
| 2 | [0,25 ; 0,5[ | Vert |
| 3 | [0,5 ; 1,0[ | Jaune |
| 4 | [1,0 ; 1,5[ | Orange |
| 5 | [1,5 ; 2,0[ | Rouge |
| 6 | [2,0 ; 2,7[ | Rouge |
| 7 | > 2,7 | Magenta |

$$[(d\mathrm{B})_{duration}]_n = \sum (d\mathrm{B})_i \in plage_n \Delta t_i \tag{4.15}$$

$$\mathrm{VTE} = \mathrm{TEV} = \sum (d\mathrm{B})_i \in plage_{2-7} \Delta t_i \tag{4.16}$$

### 4.2.4 Établir un critère de comparaison

Comme nous l'avons vu dans le chapitre 2 ainsi que dans la première partie du présent chapitre, seules les valeurs pic permettent de se conformer aux valeurs limites définies pour le champ statique et les mouvements dans le champ statique. Nous avons vu également que cette notion de pic ne permettait pas l'analyse précise de l'exposition des travailleurs ni la comparaison de l'exposition entre les travailleurs. D'autres métriques ont ainsi été définies ou extraites de la littérature pour permettre cette analyse et cette comparaison. Cependant aucune valeur limite n'est prévue pour ces métriques. Il peut donc paraître difficile de pouvoir statuer si, à partir de ces métriques, une exposition peut être considérée comme "normale" ou non. La présente section s'attache à définir un critère de comparaison pour cette "normalité" et permettre de positionner une exposition par rapport à cette dernière.

#### Outils de contrôle qualité

Les outils de contrôle statistique de la qualité sont très utilisés dans le milieu de l'industrie pour détecter les erreurs au sein d'une chaîne de fabrication, tout particulièrement lorsqu'un ensemble de facteurs peuvent causer des variations dans le processus. Largement décrits dans le littérature [Montgomery, 1988], ces outils ont été spécifiés pour le milieu médical [Benneyan, 1995, Benneyan, 1998c, Mohammed et al., 2008] puis mis en application aux milieu hospitalier [Benneyan, 1998a, Benneyan, 1998b], pour le contrôle des infections et de l'épidémiologie clinique. Les principes du SPC (*Statistical Process Control*) pour l'amélioration de la santé sont détaillés par [Benneyan, 1995]. L'objectif est, dans un processus donné, de discriminer les survenues naturelles des événements qui seraient statistiquement liés à un biais ou à une irrégularité et ainsi pouvoir les traiter, les gérer ou les supprimer. Par convention, pour un processus dit régulier, c'est-à-dire qui est censé se reproduire de façon plus ou moins identique, les observations ayant une très faible probabilité d'occurrence sont définies comme des

événements spéciaux ou des variations du processus. Le terme SPC se réfère ainsi à la stabilité et à la prédictibilité de ce processus au cours du temps : un processus parfaitement stable ne présentera que des variations naturelles et le comportement restera le même. L'un des outils le plus utilisé pour analyser cette stabilité est le graphique de contrôle (CC pour *Control Chart*). Il a été décrit la première fois par le Dr. Walter Shewart en 1924 dans les laboratoires de Bell et reste aujourd'hui l'outil de référence pour effectuer le contrôle qualité d'un processus. La forme générale du CC correspond à, en connaissant la moyenne $\mu$ et l'écart-type $\sigma$ de la population étudiée (la population des événements générés par le processus), la définition d'un graphique présentant les différents événements en fonction du temps ainsi que trois lignes de contrôle :

— CL (*Center Line*) : correspond à la ligne centrale et est définie par $\mu$, la moyenne arithmétique de la population.

— UCL (*Upper Control Limit*) : correspond à la ligne supérieure et est définie comme égale à $\mu + 3\sigma$.

— LCL (*Lower Control Limit*) : correspond à la ligne inférieure et est définie comme égale à $\mu - 3\sigma$.

Les CL, UCL et LCL peuvent aussi être fixées et définies comme des objectifs à atteindre. Les anomalies ou événements non-normaux correspondent aux événements dépassant les limites (UCL et LCL) ou répondant à au moins l'une des sept règles suivantes :

1. Huit événements consécutifs sont en-dessous ou au-dessus de la CL.
2. Douze événements sur quatorze consécutifs sont en-dessous ou au-dessus de la CL.
3. Trois événements consécutifs dépassent $2\sigma$ sur le même côté de la CL.
4. Cinq événements consécutifs dépassent $1\sigma$ sur le même côté de la CL.
5. Treize événements consécutifs dépassent $\pm 1\sigma$ des deux côtés de la CL.
6. Six événements consécutifs présentent une tendance croissante ou décroissante.
7. Des comportements cycliques ou périodiques sont détectés.

Un exemple de CC comme défini par [Benneyan, 1995] est présenté sur la figure 4.1.

Plus récemment, [Mohammed et al., 2008] a défini le graphique *xmr* comme un type de CC approprié pour les données continues correspondant à des mesures au cours du temps. Ce type de graphique a deux composantes :

— Un graphique $x$ qui correspond au CC effectué sur les $n$ valeurs observées.

— Un graphique $mr$ qui correspond au CC effectué sur les $n-1$ variations des valeurs observées.

La limite originelle de $3\sigma$ définie par Shewart est estimée à partir de $\overline{mr}$ la moyenne du graphique MR divisée par une constante empirique égale à 1,228 4.17.

$$limite = \overline{x} \pm 2,66\overline{mr} \tag{4.17}$$

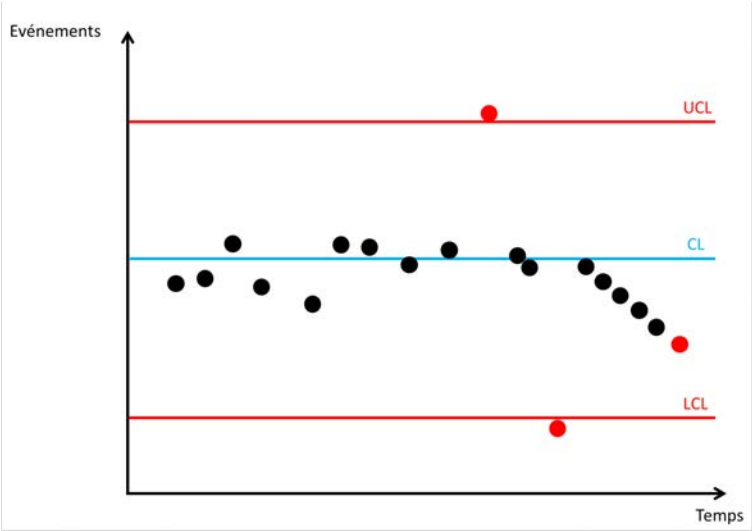


FIGURE 4.1 – Exemple de graphique de contrôle (CC) défini par [Benneyan, 1995]. UCL = limite haute, LCL = limite basse et CL = limite centrale. Les points noirs correspondent aux événements enregistrés et les points rouges correspondent aux événements indésirables ou non-naturels.

Avec $\overline{x}$ correspondant à la moyenne arithmétique observée graphique x, $\overline{mr}$ correspondant à la moyenne arithmétique pbservée sur le graphique mr et $2,66 = 3/1,128$. Le dernier élément à définir pour effectuer un bon CC est le nombre d'observations à prendre en compte. [Quevedo et al., 2016] distingue les CC de phase I et II, la phase II étant le cas où $\mu$ et $\sigma$ sont connus au niveau de la population et phase I le cas où ils ne le sont pas. Les applications pouvant utiliser la phase II sont définies comme très rares, entre vingt et trente échantillons permettent d'obtenir une estimation satisfaisante de $\mu$ et $\sigma$ pour la phase I. Le choix d'un plus grand nombre d'échantillons augmente la puissance du CC.

### Utilisation des outils de contrôle qualité

Les outils définis dans la section précédente sont des outils assez génériques qu'il convient d'adapter à notre problématique. Le processus que à étudier est par définition un processus dont les sources de variabilité sont multiples. Chaque travailleur a en effet une façon de travailler différente et donc une exposition différente, l'application d'un CC semble donc adéquate. La définition même du graphique xmr correspond bien à notre problème. Cependant le graphique MR complexifie son utilisation et les fortes variations intrinsèques à notre modèle sont susceptibles d'en altérer le calcul. Le choix a été fait de se focaliser uniquement sur le graphique x en prenant en considération les approximations de $\mu$ et de $\sigma$ apportées par [Quevedo et al., 2016]. Par ailleurs, calculer une LCL n'a pas vraiment de sens dans notre cas : l'exposition ne peut être négative et "l'idéal" d'exposition, permettant de supprimer tout effet ressenti, est une exposition "nulle" (en dehors de toute influance de l'IRM). Cette limite sera donc fixée à zéro. Effectuer un CC sur l'ensemble des métriques définies dans la section précédente serait compliqué à mettre en œuvre. Un choix sur les métriques à utiliser est donc à effectuer :

— Le pic paraît un bon choix de par son adéquation avec les valeurs limites.

— La TWA paraît un choix intéressant pour comparer l'exposition des travailleurs.

— La DTE va également dans ce sens : effectuer une comparaison entre DTE et TWA peut ainsi paraître intéressant.

Les sept critères décrivant un événement comme non naturel amenés par [Benneyan, 1995] semblent réellement adéquats pour notre problème. En effet les détections de tendance pourraient permettre, par exemple, de détecter si une nouvelle procédure d'acquisition d'image augmente ou diminue l'exposition. Néanmoins ces critères nécessitent la mise en place d'un CC dès qu'une acquisition est réalisée. Il s'agit d'un système réalisable d'un point de vue développement mais assez difficile à mettre en place. Dans le cadre d'une première approche de l'application des outils de CC au suivi de l'exposition, un critère unique de normalité a été défini comme étant égal à 80 % de l'UCL. Ainsi, toute exposition mesurée dépassant 80% de l'UCL définie sur les trente premières acquisitions sera considérée comme anormale et nécessitera une attention particulière.

## 4.3 Développement d'outils de mesure et d'analyse adaptés

### 4.3.1 Capteur

Le capteur d'induction magnétique défini dans le chapitre 2 est un bon outil pour effectuer la mesure de l'ensemble des métriques définies. La nécessité d'accéder aux différents éléments du capteur (allumage, carte SD, jack de charge) ainsi que les dimensions de la carte ne permettaient pas l'utilisation d'un boîtier générique. Un boîtier et un couvercle spécifiques ont donc du être dessinés (figure 4.2) à l'aide de l'outil OpenSCAD.

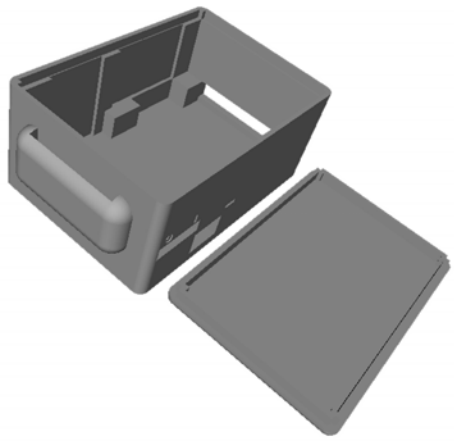

FIGURE 4.2 – Représentation 3D du boîtier et du couvercle spécifiquement dessinés pour l'exposimètre.

Ce boîtier a par la suite été imprimé en 3D (figure 4.3) permettant ainsi d'en réaliser de petites séries (autour de vingt pièces) relativement rapidement.

Le modèle du boîtier intègre aussi un passant permettant d'y adjoindre un cordon ou une pince pour le positionner plus aisément sur le travailleur (figure 4.4).

L'ensemble boîtier-capteur fournit donc les conditions nécessaires pour effectuer le suivi de

FIGURE 4.3 – Boîtier et couvercle du dispositif de mesure après impression.

FIGURE 4.4 – Passant et clip support permettant une fixation plus aisée du dispositif sur le travailleur.

l'exposition des travailleurs.

### 4.3.2 Quelles données afficher ?

Lors des premiers tests sur travailleur, il est apparu qu'afficher l'ensemble des métriques précédemment définies rendait l'information d'exposition trop complexe à analyser et embrouillait l'utilisateur. De plus, ce trop plein d'information complexifiait également la comparaison des expositions. Il peut s'avérer par contre important, dans le cadre d'un suivi à long terme du travailleur, de garder un maximum de métriques pour d'éventuelles études futures. En effet, même si les données brutes peuvent être conservées, devoir parcourir à nouveau les données pour calculer une métrique qui aurait pu être sauvegardée pourrait s'avérer très fastidieux si le nombre d'acquisitions est conséquent. Les choix suivants ont donc été effectués :

1. Concernant le suivi de l'exposition, l'ensemble des métriques précédemment définies sont à conserver.
2. Pour garder l'information la plus claire possible et parce que le décret français [RF, 2016] ne concerne que B, le choix a été fait de ne pas afficher ni prendre en compte le $d\mathrm{B}/dt$ dans le suivi réalisé.
3. Au vu de ses fortes limitations, la moyenne n'est pas affichée.
4. Pic, TWA, DTE et durées d'exposition sont donc présentés au travailleur et suivis dans cette étude. Concernant une acquisition, ces métriques seront affichées au regard des limites du décret et de celles extraites du CC effectué sur l'ensemble.

Concernant le second point, les travailleurs de certains centres sont plus concernés par leur exposition que d'autres et ont demandés à avoir un regard sur $d\mathrm{B}/dt$ également. Comme définie précédemment, la variation de l'induction magnétique présente un réel intérêt en terme d'exposition. Il parait donc important de garder cette possibilité. Cela sera discuté dans la section suivante.

### 4.3.3 Définition et implémentation d'un logiciel d'analyse et de gestion des données

Effectuer l'analyse des données acquisition par acquisition est extrêmement fastidieux dans le cadre d'une exposition à long terme. Il est de plus rapidement apparu important que les acquisitions puissent se faire de façon autonome au quasi autonome. En effet, le dispositif de mesure développé est facile à utiliser et les seules opérations nécessitant une manipulation d'un point de vue matériel sont le retrait et la décharge de la carte SD ainsi que la recharge du dispositif. Il a ainsi été nécessaire de développer un outil informatique suffisamment ergonomique pour pouvoir être utilisé par le travailleur et permettant d'effectuer le suivi à long terme.

### 4.3.4 Cahier des charges

au vu des éléments précédemment définis, le programme développé doit répondre aux critères suivants (figure 4.5) :

- Permettre la gestion de plusieurs utilisateurs (plusieurs travailleurs).
- Pouvoir ouvrir et lire les fichiers .CSV (les acquisitions) comprenant les données du capteur.
- A partir d'une acquisition être capable de calculer l'ensemble des métriques définies précédemment.
- Pouvoir sauvegarder les données initiales (brutes) d'une acquisition ainsi que les métriques calculées.
- Présenter une interface simple et ergonomique pour pouvoir être utilisée par tout travailleur IRM.

#### Développement

Pour répondre au cahier des charges, le schéma de développement suivant a été défini (figure 4.6) :

- Deux types d'usager sont définis : l'administrateur et l'utilisateur.
- L'administrateur peut :
  - Gérer (créer et supprimer) les utilisateurs
  - Lire et afficher une acquisition d'exposition (depuis un .CSV)

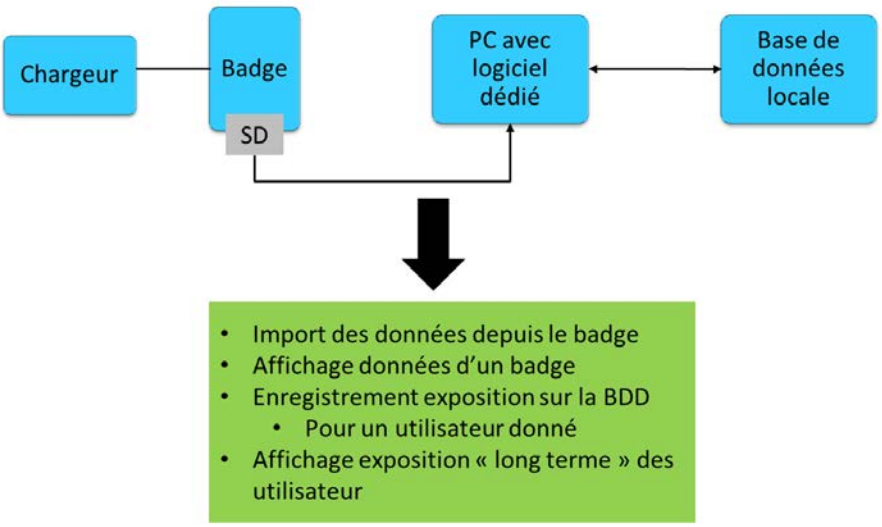


FIGURE 4.5 – Schéma de principe des outils permettant le suivi à long terme de l'exposition au champ magnétique statique. SD = carte SD où les données sont enregistrées. Badge = dispositif de mesure autonome et portable.

  — Récupérer et afficher une acquisition ou un ensemble (suivi) d'acquisitions pour n'importe quel utilisateur
— L'utilisateur peut :
  — Lire et afficher une acquisition d'exposition (depuis un .CSV)
  — Exporter (sauvegarder) cette acquisition vers la base de donnée
  — Récupérer et afficher une acquisition ou un ensemble (suivi) d'acquisitions qu'il a enregistré

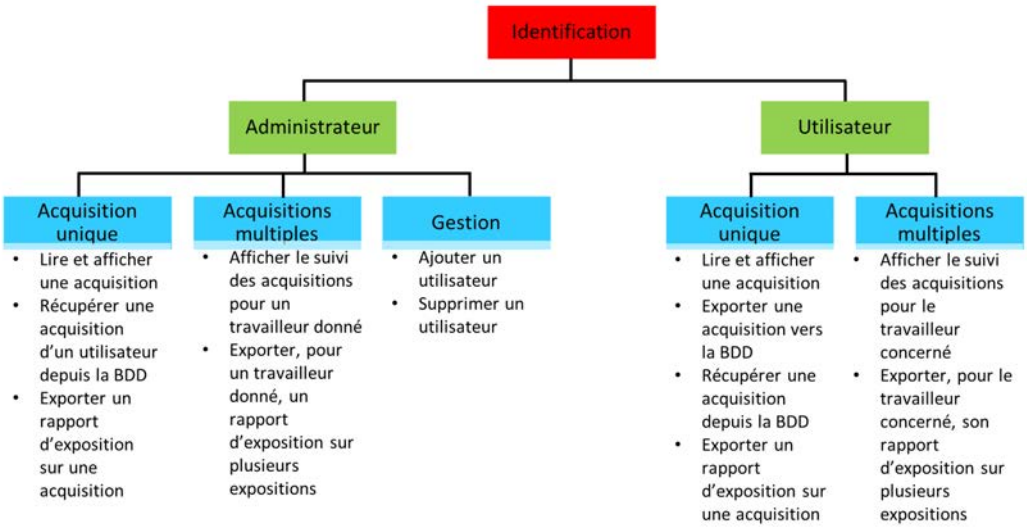


FIGURE 4.6 – Présentation générale du logiciel de traitement et de gestion des données d'exposition. BDD = Base De Données.

Sauvegarder l'ensemble des données brutes sur une base de données (BDD) n'est clairement pas envisageable. Pour donner un exemple une acquisition de huit heures fait environ une trentaine de Mo. Lors de l'export des données vers la BDD par l'utilisateur, les données

brutes son transférées depuis la BDD vers un espace disque local pour être sauvegardées. Le fichier .CSV est ainsi conservé et renommé en fonction du nom de l'utilisateur et de la date d'acquisition. Cependant, pour ne pas avoir à parcourir à nouveau l'ensemble des points de mesure enregistrés lors de la nécessité d'accéder à une acquisition sauvegardée, les métriques sont enregistrées sur la BDD. Elle a ainsi une structure assez simple (figure 4.7), composée de deux tables : (i) *User*, définissant l'identification et les paramètres (principalement savoir s'il s'agit d'un utilisateur simple ou d'un administrateur) des différents travailleurs et (ii) *Acquisition* identifiant une acquisition (date et identifiant de l'utilisateur l'ayant réalisée) et enregistrant les métriques. Cette structure simple nous a permis d'utiliser le langage SQLITE pour développer cette BDD.

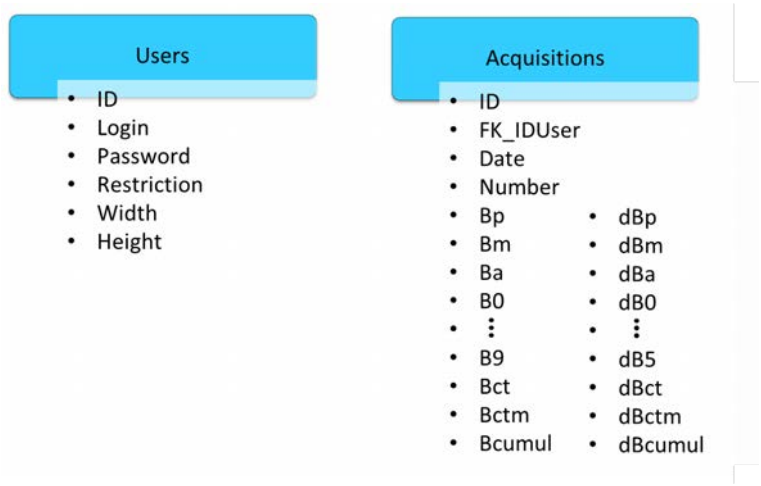


FIGURE 4.7 – Présentation des deux tables présentes dans la base de données SQLITE.

Le programme a été développé en C++ en utilisant les librairies Qt et QML pour son interface graphique (ou IHM pour Interface Homme-Machine).

### Présentation

Au démarrage de l'application, une fenêtre d'identification apparaît (figure 4.8). En renseignant les identifiants et mots de passe enregistrés dans la BDD, l'utilisateur pourra soit accéder à l'interface utilisateur, soit accéder à celle de l'administrateur.

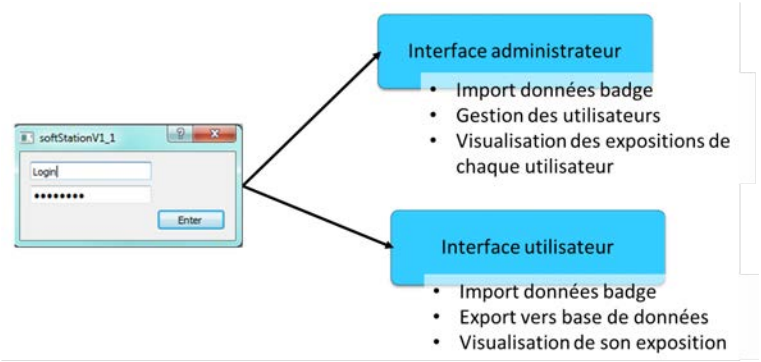


FIGURE 4.8 – Fenêtre d'identification permettant d'accéder à l'interface utilisateur ou à l'interface administrateur.

L'interface administrateur (figure 4.9) comme utilisateur (figure 4.13) se présente en deux parties :

— Une partie "contrôle" (partie de gauche, chiffre 1 des figures 4.9 et 4.13) permet d'accéder au différentes commandes disponibles.
— Une partie "affichage" (partie de droite, chiffre 2 des figures 4.9 et 4.13) affiche les différents résultats d'exposition disponibles.

Concernant l'interface administrateur sur la figure 4.9 :

— Un bouton (3) permet de lire un fichier d'exposition (.CSV).
— Le commutateur (4) permet d'alterner entre commandes sur les mesures et celles sur la gestion des utilisateurs.
— La figure 4.9 ayant le premier commutateur (4) en mode "mesure", le second commutateur (5) permet de passer d'une acquisition unique à un suivi de plusieurs acquisitions.
— La figure 4.9 est en mode "Acquisition unique", le liste déroulant (5) permet de sélectionner un utilisateur.
— La liste déroulante (6) permet de sélectionner une acquisition qui sera affichée. Cela remplacera l'éventuelle acquisition importée depuis un fichier .CSV (1).
— Le bouton (8) permet de redémarrer l'interface (de changer d'utilisateur).
— Le bouton 9 permet d'exporter l'exposition (ou le suivi d'exposition) affiché vers un document .PDF présentant un rapport d'exposition.

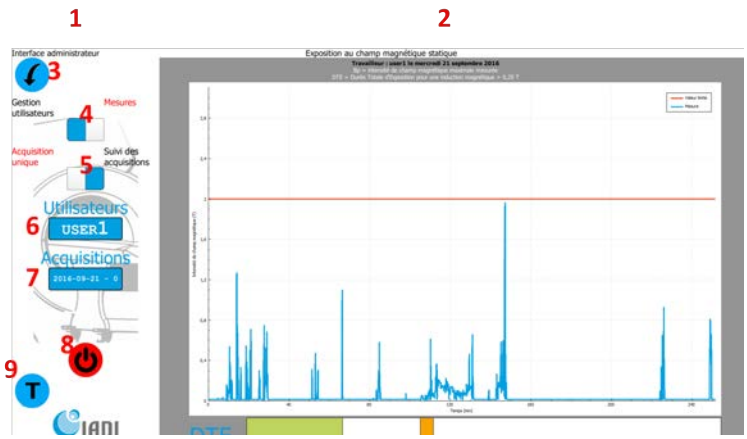


FIGURE 4.9 – Interface administrateur en mode "Mesures" et "Acquisition unique". 1 : panneau de contrôle ; 2 : panneau d'affichage de l'exposition ; 3 : bouton d'import de données d'exposition (.CSV) ; 4 : commutateur "Gestion utilisateurs" (ajout, suppression) / "Mesures" (acquisition unique ou multiples) ; 5 : commutateur "Acquisition unique" / "Suivi des acquisitions" (acquisitions multiples) ; 6 : liste déroulante de sélection des utilisateurs ; 7 : liste déroulante de sélection des acquisitions (pour l'utilisateur sélectionné) ; 8 : bouton de redémarrage (déconnexion) ; 9 : bouton permettant l'export de l'exposition afficher vers un pdf (rapport d'exposition).

La figure 4.10 présente l'interface administrateur en mode "Mesures" et "Suivi des acquisitions". Elle permet d'afficher l'exposition de l'utilisateur sélectionné sur la liste déroulante (1)

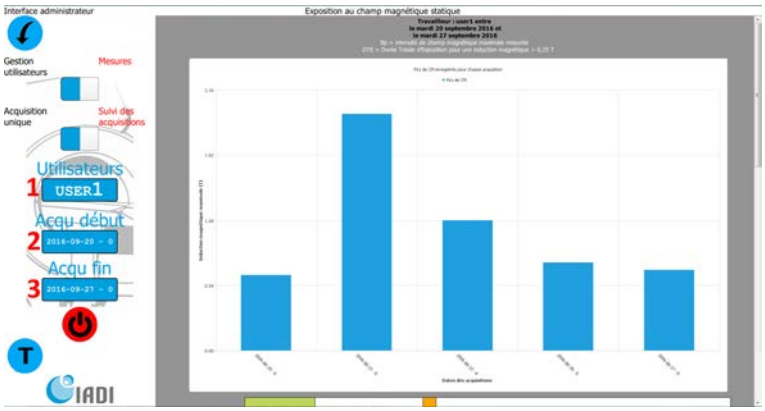


FIGURE 4.10 – Interface administrateur en mode "Mesures" et "Suivi des acquisitions", affichage d'un suivi de l'exposition entre plusieurs acquisitions. 1 : Sélection de l'utilisateur ; 2 : sélection de l'acquisition de début ; 3 : sélection de l'acquisition de fin.

à travers plusieurs acquisitions entre celle (acquisition début) sélectionnée sur la liste déroulante (2) et celle (acquisition fin) sélectionnée sur la liste déroulante (3). Pour ne pas encombrer l'interface, un maximum de dix acquisitions est affiché ici.

La figure 4.11 présente l'interface administrateur en mode "gestion utilisateurs" et "Ajouter utilisateur". Elle permet donc l'ajout d'un nouvel utilisateur à partir d'un identifiant unique renseigné dans la zone (1) et d'un mot de passe renseigné dans la zone (2) et après validation par le bouton (3).

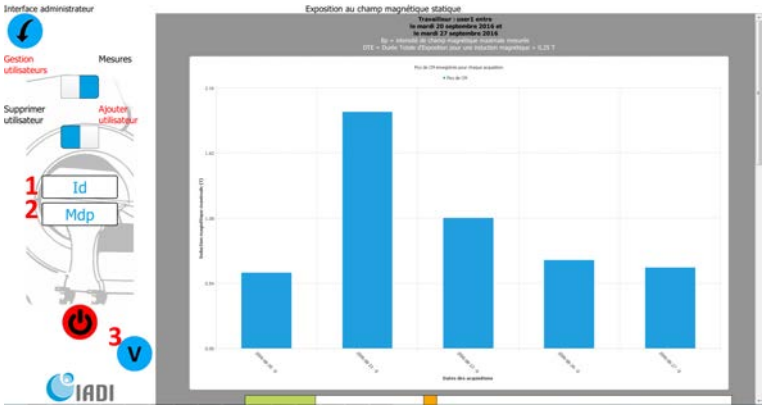


FIGURE 4.11 – Interface administrateur en mode "gestion utilisateurs" et "Ajouter utilisateur" permettant l'ajout d'un nouvel utilisateur à partir d'un identifiant unique renseigné dans la zone (1) et d'un mot de passe renseigné dans la zone (2) et après validation par le bouton (3).

La figure 4.12 présente l'interface administrateur en mode "Gestion utilisateur" et "Supprimer utilisateur". Elle permet de supprimer l'utilisateur sélectionné sur la liste déroulante (1) après validation par le bouton (2).

La figure 4.13 présente l'interface utilisateur. Les zones (1) et (2) représentent respectivement le panneau de contrôle et l'affichage de l'exposition. En sélectionnant le mode "Acquisition unique" via le commutateur (5), une seule acquisition est affichée en (2), pouvant être issue d'un fichier de données .CSV via le bouton (3) ou d'une exposition sauvegardée via la liste déroulante (6). En cas de lecture d'un fichier de données .CSV, le bouton (4) permettant de sauvegarder l'acquisition courante vers la BDD apparaît. Les boutons (7) et (8) permettent, comme sur l'interface administrateur, de se déconnecter et d'exporter un rapport d'exposition.

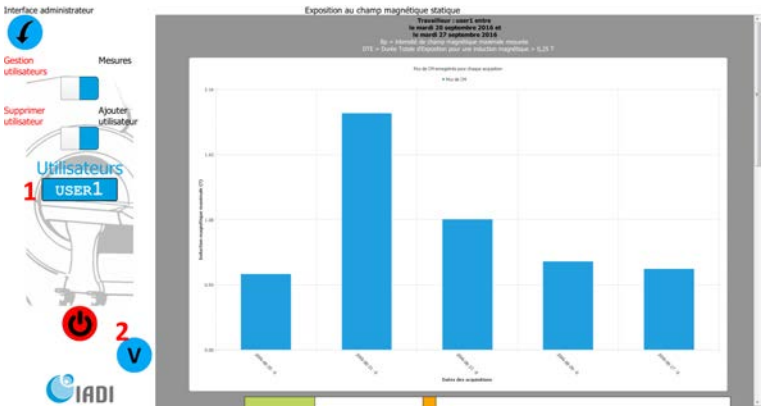


FIGURE 4.12 – Interface administrateur en mode "Gestion utilisateur" et "Supprimer utilisateur" : suppression de l'utilisateur sélectionné par la liste déroulante (1) après validation via le bouton (2).

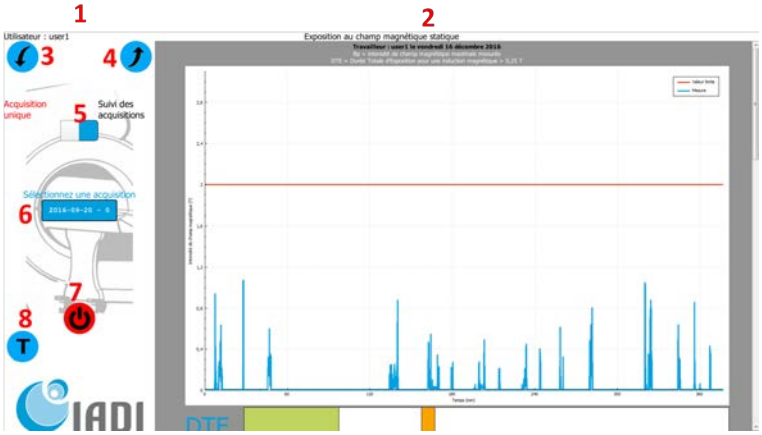


FIGURE 4.13 – Interface utilisateur en mode "Acquisition unique". 1 : panneau de contrôle ; 2 : affichage de l'exposition ; 3 : bouton permettant la lecture de données d'exposition .CSV ; 4 : bouton permettant la sauvegarde de l'exposition vers la BDD ; 5 : commutateur entre acquisition unique et suivi de plusieurs acquisitions ; 6 : liste déroulante permettant d'afficher une exposition précédemment sauvegardée ; 7 : bouton de déconnexion ; 8 : bouton de génération d'un rapport d'exposition pdf.

La figure 4.14 présente l'interface utilisateur en mode "Suivi des acquisitions". Elle permet d'afficher le suivi de l'exposition à travers plusieurs acquisitions depuis une acquisition de début sélectionné en (1) à une acquisition de fin sélectionnée en (2).

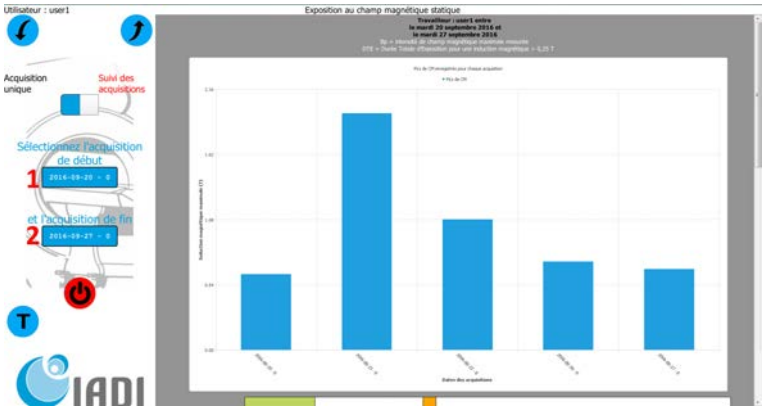


FIGURE 4.14 – Interface utilisateur en mode "Suivi des acquisitions". 1 : acquisition de début ; 2 : acquisition de fin.

## 4.4 Mise en place pratique

Les outils définis précédemment nous permettent donc d'effectuer des mesures de façon autonome au niveau de centre IRM. L'ensemble des étapes liées à la fabrication, à la calibration du dispositif, à la fabrication et l'assemblage du boîtier, ainsi qu'à la vérification de l'ensemble entraînent un temps de fabrication relativement long du dispositif. Nous sommes parvenus, dans un premier temps, à fabriquer, calibrer et contrôler vingt dispositifs nous permettant de commencer les mesures.

### 4.4.1 Hôpital central

Il s'agit de l'étude de l'exposition des manipulateurs du centre de neuro-radiologie de l'hôpital central de Nancy. Dix-huit travailleurs alternent pour faire fonctionner deux IRM (1,5 T et 3 T) ainsi que plusieurs autres dispositifs d'imagerie médicale. Au cours d'une journée de travail, un manipulateur ne reste pas uniquement à l'IRM mais peut changer de dispositif d'imagerie. Le logiciel d'analyse ainsi que cinq badges et deux chargeurs ont été mis à disposition des travailleurs de ce centre le jeudi 28 avril 2016. Les acquisitions ont débuté le mardi 17 mai 2016. L'exposition de ces travailleurs est encore en acquisition lors de l'écriture de cette thèse, en février 2017. Des points réguliers sont effectués avec Joris Piffre, le manipulateur responsable de la mesure sur site. Les premières mesures ont été effectuées avec une ancienne version du logiciel. Un premier recueil de données a été fait le mardi 21 juin 2016. A partir de ce recueil et de la discussion avec le personnel, les réflexions et développements définis précédemment ont pu être réalisés. Nous avons choisi d'extraire les acquisitions dont une au moins des métriques considérées dépassaient 80 % de l'UCL. Un rapport a été généré et présenté au travailleur concerné pour chacune de ces expositions. Par la même, concernant le suivi des expositions, un rapport a été généré dès que dix acquisitions ont été effectuées sur un même travailleur.

### 4.4.2 Neurospin

Le centre Neurospin du CEA Saclay (Gif-sur-Yvette) est un centre particulièrement intéressant en terme d'exposition du travailleur de par la diversité des machines utilisées par ce centre : IRM cliniques 3 T et 7 T, IRM pré-cliniques 7 T, 11,7 T et 17,2 T, plus une IRM clinique 11,7 T prévue pour 2017. Le suivi de l'exposition des travailleurs de ce centre a commencé le mercredi 28 octobre 2016 et est encore en cours, en février 2017. Notamment de par leur appartenance au CEA, les travailleurs de ce centre sont depuis longtemps investis dans leur protection. Ils ont ainsi été demandeurs de l'affichage de leur exposition en $d\mathrm{B}/dt$.

### 4.4.3 ICube

L'équipe ICube du CHU de Strasbourg possède une IRM 1,5 T dédiée à l'imagerie interventionnelle principalement pour des opérations de cryo-ablation. Étudier l'exposition du personnel dans ce cadre est donc très intéressant car correspond à une utilisation différente de la rou-

tine clinique. par ailleurs ce type de travailleur doit nécessairement être présent à proximité de l'appareil lors de l'acquisition d'image pour pouvoir réaliser l'acte chirurgical. Leur exposition devrait ainsi être différente de l'exposition d'un travailleur IRM "classique". La mise en place du suivi dans ce centre a été effectuée le 29 septembre 2016 et continue encore aujourd'hui, en février 2017.

## 4.5 Résultats

### 4.5.1 Premières acquisitions longues

Pour tester le dispositif dans des conditions réelles, une première acquisition longue durée a été réalisée dans en fin d'année 2014 sur un MERM travaillant à 3 T. La durée d'acquisition était de 3 h 45 min et le dispositif était placé dans la poche thoracique de la blouse. Durant cette acquisition, le travailleur a été exposé à une induction magnétique supérieure à 2 T pendant seulement trois secondes et son dB/dt maximal était de 28,7 T.$s^{-1}$. Ces résultats ont donné lieu à une présentation orale aux JFR (Journées Française de Radiologie) de 2014, présentation traitant de la faisabilité d'une mesure à long terme. Néanmoins la mise en place de cette étude n'a pas été simple, nécessitant notamment de récupérer les données en fin d'acquisition, les traiter et présenter les résultats au volontaire a posteriori. La nécessité d'un logiciel de traitement adapté, comme présenté en 4.3.3, s'est donc avérée nécessaire.

### 4.5.2 Hôpital central

Les expositions des travailleurs de l'hôpital central ont été récoltées le mardi 5 juillet 2016 entraînant un suivi de l'exposition sur un peu plus de deux mois. 123 acquisitions ont ainsi pu être récoltées sur dix-huit travailleurs. Les valeurs pic, TWA et DTE moyennes étaient respectivement égales à 0,81 T (± 0,64), 0,11 T (± 0,08) et 3,86 min (± 5,24). La limite du décret (2 T) a été dépassée une seule fois, au moment de la $89^{ième}$ acquisition (valeur pic égale à 2,45 T). Pour cette même acquisition, la TED correspondait à 3,22 min. La TED maximale a été obtenue au niveau de la $87^{ième}$ acquisition et était égale à 13,43 min. La valeur pic, pour cette même acquisition, était de 1,13 T.

**Contrôle qualité** Le graphique x appliqué au trente premiers résultats de $B_{peak}$ est présenté sur la figure 4.15. Les UCL et CL étaient respectivement égales à 1,48 T et 0,77 T. La LCL a été fixée à zéro. Deux acquisitions ont dépassé UCL/2 et une valeur a atteint l'UCL. Douze mesures sur les trente étaient au-dessus de la CL.

Un graphique de contrôle type x a également été appliqué aux trente premières TWA ( figure 4.16). UCL et CL étaient respectivement égales à 0,19 T et 0,11 T. La LCL a été fixée à zéro. Une acquisition étaient au-dessus de l'UCL (point rouge sur la figure 4.16) et cinq acquisitions correspondaient à l'une des sept règles de contrôle qualité. Plus de 75 % des acquisitions étaient au-dessus de la CL.

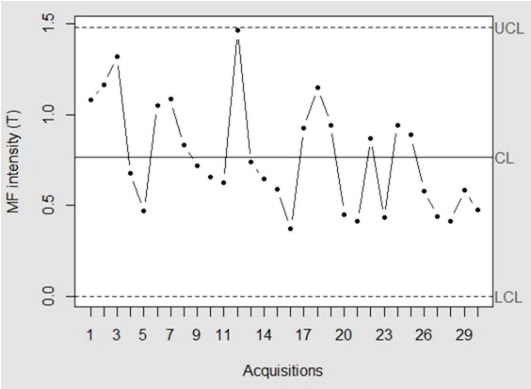


FIGURE 4.15 – Graphique x de contrôle qualité effectué sur les trente premières valeurs pics de la norme du vecteur d'induction magnétique. UCL = limite haute, CL = ligne centrale et LCL = limite basse.

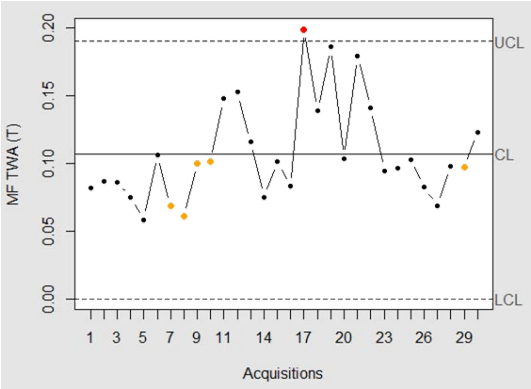


FIGURE 4.16 – Graphique x de contrôle qualité effectué sur les trente premières valeurs TWA de la norme du vecteur d'induction magnétique. UCL = limite haute, CL = ligne centrale et LCL = limite basse. Les points rouges représentent un dépassement de l'UCL et les points jaunes correspondent à des acquisitions répondant à au moins l'une des huit règles de contrôle qualité.

La figure 4.17 présente le résultat du graphique x de contrôle qualité effectué sur la DTE calculée sur les trente premières acquisitions. UCL et CL étaient respectivement égales à 11,41 min et 3,95 min. La CLC a été forcée à zéro. Deux mesures ont été égales à la CL. Onze mesures étaient en-dessous et dix-sept au dessus.

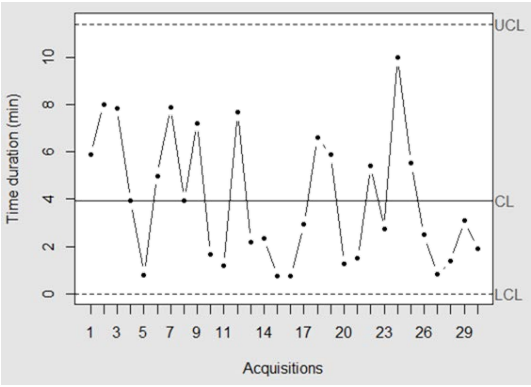


FIGURE 4.17 – Graphique x de contrôle qualité effectué sur les trente premières DTE de la norme du vecteur d'induction magnétique. UCL = limite haute, CL = ligne centrale et LCL = limite basse.

#### Rapports d'exposition sur acquisition unique

Un exemple de rapport d'exposition généré automatiquement pour une acquisition isolée est présenté sur la figure 4.18. Le pic d'induction magnétique et la DTE mesurés étaient respectivement égaux à 0,76 T et à 5,4 min. 80 % de la DTE était en-dessous de la plage numéro 5 (en dessous de 0,25 T) et le travailleur concerné a passé moins de 19 % de son temps total de travail exposé au champ magnétique statique de l'IRM. La durée d'exposition observée pour chaque plage d'induction magnétique dépassait la durée moyenne correspondante observée sur l'équipe. En accord avec la détection des expositions non-normales définie dans la section sur les outils de contrôle qualité, dix-huit rapports d'expositions ont été générés. L'UCL de $B_{peak}$ a été atteinte sur deux acquisitions et l'UCL de la DTE a été atteinte sur une.

#### Rapports d'exposition pour le suivi de plusieurs acquisitions

Un exemple de rapport généré automatiquement pour un suivi de dix acquisitions effectuées sur un même travailleur est présenté sur la figure 4.19. Les variations constatées allaient de 0,43 T à 1,15 T pour $B_{peak}$ et de 1,13 min à 9,99 min pour DTE. Pour chaque acquisition, plus de 50 % de la durée totale d'exposition était passée en-dessous de la plage 5 (inférieure à 0,25 T), sauf pour la seconde acquisition ou cette proportion était égale à 40 %. Cinq rapports de dix acquisitions ont été générés pour cinq travailleurs différents sur l'ensemble des données récupérées.

### 4.5.3 Neurospin

Le dispositif étant encore en cours de test, les données n'ont pas encore été collectées et analysées de façon précise. Un rapport après trois mois d'acquisition a néanmoins été effectué par l'équipe de Neurospin sur la base des données affichées par le logiciel. Trois MERM ont utilisé régulièrement le dispositif sur 99 journées d'acquisition au total, majoritairement à proximité d'une IRM 7 T. Les résultats semblent nettement différents de ceux obtenus auprès de l'hôpital central. Ces différences devront être confirmées par des analyses plus poussées. De même, une différence notable a été remarquée en terme d'exposition en fonction de la taille de l'utilisateur. Le volontaire de plus petite taille semblant plus exposé. Ici encore, des analyses plus poussées sont nécessaires pour confirmer ce sentiment. Quelques remarques techniques ont également été soulevées sur le logiciel, comme la volonté d'afficher également le dB/dt, la modification des plages d'induction magnétique pour les durées d'exposition ou la volonté de pouvoir afficher un suivi de plus de dix acquisitions.

### 4.5.4 ICube

Le dispositif est également encore en cours de test et les données n'ont, ici aussi, pas encore été collectées et analysées de façon précise. Le nombre de vacations IRM effectuées par les manipulateurs interventionnels est plus restreint : ce centre mettra plus de temps à retourner des données à grande échelle.

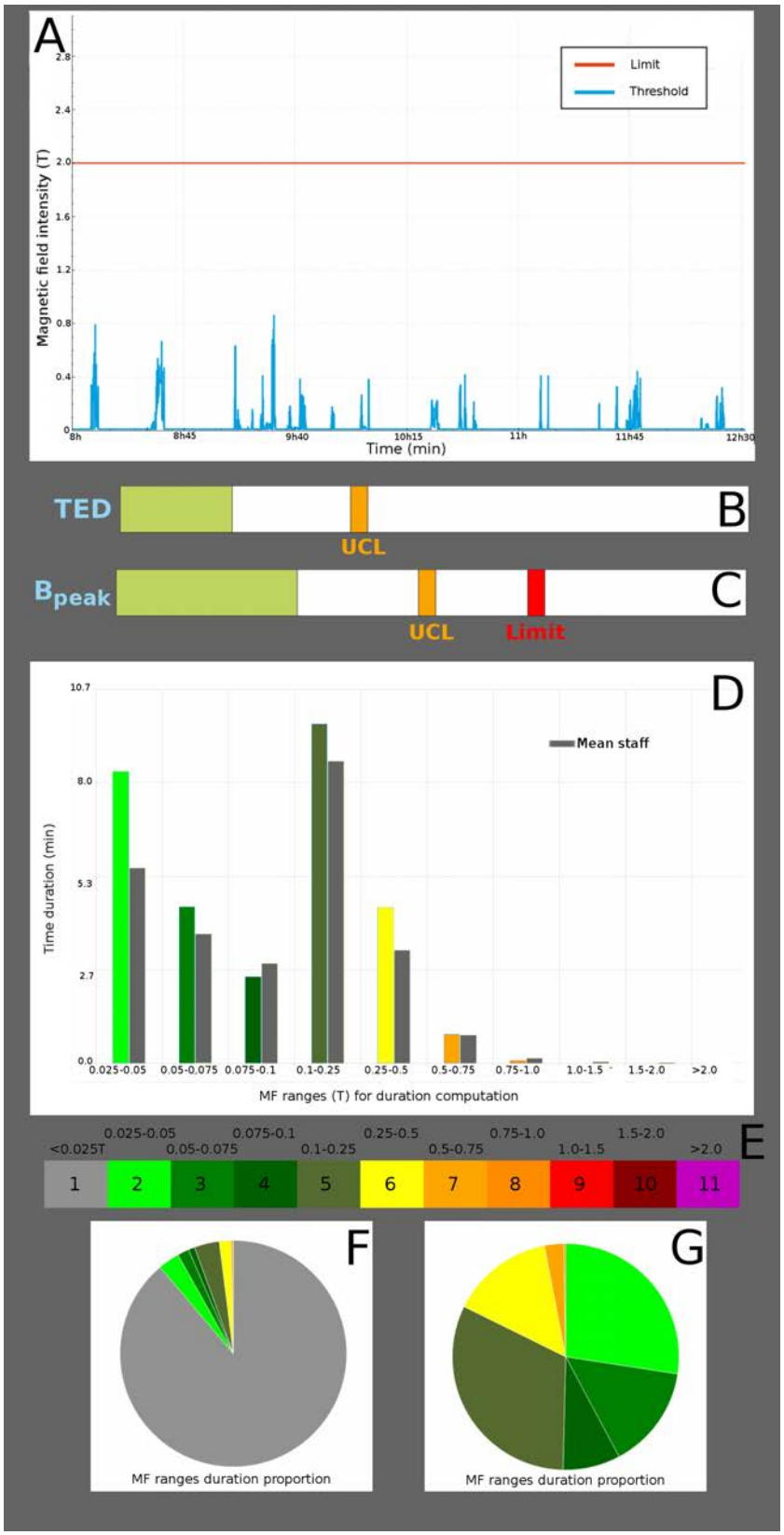


FIGURE 4.18 – Exemple de rapport généré automatiquement pour une acquisition isolée. A : norme du vecteur d'induction magnétique au cours du temps ; B : durée totale d'exposition (DTE, temps total passé au delà de 0,025 T) ; C : pic d'exposition. Les limites en rouge représentent la limite du décret 2016-1074 pour le champ magnétique statique, celles en jaunes sont les UCL calculées précédemment. D : durée d'exposition pour les différentes plages d'induction magnétique (e, bleu) avec les durées moyennes de l'équipe (en vert) ; F et G : diagrammes circulaires des durées d'exposition sous différentes plages d'induction magnétiques définies en E.

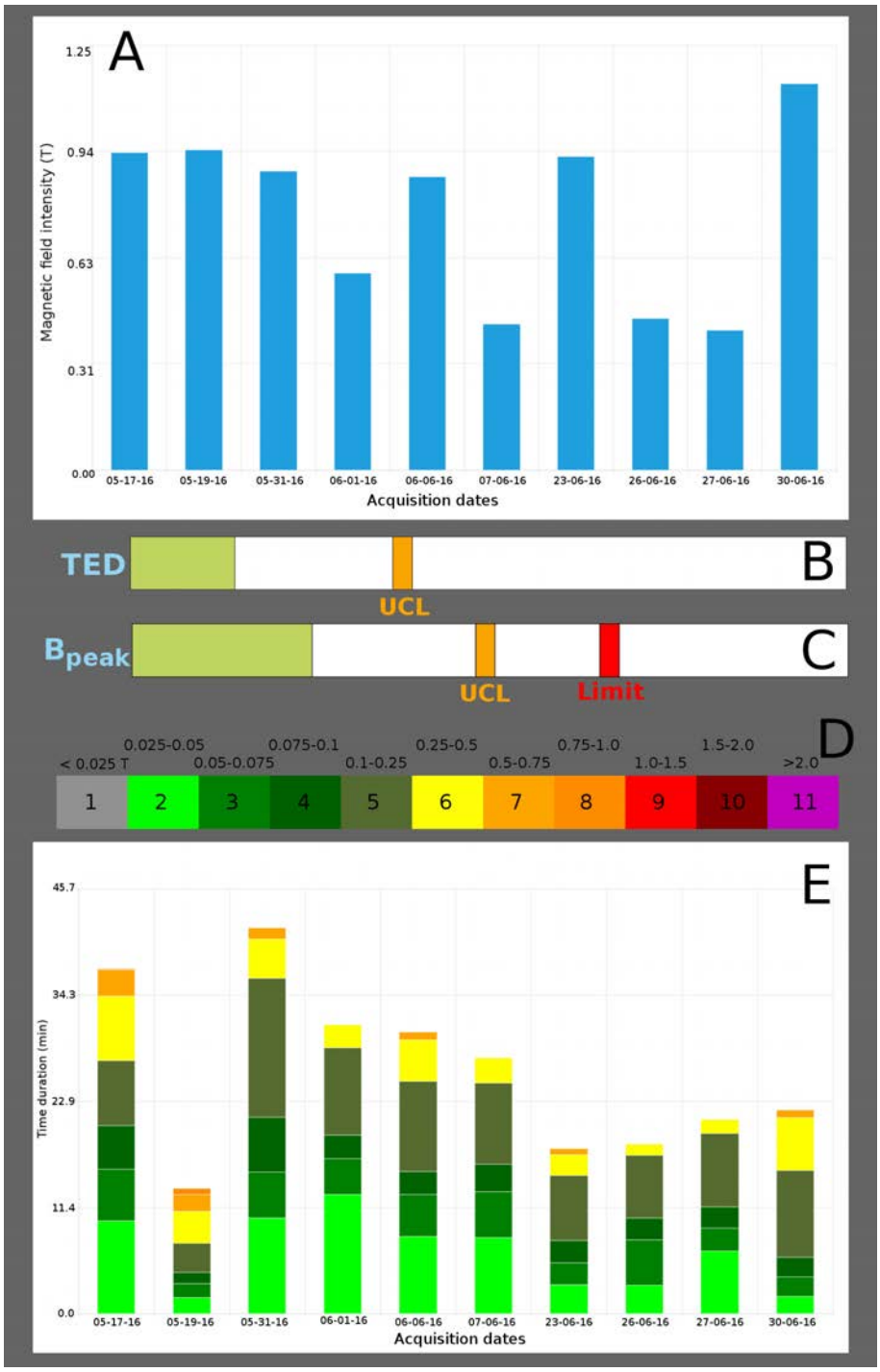


FIGURE 4.19 – Exemple de rapport généré automatiquement pour un suivi de dix acquisitions effectuées sur un même travailleur. A : variations des pics d'induction magnétique ; B et C : moyenne de la DTE et moyenne des valeurs pics calculées entre toutes les acquisitions ; E : suivi des différentes durées d'expositions pour les plages d'induction magnétique définies en D.

## 4.6 Discussion et conclusion

### 4.6.1 Hôpital central

En tant que premiers résultats, sur l'ensemble des 123 acquisitions, la limite d'induction magnétique établie par le décret a été dépassée seulement une fois. De plus, le temps passé en dehors du champ magnétique statique de l'IRM (inférieur à 0,025 T, seuil de détection du dispositif) représente plus de 80 % de la durée totale de travail. Ces données peuvent ainsi s'avérer rassurante pour l'exposition des travailleurs IRM allant dans le sens d'une exposition relativement faible au regard des limites établies. Cependant ces résultats concernent uniquement un centre de neuro-radiologie sur deux IRM différentes. En effet, cette activité particulière en radiologie ne nécessite pas de rester longtemps à proximité du tunnel de l'IRM, l'installation des patients étant assez rapide et ne nécessitant que peu de changements d'antennes. Ces résultats ne sont ainsi que peu représentatifs de la population générale des travailleurs IRM et ne peuvent donc pas leur être extrapolés.

#### Analyse par contrôle qualité

L'analyse par CC effectuée sur les trente premières acquisitions de $B_{peak}$ n'a pas retourné d'éléments non-normaux (répondant aux critère de [Benneyan, 1995]). La distribution des pics d'induction magnétique semble ainsi être un bon outil pour analyser la distribution de l'exposition au champ magnétique des travailleurs. De plus, la valeur UCL ainsi définie est adéquate pour établir si une mesure ponctuelle de $B_{peak}$ est en accord le reste de l'équipe. Autrement dit, cet outil peut permettre de détecter dans quelle mesure une exposition est, dans les conditions de l'expérience, jugée normale ou non et permettre au travailleur de changer ses méthodes de travail pour réduire son exposition. Mais, dans ce cadre, acquérir $B_{peak}$ uniquement n'est pas suffisant. Cette métrique s'apparente à une valeur binaire établissant si le travailleur a été exposé à une certaine induction magnétique sans prendre en compte toute considération de durée d'exposition.

Pour ces raisons, la notion de TWA a été introduite et utilisée dans la littérature. Dans cette expérience, une analyse CC a été effectuée sur cette métrique. Il a été observé que les règles définies par [Benneyan, 1995] avaient été atteintes six fois. Ceci induit que, dans l'échantillon de trente acquisitions considérées, six acquisitions sont d'emblée définies comme non-normales, présageant que par extrapolation, dans la population générale, une acquisition sur cinq pourrait être considérée comme non-normale. De plus, la distribution de ces trente acquisitions est majoritairement sous la CL définissant une répartition non-homogène de l'échantillon. Nous avons en effet vu que le calcul de la TWA présentait des limites et que cette métrique avait de forte chance d'être très sensible à la durée totale de l'acquisition. Tous ces éléments nous ont permis de rejeter la TWA comme métrique d'analyse de l'exposition au champ magnétique et d'introduire la DTE. La TWA n'a ainsi pas été introduite dans les rapports d'expositions présentés dans ce document.

De même que la TWA, la variation de DTE est aussi différente de la variation de $B_{peak}$ car elle prend en considération le temps d'exposition donc l'exposition dans son ensemble et non uniquement un niveau ponctuel. Pour donner un exemple concret, la valeur pic maximale consta-

tée sur l'ensemble des acquisitions ne correspond pas à la DTE maximale : dans un cas (acquisition 89) le travailleur est rapidement entrée dans la zone d'induction magnétique supérieure à 2 T mais n'est pas resté longtemps à proximité de l'IRM (DTE égal à 3,22 min, proche de la CL). Dans le second cas (acquisition 87), le pic d'induction magnétique n'est pas excessivement élevé (0,35 T, nettement inférieur à 1,48 T, l'UCL) mais la DTE constatée est la plus élevée (13,43 min, 2 min au dessus de l'UCL).

Il parait ainsi nécessaire de combiner le pic d'exposition et la DTE pour réellement détecter et mettre en avant les expositions jugées non-normales de manière à prévenir le travailleur lui permettant d'analyser ses méthodes de travail et de réduire son exposition. Cependant l'application des outils de contrôle qualité présente aussi des limites. L'identité des travailleurs considérés dans les trente acquisitions de l'échantillon n'est pas vérifiée dans cette étude. Avoir uniquement le même travailleur ou seulement certains travailleurs dans cet échantillon pourrait fausser le calcul des valeurs limites. Dans une utilisation pratique, il pourra s'avérer important de s'attacher à ce qu'un certain nombre de travailleurs différents soit représenté dans l'échantillon de référence de manière à obtenir un échantillon représentatif. Par ailleurs, dans le cadre d'une prolongation du suivi, l'exposition des travailleurs peut être amenée à varier. Cette variation peut être soit d'une nature purement aléatoire, soit liée au fait que l'introduction de l'analyse de l'exposition incite les travailleurs à mieux étudier leur méthode de travail et à réduire leur exposition. Cette dernière cause serait une validation concrète de la méthode de suivi de l'exposition proposée dans ce document. Dans tous les cas, pour un suivi à long terme, le contrôle qualité défini ici sera à reproduire périodiquement de manière à s'assurer de la stabilité des limites ou en définir de nouvelles si nécessaire.

**Rapports d'exposition proposés**

Deux rapports d'exposition différents (figures 4.18 et 4.19) ont été définis permettant un affichage simple et lisible de l'exposition sur une acquisition unique et sur un suivi de plusieurs acquisitions. Le graphique présentant la norme du vecteur d'induction magnétique en fonction du temps (figure 4.18 A) permet à l'utilisateur de directement accéder à son exposition mesurée tout au long de sa journée de travail et d'observer quelles parties de cette journée sont sur-exposées. La valeur DTE (figure 4.18 B et 4.19 B) exprime l'exposition globale en regard de la limite calculée sur l'ensemble de l'équipe. La valeur pic (figure 4.18 C) et la valeur pic moyenne (figure 4.19 C) permettent d'observer si l'exposition dépasse la limite prévue par le décret ainsi que la limite calculée à partir de l'exposition des autres membres de l'équipe. Ces "barres de chargement" sont très visuelles pour le travailleur et lui permettent de se positionner instantanément par rapport au décret et aux autres travailleurs. Elles sont également proches de ce qui est présenté en dosimétrie des rayonnements ionisants où l'exposition cumulée est présentée sous cette forme. Les durées d'exposition de la figure 4.18 D, F et G permettent au travailleur d'analyser de façon précise son exposition sur une acquisition (une journée de travail) en observant sous quelle valeur d'induction magnétique il passe le plus de temps. Ce graphique permet également de positionner ces différents temps passés par rapport au reste de l'équipe. L'évolution de ces durées, présentée sur la figure 4.19 E, permet d'effectuer cette analyse sur plusieurs acquisitions et d'observer si des variations de ces durées d'exposition apparaissent et à quelles conditions. Une identification des méthodes de travail générant une forte exposition est ainsi possible.

Deux critiques peuvent être émises sur ces résultats. Dans une première limite, aucune

mise en corrélation avec l'activité du travailleur n'y est prévue. Il peut en effet paraître important que chaque plage d'induction magnétique définie soit associée à une ou plusieurs activité générant une exposition au champ magnétique statique. Une telle corrélation peut être rapidement et simplement mise en place en procurant, en même temps que le rapport d'exposition, une cartographie de l'induction magnétique reprenant le code couleur des plages d'induction magnétique. Par la même, un marquage au sol relativement discret pourrait également reprendre ce code couleur. Cette représentation permettrait au travailleur de visualiser dans quelle zone il a passé le plus de temps et d'identifier les raisons amenant à une certaine exposition. La corrélation peut être mise en place de façon un peu plus optimisée par une étude prospective mettant corrélation les tâches effectuées et le niveau d'exposition. Une telle étude a déjà été effectuée dans la littérature [Yamaguchi-Sekino et al., 2013] et les niveaux d'expositions analysés variaient fortement en fonction de la tâche. Cependant les expériences précédemment menées dans ce rapport ainsi que dans certaines autres études [Fuentes et al., 2008, Groebner et al., 2011] suggèrent une forte disparité de l'exposition en fonction de l'IRM étudiée. Par la même, les études menées sur l'exposition de la tête et du torse [Delmas et al., 2014] suggèrent une forte variation de l'exposition entre les individus pour une même tâche réalisée. Une telle corrélation nécessiterait ainsi au moins une étude par IRM suivie et, dans le meilleur des cas, une étude par travailleur suivi. Mettre en place cette méthode semble par conséquent très difficile en pratique.

Une seconde limite à cette étude est le manque de corrélation avec la médecine du travail et le CHSCT. Des discussions avec ces instances sont en cours notamment sur le format et la façon d'enregistrer ces données d'exposition, l'accent ayant été mis dans un premier temps sur l'information du travailleur.

### 4.6.2 Neurospin

Les perspectives de monitorage en partenariat avec le centre Neurospin sont très intéressantes. Les premiers résultats extraits montrent une forte différence avec ceux acquis au niveau de l'hôpital central. Les besoins en terme d'analyse de l'exposition sont plus poussés et les traitements réalisés sur les données sont moins visuels que lorsqu'ils sont effectués sur les données de l'autre centre. Ces premières analyses montrent principalement qu'il semble important d'apporter une solution d'analyse de données personnalisée par centre étudié. Cette personnalisation doit se faire en fonction des inductions magnétiques maximales présentes sur le site ainsi qu'en fonction des demandes et besoins de l'équipe. Cette personnalisation va dans le sens du décret 2016-1074 imposant la mise en place d'une évaluation des risques à chaque employeur dont les employés sont exposés aux champs EM. Les éléments présents dans cette analyse, en particulier les caractéristiques des sources de champ, la présence de moyens de prévention ou de travailleurs porteurs de DM, imposent une évaluation personnalisée unique pour chaque site.

## 4.7 Validations et perspectives

### 4.7.1 Validation des travaux

Les travaux de recherche préliminaire effectués sur un travailleur au cours d'une semaine ont donné lieu à un abstract accepté en présentation orale aux JFR (Journées Française de Radiologie) de 2014. Les données collectées au niveau de l'hôpital central, la définition de nouvelles métriques sous forme de durées d'exposition, l'application des méthodes de contrôle qualité à l'analyse de l'exposition ainsi que la présentation de l'exposition sous forme de rapport ont donné lieu à l'écriture d'une publication soumise à *Radioprotection Dosimetry* et en cours de révision.

### 4.7.2 Perspectives

A l'issue de ce chapitre, il paraît évident que ces travaux doivent être continués dans l'objectif d'affiner l'analyse de l'exposition. Pour ce faire, au moment de l'écriture de cette thèse, dix nouveaux dispositifs ont été fabriqués et seront prochainement calibrés pour pouvoir intégrer de nouveaux centres au suivi : la plateforme IRM du CRHU de Nancy Brabois, les laboratoires de recherche IADI et CIC-IT ainsi que le pôle imagerie médical du CHRU de Strasbourg. Certaines améliorations logicielles seront également à mener, notamment pour automatiser la génération et l'envoie des rapports. Sur ce dernier point, les discussions avec la médecine du travail et le CHSCT, ainsi qu'avec les autres responsables des travailleurs dans les centres partenaires, doivent être approfondies pour définir les moyens et méthodes de conservation de ces expositions. Enfin, une discussion commune doit être menée entre les travailleurs concernés et leur représentant, notamment la médecine du travail et le CHSCT pour établir les règles et moyens de prévention à mettre en place en cas de détection d'une exposition anormale.

Ces premiers résultats ont aussi soulevé les différences en terme d'exposition et de besoin d'analyse de données entre les centres. Des études complémentaires seront à mener, notamment entre des centres possédant des machines de même induction magnétique, pour observer si ces différences sont uniquement liées à la présence d'IRM ultra haut champ ou à la volonté du centre de réduire son exposition. Dans tous les cas, dans l'objectif d'une commercialisation du dispositif, plusieurs solutions d'analyse de données seront à envisager pour satisfaire le plus de centres IRM possibles.

# Conclusion générale, discussions et perspectives

Ce dernier chapitre établit, dans un premier temps, un bilan des différents travaux présentés dans ce manuscrit. Nous y proposerons également un regard critique sur les limites constatées. Puis une conclusion globale sera apportée sur l'ensemble du travail avant d'évoquer les perspectives envisagées à l'issue de ces réalisations.

## Conclusion générale

Le premier chapitre a permis de dégager les éléments de contextualisation nécessaires à la compréhension de la problématique. Une lecture critique de la législation française concernant la protection des travailleurs face aux champs électromagnétiques au regard du cas particulier qu'est l'IRM a été proposée. À l'issue de cette lecture, une méthode générique, basée sur la différenciation des travailleurs IRM en deux catégories, a été proposée pour appliquer la législation dans les meilleures conditions. Cette méthodologie a donné lieu à une publication soumise à *Radioprotection* (journal de la SFRP). Les conclusions de cette méthodologie ont par ailleurs été discutées par rapport aux notions de sécurité IRM et à la chaîne de responsabilités définie par [Calamante et al., 2016]. Des redondances ayant été soulevées, principalement entre les personnes compétentes et les besoins en formations définis dans le décret et ceux relatifs à la sécurité IRM, une solution d'harmonisation a été suggérée. Par ailleurs, les obligations de former et d'informer le travailleur, ainsi que les conclusions de certaines études, notamment [Repacholi et al., 2006], concernant un manque de données scientifique pour statuer sur d'éventuels effets à long terme des champs EM, vont dans le sens de l'instauration d'un suivi à long terme de l'exposition des travailleur IRM au champ magnétique.

Le second chapitre portait sur la réalisation et la validation d'un "exposimètre" (ou badge) IRM, dispositif de mesure de l'induction magnétique selon les trois directions de l'espace et en fonction du temps. Après un état de l'art des dispositifs existants, il s'est avéré nécessaire de développer notre propre outil de mesure. La réalisation technique de l'exposimètre a ensuite été développée, présentant les différents éléments permettant son fonctionnement. La mesure du vecteur d'induction magnétique, plus précisément la mesure de sa norme, est permise grâce à trois capteurs à effet Hall, assemblés orthogonalement. Lors de pré-test, des problèmes de non-linéarité et de non-orthogonalité ont été observés au niveau du capteur. Une méthode complète de correction a été développée et validée, pour des inductions magnétiques homogènes et inhomogènes, en simulation et sur des données réelles. Corriger la non-linéarité consiste en une

caractérisation du capteur effectuée une seule fois (grâce à un PPMS) et appliquée à tout capteur à effet Hall du même modèle. La correction de la non-orthogonalité est, quant à elle, à effectuer pour chaque triplet de capteurs réalisé, c'est-à-dire pour chaque badge fabriqué. Elle repose sur l'optimisation d'un ensemble de paramètres, effectuée à partir de mesures réalisées dans les tunnels d'une IRM 1,5 T et 3 T ainsi qu'au champ magnétique terrestre. En plus de réduire l'erreur de mesure relative d'un facteur supérieur à 5, cette correction est effectuée en post-traitement et ne vient pas modifier les valeurs écrites par le dispositif sur sa mémoire. Elle repose également sur des mesures simples et peut facilement être reproduite par le personnel d'une unité IRM disposant de ces deux machines. Cette reproduction pourrai ainsi permettre de tester la variabilité dans le temps des paramètres d'optimisation ainsi que de l'erreur relative de mesure. La méthode de correction de la non-orthogonalité permet enfin de détecter les badges défectueux, que ce soit juste après la fabrication (erreur d'assemblage des capteurs) ou de façon régulière lors de leur utilisation (décalage des capteurs en cas de chute).

Dans le troisième chapitre, nous nous sommes intéressés à la notion de variabilité spatiale du champ magnétique. Une définition de la problématique nous a permis de dégager l'importance de la variation d'exposition au champ magnétique pouvant s'opérer entre différentes positions du corps humain à proximité d'une IRM. En raison de le complexité que représente une mesure précise en de nombreux points sur le corps et de l'importance de ces deux régions anatomiques, nous avons choisi de nous focaliser sur les différences d'expositions entre tête et torse. Des travaux exploratoires ont été présentés sur ces différences. Ils ont donnés lieux à trois résumés [Delmas et al., 2014, Delmas et al., 2015, Delmas et al., 2016]. Les résultats de ces explorations ne nous ont pas permis de dégager une méthode simple permettant d'extrapoler l'exposition de la tête à partir d'une mesure au niveau du torse. Un état de l'art des différentes méthodes permettant de mesurer ou d'estimer l'exposition en plusieurs endroits du corps humain a été effectué. Enfin une méthode permettant d'extrapoler l'exposition de la tête à partir d'une mesure réalisée sur le torse a été proposée. Les résultats de cette méthode ont été comparés avec une mesure effectuée au niveau de la tête au même moment. L'écart moyen entre la mesure effectuée sur la tête et celle réalisée sur le torse est entre 7 et 10 fois plus important que l'écart moyen entre la mesure réalisée sur la tête et le résultat de l'extrapolation des données du torse. Ces données semblent ainsi suffisamment probantes pour valider la méthode proposée. Néanmoins les hypothèses formulées permettant son implémentation ne nous permettent pas de l'utiliser pour une mesure à long terme sur le travailleur pour le moment.

Le quatrième et dernier chapitre a consisté en une validation expérimentale de la mesure d'induction magnétique. Dans un premier temps, nous avons rappelé la problématique sur les besoins d'effectuer un suivi à long terme de l'exposition des travailleurs IRM au champ magnétique. Puis, dans un second temps, un état de l'art concernant les différentes études ayant réalisé un suivi similaire a été effectué. Sur ces études, seules deux présentaient plus d'une centaine d'acquisitions et une seule effectuait un suivi sur plusieurs jours. De plus, aucune analyse ne permettait au travailleur de s'informer sur son exposition. Or il s'agissait d'un des besoins extraits du premier chapitre. Aucune étude ne définissait non plus de métrique permettant une comparaison de l'exposition des travailleurs entre eux. Un état de l'art de métriques d'exposition disponibles a ainsi dû être réalisé. Il n'a pas permis d'extraire de métrique répondant aux problématiques. De nouvelles valeurs ont donc dû être définies, se basant sur la durée d'exposition par intervalle d'induction magnétique. De manière à permettre la comparaison de l'exposition entre les travailleurs, des outils destinés au contrôle qualité ont dû être appliqués à ce domaine. L'idée étant, à partir d'un ensemble de données témoin acquises sur l'ensemble des travailleurs, d'extraire des valeurs limites permettant de définir si une exposition donnée est

normale ou anormale par rapport à la population étudiée. Après avoir réalisé un état de l'art des outils génériques de contrôle qualité, et plus particulièrement de leur implication dans le milieu de la santé, ces valeurs limites ont été définies. Parce que le dispositifs de mesure ne pouvait pas être utilisé tout seul, des outils logiciels et mécaniques ont ensuite été présentés. Enfin, l'ensemble de ces éléments a été validé par une mesure en continu de l'exposition des travailleurs de trois centres IRM partenaires. Au moment de l'écriture de cette thèse, seules les données d'un centre ont pu être récupérées et analysées. Les résultats des analyses effectuées au moyen des outils de contrôle qualité ont permis de valider les métriques définies. Des rapports d'exposition ont été générés lorsqu'une métrique présentait une valeur anormale ou après dix acquisitions, vingt-trois rapports ont été ainsi générés. Ils ont été pensés de façon visuelle et fonctionnelle permettant au travailleur d'analyser son exposition pour essayer de la réduire.

## Limites et discussion

Tous travaux de recherche comporte des limites qu'il convient de mettre en avant. Concernant le dispositif de mesure, l'ensemble des travaux menés nous a permis de valider la mesure de l'induction magnétique. Cependant peu de travaux ont été menés sur la mesure du mouvement. Il conviendrait ainsi de mieux caractériser cette dernière pour pouvoir utiliser au mieux ses données. Par ailleurs, l'utilisation des cartes électroniques de type Arduino ne permet pas une maîtrise parfaite de l'algorithme effectuant la mesure, en particulier concernant la fréquence d'échantillonnage. Une amélioration du dispositif passerait nécessairement par un changement de technologie de microcontrôleur. L'approximation réalisée sur la caractérisation de la non-linéarité du capteur peut aussi paraître problématique du fait de ses coefficients trop élevés. Des recherches plus approfondies sur ces capteurs seront nécessaires pour obtenir une meilleure linéarité de la mesure pour l'induction magnétique désirée.

Concernant l'ajustement de la mesure d'induction magnétique, les résultats obtenus avec la méthode proposée semblent très concluants. Cependant cette méthode considère la position en Z du travailleur comme fixée, hypothèse ne pouvant clairement pas être appliquée dans une pratique quotidienne de monitorage. Par ailleurs, l'expérimentation n'a été effectuée que sur une courte durée et le gyroscope présentait déjà une légère dérive pouvant poser de réels problèmes sur des durées plus longues. Cette seconde limite rejoint celle définie précédemment sur le manque de validations du capteur de mouvements.

Enfin, concernant l'expérimentation sur le travailleur, la principale limite est le manque de retours normalisés de ce dernier, concernant par exemple l'acceptabilité du dispositif de mesure ou la compréhension des rapports d'exposition générés. Par ailleurs, aucune exploitation des résultats d'exposition n'a, à ce jour, été effectuée par les autorités administratives ou sanitaires, responsables de la santé et de la sécurité du travailleur. Aucune exploitation collective n'a non plus été réalisée pour proposer, en collaboration avec les travailleurs, des moyens et méthodes, basées sur les mesures, permettant de réduire l'exposition. Enfin, les outils de contrôle qualité appliqués à ces mesures ne le sont qu'une seule fois : ils ne permettent pas d'observer les variations de tendance d'exposition sur une population de travailleurs donnée.

# Perspectives

Le bilan de ces travaux montre que le cahier des charges initial a pu être respecté : un dispositif de mesure fonctionnel a pu être développé, validé et testé. Des axes de recherches complémentaires ont également été explorés. Ce bilan montre cependant qu'un long chemin est encore à mener dans l'étude de l'exposition des travailleurs IRM au champ magnétique. Nous avons choisi de séparer les perspectives en terme de futurs travaux de recherche des perspectives industrielles.

## Perspectives de recherche

La limite de linéarité obtenue sur notre capteur est égale à 1,25 T. Une caractérisation du capteur a été réalisée pour pallier sa non-orthogonalité. Le dispositif de mesure a été testé et validé pour des inductions magnétiques allant jusqu'à 3 T. Mesurer une induction plus élevée peut s'avérer difficile tant cette mesure se situe au niveau de la zone de saturation définie dans le second chapitre. Des recherches complémentaires sont donc à mener pour pouvoir mesurer des inductions supérieures à 3 T permettant de proposer ce capteur pour des IRM allant jusqu'à 7 T voire au-delà.

L'extrapolation de l'exposition à l'aide des données issues du capteur de mouvements semble très prometteuse. Après avoir travaillé sur une meilleure validité de la mesure de mouvements, de nouvelles hypothèses venant remplacer la position en Z fixe pourront être formulées pour réduire cette limitation. Parmi ces hypothèses, travailler uniquement sur un quart de l'ensemble des positions Z possibles, ainsi que définir des probabilités de positions en Z, en fonction de l'activité du travailleur, peuvent être envisagées.

Les perspectives de recherche concernant les expérimentations sur les travailleurs sont également nombreuses. Lors de nos discussions avec les travailleurs, ces derniers ne semblaient pas gênés par le port du dispositif de mesure. Néanmoins une étude plus avancée sur l'acceptabilité de cet outil serait intéressant. De même, la compréhension des rapports d'exposition définis n'a pas été testée et nécessiterait une étude approfondie, permettant d'en dégager les limites et améliorations possibles. Une autre étude intéressante serait à mener sur l'apprentissage possible du travailleur. En faisant correspondre les durées d'exposition définies avec un zonage autour de l'IRM, il serait possible de modifier, en collaboration avec les travailleurs ou par le travailleur lui-même, les méthodes de travail et d'observer les modifications d'exposition en suivant son évolution.

[van Dongen et al., 2011] ont étudié le sentiment d'insécurité provoqué par la proximité de sources de champs EM par différents groupes de travailleurs. Dans leurs conclusions, les travailleurs IRM se sentent moins affectés par les sources de champs EM que la population (hollandaise) générale ainsi que l'autre groupe de travailleur (agents de sécurité des aéroports). En se basant sur les méthodes de cette étude, il pourrait être intéressant d'observer si ce sentiment d'insécurité peut être modifié par le port d'un exposimètre personnel.

Les différentes métriques définies dans le quatrièmes chapitre permettent une analyse détaillée de l'exposition d'une équipe IRM. A partir de ces données, il serait intéressant de pouvoir analyser l'évolution de l'exposition générale d'une équipe, notamment en observant l'évolution

des valeurs limites extraites d'une analyse de contrôle qualité périodique. De même, cette analyse de contrôle qualité pourrait permettre de comparer les niveaux d'exposition globaux de différentes équipes IRM, travaillant ou non sur les mêmes machines.

### Perspectives industrielles

Ne faisant pas partie des problématiques du présent rapport, le sujet du transfert industriel n'est abordé que dans cette section. En effet, de par son financement le projet est en fort lien avec le milieu industriel. En partenariat avec la société Healtis (Nancy, France) l'objectif est le développement et la commercialisation de dispositifs de mesures et d'outils logiciel permettant l'acquisition et l'analyse de l'exposition des travailleurs IRM au champ magnétique statique. Le cahier des charges initial correspondait au développement d'un système d'exposimétrie IRM composé (figure 4.20) :

— d'un lot de dix badges
— d'une *station d'accueil*, située à proximité de la salle IRM, permettant :
  - d'accueillir et recharger les dix badges
  - de transférer les données enregistrées sur un badge vers la station puis vers un serveur central
  - de vérifier et communiquer l'état de chaque badge à l'utilisateur et au serveur
  - d'affecter un badge à un travailleur
  - de paramétrer le système.

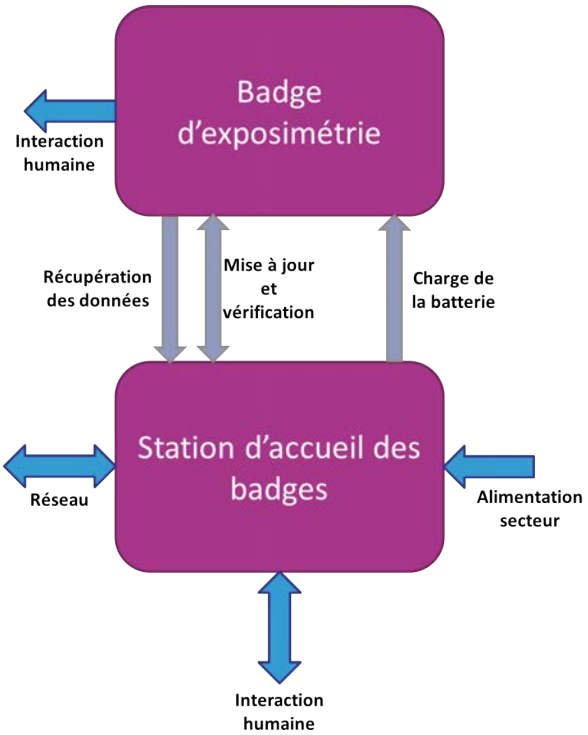


FIGURE 4.20 – Présentation générale du projet d'industrialisation du capteur.

Le développement électronique des badges devait respecter le même cahier des charges que celui défini pour nos prototypes (figure 4.21). Deux éléments ont néanmoins été rajoutés par rapport à la version "recherche" du dispositif : un buzzer piezo-électrique permettant de réaliser un signalement (en cas de dépassement de valeur limite par exemple) et un filtre électronique permettant de retirer la composante continue du champ magnétique et ainsi pouvoir mesurer les gradients de localisation spatiale.

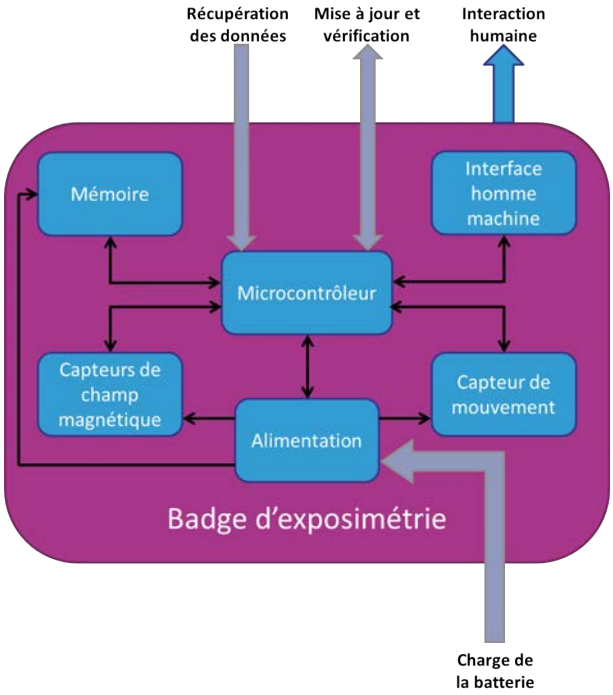


FIGURE 4.21 – Représentation du cahier des charges techniques fourni au sous-traitant pour l'industrialisation des badges.

Pour pallier les limites évoquées précédemment (principalement liées à l'utilisation de la technologie Arduino), cette partie a été sous-traitée à la société *Maatel* (Grenoble, France). Cette même entreprise a, par ailleurs, été en charge du développement électronique de la station d'accueil. Pour garantir la fonctionnalité de l'ensemble, le développement mécanique a lui-aussi été sous-traité à la société *MPII* (Mâcon, France).

Le cahier des charges ayant été écrit en avril 2014, le processus d'industrialisation du dispositif s'est déroulé en parallèle des travaux présentés dans ce rapport. Des réunions régulières ont évidemment été nécessaires pour un déroulement optimal du processus. Nos avancés en terme de recherche ont également pu être ajoutées au fur et à mesure de l'avancée du processus d'industrialisation. A l'issue de ce processus, un prototype fonctionnel comprenant une station et six badges nous a été fournie en décembre 2015 (figure 4.22).

Un logiciel spécifique à cette version reste encore à définir et à implémenter. Il pourra se baser sur le logiciel d'analyse présenté dans le chapitre 5. Il devra nécessairement intégrer un protocole de communication avec les badges qui, contrairement à la version recherche, enregistrent les données sur une mémoire interne (type eMMC, pour *embedded MultiMedia Card*) nécessitant une communication avec le microcontrôleur pour pouvoir télécharger les données.

FIGURE 4.22 – Prototype industriel de station d'accueil et de badge.

# Bibliographie


[Abbott, 2010] Abbott, A. (2010). MRI set to win reprieve from EU ban. *Nature*, 465(7300), 854–855. 9

[Abbott & Lyshevski, 2016] Abbott, B. & Lyshevski, S. E. (2016). Signal processing in mems inertial measurement units for dynamic motional control. 130

[Abouzaid et al., 2007] Abouzaid, H., van Deventer, E., Ohkubo, C., Repacholi, M., & Saunders, R. (2007). *Environmental Health Criteria No.238 - Extremely Low Frequency (ELF) Fields*. Geneva. 5, 9, 53, 54, 55

[Acri et al., 2014] Acri, G., Testagrossa, B., Causa, F., Tripepi, M. G., Vermiglio, G., Novario, R., Pozzi, L., & Quadrelli, G. (2014). Evaluation of occupational exposure in magnetic resonance sites. *Radiol Med*, 119(3), 208–213. 66, 67, 115, 146, 149, 150

[Antunes et al., 2012] Antunes, A., Glover, P. M., Li, Y., Mian, O. S., & Day, B. L. (2012). Magnetic field effects on the vestibular system : calculation of the pressure on the cupula due to ionic current-induced Lorentz force. *Phys Med Biol*, 57(14), 4477–4487. 51

[Atkinson et al., 2007] Atkinson, I. C., Renteria, L., Burd, H., Pliskin, N. H., & Thulborn, K. R. (2007). Safety of human MRI at static fields above the FDA 8 T guideline : sodium imaging at 9.4 T does not affect vital signs or cognitive ability. *J Magn Reson Imaging*, 26(5), 1222–1227. 56

[Batistatou et al., 2015] Batistatou, E., Mölter, A., Kromhout, H., van Tongeren, M., Crozier, S., Schaap, K., Gowland, P., Keevil, S. F., & de Vocht, F. (2015). Personal exposure to static and time-varying magnetic fields during MRI procedures in clinical practice in the UK. *Occupational and Environmental Medicine*, (pp. oemed–2015–103194). 147, 149, 150

[Beischer & Knepton, 1964] Beischer, D. & Knepton, J. J. (1964). Influence of strong magnetic fields on the electrocardiogram of squirrel monkeys (saimiri sciureus). *Aerosp Med*, 35, 939 :944. 51

[Benneyan, 1995] Benneyan, J. C. (1995). Applications of Statistical Process Control (SPC) to improve health care. *Healthcare Information and Management Systems Society*. xxv, 153, 154, 155, 156, 170

[Benneyan, 1998a] Benneyan, J. C. (1998a). Statistical Quality Control Methods in Infection Control and Hospital Epidemiology, Part I : Introduction and Basic Theory. *Infection Control and Hospital Epidemiology*, 19(3), 194–214. 153

[Benneyan, 1998b] Benneyan, J. C. (1998b). Statistical Quality Control Methods in Infection Control and Hospital Epidemiology, Part II : Chart Use, Statistical Properties, and Research Issues. *Infection Control and Hospital Epidemiology*, 19(4), 265–283. 153

[Benneyan, 1998c] Benneyan, J. C. (1998c). Use and interpretation of statistical quality control charts. *International Journal for Quality in Health Care*, 10(1), 69–73. 153

[Bernhardt et al., 1993] Bernhardt, J., Blackman, C. F., Court, L. A., Duchêne, A., Grandolfo, M., Repacholi, M. H., Saunders, R. D., Shandala, M. G., Stolwijk, J. A., Stuchly, M. A., Swicord, M., Szabo, L. D., Szmigielski, S., & McKinlay, A. (1993). *Environmental Health Criteria 137 - Electromagnetic Fields (300 Hz to 300 GHz).* Geneva. 5

[Bongers et al., 2014] Bongers, S., Christopher, Y., Engels, H., Slottje, P., & Kromhout, H. (2014). Retrospective assessment of exposure to static magnetic fields during production and development of magnetic resonance imaging systems. *Ann Occup Hyg*, 58(1), 85–102. 66, 146, 147, 151

[Bonnet et al., 2009] Bonnet, S., Bassompierre, C., Godin, C., Lesecq, S., & Barraud, A. (2009). Calibration methods for inertial and magnetic sensors. *Sensors and Actuators A : Physical*, 156(2), 302–311. 93

[Bordonaro, 2014] Bordonaro, G. (2014). *Exposure assessment of humans moving through MRI static magnetic fields.* PhD thesis, Politecnico di Torino, Dipartimento Energia. 64

[Bowman, 2002] Bowman, J. (2002). Dispositif de mesure de courant corporel induit. WO Patent App. PCT/US2002/010,527. 66

[Bradley et al., 2007] Bradley, J. K., Nyekiova, M., Price, D. L., Lopez, L. D., & Crawley, T. (2007). Occupational exposure to static and time-varying gradient magnetic fields in MR units. *J Magn Reson Imaging*, 26(5), 1204–1209. 66

[Bringuier, 2003] Bringuier, E. (2003). Electrostatic charges in v × B fields and the phenomenon of induction. *Eur. J. Phys.*, 24(1), 21. 64

[Bryan et al., 2010] Bryan, Y., Hoke, L., Templeton, T. W., Templeton, L., & Taghon, T. A. (2010). Exposure limits to magnetic resonance imaging fields : invisible land mines or fields to mine. *Anesthesiology*, 112(3), 763–764 ; author reply 764. 145

[Cain et al., 2005] Cain, S. D., Boles, L. C., Wang, J. H., & Lohmann, K. J. (2005). Magnetic Orientation and Navigation in Marine Turtles, Lobsters, and Molluscs : Concepts and Conundrums1. *Integrative and Comparative Biology*, 45(3), 539–546. 50

[Calamante et al., 2016] Calamante, F., Ittermann, B., Kanal, E., The Inter-Society Working Group on MR Safety, & Norris, D. (2016). Recommended responsibilities for management of MR safety. *J. Magn. Reson. Imaging*, (pp. n/a–n/a). 46, 47, 175

[Capstick et al., 2008] Capstick, M., McRobbie, D., Hand, J., Christ, A., Kühn, S., Hansson Mild, K., Cabot, E., Li, Y., Melzer, A., Papadak, A., Prüssmann, K., Quest, R., Rea, M., Ryf, S., Oberle, M., & Kuster, N. (2008). *An Investigation into Occupational Exposure to Electromagnetic Fields for Personnel Working With and Around Medical Magnetic Resonance Imaging Equipment.* EU COMMISSION Study on MRI VT/2007/017. 9, 37, 64, 113, 124

[Cavagnetto et al., 1991] Cavagnetto, F., Ariola, E., Marinelli, M., Pilot, A., Prati, P., & Taccini, G. (1991). : (pp. 185–186). 65

[Cavagnetto et al., 1993] Cavagnetto, F., Prati, P., Ariola, V., Corvisiero, P., Marinelli, M., Pilot, A., & Taccini, G. (1993). A personal dosimeter prototype for static magnetic fields. *Health Phys*, 65(2), 172–177. 65

[Cavin et al., 2007] Cavin, I. D., Glover, P. M., Bowtell, R. W., & Gowland, P. A. (2007). Thresholds for perceiving metallic taste at high magnetic field. *J Magn Reson Imaging*, 26(5), 1357–1361. 51

[CEE, 1989] CEE (1989). Directive 89/391/CEE du Conseil, du 12 juin 1989, concernant la mise en oeuvre de mesures visant à promouvoir l'amélioration de la sécurité et de la santé des travailleurs au travail. 8

[Chakeres et al., 2003] Chakeres, D., Bornstein, R., & Kangarlu, A. (2003). Randomized comparison of cognitive function in humans at 0 and 8 tesla. *J Magn Reson Imaging*, 18, 342 :345. 52

[Chakeres & de Vocht, 2005] Chakeres, D. & de Vocht, R. (2005). Static magnetic field effects on human subjects related to magnetic resonance imaging systems. *Prog Biophys Mol Biol*, 87, 255 :265. 50, 51

[Chen et al., 2017] Chen, B., Weber, N., Odille, F., Large-Dessale, C., Delmas, A., Bonnemains, L., & Felblinger, J. (2017). Design and validation of a novel mr-compatible sensor for respiratory motion modeling and correction. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 64(1), 123–133. 130

[Chiampi & Zilberti, 2011] Chiampi, M. & Zilberti, L. (2011). Induction of electric field in human bodies moving near MRI : an efficient BEM computational procedure. *IEEE Trans Biomed Eng*, 58(10), 2787–2793. 64

[Cloutier & Oehme, 1992] Cloutier, Paul, A. & Oehme, Delbert, R. (1992). Compact ac magnetic field analyzer/dosimeter. 65

[Coskun, 2011] Coskun, O. (2011). Magnetic resonance imaging and safety aspects. *Toxicol Ind Health*, 27(4), 307–313. 43

[Crozier et al., 2005] Crozier, S., James Wilson, S., & Ian, G. (2005). Magnetic field dosimeter, us 7936168 b2. Classification aux États-Unis 324/247, 324/251 ; Classification internationale G01R33/07, G01R33/02 ; Classification coopérative G01D9/005, G01R33/022, G01R33/02 ; Classification européenne G01D9/00S, G01R33/02. 66, 146, 148

[Crozier & Liu, 2005] Crozier, S. & Liu, F. (2005). Numerical evaluation of the fields induced by body motion in or near high-field mri scanners. *Prog Biophys Mol Biol*, 87, 267 :278. 51, 64

[de Vocht et al., 2009] de Vocht, F., Muller, F., Engels, H., & Kromhout, H. (2009). Personal exposure to static and time-varying magnetic fields during MRI system test procedures. *J Magn Reson Imaging*, 30(5), 1223–1228. 66, 146, 149, 150

[de Vocht et al., 2007] de Vocht, F., Stevens, T., Glover, P., Sunderland, A., Gowland, P., & Kromhout, H. (2007). Cognitive effects of head-movements in stray fields generated by a 7 Tesla whole-body MRI magnet. *Bioelectromagnetics*, 28(4), 247–255. 52, 56

[de Vocht et al., 2006] de Vocht, F., van Drooge, H., Engels, H., & Kromhout, H. (2006). Exposure, health complaints and cognitive performance among employees of an MRI scanners manufacturing department. *J Magn Reson Imaging*, 23(2), 197–204. 51, 56

[Delmas et al., 2017] Delmas, A., Pasquier, C., Weber, N., Felblinger, J., & Vuissoz, P.-A. (2017). Extrapolation de données d'exposition au champ magnétique statique. In *Congrès annuel de la SFRMBM*. 142

[Delmas et al., 2016] Delmas, A., Weber, N., Vuissoz, P.-A., Elodie, B., Afshin, G., Felblinger, J., & Pasquier, C. (2016). Variation in head and trunk staff exposure to magnetic fields in 1.5t interventional mri. In *Congrès annuel de la SFPM*. 123, 176

[Delmas et al., 2015] Delmas, A., Weber, N., Vuissoz, P.-A., Felblinger, J., & Pasquier, C. (2015). Positionnement de l'instrument de mesure du champ magnétique sur un travailleur à proximité d'un imageur par résonance magnétique. In *Congrès annuel de la SFRMBM*. 118, 176

[Delmas et al., 2014] Delmas, A., Weber, N., Vuissoz, P.-A., & Pasquier, C. (2014). Mr dosimeter position for mr staff occupational exposure. In *ISMRM safety workshop*. 118, 172, 176

[Diaz et al., 2015] Diaz, E. M., de Ponte Müller, F., Jiménez, A. R., & Zampella, F. (2015). Evaluation of ahrs algorithms for inertial personal localization in industrial environments. In *2015 IEEE International Conference on Industrial Technology (ICIT)* (pp. 3412–3417). 70, 129

[Dimbylow, 2000] Dimbylow, P. J. (2000). Current densities in a 2 mm resolution anatomically realistic model of the body induced by low frequency electric fields. *Phys Med Biol*, 45(4), 1013–1022. 64

[Dixiang et al., 2007] Dixiang, C., Mengchun, P., & Feilu, L. (2007). Study on Accurate 3d Magnetic Field Measurement System. In *Electronic Measurement and Instruments, 2007. ICEMI'07. 8th International Conference on* (pp. 2–680). : IEEE. 92, 93

[Duchêne et al., 1984] Duchêne, A., Ozolins, G., & Shore, M. (1984). *Environmental Health Criteria 35 - Extremely Low Frequency (ELF) Fields*. Geneva. 5

[Estrada, 2011] Estrada, H. V. (2011). A mems-soi 3d-magnetic field sensor. In *2011 IEEE 24th International Conference on Micro Electro Mechanical Systems* (pp. 664–667). 74

[Farrag, 2014] Farrag, S. I. (2014). A numerical computational method of MRI static magnetic field for an ergonomic facility design guidelines. In *2014 IEEE Conference on Biomedical Engineering and Sciences (IECBES)* (pp. 696–699). 51, 64, 125

[Farrag & Kamel, 2015] Farrag, S. I. & Kamel, E. A. (2015). Influence of motion speed in static magnetic fields of MRI scanners on the density of induced electric currents in bodies of MRI operators. In *E-Health and Bioengineering Conference (EHB), 2015* (pp. 1–4). 51, 64

[FDA, 1982] FDA (1982). Guidelines for evaluating electromagnetic exposure risk for trials of clinical NMR systems. 7

[FDA, 2003] FDA (2003). Guidance for Industry and FDA staff : Criteria for significant risk investigations of Magnetic Resonance Diagnostic Devices. 7

[Fluss & Komarov, 1981] Fluss, S. & Komarov, E. (1981). *Environmental Health Criteria 16 - Radiofrequency and microwaves*. Geneva. 5

[Franco et al., 2008] Franco, G., Perduri, R., & Murolo, A. (2008). [Health effects of occupational exposure to static magnetic fields used in magnetic resonance imaging : a review]. *Med Lav*, 99(1), 16–28. 50, 58

[Fuentes et al., 2008] Fuentes, M. A., Trakic, A., Wilson, S. J., & Crozier, S. (2008). Analysis and measurements of magnetic field exposures for healthcare workers in selected MR environments. *IEEE Trans Biomed Eng*, 55(4), 1355–1364. 66, 120, 146, 148, 149, 150, 172

[Galante et al., 2015] Galante, A., Bustreo, M., Del Bue, A., & Murino, V. (2015). Monitoring static field exposure of mri personnel. In *ESMRMB Congress 2015*. 65, 128, 129

[Galante & Placidi, 2014] Galante, A. & Placidi, G. (2014). Method and apparatus for monitoring the personal exposure to static or quasi- static magnetic fields. WO Patent App. PCT/IB2014/059,469. 65, 67, 128

[Gardiol, 2002] Gardiol, F. (2002). *Electromagnétisme*. PPUR presses polytechniques. Google-Books-ID : AUl0p5tmXSYC. 20

[Gethins, 2011] Gethins, M. (2011). Cautious optimism for proposed European MRI exposure limit exemption. *J. Natl. Cancer Inst.*, 103(20), 1495–1497. 9

[Glover, 2009] Glover, P. M. (2009). Interaction of MRI field gradients with the human body. *Phys Med Biol*, 54(21), R99–R115. 58, 148

[Glover & Bowtell, 2007] Glover, P. M. & Bowtell, R. (2007). Measurement of electric fields due to time-varying magnetic field gradients using dipole probes. *Phys Med Biol*, 52(17), 5119–5130. 64, 66

[Glover & Bowtell, 2008] Glover, P. M. & Bowtell, R. (2008). Measurement of electric fields induced in a human subject due to natural movements in static magnetic fields or exposure to alternating magnetic field gradients. *Phys Med Biol*, 53(2), 361–373. 148

[Glover et al., 2007] Glover, P. M., Cavin, I., Qian, W., Bowtell, R., & Gowland, P. A. (2007). Magnetic-field-induced vertigo : a theoretical and experimental investigation. *Bioelectromagnetics*, 28(5), 349–361. 51, 57

[Gowland, 2005] Gowland, P. A. (2005). Present and future magnetic resonance sources of exposure to static fields. *Prog. Biophys. Mol. Biol.*, 87(2-3), 175–183. xxix

[Graigner, 2014] Graigner, D. (2014). *Safety Guidelines for Magnetic Resonance Imaging Equipment in Clinical Use.* 8

[Groebner et al., 2011] Groebner, J., Umathum, R., Bock, M., Krafft, A. J., Semmler, W., & Rauschenberg, J. (2011). MR safety : simultaneous B0, d/dt, and dB/dt measurements on MR-workers up to 7 T. *MAGMA*, 24(6), 315–322. 3, 66, 120, 146, 148, 149, 172

[Habash, 2007] Habash, R. (2007). *Bioeffects and Therapeutic Applications of Electromagnetic Energy.* CRC Press. Google-Books-ID : XAheClw1GsgC. xix, 20, 23, 24, 50

[Hansson Mild et al., 2009] Hansson Mild, K., Alanko, T., Decat, G., Falsaperla, R., Gryz, K., Hietanen, M., Karpowicz, J., Rossi, P., & Sandström, M. (2009). Exposure of workers to electromagnetic fields. A review of open questions on exposure assessment techniques. *Int J Occup Saf Ergon*, 15(1), 3–33. 9

[Hansson Mild et al., 2013] Hansson Mild, K., Hand, J., Hietanen, M., Gowland, P., Karpowicz, J., Keevil, S., Lagroye, I., van Rongen, E., Scarfi, M. R., & Wilén, J. (2013). Exposure classification of MRI workers in epidemiological studies. *Bioelectromagnetics*, 34(1), 81–84. xxix

[Hartwig et al., 2011] Hartwig, V., Vanello, N., Giovannetti, G., Lombardi, M., Landini, L., & Santarelli, M. F. (2011). A novel tool for estimation of magnetic resonance occupational exposure to spatially varying magnetic fields. *MAGMA*, 24(6), 323–330. 64, 125

[Heinrich et al., 2014] Heinrich, A., Szostek, A., Meyer, P., Reinhard, I., Gilles, M., Paslakis, G., Rauschenberg, J., Gröbner, J., Semmler, W., Deuschle, M., Meyer-Lindenberg, A., Flor, H., & Nees, F. (2014). Women are more strongly affected by dizziness in static magnetic fields of magnetic resonance imaging scanners. *Neuroreport.* 57

[Heinrich et al., 2011] Heinrich, A., Szostek, A., Nees, F., Meyer, P., Semmler, W., & Flor, H. (2011). Effects of static magnetic fields on cognition, vital signs, and sensory perception : a meta-analysis. *J Magn Reson Imaging*, 34(4), 758–763. 58

[Hill et al., 2005] Hill, D. L. G., McLeish, K., & Keevil, S. F. (2005). Impact of electromagnetic field exposure limits in Europe : is the future of interventional MRI safe ? *Acad Radiol*, 12(9), 1135–1142. 9

[Hoa, 2007] Hoa, D. (2007). *L'Irm Pas Pas (Edition Noir & Blanc).* Lulu.com. 36, 43

[Holden, 2005] Holden, A. (2005). The sensitivity of the heart to static magnetic fields. *Prog Biophys Mol Biol*, 87, 289 :320. 50

[Hotra et al., 2011] Hotra, Z., Holyaka, R., Bolshakova, I., Yurchak, I., & Marusenkova, T. (2011). Arbitrary rotation method for 3d magnetic sensors calibration. In *2011 11th International Conference The Experience of Designing and Application of CAD Systems in Microelectronics (CADSM)* (pp. 413–416). 93, 108

[IARC, 2002] IARC (2002). *Non-Ionizing Radiation, Part 1 : Static and Extremely Low-Frequency (ELF) Electric and Magnetic Fields.* 54

[Ichioka et al., 2000] Ichioka, S., Minegishi, M., Iwasaka, M., Shibata, M., Nakatsuka, T., Harii, K., Kamiya, A., & Ueno, S. (2000). High-intensity static magnetic fields modulate skin microcirculation and temperature in vivo. *Bioelectromagntics*, 21, 183 :188. 50

[ICNIRP, 1991] ICNIRP (1991). Protection of the patient undergoing a magnetic resonance imaging. *HEALTH PHYSICS*, 61(6), 923–928. 6

[ICNIRP, 1994] ICNIRP (1994). Guidelines on limits of exposure to static magnetic fields. *HEALTH PHYSICS*, 66(1), 100–106. 6, 150

[ICNIRP, 1998] ICNIRP (1998). ICNIRP Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic and electromagnetic fields (up to 300 GHz). *Health Physics*, 74(4), 494–522. 3, 6, 55

[ICNIRP, 1999] ICNIRP (1999). Use of the icnirp emf guidelines. (pp. 293–299). 6

[ICNIRP, 2001] ICNIRP (2001). Review of the epidemiologic literature on emf and health. *HEALTH PHYSICS*, 109(6), 911–933. 6

[ICNIRP, 2003] ICNIRP (2003). ICNIRP Statement : Guidance on determining compliance of exposure to pulsed fields and complex non-sinusoidal waveforms below 100khz with ICNIRP guidelines. *Health Physics*, 84(3), 383–387. 6

[ICNIRP, 2004] ICNIRP (2004). Epidemiology of health effects of radiofrequency exposure. *HEALTH PHYSICS*, 112(17), 1741–1754. 6

[ICNIRP, 2004] ICNIRP (2004). Medical magnetic resonance (MR) procedures : protection of patients. *Health Physics*, 87(2), 197–216. 6

[ICNIRP, 2009] ICNIRP (2009). Amendment to the ICNIRP "Statement on medical magnetic resonance (MR) procedures : protection of patients". *Health Phys*, 97(3), 259–261. 6

[ICNIRP, 2009] ICNIRP (2009). Fact sheet on the guidelines on limits of exposure to static magnetic fields published in health phys 96(4) :504-514;2009. 6

[ICNIRP, 2009a] ICNIRP (2009a). Guidelines on limits of exposure to static magnetic fields. *Health Phys*, 96(4), 504–514. 6, 9, 10, 50, 114, 145, 149, 150

[ICNIRP, 2009b] ICNIRP (2009b). ICNIRP statement on the "Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic, and electromagnetic fields (up to 300 GHz)". *Health Phys*, 97(3), 257–258. 6

[ICNIRP, 2010a] ICNIRP (2010a). Fact sheet on the guidelines for limiting exposure to time-varying electric and magnetic fields (1hz-100khz) published in health phys 99(4) :818-836;2010. 6

[ICNIRP, 2010b] ICNIRP (2010b). Guidelines for limiting exposure to time-varying electric and magnetic fields (1hz-100khz). *HEALTH PHYSICS*, 99(6), 818–836. 6, 9, 10, 53, 55

[ICNIRP, 2014a] ICNIRP (2014a). Fact Sheet on the guidelines for limiting exposure to electric fields induced by movement of the human body in a static magnetic field and by time-varying magnetic field below 1hz. *Health Physics*, 106(3), 418–425. 6

[ICNIRP, 2014b] ICNIRP (2014b). Guidelines for limiting exposure to electric fields induced by movement of the human body in a static magnetic field and by time-varying magnetic fields below 1hz. *HEALTH PHYSICS*, 106(3), 418–425. 6, 50, 114, 146, 149, 150, 152

[IEEE, 2002] IEEE (2002). *IEEE Standard for Safety Levels with Respect to Human Exposure to Electromagnetic Fields 0–3 kHz*. 53

[IEEE-SA, 1982] IEEE-SA (1982). American National Standard Safety Levels With Respect to Human Exposure to Radio Frequency Electromagnetic Fields, 300 kHz to 100 Ghz. *ANSI Std C95.1-1982*, (pp. 0_1–). 7

[IEEE-SA, 1992] IEEE-SA (1992). IEEE Standard for Safety Levels With Respect to Human Exposure to Radio Frequency Electromagnetic Fields, 3 kHz to 300 GHz. *IEEE Std C95.1-1991*, (pp. 1–). 7

[IEEE-SA, 1999] IEEE-SA (1999). IEEE Standard for Safety Levels With Respect to Human Exposure to Radio Frequency Electromagnetic Fields, 3 kHz to 300 GHz. *1, 1999 Edition IEEE Std C95*, (pp. i–). 7

[IEEE-SA, 2002] IEEE-SA (2002). IEEE Standard for Safety Levels With Respect to Human Exposure to Electromagnetic Fields, 0-3 kHz. *IEEE Std C95.6-2002*, (pp. 1–0). 7

[IEEE-SA, 2006] IEEE-SA (2006). IEEE Standard for Safety Levels with Respect to Human Exposure to Radio Frequency Electromagnetic Fields, 3 kHz to 300 GHz. *IEEE Std C95.1-2005 (Revision of IEEE Std C95.1-1991)*, (pp. 1–238). 7

[IEEE-SA, 2010] IEEE-SA (2010). IEEE Standard for Safety Levels with Respect to Human Exposure to Radio Frequency Electromagnetic Fields, 3 kHz to 300 GHz Amendment 1 : Specifies Ceiling Limits for Induced and Contact Current, Clarifies Distinctions between Localized Exposure and Spatial Peak Power Density. *IEEE Std C95.1a-2010 (Amendment to IEEE Std C95.1-2005)*, (pp. 1–9). 7

[IEEE-SA, 2014] IEEE-SA (2014). IEEE Standard for Military Workplaces–Force Health Protection Regarding Personnel Exposure to Electric, Magnetic, and Electromagnetic Fields, 0 Hz to 300 GHz. *IEEE Std C95.1-2345-2014*, (pp. 1–69). 7

[INRS, 2015] INRS (2015). *Champs électromagnétiques, Ce qu'il faut retenir*. Technical report, INRS. 8

[Ishikawa et al., 2016] Ishikawa, T., Nozaki, T., & Murakami, T. (2016). Position control system based on inertia measurement unit sensor fusion with kalman filter. (pp. 153–159). 130

[Janke, 2009] Janke, R. (2009). Measurement device for measuring a magnetic field. US Patent App. 12/209,625. 66

[Kadkhodamohammadi et al., 2014] Kadkhodamohammadi, A., Gangi, A., de Mathelin, M., & Padoy, N. (2014). Temporally consistent 3d pose estimation in the interventional room using discrete MRF optimization over RGBD sequences. In *Information Processing in Computer-Assisted Interventions - 5th International Conference, IPCAI 2014, Fukuoka, Japan, June 28, 2014. Proceedings* (pp. 168–177). 128

[Kadkhodamohammadi et al., 2015] Kadkhodamohammadi, A., Gangi, A., de Mathelin, M., & Padoy, N. (2015). Pictorial structures on RGB-D images for human pose estimation in the operating room. In *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention - MICCAI 2015 - 18th International Conference Munich, Germany, October 5-9, 2015, Proceedings, Part I* (pp. 363–370). 128

[Kangarlu & Robitaille, 2000] Kangarlu, A. & Robitaille, P.-M. L. (2000). Biological effects and health implications in magnetic resonance imaging. *Concepts Magn. Reson.*, 12(5), 321–359. 58

[Kassam & Sinclair, 2015] Kassam, J. & Sinclair, E. (2015). Calibration of a Hall effect gaussmeter and an investigation of its properties. 81

[Keevil et al., 2005] Keevil, S. F., Gedroyc, W., Gowland, P., Hill, D. L. G., Leach, M. O., Ludman, C. N., McLeish, K., McRobbie, D. W., Razavi, R. S., & Young, I. R. (2005). Electromagnetic field exposure limitation and the future of MRI. *Br J Radiol*, 78(935), 973. 9

[Kinouchi et al., 1996] Kinouchi, Y., Yamaguchi, H., & Tenforde, T. S. (1996). Theoretical analysis of magnetic field interactions with aortic blood flow. *Bioelectromagnetics*, 17(1), 21–32. 50

[Kännälä et al., 2009] Kännälä, S., Toivo, T., Alanko, T., & Jokela, K. (2009). Occupational exposure measurements of static and pulsed gradient magnetic fields in the vicinity of MRI scanners. *Phys Med Biol*, 54(7), 2243–2257. 66

[Kotani et al., 2002] Kotani, H., Kawaguchi, H., Shimoaka, T., Iwasaka, M., Ueno, S., Ozawa, H., Nakamura, K., & Hoshi, K. (2002). Strong static magnetic field stimulates bone formation to a definite orientation in vitro and in vivo. *J. Bone Miner. Res.*, 17(10), 1814–1821. 28, 52

[Leitgeb & Gombotz, 2013] Leitgeb, N. & Gombotz, H. (2013). [Working in the magnetic field of ultrahigh field MRI]. *Radiologe*, 53(5), 429–433. 9

[Liu & Crozier, 2004] Liu, F. & Crozier, S. (2004). An FDTD model for calculation of gradient-induced eddy currents in MRI system. *IEEE Transactions on Applied Superconductivity*, 14(3), 1983–1989. 64

[Liu et al., 2003a] Liu, F., Zhao, H., & Crozier, S. (2003a). Calculation of electric fields induced by body and head motion in high-field MRI. *J. Magn. Reson.*, 161(1), 99–107. 3, 51, 64

[Liu et al., 2003b] Liu, F., Zhao, H., & Crozier, S. (2003b). On the induced electric field gradients in the human body for magnetic stimulation by gradient coils in MRI. *IEEE Trans Biomed Eng*, 50(7), 804–815. 64

[Lövsund et al., 1980] Lövsund, P., Öberg, P. ., & Nilsson, S. E. G. (1980). Magneto- and electrophosphenes : A comparative study. *Med. Biol. Eng. Comput.*, 18(6), 758–764. 51

[Mansouri et al., 2016] Mansouri, M., Aran, S., Harvey, H. B., Shaqdan, K. W., & Abujudeh, H. H. (2016). Rates of safety incident reporting in MRI in a large academic medical center. *J Magn Reson Imaging*, 43(4), 998–1007. 43, 45

[Martin et al., 2011] Martin, C., Frauenrath, T., Ozerdem, C., Renz, W., & Niendorf, T. (2011). Development and evaluation of a small and mobile Magneto Alert Sensor (MALSE) to support safety requirements for magnetic resonance imaging. *Eur Radiol*, 21(10), 2187–2192. 66

[Mattei et al., 2014] Mattei, E., Censi, F., Mancini, M., Napolitano, A., Genovese, E., Cannatà, V., Burriesci, G., Falsaperla, R., & Calcagnini, G. (2014). Currents induced by fast movements inside the MRI room may cause inhibition in an implanted pacemaker. In *2014 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* (pp. 890–893). 44

[McRobbie, 2012] McRobbie, D. W. (2012). Occupational exposure in MRI. *Br J Radiol*, 85(1012), 293–312. 39, 43

[Mohammed et al., 2008] Mohammed, M. A., Worthington, P., & Woodall, W. H. (2008). Plotting basic control charts : tutorial notes for healthcare practitioners. *Quality and Safety in Health Care*, 17(2), 137–145. 153, 154

[Moliton, 2007] Moliton, A. (2007). *Handbook of Advanced Magnetic Materials - Vol 1. Nanostructural | Yi Liu | Springer*. 20, 36

[Mollerlokken et al., 2012] Mollerlokken, O. J., Moen, B. E., Baste, V., Mageroy, N., Oftedal, G., Neto, E., Ersland, L., Bjørge, L., Torjesen, P. A., & Mild, K. H. (2012). No effects of MRI scan on male reproduction hormones. *Reprod. Toxicol.*, 34(1), 133–139. 57

[Montgomery, 1988] Montgomery, D. C. (1988). Wiley : Introduction to Statistical Quality Control, 7th Edition - Douglas C. Montgomery. 153

[Moratal et al., 2009] Moratal, D., Martí-Bonmatí, L., & Gili, J. (2009). [European Directive 2004/40/EC on workers' exposure to electromagnetic fields from MRI]. *Radiologia*, 51(1), 30–37; quiz 120–121. 9

[Moureaux, 2014] Moureaux, P. (2014). Champs électromagnétiques : la nouvelle directive européenne. *Hygiène et Sécurité du Travail*, (235). 8

[Oliphant, 2007] Oliphant, T. E. (2007). Python for Scientific Computing. *Computing in Science & Engineering*, 9(3), 10–20. 95

[Pasquier et al., 2013] Pasquier, C., Felblinger, J., & Jovanovic, S. (2013). Apparatus for Monitoring in a Magnetic Environment and Method Associated Therewith. CIB : G01R33/02; G01R33/24; G01R33/28; G01V3/15. 67

[Patel et al., 2008] Patel, M., Williamsom, R. A., Dorevitch, S., & Buchanan, S. (2008). Pilot study investigating the effect of the static magnetic field from a 9.4-T MRI on the vestibular system. *J. Occup. Environ. Med.*, 50(5), 576–583. 52, 57

[Perrin & Souques, 2013] Perrin, A. & Souques, M. (2013). *Electromagnetic Fields, Environment and Health.* Springer Science & Business Media. Google-Books-ID : GftGAAAAQBAJ. 20, 50

[Popovic et al., 2006] Popovic, D. R., Dimitrijevic, S., Blagojevic, M., Kejik, P., Schurig, E., & Popovic, R. S. (2006). Three-axis teslameter with integrated hall probe free from the planar hall effect. In *2006 IEEE Instrumentation and Measurement Technology Conference Proceedings* (pp. 1812–1815). 74, 81

[Powell, 1964] Powell, M. J. D. (1964). An efficient method for finding the minimum of a function of several variables without calculating derivatives. *The Computer Journal*, 7(2), 155–162. 95

[Quevedo et al., 2016] Quevedo, V., Vegas, S., & Vining, G. (2016). A tutorial on an iterative approach for generating Shewhart control limits. *Quality Engineering*, 28(3), 305–312. 155

[Recoskie et al., 2010] Recoskie, B. J., Scholl, T. J., Zinke-Allmang, M., & Chronik, B. A. (2010). Sensory and motor stimulation thresholds of the ulnar nerve from electric and magnetic field stimuli : implications to gradient coil operation. *Magn Reson Med*, 64(6), 1567–1579. 57

[Repacholi et al., 2006] Repacholi, M., Saunders, R., van Deventer, E., & Cardis, E. (2006). *Environmental Health Criteria Monograph No.232 - Static Fields.* Geneva. xxix, 5, 9, 50, 51, 52, 53, 61, 145, 150, 175

[RF, 2016] RF (2016). Décret n° 2016-1074 du 3 août 2016 relatif à la protection des travailleurs contre les risques dus aux champs électromagnétiques | Legifrance. 9, 10, 98, 114, 145, 147, 149, 157

[Richards & Lucas, 2015] Richards, T. C. & Lucas, C. E. (2015). A Robust Calibration and Alignment Procedure for Collocated Magnetometer and Accelerometer Sensors. 93, 108

[Riches et al., 2007a] Riches, S. F., Collins, D. J., Charles-Edwards, G. D., Shafford, J. C., Cole, J., Keevil, S. F., & Leach, M. O. (2007a). Measurements of occupational exposure to switched gradient and spatially-varying magnetic fields in areas adjacent to 1.5 T clinical MRI systems. *J Magn Reson Imaging*, 26(5), 1346–1352. 146

[Riches et al., 2007b] Riches, S. F., Collins, D. J., Scuffham, J. W., & Leach, M. O. (2007b). EU Directive 2004/40 : field measurements of a 1.5 T clinical MR scanner. *The British Journal of Radiology*, 80(954), 483–487. 9, 146

[Rodas & Padoy, 2014] Rodas, N. L. & Padoy, N. (2014). 3d global estimation and augmented reality visualization of intra-operative x-ray dose. In *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention - MICCAI 2014 - 17th International Conference, Boston, MA, USA, September 14-18, 2014, Proceedings, Part I* (pp. 415–422). 128

[Roetenberg, 2006] Roetenberg, D. (2006). *Inertial and magnetic sensing of Human Motion.* 129

[Roh et al., 2009] Roh, J. H., Kim, D. W., Lee, S. J., Kim, J. Y., Na, S. W., Choi, S. H., & Kim, K. J. (2009). Intensity of extremely low-frequency electromagnetic fields produced in operating rooms during surgery at the standing position of anesthesiologists. *Anesthesiology*, 111(2), 275–278. 146, 149

[Romeo et al., 2015] Romeo, S., Sannino, A., Zeni, O., Scarfì, M. R., Massa, R., Cerciello, V., & d'Angelo, R. (2015). Induced electric fields and currents in the body by movements in a MRI facility : A numerical analysis. In *Radio Science Conference (URSI AT-RASC), 2015 1st URSI Atlantic* (pp. 1–1). 64

[Schaap et al., 2016] Schaap, K., Christopher-De Vries, Y., Cambron-Goulet, v., & Kromhout, H. (2016). Work-related factors associated with occupational exposure to static magnetic stray fields from MRI scanners : Factors Affecting SMF Exposure from MRI Scanners. *Magnetic Resonance in Medicine*, 75(5), 2141–2155. 30, 66, 147, 149, 150

[Schaap et al., 2013] Schaap, K., Christopher-De Vries, Y., Slottje, P., & Kromhout, H. (2013). Inventory of MRI applications and workers exposed to MRI-related electromagnetic fields in the Netherlands. *Eur J Radiol*, 82(12), 2279–2285. xxix

[Schaap et al., 2014] Schaap, K., Vries, Y. C.-d., Mason, C. K., Vocht, F. d., Portengen, L., & Kromhout, H. (2014). Occupational exposure of healthcare and research staff to static magnetic stray fields from 1.5–7 Tesla MRI scanners is associated with reporting of transient symptoms. *Occup Environ Med*, (pp. oemed–2013–101890). 51, 57, 148

[Schenck, 1992] Schenck, J. (1992). Health and physiological effects of human exposure to whole-body four-tesla magnetic fields during mri. *Magin RL, Liburdy RP, Persson B, editors. Biological and safety aspects of nuclear magnetic resonance imaging and spectroscopy. Ann NY Acad Sci*, 649, 285 :301. 51

[Schenck et al., 1992] Schenck, J., Dumoulin, C., & Redington, R. (1992). Human exposureto 4.0-tesla magnetic fields in a whole-body scanner. *Med Phys*, 19, 1089 :1098. 51

[Schenck, 2000] Schenck, J. F. (2000). Safety of strong, static magnetic fields. *J Magn Reson Imaging*, 12(1), 2–19. 20, 28, 50, 51, 58, 148

[Schenck, 2005] Schenck, J. F. (2005). Physical interactions of static magnetic fields with living tissues. *Prog. Biophys. Mol. Biol.*, 87(2-3), 185–204. 50

[Schopp et al., 2016] Schopp, P., Graf, H., Burgard, W., & Manoli, Y. (2016). Self-calibration of accelerometer arrays. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 65(8), 1913–1925. 130

[Sewonu, 2014] Sewonu, A. (2014). *Développements Méthodologiques et Techniques pour le Contrôle Qualité en Imagerie par Résonance Magnétique*. PhD thesis, Université de Lorraine. 36

[Stam, 2014] Stam, R. (2014). The Revised Electromagnetic Fields Directive and Worker Exposure in Environments With High Magnetic Flux Densities. *Ann Occup Hyg*. 10

[Stralka & Bottomley, 2007] Stralka, J. P. & Bottomley, P. A. (2007). A Prototype RF Dosimeter for Independent Measurement of the Average Specific Absorption Rate (SAR) During MRI. *J Magn Reson Imaging*, 26(5), 1296–1302. 66

[Stuart Crozier et al., 2007] Stuart Crozier, Trakic, A., Wang, H., & Liu, F. (2007). Numerical study of currents in workers induced by body-motion around high-ultrahigh field MRI magnets. *J Magn Reson Imaging*, 26(5), 1261–1277. 51, 64

[Swanson, 2013] Swanson, J. (2013). EU electromagnetic fields Directive. *J Radiol Prot*, 33(3), 707. 9

[Swerdlow et al., 2006] Swerdlow, A. J., Challis, L. J., Coggon, D. N. M., Coulton, L. A., Darby, S. C., Gowland, P. A., Haggard, P., Lomas, D. J., & Noble, D. (2006). *Static Magnetic Fields : Report of the independant Advisory Group on Non-ionising Radiation*. 7, 62, 73

[Swerdlow et al., 2008] Swerdlow, A. J., Challis, L. J., Coggon, D. N. M., Coulton, L. A., Darby, S. C., Gowland, P. A., Haggard, P., Lomas, D. J., & Noble, D. (2008). *Power Frequency Electromagnetic Fields, Melatonin and the Risk of Breast Cancer : Report of an independent Advisory Group on Non-ionising Radiation*. 7

[Swerdlow et al., 2012] Swerdlow, A. J., Coulton, L. A., Duck, F. A., Feychting, M., Haggard, P., Lomas, D. J., Noble, D., & Rubin, G. J. (2012). *Health Effects from Radiofrequency Electromagnetic Fields : Report of an independent Advisory Group on Non-ionising Radiation.* 7

[Swicord et al., 1987] Swicord, M., Waight, P. J., Chernaya, Z. I., Voronin, V., Grigorevskaya, Z., & Lukina, T. (1987). *Environmental Health Criteria 69 - Magnetic Fields.* Geneva. 5

[Todaro et al., 2012] Todaro, M. T., Sileo, L., & De Vittorio, M. (2012). *Magnetic Field Sensors Based on Microelectromechanical Systems (MEMS) Technology.* INTECH Open Access Publisher. 81

[Trakic et al., 2013] Trakic, A., Liu, L., Sanchez Lopez, H., Zilberti, L., Liu, F., & Crozier, S. (2013). Numerical safety study of currents induced in the patient during rotations in the static field produced by a hybrid MRI-LINAC system. *IEEE Trans Biomed Eng.* 64

[Turner et al., 2014] Turner, M. C., Benke, G., Bowman, J. D., Figuerola, J., Fleming, S., Hours, M., Kincl, L., Krewski, D., McLean, D., Parent, M.-E., Richardson, L., Sadetzki, S., Schlaefer, K., Schlehofer, B., Schuz, J., Siemiatycki, J., Van Tongeren, M., & Cardis, E. (2014). Occupational exposure to extremely low frequency magnetic fields and brain tumour risks in the INTEROCC study. *Cancer Epidemiol. Biomarkers Prev.* 55

[UE, 2004] UE (2004). DIRECTIVE 2004/40/CE DU PARLEMENT EUROPÉEN ET DU CONSEIL du 29 avril 2004 concernant les prescriptions minimales de sécurité et de santé relatives à l'exposition des travailleurs aux risques dus aux agents physiques (champs électromagnétiques). 8, 9, 146, 150

[UE, 2013] UE (2013). DIRECTIVE 2013/35/UE DU PARLEMENT EUROPÉEN ET DU CONSEIL du 26 juin 2013 concernant les prescriptions minimales de sécurité et de santé relatives à l'exposition des travailleurs aux risques dus aux agents physiques (champs électromagnétiques) (vingtième directive particulière au sens de l'article 16, paragraphe 1, de la directive 89/391/CEE) et abrogeant la directive 2004/40/CE. 9, 13, 114, 147, 149

[UE, 2015a] UE (2015a). Guide non contraignant de bonnes pratiques pour la mise en œuvre de la directive 013/35/UE "Champs lectromagnétiques" Volume 2 - Études de cas. 10

[UE, 2015b] UE (2015b). Guide non contraignant de bonnes pratiques pour la mise en œuvre de la directive 2013/35/UE champs électromagnétiques Guide à l'intention des PME. 10

[UE, 2015c] UE (2015c). Guide non contraignant de bonnes pratiques pour la mise en œuvre de la directive 2013/35/UE "Champs électromagnétiques" Volume 1 - Guide pratique. 10

[UTE, 2011] UTE (2011). Nf en 60601 appareils électromédicaux, partie 2-3 : Exigences particulières pour la sécurité de base et les performances essentielles des appareils à résonance magnétique utilisés pour le diagnostic médical. 56

[van der Mark et al., 2014] van der Mark, M., Vermeulen, R., Nijssen, P. C. G., Mulleners, W. M., Sas, A. M. G., van Laar, T., Kromhout, H., & Huss, A. (2014). Extremely low-frequency magnetic field exposure, electrical shocks and risk of Parkinson's disease. *Int Arch Occup Environ Health.* 54

[van Dongen et al., 2011] van Dongen, D., Smid, T., & Timmermans, D. R. M. (2011). Perception of health risks of electromagnetic fields by MRI radiographers and airport security officers compared to the general Dutch working population : a cross sectional analysis. *Environ Health*, 10, 95. 178

[van Nierop et al., 2014] van Nierop, L. E., Christopher-de Vries, Y., Slottje, P., & Kromhout, H. (2014). Does assessment of personal exposure matter during experimental neurocognitive testing in MRI-related magnetic fields? *Magnetic Resonance in Medicine*, (pp. n/a–n/a). 66, 146

[van Nierop et al., 2013] van Nierop, L. E., Slottje, P., Kingma, H., & Kromhout, H. (2013). MRI-related static magnetic stray fields and postural body sway : a double-blind randomized crossover study. *Magn Reson Med*, 70(1), 232–240. 57

[Vlaardingerbroek & Den Boer, 2004] Vlaardingerbroek, M. T. & Den Boer, J. A. (2004). *Magnetic Resonance Imaging - Theory and Practice | Marinus T. Vlaardingerbroek | Springer*. 36

[Wang et al., 2008] Wang, H., Trakic, A., Liu, F., & Crozier, S. (2008). Numerical field evaluation of healthcare workers when bending towards high-field MRI magnets. *Magn Reson Med*, 59(2), 410–422. 51, 64

[Watson, 2007] Watson, R. (2007). Exempt MRI scanners from new EU rules, say campaigners. *BMJ*, 334(7593), 552. 9

[Wertheimer & Leeper, 1979] Wertheimer, N. & Leeper, E. (1979). Electrical wiring configurations and childhood cancer. *Am. J. Epidemiol.*, 109(3), 273–284. 54

[Wilén & de Vocht, 2011] Wilén, J. & de Vocht, F. (2011). Health complaints among nurses working near MRI scanners–a descriptive pilot study. *Eur J Radiol*, 80(2), 510–513. 57

[Woodman, 2007] Woodman, O. J. (2007). *An introduction to inertial navigation*. Technical Report UCAM-CL-TR-696, University of Cambridge, Computer Laboratory. 69, 70, 130

[Yamaguchi-Sekino et al., 2013] Yamaguchi-Sekino, S., Nakai, T., Imai, S., Izawa, S., & Okuno, T. (2013). Occupational exposure levels of static magnetic field during routine MRI examination in 3T MR system. *Bioelectromagnetics*. 172

[Yamaguchi-Sekino et al., 2015] Yamaguchi-Sekino, S., Sekino, M., & Nakai, T. (2015). Effectiveness of Safe Working Procedure on SMF Exposure Levels and Work Performances in 3 T MRI System Operations. *IEEE Transactions on Magnetics*, 51(11), 1–4. 147, 149

[Zilberti et al., 2015] Zilberti, L., Bottauscio, O., & Chiampi, M. (2015). Motion-Induced Fields in Magnetic Resonance Imaging : Are the Dielectric Currents Really Negligible ? *IEEE Magnetics Letters*, 6, 1–4. 51, 64

[Zilberti et al., 2016] Zilberti, L., Bottauscio, O., & Chiampi, M. (2016). A Potential-Based Formulation for Motion-Induced Electric Fields in MRI. *IEEE Transactions on Magnetics*, 52(3), 1–4. 51, 64

# Résumé

L'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) est une modalité d'imagerie médicale reposant sur l'utilisation de champs électromagnétiques. Les travailleurs IRM sont dits *exposés* aux champs électromagnétiques, même si aucun effet d'accumulation de dose ou d'effet à long terme n'a été trouvé. Des effets transitoires, pouvant provoquer une gêne voire un danger, sont cependant connus et identifiés. Les préoccupations liées à l'exposition des travailleurs concernent spécifiquement le champ magnétique permanent (de 1,5 T à 7 T) utilisé par l'IRM. Un groupement d'experts mandatés par l'Organisation Mondiale de la Santé a ainsi déterminé l'évaluation de l'exposition des travailleurs au champ magnétique statique comme une priorité importante. Les travaux de cette thèse ont permis de répondre à cette demande en définissant et en implémentant un dispositif de suivi de l'exposition au champ magnétique statique ("Exposimètre"). La justesse de la mesure est garantie par une méthode de correction numérique. Basée sur les données du capteur, une méthode permettant d'estimer l'exposition de la tête à partir d'une mesure réalisée au niveau du torse du travailleur a été définie. Enfin, une validation pratique du dispositif de mesure a été effectuée à travers un suivi de l'exposition des travailleurs IRM de trois centres : imagerie clinique, imagerie interventionnelle et IRM ultra hauts champs (7 T). Des méthodes d'extraction de métriques permettant l'analyse précise et la comparaison de l'exposition des travailleurs au champ magnétique statique ont été proposées. Les travaux présentés dans cette thèse ont ouvert des perspectives intéressantes, permettant de réaliser le suivi à long terme de l'exposition des travailleurs au champ magnétique statique de façon quasi autonome. De plus, une industrialisation des outils et méthodes définis a pu être réalisée.



**Mots-clés :** Imagerie par Résonance Magnétique - Exposition des travailleurs aux champs électromagnétiques - Exposition des travailleur au champ magnétique statique - Instrumentation - Mesure de l'induction magnétique



# Abstract

Magnetic Resonance Imaging (MRI) is a medical imaging modality using electromagnetic fields (EMF). The MRI workers are qualified as "exposed" to EMF, even if no accumulative or long term effects have been identified yet. Short term effects, which can be troublesome or dangerous, are known and identified. The main exposure concern comes from the MRI permanent static magnetic field (ranging from 1.5 T to 7 T). An expert comity, mandated by the World Health Organization, has therefore defined the evaluation of the exposure of the MRI workers to the static magnetic field as a priority. This was the focus of this PhD thesis. A static magnetic field monitor (called "exposimeter") has been developed. Its measurement accuracy has been ensured by a numerical calibration. Based on exposimeter data, a magnetic induction extrapolation method has then been developed. This method allows the estimation of the EMF exposure at the head with sensors placed on the torso. Finally, a practical validation of the device has been performed in multiple MRI centers, included clinical MRIs (1.5 T and 3 T), an interventional MRI (1.5 T) and an ultra-high field MRI (7 T). Metrics have been defined in order to precisely analyze and compare workers exposure. All the works presented in this PhD thesis open new perspectives such as long term static magnetic field exposure follow-up. Moreover, industrial transfer of the device has been performed and is currently being validated.



**Key-words :** Magnetic Resonance Imaging - Workers exposure to electromagnetic fields - Workers exposure to static magnetic field - Monitoring devices - Magnetic induction measurement